

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7122886号

(P7122886)

(45)発行日 令和4年8月22日(2022.8.22)

(24)登録日 令和4年8月12日(2022.8.12)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 6/02 (2006.01)

A 6 1 B 6/02 3 0 1 H

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 5 0 C

A 6 1 B 6/00 Z D M

請求項の数 21 (全22頁)

(21)出願番号	特願2018-120295(P2018-120295)	(73)特許権者	306037311
(22)出願日	平成30年6月25日(2018.6.25)		富士フイルム株式会社
(65)公開番号	特開2020-313(P2020-313A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43)公開日	令和2年1月9日(2020.1.9)	(74)代理人	110001519
審査請求日	令和2年8月12日(2020.8.12)		特許業務法人太陽国際特許事務所
		(72)発明者	森田 順也
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72)発明者	福田 航
			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
		審査官	永田 浩司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 撮影制御装置、方法およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第1の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得する画像取得部と、

前記複数の投影画像を再構成することにより、前記被写体の1つの断層面における断層画像を生成する再構成部と、

前記断層画像から少なくとも1つの特徴点を検出し、前記少なくとも1つの特徴点の前記複数の投影画像における投影位置を算出し、前記複数の投影画像間における前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別する体動判別部と、

前記体動が発生していると判別された場合、単純撮影用の第2の撮影条件を前記撮影装置に設定する条件設定部とを備えた撮影制御装置。

【請求項2】

前記体動判別部は、各種投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方を用いて体動が発生しているか否かを判定する学習がなされた判別器を有し、該判別器に前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方を入力し、該判別器の出力により、前記体動が発生しているか否かを判別する請求項1に記載の撮影制御装置。

【請求項3】

10

20

前記体動判別部は、前記断層画像から複数の特徴点を検出し、前記複数の特徴点のそれぞれについて、前記複数の投影画像における投影位置を算出し、前記複数の特徴点のそれぞれについて、前記複数の投影画像間における前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、前記体動が発生しているか否かを判別し、該複数の特徴点のそれぞれについての判別結果に基づいて、前記体動が発生しているか否かを判別する請求項 1 に記載の撮影制御装置。

【請求項 4】

前記体動判別部は、前記断層画像から複数の特徴点を検出し、前記複数の特徴点のそれぞれについて、前記複数の投影画像における投影位置を算出し、前記複数の特徴点のそれぞれについて、前記複数の投影画像間における前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、前記体動が発生しているか否かを判別し、該複数の特徴点のそれぞれについての判別結果に基づいて、前記体動が発生しているか否かを判別する請求項 2 に記載の撮影制御装置。

10

【請求項 5】

前記体動判別部は、前記複数の特徴点の数に対する、前記体動が発生していると判別された特徴点の数の割合が、予め定められたしきい値以上である場合に、前記体動が発生していると判別する請求項 3 または 4 に記載の撮影制御装置。

【請求項 6】

前記体動判別部は、前記複数の特徴点のそれぞれにおける前記判別器の出力値の統計値を算出し、該統計値が予め定められたしきい値以上である場合に、前記体動が発生していると判別する請求項 4 に記載の撮影制御装置。

20

【請求項 7】

前記画像取得部は、前記撮影装置に前記単純撮影を行わせることにより生成された、前記被写体の 2 次元画像を取得する請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

【請求項 8】

前記被写体が乳房である請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

【請求項 9】

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件により圧迫された被写体である乳房に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得する画像取得部と、

30

前記複数の投影画像に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別する体動判別部と、

前記体動が発生していると判別された場合、前記被写体のポジショニングを維持したまま単純撮影用の第 2 の撮影条件を前記撮影装置に設定する条件設定部とを備えた撮影制御装置。

【請求項 10】

前記画像取得部は、前記体動が発生していると判別された場合、前記被写体のポジショニングを維持したまま前記第 2 の撮影条件により前記被写体の単純撮影を前記撮影装置に行わせる請求項 9 に記載の撮影制御装置。

40

【請求項 11】

前記画像取得部は、前記体動が発生していないと判別された場合、前記被写体の圧迫を解除する請求項 9 または 10 に記載の撮影制御装置。

【請求項 12】

前記体動判別部は、前記複数の投影画像間の少なくとも 1 つの対応点を検出し、前記複数の投影画像間の対応点を再構成して、前記被写体における前記対応点を表す少なくとも 1 つの構造の位置を特定し、前記複数の投影画像における前記構造の位置の投影位置を算出し、前記複数の投影画像のそれぞれにおける前記投影位置と前記対応点との距離を算出し、前記複数の投影位置についての前記距離の統計値が予め定められたしきい値以上であるか否かに応じて、前記体動が発生しているか否かを判別する請求項 9 から 11 のいずれ

50

か 1 項に記載の撮影制御装置。

【請求項 1 3】

前記体動判別部は、前記複数の投影画像間の複数の対応点を検出し、前記複数の対応点のそれぞれについて、前記被写体における前記複数の対応点を表す複数の構造の位置を特定し、前記複数の投影画像における前記複数の構造の位置の投影位置を算出し、前記複数の対応点のそれぞれについて、前記複数の投影画像における対応する前記投影位置と前記対応点との距離を算出し、前記複数の投影画像のそれぞれについて、前記複数の対応点に関する距離の統計値が予め定められたしきい値以上であるか否かを判定し、前記複数の対応点のそれぞれについての判別結果に基づいて、前記体動が発生しているか否かを判別する請求項 1 2 に記載の撮影制御装置。

10

【請求項 1 4】

前記体動判別部は、前記複数の対応点の数に対する、前記体動が発生していると判別された対応点の数の割合が、予め定められたしきい値以上である場合に、前記体動が発生していると判別する請求項 1 3 に記載の撮影制御装置。

【請求項 1 5】

前記体動判別部は、前記複数の対応点のそれぞれにおける前記距離の統計値の統計値を他の統計値としてさらに算出し、該他の統計値が予め定められたしきい値以上である場合に、前記体動が発生していると判別する請求項 1 3 に記載の撮影制御装置。

【請求項 1 6】

前記体動が発生している場合に、前記単純撮影を行う旨の通知を行う通知部をさらに備えた請求項 1 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

20

【請求項 1 7】

前記第 1 の撮影条件と前記第 2 の撮影条件とは、前記放射線源におけるターゲット / フィルタの種類、前記放射線源の管電圧、前記放射線源からの放射線量、および前記被写体を透過した放射線に含まれる散乱線成分を除去する散乱線除去グリッドの有無の少なくとも 1 つが異なる請求項 1 から 1 6 のいずれか 1 項に記載の撮影制御装置。

【請求項 1 8】

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得し、

30

前記複数の投影画像を再構成することにより、前記被写体の 1 つの断層面における断層画像を生成し、

前記断層画像から少なくとも 1 つの特徴点を検出し、前記少なくとも 1 つの特徴点の前記複数の投影画像における投影位置を算出し、前記複数の投影画像間における前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別し、

前記体動が発生していると判別された場合、単純撮影用の第 2 の撮影条件を前記撮影装置に設定する撮影制御方法。

【請求項 1 9】

40

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得する手順と、

前記複数の投影画像を再構成することにより、前記被写体の 1 つの断層面における断層画像を生成する手順と、

前記断層画像から少なくとも 1 つの特徴点を検出し、前記少なくとも 1 つの特徴点の前記複数の投影画像における投影位置を算出し、前記複数の投影画像間における前記投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別する手順と、

50

前記体動が発生していると判別された場合、単純撮影用の第２の撮影条件を前記撮影装置に設定する手順とをコンピュータに実行させる撮影制御プログラム。

【請求項２０】

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第１の撮影条件により圧迫された被写体である乳房に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得し、

前記複数の投影画像に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別し、

前記体動が発生していると判別された場合、前記被写体のポジショニングを維持したまま単純撮影用の第２の撮影条件を前記撮影装置に設定する撮影制御方法。

10

【請求項２１】

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、前記放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第１の撮影条件により圧迫された被写体である乳房に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、前記複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得する手順と、

前記複数の投影画像に基づいて、前記トモシンセシス撮影中に前記被写体の体動が発生しているか否かを判別する手順と、

前記体動が発生していると判別された場合、前記被写体のポジショニングを維持したまま単純撮影用の第２の撮影条件を前記撮影装置に設定する手順とをコンピュータに実行させる撮影制御プログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本開示は、複数の線源位置のそれぞれにおいて被写体を撮影して複数の投影画像を取得し、複数の投影画像から断層画像を生成するための撮影制御装置、方法およびプログラムに関するものである。

【背景技術】

【０００２】

近年、Ｘ線、ガンマ線等の放射線を用いた放射線画像撮影装置において、患部をより詳しく観察するために、放射線源を移動させて複数の線源位置から被写体に放射線を照射して撮影を行い、これにより取得した複数の投影画像から所望とする断層面を強調した断層画像を生成するトモシンセシス撮影が提案されている。トモシンセシス撮影では、撮影装置の特性や必要な断層画像に応じて、放射線源を放射線検出器と平行に移動させたり、円または楕円の弧を描くように移動させたりして、複数の線源位置において被写体を撮影することにより複数の投影画像を取得し、単純逆投影法またはフィルタ逆投影法等の逆投影法等を用いてこれらの投影画像を再構成して断層画像を生成する。このような断層画像を被写体における複数の断層面において生成することにより、断層面が並ぶ深さ方向に重なった構造を分離することができる。このため、従来の単純撮影により取得される２次元画像においては検出が困難であった病変を発見することが可能となる。なお、単純撮影とは、被写体に１回放射線を照射して、被写体の透過像である１枚の２次元画像を取得する撮影方法である。

30

【０００３】

一方、トモシンセシス撮影は、撮影装置の機械的な誤差、および複数の線源位置のそれぞれにおける撮影の時間差に起因する被写体の体動等の影響により、再構成された断層画像がぼけてしまうという問題もある。このように断層画像がぼけてしまうと、とくに乳房が被写体である場合において、乳癌の早期発見に有用な、微小な石灰化等の病変を発見することが困難となる。このため、トモシンセシス撮影を行う場合には、単純撮影も併せて行って、断層画像および２次元画像の双方を取得することが一般的に行われている。

40

【０００４】

50

また、トモシンセシス撮影のように、被写体を複数回撮影する撮影方法において、体動の大きさに応じて再撮影の要否を判断する手法が提案されている（特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【文献】特開 2005 - 137472 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一方、体動が発生するような撮影の状況においては、再撮影を行っても再度体動が発生する可能性が高い。例えば、被写体を水平方向に対して傾斜させたポジショニングで撮影を行う場合、重力が作用する方向に体動が発生しやすく、そのようなポジショニングでは再撮影を行っても、再度体動が発生する可能性が高い。その一方で、単純撮影は、被写体に 1 回放射線を照射するのみであるため、体動の影響は小さい。このため、再撮影時には単純撮影を行うことが考えられる。

10

【0007】

しかしながら、再撮影を行う際には、被写体のポジショニングを再度行う必要があるため、撮影を終了するまでの時間が長くなる。とくに、乳房を撮影するための放射線画像撮影装置（マンモグラフィと呼ばれる）においては、乳房を圧迫した状態で撮影を行う必要があるため、被写体である患者の痛みを伴う。このようなマンモグラフィにおいて再撮影を行うと、乳房を再度圧迫する必要があるため、患者の負担が大きいものとなる。

20

【0008】

本開示は上記事情に鑑みなされたものであり、体動が発生した場合に直ちに再撮影を行うことが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】

【0009】

本開示による撮影制御装置は、放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得する画像取得部と、

30

複数の投影画像に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体の体動が発生しているか否かを判別する体動判別部と、

体動が発生している場合、単純撮影用の第 2 の撮影条件を撮影装置に設定する条件設定部とを備える。

【0010】

「放射線源を検出部に対して相対的に移動させる」とは、放射線源のみを移動する場合、検出部のみを移動する場合、および放射線源と検出部との双方を移動する場合のいずれをも含む。

【0011】

「トモシンセシス撮影」とは、放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、放射線源の移動による複数の線源位置において、被写体に放射線を照射して、複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の画像を取得する撮影方法である。

40

【0012】

「単純撮影」とは、被写体に 1 回放射線を照射して、1 枚の画像を取得する撮影方法である。

【0013】

なお、本開示による撮影制御装置においては、複数の投影画像を再構成することにより、被写体の 1 つの断層面における断層画像を生成する再構成部をさらに備え、

体動判別部は、断層画像から少なくとも 1 つの特徴点を検出し、少なくとも 1 つの特徴点の複数の投影画像における投影位置を算出し、複数の投影画像間における投影位置の移

50

動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、体動が発生しているか否かを判別するものであってもよい。

【0014】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、各種投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方を用いて体動が発生しているか否かを判定する学習がなされた判別器を有し、判別器に投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方を入力し、判別器の出力により、体動が発生しているか否かを判別するものであってもよい。

【0015】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、断層画像から複数の特徴点を検出し、複数の特徴点のそれぞれについて、複数の投影画像における投影位置を算出し、複数の特徴点のそれぞれについて、複数の投影画像間における投影位置の移動方向および移動量の少なくとも一方に基づいて、体動が発生しているか否かを判別し、複数の特徴点のそれぞれについての判別結果に基づいて、体動が発生しているか否かを判別するものであってもよい。

10

【0016】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の特徴点の数に対する、体動が発生していると判別された特徴点の数の割合が、予め定められたしきい値以上である場合に、体動が発生していると判別するものであってもよい。

【0017】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の特徴点のそれぞれにおける判別器の出力値の統計値を算出し、統計値が予め定められたしきい値以上である場合に、体動が発生していると判別するものであってもよい。

20

【0018】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の投影画像間の少なくとも1つの対応点を検出し、複数の投影画像間の対応点を再構成して、被写体における対応点を表す少なくとも1つの構造の位置を特定し、複数の投影画像における構造の位置の投影位置を算出し、複数の投影画像のそれぞれにおける投影位置と対応点との距離を算出し、複数の投影位置についての距離の統計値が予め定められたしきい値以上であるか否かに応じて、体動が発生しているか否かを判別するものであってもよい。

【0019】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の投影画像間の複数の対応点を検出し、複数の対応点のそれぞれについて、被写体における複数の対応点を表す複数の構造の位置を特定し、複数の投影画像における複数の構造の位置の投影位置を算出し、複数の対応点のそれぞれについて、複数の投影画像における対応する投影位置と対応点との距離を算出し、複数の投影画像のそれぞれについて、複数の対応点に関する距離の統計値が予め定められたしきい値以上であるか否かを判定し、複数の対応点のそれぞれについての判別結果に基づいて、体動が発生しているか否かを判別するものであってもよい。

30

【0020】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の対応点の数に対する、体動が発生していると判別された対応点の数の割合が、予め定められたしきい値以上である場合に、体動が発生していると判別するものであってもよい。

40

【0021】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動判別部は、複数の対応点のそれぞれにおける距離の統計値の統計値を他の統計値としてさらに算出し、他の統計値が予め定められたしきい値以上である場合に、体動が発生していると判別するものであってもよい。

【0022】

また、本開示による撮影制御装置においては、体動が発生している場合に、単純撮影を行う旨の通知を行う通知部をさらに備えるものであってもよい。

【0023】

50

また、本開示による撮影制御装置においては、画像取得部は、撮影装置に単純撮影を行わせることにより生成された、被写体の２次元画像を取得するものであってもよい。

【００２４】

また、本開示による撮影制御装置においては、第１の撮影条件と第２の撮影条件とは、放射線源におけるターゲット／フィルタの種類、放射線源の管電圧、放射線源からの放射線量、および被写体を透過した放射線に含まれる散乱線成分を除去する散乱線除去グリッドの有無の少なくとも１つが異なるものであってもよい。

【００２５】

また、本開示による撮影制御装置においては、被写体が乳房であってもよい。

【００２６】

本開示による撮影制御方法は、放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第１の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得し、

複数の投影画像に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体の体動が発生しているか否かを判別し、

体動が発生している場合、単純撮影用の第２の撮影条件を撮影装置に設定する。

【００２７】

なお、本開示による撮影制御方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供してもよい。

【００２８】

本開示による他の撮影制御装置は、コンピュータに実行させるための命令を記憶するメモリと、

記憶された命令を実行するよう構成されたプロセッサとを備え、プロセッサは、

放射線源を検出部に対して相対的に移動させ、放射線源の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第１の撮影条件により被写体に放射線を照射するトモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像を取得し、

複数の投影画像に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体の体動が発生しているか否かを判別し、

体動が発生している場合、単純撮影用の第２の撮影条件を撮影装置に設定する処理を実行する。

【発明の効果】

【００２９】

本開示によれば、トモシンセシス撮影用の第１の撮影条件により、トモシンセシス撮影を撮影装置に行わせることにより生成された、複数の線源位置のそれぞれに対応する複数の投影画像が取得され、複数の投影画像に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体の体動が発生しているか否かが判別される。そして、体動が発生している場合、単純撮影用の第２の撮影条件が撮影装置に設定される。このため、トモシンセシス撮影時に体動が発生していた場合、被写体のポジショニングを再度行うことなく、直ちに単純撮影を行うことができる。したがって、体動が発生した場合における被写体である患者の負担を軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【００３０】

【図１】本開示の第１の実施形態による撮影制御装置を適用した放射線画像撮影装置の概略構成図

【図２】放射線画像撮影装置を図１の矢印Ａ方向から見た図

【図３】第１の実施形態において、コンピュータに撮影制御プログラムをインストールすることにより実現された撮影制御装置の概略構成を示す図

【図４】投影画像の取得を説明するための図

10

20

30

40

50

【図 5】2次元画像の取得を説明するための図

【図 6】2次元画像の取得時における、放射線画像撮影装置を図 1 の矢印 A 方向から見た図

【図 7】撮影条件のテーブルを示す図

【図 8】断層画像を生成する断層面を示す図

【図 9】投影画像からの特徴点の投影位置の算出を説明するための図

【図 10】関心領域の設定を説明するための図

【図 11】体動が発生していない場合のシフトベクトルを示す図

【図 12】体動が発生している場合のシフトベクトルを示す図

【図 13】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 14】乳房内における対応点により表される構造の 3 次元空間における位置の算出を説明するための図

10

【図 15】構造の投影位置の算出を説明するための図

【図 16】投影位置と対応点とがずれている状態を示す図

【発明を実施するための形態】

【0031】

以下、図面を参照して本開示の実施形態について説明する。図 1 は本開示の第 1 の実施形態による撮影制御装置を適用した放射線画像撮影装置の概略構成図、図 2 は放射線画像撮影装置を図 1 の矢印 A 方向から見た図である。放射線画像撮影装置 1 は、乳房のトモシンセシス撮影を行って断層画像を生成するために、複数の線源位置から被写体である乳房 M を撮影して、複数の放射線画像、すなわち複数の投影画像を取得するマンモグラフィ撮影装置である。図 1 に示すように放射線画像撮影装置 1 は、撮影部 10、撮影部 10 に接続されたコンピュータ 2、並びにコンピュータ 2 に接続された表示部 3 および入力部 4 を備えている。なお、本実施形態による放射線画像撮影装置 1 は、トモシンセシス撮影と併せて、後述するように単純撮影を行って、乳房 M の 2 次元画像も取得する。

20

【0032】

撮影部 10 は、不図示の基台に対して回転軸 11 により連結されたアーム部 12 を備えている。アーム部 12 の一方の端部には撮影台 13 が、その他方の端部には撮影台 13 と対向するように放射線照射部 14 が取り付けられている。アーム部 12 は、放射線照射部 14 が取り付けられた端部のみを回転することが可能に構成されており、これにより、撮影台 13 を固定して放射線照射部 14 のみを回転することが可能となっている。なお、アーム部 12 の回転は、コンピュータ 2 により制御される。

30

【0033】

撮影台 13 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 が備えられている。また、撮影台 13 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、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、および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。なお、放射線検出器 15 が検出部に対応する。

【0034】

放射線検出器 15 は、放射線画像の記録および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、TFT (thin film transistor) スイッチをオンおよびオフ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 TFT 読出方式のもの、または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。

40

【0035】

放射線照射部 14 の内部には、放射線源である X 線源 16 が収納されている。X 線源 16 から放射線である X 線を照射するタイミングおよび X 線源 16 における X 線発生条件、すなわちターゲットおよびフィルタの材質の選択、管電圧並びに照射時間等は、コンピュ

50

ータ 2 により制御される。

【 0 0 3 6 】

また、アーム部 1 2 には、撮影台 1 3 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 1 7、圧迫板 1 7 を支持する支持部 1 8、および支持部 1 8 を図 1 および図 2 の上下方向に移動させる移動機構 1 9 が設けられている。なお、圧迫板 1 7 と撮影台 1 3 との間隔、すなわち圧迫厚はコンピュータ 2 に入力される。

【 0 0 3 7 】

表示部 3 は、C R T (Cathode Ray Tube) または液晶モニタ等の表示装置であり、後述するように取得された投影画像および 2 次元画像、並びに生成された断層画像の他、操作に必要なメッセージ等を表示する。なお、表示部 3 は音声を出力するスピーカを内蔵するものであってもよい。

10

【 0 0 3 8 】

入力部 4 はキーボード、マウスあるいはタッチパネル方式の入力装置からなり、操作者による放射線画像撮影装置 1 の操作を受け付ける。また、トモシンセシス撮影を行うために必要な、撮影条件等の各種情報の入力および情報の修正の指示も受け付ける。本実施形態においては、操作者が入力部 4 から入力した情報に従って、放射線画像撮影装置 1 の各部が動作する。

【 0 0 3 9 】

コンピュータ 2 には、本実施形態による撮影制御プログラムがインストールされている。本実施形態においては、コンピュータは、操作者が直接操作するワークステーションあるいはパソコンでもよいし、それらとネットワークを介して接続されたサーバコンピュータでもよい。撮影制御プログラムは、D V D (Digital Versatile Disc)、C D - R O M (Compact Disc Read Only Memory) 等の記録媒体に記録されて配布され、その記録媒体からコンピュータにインストールされる。もしくは、ネットワークに接続されたサーバコンピュータの記憶装置、あるいはネットワークストレージに、外部からアクセス可能な状態で記憶され、要求に応じてコンピュータにダウンロードされ、インストールされる。

20

【 0 0 4 0 】

図 3 はコンピュータ 2 に撮影制御プログラムをインストールすることにより実現された撮影制御装置の概略構成を示す図である。図 3 に示すように、撮影制御装置は、標準的なコンピュータの構成として、C P U (Central Processing Unit) 2 1、メモリ 2 2 およびストレージ 2 3 を備えている。

30

【 0 0 4 1 】

ストレージ 2 3 は、ハードディスクまたは S S D (Solid State Drive) 等のストレージデバイスからなり、放射線画像撮影装置 1 の各部を駆動するためのプログラムおよび撮影制御プログラムを含む各種情報が記憶されている。また、トモシンセシス撮影により取得された投影画像、単純撮影により取得された 2 次元画像、および後述するように生成された断層画像も記憶される。

【 0 0 4 2 】

メモリ 2 2 には、各種処理を C P U 2 1 に実行させるために、ストレージ 2 3 に記憶されたプログラム等が一時的に記憶される。撮影制御プログラムは、C P U 2 1 に実行させる処理として、放射線画像撮影装置 1 に、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件によりトモシンセシス撮影を行わせて、複数の線源位置のそれぞれに対応する乳房 M の複数の投影画像を取得する第 1 の画像取得処理、複数の投影画像に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体である乳房 M の体動が発生しているか否かを判別する体動判別処理、体動が発生している場合、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件および単純撮影用の第 2 の撮影条件を放射線画像撮影装置 1 に設定する条件設定処理、体動が発生している場合、単純撮影を行う旨の通知を行う通知処理、放射線画像撮影装置 1 に単純撮影を行わせて、乳房 M の 2 次元画像を取得する第 2 の画像取得処理、並びに複数の投影画像を再構成することにより、乳房 M の断層面における断層画像を生成する再構成処理を規定している。

40

【 0 0 4 3 】

50

そして、CPU 21が撮影制御プログラムに従いこれらの処理を実行することで、コンピュータ2は、画像取得部31、体動判別部32、条件設定部33、通知部34および再構成部35として機能する。なお、画像取得部31は、上述した第1の画像取得処理および第2の画像取得処理の双方を行う。

【0044】

なお、本実施形態においては、CPU 21が撮影制御プログラムによって、各部の機能を実行するようにしたが、ソフトウェアを実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサとしては、CPU 21の他、FPGA (Field Programmable Gate Array)等の製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス (Programmable Logic Device: PLD) を用いることができる。また、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等の特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路等により、各部の処理を実行するようにしてもよい。

【0045】

1つの処理部は、これら各種のプロセッサのうちの1つで構成されてもよいし、同種または異種の2つ以上のプロセッサの組み合わせ (例えば、複数のFPGA、またはCPUとFPGAとの組み合わせ等) で構成されてもよい。また、複数の処理部を1つのプロセッサで構成してもよい。複数の処理部を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、クライアントおよびサーバ等のコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアとの組み合わせで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の処理部として機能する形態がある。第2に、システムオンチップ (System On Chip: SoC) 等に代表されるように、複数の処理部を含むシステム全体の機能を1つのIC (Integrated Circuit) チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の処理部は、ハードウェア的な構造として、上記各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。

【0046】

さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子等の回路素子を組み合わせた電気回路 (circuitry) である。

【0047】

画像取得部31は、第1の画像取得処理を行うに際し、アーム部12を回転軸11の周りに回転させることによりX線源16を移動させ、X線源16の移動による複数の線源位置において、トモシンセシス撮影用の第1の撮影条件により被写体である乳房MにX線を照射し、乳房Mを透過したX線を放射線検出器15により検出して、複数の線源位置における複数の投影画像 G_i ($i = 1 \sim n$ 、 n は線源位置の数であり、例えば $n = 15$) を取得する。図4は投影画像 G_i の取得を説明するための図である。図4に示すように、X線源16を S_1 、 S_2 、 \dots 、 S_n の各線源位置に移動し、各線源位置においてX線源16を駆動して乳房MにX線を照射し、乳房Mを透過したX線を放射線検出器15により検出することにより、各線源位置 $S_1 \sim S_n$ に対応して、投影画像 G_1 、 G_2 、 \dots 、 G_n が取得される。なお、各線源位置 $S_1 \sim S_n$ においては、同一の線量のX線が乳房Mに照射される。取得された複数の投影画像 G_i はストレージ23に保存される。また、撮影制御プログラムとは別個のプログラムにより複数の投影画像 G_i を取得してストレージ23に保存するようにしてもよい。この場合、画像取得部31は、ストレージ23に保存された複数の投影画像 G_i を、再構成処理等のためにストレージ23から読み出すものとなる。

【0048】

なお、図4において、線源位置 S_c は、X線源16からのX線の光軸が放射線検出器15と直交する線源位置である。

【0049】

画像取得部31は、第2の画像取得処理を放射線画像撮影装置1に行わせて、2次元画像 H_c を取得する。図5は2次元画像 H_c の取得を説明するための図である。図5に示す

ように、第2の画像取得部31は、アーム部12を回転軸11の周りに回転させることにより、X線源16を線源位置Scに移動させ、線源位置Scにおいて単純撮影用の第2の撮影条件により被写体である乳房MにX線を照射し、乳房Mを透過したX線を放射線検出器15により検出して、2次元の放射線画像である2次元画像Hcを取得する。取得された2次元画像Hcはストレージ23に保存される。なお、単純撮影を行う場合、後述する第2の撮影条件に従って、図6に示すように、乳房Mと放射線検出器15との間には、乳房Mを透過した散乱線を除去するための散乱線除去グリッド20（以下単にグリッドとする）が配置される。トモシンセシス撮影を行う場合は、後述する第1の撮影条件に従って、図2に示すようにグリッド20は配置されない。なお、グリッド20を配置した場合、圧迫厚はグリッド20の上面と圧迫板17との間隔となる。また、撮影制御プログラムとは別個のプログラムにより2次元画像Hcを取得してストレージ23に保存するようにしてもよい。

10

【0050】

体動判別部32は、トモシンセシス撮影中に被写体である乳房Mの体動が発生しているか否かを判別する。体動判別部32が行う体動判別処理については後述する。

【0051】

条件設定部33は、放射線画像撮影装置1に対してトモシンセシス撮影用の第1の撮影条件、および単純撮影用の第2の撮影条件を設定する。具体的には、条件設定部33は、トモシンセシス撮影時には放射線画像撮影装置1に対して第1の撮影条件を設定する。また、体動判別部32が、トモシンセシス撮影中に被写体である乳房Mの体動が発生していると判別した場合、条件設定部33は、放射線画像撮影装置1に対して第2の撮影条件を設定する。

20

【0052】

以下、第1および第2の撮影条件について説明する。X線源16は、電子線を出力するフィラメント、電子線が衝突することでX線を発生させるターゲット、およびX線のエネルギースペクトルを調整するフィルタを備える。ターゲットは、複数の異なる陽極物質、例えば、Mo（モリブデン）、Rh（ロジウム）およびW（タングステン）を有し、これらが選択可能に配置されている。フィルタは、複数の異なる物質、例えば、Mo（モリブデン）、Rh（ロジウム）、W（タングステン）およびAl（アルミニウム）を有し、これらが選択可能に配置されている。

30

【0053】

撮影条件は、乳房Mに照射するX線のエネルギースペクトル（線質）を調整して適切な放射線画像を得るための条件であり、例えば、X線源16を構成するターゲットの種類、フィルタの種類、およびフィラメントとターゲットとの間に印加される管電圧からなるX線発生条件、並びにグリッド20の有無を表すグリッド条件を含む。なお、撮影条件として、mA s 値（管電流×放射線照射時間）を含んでいてもよい。

【0054】

本実施形態においては、トモシンセシス撮影および単純撮影のそれぞれについての撮影条件のテーブルがストレージ23に記憶されている。図7は撮影条件のテーブルを示す図である。図7に示すように撮影条件のテーブルLUT1は、複数の乳房厚さに対応する撮影条件を規定したものである。具体的には、ターゲットおよびフィルタの種類を示すT/F、管電圧およびグリッドの有無が設定されている。なお、INがグリッド有り、OUTがグリッド無しを表す。テーブルLUT1を参照することにより、例えば、乳房の厚さが45mmの場合、トモシンセシス撮影時には、T/FはW/Al（ターゲットがW、フィルタがAl）、管電圧は32kV、およびグリッド無しが第1の撮影条件として設定される。また、単純撮影時には、T/FはW/Rh（ターゲットがW、フィルタがRh）、管電圧は29kV、およびグリッド有りが第2の撮影条件として設定される。また、X線源16を線源位置Scに移動させることも第2の撮影条件として設定される。

40

【0055】

通知部34は、体動判別部32が、トモシンセシス撮影時に体動が発生していると判別

50

した場合、単純撮影を行う旨の通知を行う。具体的には、表示部 3 に、例えば「単純撮影を行ってください」のテキストを表示することにより、単純撮影を行う旨の通知を行う。なお、単純撮影を行う旨のアイコン等を表示部 3 に表示することにより、通知を行ってもよい。また、通知部 3 4 は、単純撮影を行う旨の音声を出力することにより通知を行ってもよい。この際、条件設定部 3 3 により、放射線画像撮影装置 1 には単純撮影用の第 2 の撮影条件が設定されている。このため、操作者は、入力部 4 から撮影の指示を行うのみで、直ちに乳房 M の単純撮影を行い、2 次元画像 H c を取得することができる。

【 0 0 5 6 】

再構成部 3 5 は、投影画像 G i を再構成することにより、乳房 M の所望とする断層面を強調した断層画像を生成する。具体的には、再構成部 3 5 は、単純逆投影法あるいはフィルタ逆投影法等の周知の逆投影法等を用いて投影画像 G i を再構成して、乳房 M の複数の断層面のそれぞれにおける断層画像を生成する。

【 0 0 5 7 】

以下、体動判別部 3 2 が行う体動判別処理について説明する。第 1 の実施形態においては、体動判別部 3 2 は、再構成部 3 5 が生成した断層画像を用いて体動判別処理を行う。このために、第 1 の実施形態においては、体動判別部 3 2 は、再構成部 3 5 に対して、投影画像 G i を再構成して断層画像を生成する指示を行う。なお、体動を判別するためには、複数の断層面における断層画像は必要ではなく、1 つの断層面における 1 つの断層画像のみを生成すればよい。第 1 の実施形態においては、図 8 に示すように、圧迫厚の $1/2$ となる断層面 T 0 における断層画像 D 0 を生成するものとする。

【 0 0 5 8 】

次いで、体動判別部 3 2 は、断層画像 D 0 から特徴点を検出する。具体的には、H a r r i s のコーナー検出法、S I F T (Scale-Invariant Feature Transform)、F A S T (Features from Accelerated Segment Test) あるいは S U R F (Speeded Up Robust Features) 等のアルゴリズムを用いて、断層画像 D 0 に含まれる、エッジ、エッジの交点およびエッジの角部等の特徴点を少なくとも 1 つ検出する。なお、ここでは 1 つの特徴点のみを検出するものとする。そして体動判別部 3 2 は、投影画像 G i において特徴点の投影位置を算出する。なお、特徴点とは断層画像 D 0 における 1 つの画素のみであってもよく、特徴となる構造の位置を表す複数の画素からなるものであってもよい。

【 0 0 5 9 】

図 9 は投影画像からの特徴点の投影位置の算出を説明するための図である。なお、図 9 においては説明を簡単なものとするために、3 つの線源位置 S 1 ~ S 3 に対応する 3 つの投影画像 G 1 ~ G 3 からの投影位置の算出について説明する。また、図 9 においては、説明のため投影画像 G 1 ~ G 3 が異なる平面に存在するように示しているが、実際には同一平面に存在する。また、図 9 においては、断層画像 D 0 において特徴点 F 0 が検出されているものとする。したがって、断層面 T 0 には特徴点 F 0 が含まれることとなる。図 9 に示すように、撮影時においては、乳房 M の断層面 T 0 に含まれる特徴点 F 0 は、投影画像 G 1 ~ G 3 のそれぞれにおける位置 P 1 ~ P 3 に投影される。線源位置 S 1 ~ S 3 および乳房 M 内の特徴点 F 0 の 3 次元空間における位置は既知である。また、投影画像 G 1 ~ G 3 が生成される放射線検出器 1 5 の検出面の位置も既知である。このため、体動判別部 3 2 は、線源位置 S 1 ~ S 3 および乳房 M 内の特徴点 F 0 の 3 次元空間における位置、並びに投影画像 G 1 ~ G 3 が生成される放射線検出器 1 5 の検出面の位置に基づいて、投影画像 G 1 ~ G 3 における特徴点 F 0 の投影位置 P 1 ~ P 3 を算出する。

【 0 0 6 0 】

続いて、体動判別部 3 2 は、図 1 0 に示すように、投影画像 G 1 ~ G 3 において、投影位置 P 1 ~ P 3 を中心とする予め定められた大きさの関心領域 R 1 ~ R 3 を設定する。さらに、体動判別部 3 2 は、隣接する投影画像における関心領域 R 1 ~ R 3 同士の位置合わせを行い、隣接する投影画像における関心領域間の移動方向および移動量を表すシフトベクトルを算出する。なお、シフトベクトルは投影画像の数よりも 1 つ少ないものとなる。例えば投影画像の数が 1 5 であれば、シフトベクトルの数は 1 4 となり、投影画像の数が

10

20

30

40

50

3であれば、シフトベクトルの数は2となる。

【0061】

図11は体動が発生していない場合のシフトベクトルを示す図、図12は体動が発生している場合のシフトベクトルを示す図である。なお、図11および図12においては、説明のために5つの投影画像G1～G5において算出された4つのシフトベクトルV12, V23, V34, V45を示す。また、図11および図12においては図の左右方向をX線源16の移動方向とする。体動が発生していない場合、図11に示すように、シフトベクトルV12, V23, V34, V45は、大きさがほぼ一定であり、かつX線源16の移動方向を向くものとなる。あるいは、シフトベクトルV12, V23, V34, V45の大きさはほぼ0となる。これに対して、体動が発生している場合、図12に示すように、シフトベクトルV12, V23, V34, V45は、不規則な方向を向き、かつ大きさも不規則となる。

10

【0062】

第1の実施形態において、体動が発生しているか否かの判別の処理には、例えば、AI (Artificial Intelligence) 技術を適用することができる。具体的には、シフトベクトルを入力とし、体動発生の有無を出力としたディープニューラルネットワークを作成する。次に、シフトベクトルおよびそのシフトベクトルによる体動発生の有無を含む教師データを用いて、作成したディープニューラルネットワークを学習させることによって得られた学習済みモデルからなる判別器をストレージ23に予め記憶しておく。体動判別部32は、算出したシフトベクトルを判別器に入力し、判別器から出力された体動発生の有無を表す情報を取得することによって、体動が発生しているか否かを判別する。例えば、判別器として-1～+1の間の出力値を出力するように学習がなされた学習済みモデルを使用し、判別器の出力が0以上となった場合に、体動が発生していると判別する。なお、判別器は体動判別部32に記憶されるものであってもよい。

20

【0063】

次いで、第1の実施形態において行われる処理について説明する。図13は第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である。なお、本実施形態においては、まずトモシンセシス撮影が行われるため、条件設定部33により放射線画像撮影装置1に対して第1の撮影条件が設定されているものとする。操作者による処理開始の指示を入力部4が受け付けると、画像取得部31は放射線画像撮影装置1に第1の撮影条件によりトモシンセシス撮影を行わせて複数の投影画像Giを取得する第1の画像取得処理を行う(ステップST1)。そして、再構成部35が複数の投影画像Giを再構成して、乳房Mの複数の断層面における断層画像を生成する(ステップST2)。複数の投影画像Giおよび生成された断層画像は、ストレージ23に保存される。次いで、体動判別部32が、トモシンセシス撮影中に乳房Mの体動が発生しているか否かを判別する(ステップST3)。体動が発生している場合(ステップST3; YES)、条件設定部33が、放射線画像撮影装置1に対して単純撮影用の第2の撮影条件を設定し(ステップST4)、通知部34が、単純撮影を行う旨の通知を行う(ステップST5)。なお、ステップST5の処理をステップST4よりも先に行ってもよく、ステップST4およびステップST5の処理を同時に行ってもよい。

30

40

【0064】

画像取得部31は、入力部4から単純撮影の指示が行われたか否かの監視を開始し(ステップST6)、ステップST6が肯定されると、画像取得部31は、放射線画像撮影装置1に対して単純撮影を行わせて2次元画像Hcを取得する第2の画像取得処理を行い(ステップST7)、処理を終了する。なお、取得された2次元画像Hcは、断層画像と関連付けられてストレージ23に保存される。

【0065】

一方、体動が発生していない場合(ステップST3; NO)、処理を終了する。処理が終了すると、圧迫板17による乳房Mの圧迫が解除される。

【0066】

50

このように、第 1 の実施形態においては、トモシンセシス撮影用の第 1 の撮影条件により、複数の投影画像 G_i を取得し、複数の投影画像 G_i に基づいて、トモシンセシス撮影中に被写体である乳房 M の体動が発生しているか否かを判別する。そして、体動が発生している場合、単純撮影用の第 2 の撮影条件を放射線画像撮影装置 1 に設定するようにした。このため、トモシンセシス撮影時に体動が発生していた場合、被写体である乳房 M のポジショニングを再度行うことなく、直ちに単純撮影を行うことができる。また、通知部 34 により単純撮影を行う旨の通知を行うようにしたため、操作者は通知に基づいて、直ちに単純撮影を行うことができる。したがって、本実施形態によれば、体動が発生した場合における被写体である患者の負担を軽減することができる。

【 0 0 6 7 】

10

なお、上記第 1 の実施形態においては、体動判別部 32 において、断層画像から 1 つの特徴点を検出して体動が発生しているか否かを判別しているが、これに限定されるものではない。体動判別部 32 は、断層画像から複数の特徴点を検出し、複数の特徴点のそれぞれについて、投影画像 G_i の投影位置を検出して投影位置のシフトベクトルを算出し、複数の特徴点についてのシフトベクトルに基づいて、体動が発生しているか否かを判別するようにしてもよい。

【 0 0 6 8 】

この場合、体動判別部 32 は、複数の特徴点のそれぞれにおける判別器の出力値に基づいて、複数の特徴点のそれぞれにおいて体動が発生しているか否かを判別し、複数の特徴点の数に対する体動が発生していると判別された特徴点の数の割合を算出する。そして、体動判別部 32 は、算出した割合が予め定められたしきい値 $Th1$ 以上である場合に、体動が発生していると判別するようにすればよい。なお、しきい値 $Th1$ は例えば 0.5 とすればよいが、これに限定されるものではない。

20

【 0 0 6 9 】

また、複数の特徴点についてのシフトベクトルに基づいて体動が発生しているか否かを判別する別の手法として、体動判別部 32 は、複数の特徴点のそれぞれにおける判別器の出力値の統計値を算出する。統計値としては、判別器の出力の平均値、中央値、最大値または最小値等を用いることができる。そして、体動判別部 32 は、算出した統計値が予め定められたしきい値 $Th2$ 以上である場合に、体動が発生していると判別するようにしてもよい。なお、しきい値 $Th2$ としては、判別器の出力が -1 以上 1 以下の間の値をとる場合、例えば 0 とすればよいが、これに限定されるものではない。

30

【 0 0 7 0 】

また、上記第 1 の実施形態においては、特徴点の投影位置に関心領域を設定し、関心領域の移動方向および移動量をシフトベクトルとして算出しているが、これに限定されるものではない。関心領域を設定することなく、特徴点の投影位置の投影画像間における移動方向および移動量をシフトベクトルとして算出してもよい。

【 0 0 7 1 】

また、上記第 1 の実施形態においては、関心領域（または特徴点の投影位置）の移動方向および移動量を表すシフトベクトルを用いて体動が発生しているか否かを判別しているが、これに限定されるものではない。体動判別部 32 は、移動方向のみを用いて体動が否かを判別してもよい。この場合、投影画像間における特徴点の投影位置の移動方向が不規則である場合に、体動が発生していると判別すればよい。また、移動量のみを用いて体動が発生しているか否かを判別してもよい。この場合、移動量が予め定められたしきい値を超える場合に、体動が発生していると判別すればよい。

40

【 0 0 7 2 】

次いで、本開示の第 2 の実施形態について説明する。なお、第 2 の実施形態による撮影制御装置の構成は、第 1 の実施形態による撮影制御装置の構成と同一であり、体動判別部 32 が行う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。以下、第 2 の実施形態の撮影制御装置における、体動判別処理について説明する。

【 0 0 7 3 】

50

第2の実施形態においては、体動判別部32は、まず、複数の投影画像 G_i に含まれる共通の構造である対応点を検出する。具体的には、上記第1の実施形態における断層画像 D_0 からの特徴点 F_0 の検出と同様に、Harrisのコーナー検出法、SIFT、FASTあるいはSURF等のアルゴリズムを用いて、投影画像 G_i に含まれる、エッジ、エッジの交点およびエッジの角部等の、投影画像 G_i 間の構造である対応点を少なくとも1つ検出する。なお、ここでは1つの対応点を検出するものとして説明する。

【0074】

次いで、体動判別部32は、投影画像 G_i において検出された対応点を逆投影して、乳房 M 内における対応点により表される構造の3次元空間における位置を算出する。図14は乳房 M 内における対応点により表される構造の3次元空間における位置の算出を説明するための図である。なお、図14においては説明を簡単なものとするために、3つの線源位置 $S_1 \sim S_3$ に対応する3つの投影画像 $G_1 \sim G_3$ を用いての、構造の3次元空間における位置の算出について説明する。また、図14においては、説明のため投影画像 $G_1 \sim G_3$ が異なる平面に存在するように示しているが、実際には同一平面に存在することとなる。

10

【0075】

図14に示すように、投影画像 G_1 における対応点 P_{11} 、投影画像 G_2 における対応点 P_{12} および投影画像 G_3 における対応点 P_{13} を逆投影することにより、乳房 M 内における対応点 P_{11} 、 P_{12} 、 P_{13} により表される構造の位置 F_{10} を特定する。逆投影により、構造の位置 F_{10} が存在する断層面およびその断層面における2次元状の位置を算出することができ、その結果、構造の位置 F_{10} の3次元空間における座標位置を算出することができる。

20

【0076】

第2の実施形態において、体動判別部32は、さらに構造の位置 F_{10} の投影画像 $G_1 \sim G_3$ 上における投影位置 P_{21} 、 P_{22} 、 P_{23} を算出する。図15は構造の位置 F_{10} の投影位置の算出を説明するための図である。なお、図15においては説明を簡単なものとするために、3つの線源位置 $S_1 \sim S_3$ に対応する3つの投影画像 $G_1 \sim G_3$ からの、構造の位置 F_{10} の投影位置の算出について説明する。また、図15においては、説明のため投影画像 $G_1 \sim G_3$ が異なる平面に存在するように示しているが、実際には同一平面に存在することとなる。図15に示すように、構造の位置 F_{10} は、投影画像 $G_1 \sim G_3$ のそれぞれにおける位置 $P_{21} \sim P_{23}$ に投影される。線源位置 $S_1 \sim S_3$ および構造の位置 F_{10} の3次元空間における位置は既知である。また、投影画像 $G_1 \sim G_3$ が生成される放射線検出器15の検出面の位置も既知である。このため、体動判別部32は、線源位置 $S_1 \sim S_3$ および構造の位置 F_{10} の3次元空間における位置、並びに投影画像 $G_1 \sim G_3$ が生成される放射線検出器15の検出面の位置に基づいて、投影画像 $G_1 \sim G_3$ における構造の位置 F_{10} の投影位置 $P_{21} \sim P_{23}$ を算出する。

30

【0077】

なお、投影画像 G_1 における構造の位置 F_{10} の投影位置 P_{21} と対応点 P_{11} とは、一致する場合もあるがずれる場合もある。また、投影画像 G_2 における構造の位置 F_{10} の投影位置 P_{22} と対応点 P_{12} 、および投影画像 G_3 における構造の位置 F_{10} の投影位置 P_{23} と対応点 P_{13} も、一致する場合もあるがずれる場合もある。図15においては、投影位置 P_{21} と対応点 P_{11} 、投影位置 P_{22} と対応点 P_{12} 、および投影位置 P_{23} と対応点 P_{13} がずれている状態を示している。図16は、投影位置 P_{21} と対応点 P_{11} とが、投影位置 P_{22} と対応点 P_{12} とが、および投影位置 P_{23} と対応点 P_{13} とがずれている状態を示す図である。

40

【0078】

体動判別部32は、投影画像 G_i のそれぞれにおいて、対応点と投影位置とのずれの大きさを算出する。そして、すべての投影画像 G_i についてのずれの大きさの統計値を算出する。統計値としては、平均値、中央値、最大値または最小値等を用いることができる。そして、体動判別部32は、統計値を予め定められたしきい値 Th_3 と比較し、統計値が

50

しきい値 $T_h 3$ を超えた場合に体動が発生していると判別する。なお、しきい値 $T_h 3$ としては、その値を超えた場合に体動が発生していると見なせる、実験的に算出した値を用いることができる。

【 0 0 7 9 】

第 2 の実施形態のように体動判別部 3 2 において体動が発生しているか否かを判別することによっても、トモシンセシス撮影時に体動が発生していた場合、第 2 の撮影条件を設定するようにしたため、被写体である乳房 M のポジショニングを再度行うことなく、直ちに単純撮影を行うことができる。したがって、第 2 の実施形態によっても、体動が発生した場合における被写体である患者の負担を軽減することができる。

【 0 0 8 0 】

なお、上記第 2 の実施形態においては、体動判別部 3 2 において、投影画像 G_i から 1 つの対応点を検出して体動が発生しているか否かを判別しているが、これに限定されるものではない。体動判別部 3 2 は、投影画像 G_i のそれぞれから複数の対応点を検出し、複数の対応点のそれぞれについて、対応点と投影位置とのずれの大きさを算出し、複数の対応点についてのずれの大きさの統計値に基づいて、体動が発生しているか否かを判別するようにしてもよい。

【 0 0 8 1 】

この場合、体動判別部 3 2 は、複数の対応点のそれぞれにおけるずれの大きさに基づいて、複数の対応点のそれぞれにおいて体動が発生しているか否かを判別し、複数の対応点の数に対する体動が発生していると判別された対応点の数の割合を算出する。そして、体動判別部 3 2 は、算出した割合が予め定められたしきい値 $T_h 4$ 以上である場合に、体動が発生していると判別するようにすればよい。なお、しきい値 $T_h 4$ は例えば 0.5 とすればよいが、これに限定されるものではない。

【 0 0 8 2 】

また、複数の対応点についてのずれの大きさに基づいて体動が発生しているか否かを判別する別の手法として、体動判別部 3 2 は、複数の対応点のそれぞれにおいて算出したずれの統計値についての統計値を他の統計値として算出する。そして、体動判別部 3 2 は、算出した他の統計値が予め定められたしきい値 $T_h 5$ 以上である場合に、体動が発生していると判別するようにしてもよい。なお、しきい値 $T_h 5$ としては、その値を超えた場合に体動が発生していると見なせる、実験的に算出した値を用いることができる。

【 0 0 8 3 】

なお、上記各実施形態においては、通知部 3 4 が単純撮影を行う旨の通知を行うことにより、操作者が単純撮影を行っているが、これに限定されるものではない。体動判別部 3 2 が、トモシンセシス撮影時に体動が発生していると判別した場合、画像取得部 3 1 が X 線源 1 6 を線源位置 S_c に移動して、単純撮影を行うようにしてもよい。

【 0 0 8 4 】

また、上記各実施形態においては、被写体を乳房 M としているが、これに限定されるものではなく、人体の胸部、または腹部等、任意の部位を被写体としてもよいことはもちろんである。

【 0 0 8 5 】

また、上記各実施形態とは異なる手法を用いて体動を判別してもよい。例えば、米国特許第 9 4 9 8 1 8 0 号明細書等に記載された、公知の手法を用いて体動を判別してもよい。なお、米国特許第 9 4 9 8 1 8 0 号明細書に記載された手法は、投影画像において検出された実際の参照点の位置と、複数の投影画像から予測される参照点の予測位置との差に基づいて、体動を検出する手法である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 6 】

- 1 放射線画像撮影装置
- 2 コンピュータ
- 3 表示部

10

20

30

40

50

4	入力部	
1 0	撮影部	
1 5	放射線検出器	
1 6	X線源	
1 7	圧迫板	
2 0	散乱線除去グリッド	
2 1	C P U	
2 2	メモリ	
2 3	ストレージ	
3 1	画像取得部	10
3 2	体動判別部	
3 3	条件設定部	
3 4	通知部	
3 5	再構成部	
D 0	断層画像	
F 0	特徴点	
F 1 0	構造の位置	
G i (i = 1 ~ n)	投影画像	
H c	2次元画像	
M	乳房	20
P 1 ~ P 3	特徴点の投影位置	
P 1 1 ~ P 1 3	対応点	
P 2 1 ~ P 2 3	構造の位置の投影位置	
R 1 ~ R 3	関心領域	
S i (i = 1 ~ n)、S c	線源位置	
T 0	断層面	
V 1 2 , V 2 3 , V 3 4 , V 4 5	シフトベクトル	

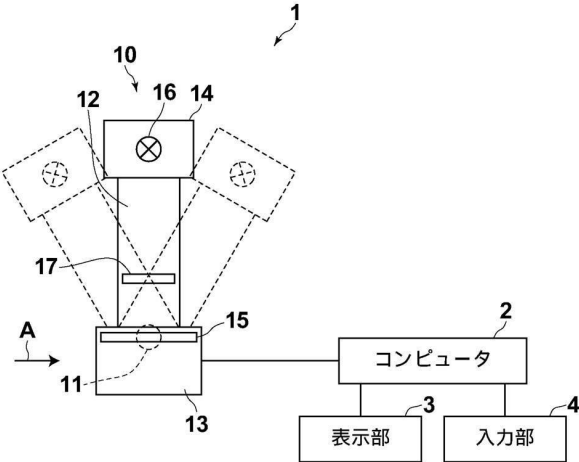
30

40

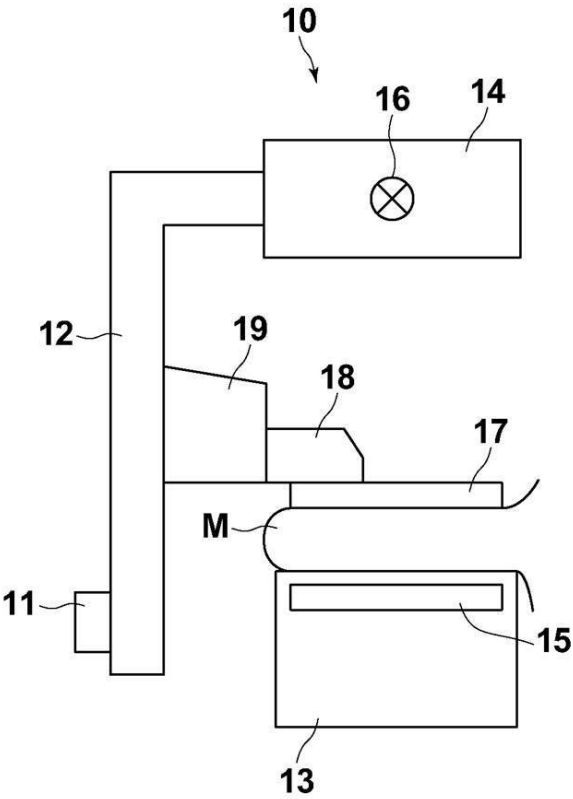
50

【図面】

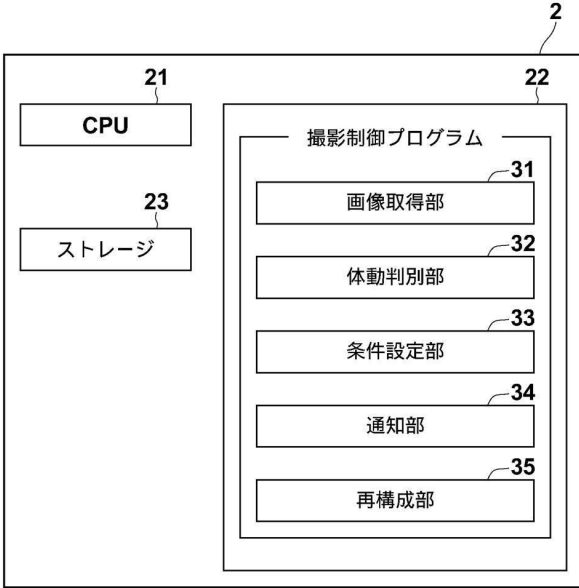
【図 1】



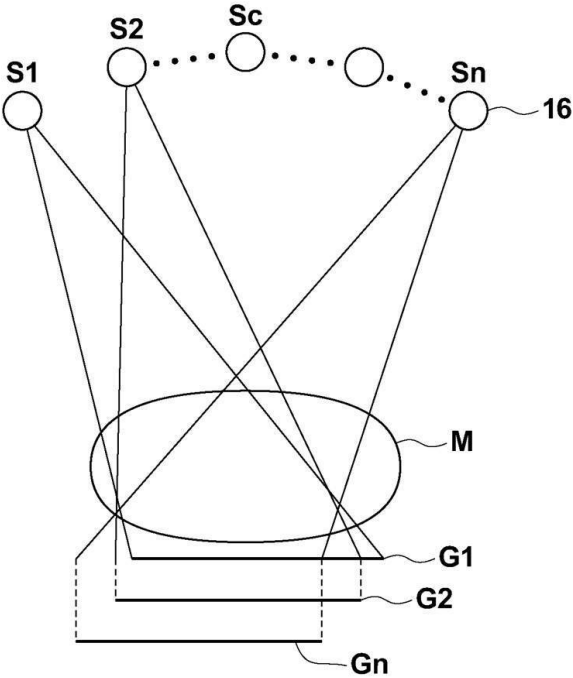
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

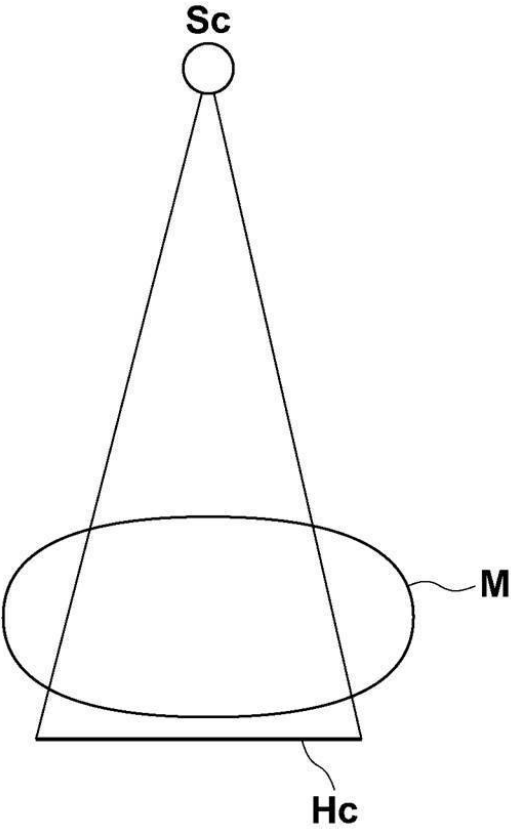
20

30

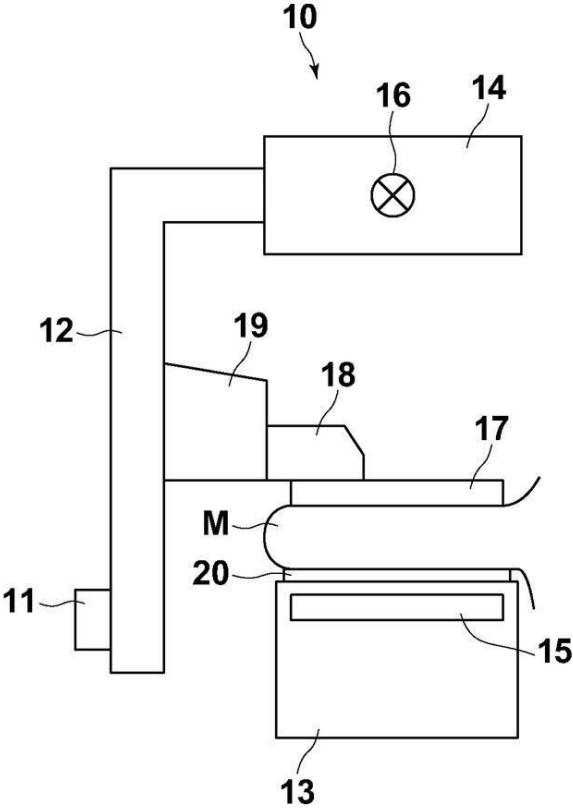
40

50

【 図 5 】



【 図 6 】

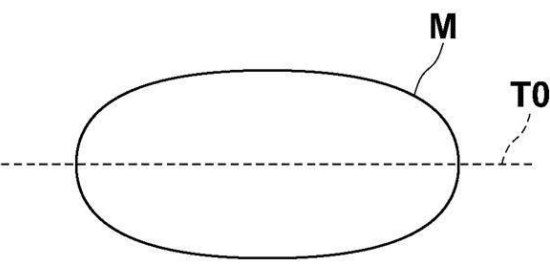


【 図 7 】

LUT1

乳房の厚さ [mm]	単純撮影			トモシンセシス撮影		
	T/F	管電圧[kV]	グリッド	T/F	管電圧[kV]	グリッド
0-20	W/Rh	26	IN	W/AI	26	OUT
20-30	W/Rh	27	IN	W/AI	28	OUT
30-40	W/Rh	28	IN	W/AI	30	OUT
40-50	W/Rh	29	IN	W/AI	32	OUT
50-60	W/Rh	30	IN	W/AI	34	OUT
60-70	W/Rh	31	IN	W/AI	36	OUT
70-80	W/Rh	32	IN	W/AI	38	OUT
80-	W/Rh	33	IN	W/AI	40	OUT

【 図 8 】



10

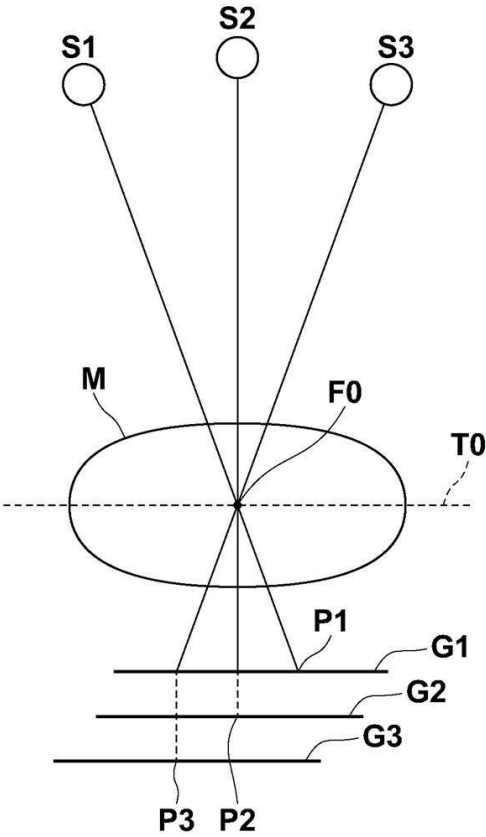
20

30

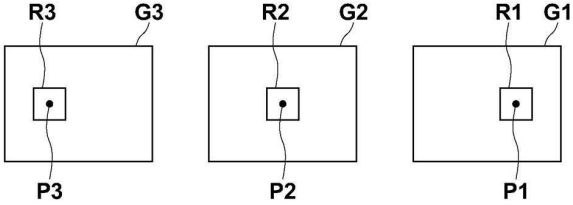
40

50

【図 9】



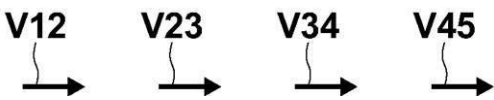
【図 10】



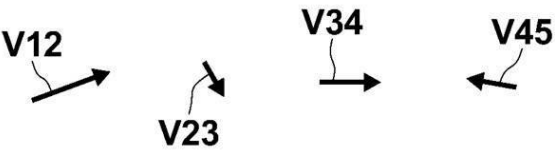
10

20

【図 11】



【図 12】

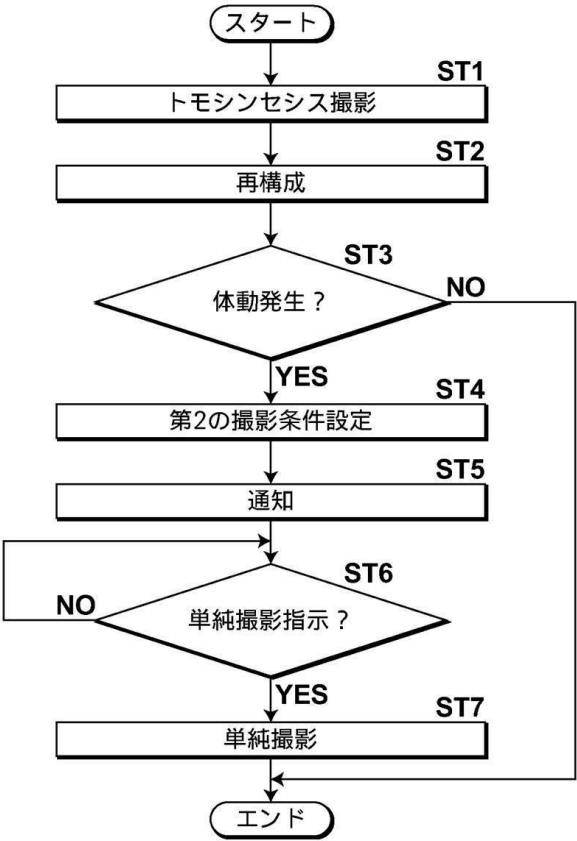


30

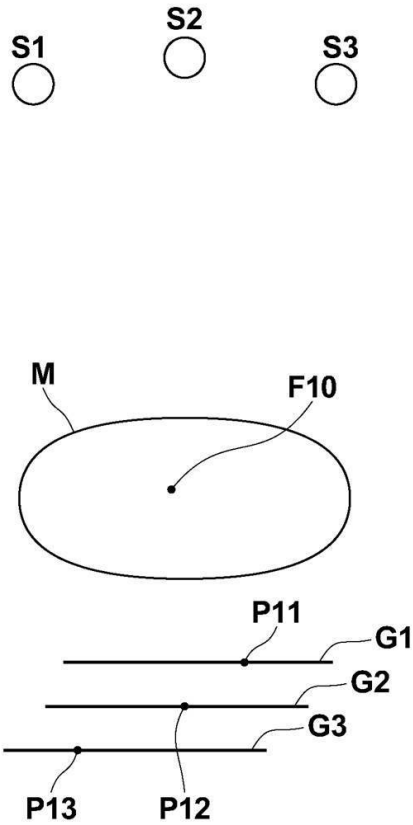
40

50

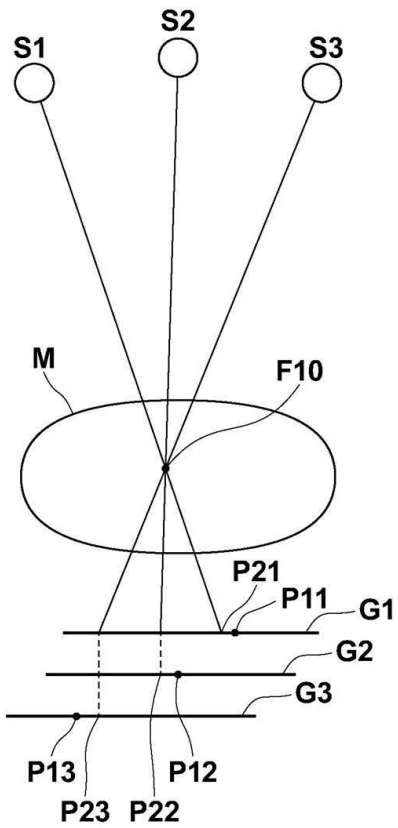
【図 1 3】



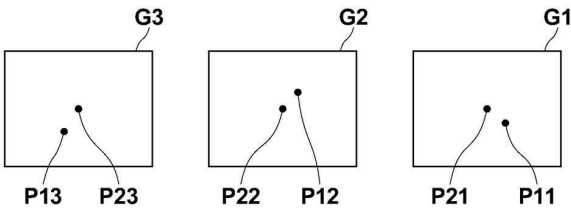
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 1 5 8 2 9 9 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 7 9 0 9 4 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 7 5 8 6 2 (J P , A)
特開 2 0 1 7 - 1 4 3 9 4 3 (J P , A)
特開 2 0 1 5 - 1 8 8 6 0 4 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0