

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6549535号
(P6549535)

(45) 発行日 令和1年7月24日(2019.7.24)

(24) 登録日 令和1年7月5日(2019.7.5)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z

A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

A 6 1 B 6/00 3 3 3

A 6 1 B 6/00 3 5 0 M

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2016-150589 (P2016-150589)
 (22) 出願日 平成28年7月29日(2016.7.29)
 (65) 公開番号 特開2018-15453 (P2018-15453A)
 (43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)
 審査請求日 平成30年8月8日(2018.8.8)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100099025
 弁理士 福田 浩志
 (72) 発明者 桑原 健
 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 亀澤 智博

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第1放射線検出器と、前記第1放射線検出器の前記放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第2放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置と、

被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除くグリッドを用いて、前記第1放射線検出器により撮影された第1放射線画像及び前記第2放射線検出器により撮影された第2放射線画像を取得する取得部と、

前記取得部が取得した前記第1放射線画像から前記グリッドの画像である第1グリッド画像を検出して除去し、前記第1グリッド画像を用いて、前記取得部が取得した前記第2放射線画像から前記グリッドの画像を除去する除去部と、

を備えた放射線画像撮影システム。

【請求項2】

前記除去部は、前記第1グリッド画像を用いて、前記第1グリッド画像から前記第2放射線画像に含まれる前記グリッドの画像の擬似的な画像である擬似第2グリッド画像を生成し、生成した前記擬似第2グリッド画像を前記グリッドの画像として前記第2放射線画像から除去する、

請求項1に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 3】

前記除去部は、前記第 1 放射線検出器と前記第 2 放射線検出器との配置方向と交差する方向のずれ量と、前記第 1 放射線画像に対する前記第 2 放射線画像の拡大率とを用いて前記第 1 グリッド画像から前記擬似第 2 グリッド画像を生成する、

請求項 2 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 4】

前記除去部は、前記第 1 放射線検出器に対する前記第 2 放射線検出器の回転角度を前記配置方向と交差する方向のずれ量として導出し、

前記第 1 放射線検出器の前記複数の画素の隣り合う画素の画素間隔によって規定されるナイキスト周波数での折返しと、前記回転角度と、前記拡大率と、を用いて前記第 1 グリッド画像から前記擬似第 2 グリッド画像を生成する、

請求項 3 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 5】

前記除去部は、前記第 2 放射線画像から前記グリッドの画像である第 2 グリッド画像が検出でき、前記第 2 グリッド画像と前記擬似第 2 グリッド画像との前記グリッドに関する差分が予め定められた範囲内の場合は、前記第 1 グリッド画像を用いることなく、前記第 2 グリッド画像を前記グリッドの画像として前記第 2 放射線画像から除去する、

請求項 2 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 6】

前記差分は、前記第 2 グリッド画像におけるグリッドの本数と前記擬似第 2 グリッド画像におけるグリッドの本数との差分、及び前記第 2 グリッド画像と前記擬似第 2 グリッド画像との間のグリッドの相対角度の少なくとも一方である、

請求項 5 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 7】

前記第 1 放射線検出器及び前記第 2 放射線検出器の各々は、放射線が照射されることにより光を発する発光層を備え、

前記第 1 放射線検出器及び前記第 2 放射線検出器の各々の前記複数の画素は、前記光を受光することにより電荷が発生して蓄積され、

前記第 1 放射線検出器の発光層と、前記第 2 放射線検出器の発光層とは、発光層の組成が異なる

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 8】

前記第 1 放射線検出器の発光層は、CsIを含んで構成され、

前記第 2 放射線検出器の発光層は、GOSを含んで構成されている

請求項 7 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 9】

前記除去部により前記グリッドの画像が除去された前記第 1 放射線画像及び前記第 2 放射線画像を用いて骨塩定量及び骨密度の少なくとも一方を導出する導出部をさらに備えた、

請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 10】

前記放射線画像撮影装置は、前記第 1 放射線検出器と前記第 2 放射線検出器との間に、前記放射線を構成するエネルギーのうち、特定の成分を他の成分に比べて多く吸収する放射線制限部材をさらに備える、

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 11】

照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が 2 次元状に配置される第 1 放射線検出器と、前記第 1 放射線検出器の前記放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が 2 次元状に配置される第

10

20

30

40

50

2 放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置から、被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去するグリッドを用いて、前記第 1 放射線検出器により撮影された第 1 放射線画像及び前記第 2 放射線検出器により撮影された第 2 放射線画像を取得し、

前記第 1 放射線画像から前記グリッドの画像である第 1 グリッド画像を検出して除去し、前記第 1 グリッド画像を用いて、前記第 2 放射線画像から前記グリッドの画像である第 2 グリッド画像を除去する、

処理を含む画像処理方法。

【請求項 12】

照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が 2 次元状に配置される第 1 放射線検出器と、前記第 1 放射線検出器の前記放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が 2 次元状に配置される第 2 放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置から、被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去するグリッドを用いて、前記第 1 放射線検出器により撮影された第 1 放射線画像及び前記第 2 放射線検出器により撮影された第 2 放射線画像を取得し、

前記第 1 放射線画像から前記グリッドの画像である第 1 グリッド画像を検出して除去し、前記第 1 グリッド画像を用いて、前記第 2 放射線画像から前記グリッドの画像である第 2 グリッド画像を除去する、

ことを含む処理をコンピュータに実行させる画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、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に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、例えば、特許文献 1 に記載されているように、照射された放射線の線量が増加するほど増加する電荷を蓄積する複数の画素を含む放射線検出器を 2 つ備え、これらの 2 つの放射線検出器が積層されて配置された放射線画像撮影装置が知られている。

【0003】

また、例えば、特許文献 1 に記載されているように、放射線が被検体を透過することにより発生した散乱線を、被検体を透過した放射線から除去するグリッドを設ける技術が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】国際公開第 2013 / 047193 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

一般に、特許文献 1 に記載の技術のように、グリッドを設けて放射線画像の撮影を行う場合、撮影された放射線画像には、グリッドの影が縞模様の画像として写り込んでしまう。そのため、従来、撮影された放射線画像からグリッド画像を除去する画像処理が一般に行われている。

【0006】

ところで、前述の特許文献 1 等により開示されている、2 つの放射線検出器を用いて放射線画像の撮影を行う場合、放射線の入射側に設けられた放射線検出器を透過した放射線が、放射線の出射側に設けられた放射線検出器に到達する。従って、放射線の出射側に設けられた放射線検出器に到達する放射線の線量は、入射側に設けられた放射線検出器と比較して少なくなり、放射線画像の生成に用いられる放射線量が少なくなる。

【 0 0 0 7 】

そのため、放射線の出射側に設けられた放射線検出器により撮影された放射線画像からグリッド画像を除去するためのグリッド情報を適切に抽出することができず、放射線画像からグリッド画像を除去する画像処理が適切に行えない場合がある。

【 0 0 0 8 】

本開示は、以上の事情を鑑みて成されたものであり、第2放射線検出器に照射される放射線の線量が、第1放射線検出器に照射される放射線の線量より少なくても、取得した放射線画像に対し、適切な画像処理を可能とすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本開示の放射線画像撮影システムは、照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第1放射線検出器と、第1放射線検出器の放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第2放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置と、被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去するグリッドを用いて、第1放射線検出器により撮影された第1放射線画像及び第2放射線検出器により撮影された第2放射線画像を取得する取得部と、取得部が取得した第1放射線画像からグリッドの画像である第1グリッド画像を検出して除去し、第1グリッド画像を用いて、取得部が取得した第2放射線画像からグリッドの画像を除去する除去部と、を備える。

【 0 0 1 0 】

また、本開示の放射線画像撮影システムの除去部は、第1グリッド画像を用いて、第1グリッド画像から第2放射線画像に含まれるグリッドの画像の擬似的な画像である擬似第2グリッド画像を生成し、生成した擬似第2グリッド画像をグリッドの画像として第2放射線画像から除去してもよい。

【 0 0 1 1 】

また、本開示の放射線画像撮影システムの除去部は、第1放射線検出器と第2放射線検出器との配置方向と交差する方向のずれ量と、第1放射線画像に対する第2放射線画像の拡大率とを用いて第1グリッド画像から擬似第2グリッド画像を生成してもよい。

【 0 0 1 2 】

また、本開示の放射線画像撮影システムの除去部は、第1放射線検出器に対する第2放射線検出器の回転角度を配置方向と交差する方向のずれ量として導出し、第1放射線検出器の複数の画素の隣り合う画素の画素間隔によって規定されるナイキスト周波数での折返しと、回転角度と、拡大率と、を用いて第1グリッド画像から擬似第2グリッド画像を生成してもよい。

【 0 0 1 3 】

また、本開示の放射線画像撮影システムの除去部は、第2放射線画像からグリッドの画像である第2グリッド画像が検出でき、第2グリッド画像と擬似第2グリッド画像とのグリッドに関する差分が予め定められた範囲内の場合は、第1グリッド画像を用いることなく、第2グリッド画像をグリッドの画像として第2放射線画像から除去してもよい。

【 0 0 1 4 】

また、本開示の放射線画像撮影システムにおいて用いられる差分は、第2グリッド画像におけるグリッドの本数と擬似第2グリッド画像におけるグリッドの本数との差分、及び第2グリッド画像と擬似第2グリッド画像との間のグリッドの相対角度の少なくとも一方であってもよい。

【 0 0 1 5 】

また、本開示の放射線画像撮影システムの第1放射線検出器及び第2放射線検出器の各々は、放射線が照射されることにより光を発する発光層を備え、第1放射線検出器及び第2放射線検出器の各々の複数の画素は、光を受光することにより電荷が発生して蓄積され、第1放射線検出器の発光層と、第2放射線検出器の発光層とは、発光層の組成が異なっ

10

20

30

40

50

ていてもよい。

【0016】

また、本開示の放射線画像撮影システムの第1放射線検出器の発光層は、CsIを含んで構成され、第2放射線検出器の発光層は、GOSを含んで構成されていてもよい。

【0017】

また、本開示の放射線画像撮影システムは、除去部によりグリッドの画像が除去された第1放射線画像及び第2放射線画像を用いて骨塩定量及び骨密度の少なくとも一方を導出する導出部をさらに備えていてもよい。

また、本開示の放射線画像撮影システムの放射線画像撮影装置は、第1放射線検出器と第2放射線検出器との間に、放射線を構成するエネルギーのうち、特定の成分を他の成分に比べて多く吸収する放射線制限部材をさらに備えてもよい。

10

【0018】

上記目的を達成するために、本開示の画像処理方法は、照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第1放射線検出器と、第1放射線検出器の放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第2放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置から、被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去するグリッドを用いて、第1放射線検出器により撮影された第1放射線画像及び第2放射線検出器により撮影された第2放射線画像を取得し、第1放射線画像からグリッドの画像である第1グリッド画像を検出して除去し、第1グリッド画像を用いて、第2放射線画像からグリッドの画像である第2グリッド画像を除去する、処理を含む。

20

【0019】

上記目的を達成するために、本開示の画像処理プログラムは、照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第1放射線検出器と、第1放射線検出器の放射線が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線の線量の増加で、発生する電荷が増加する変換素子を含んで構成される複数の画素が2次元状に配置される第2放射線検出器と、を備えた放射線画像撮影装置から、被検体を透過した放射線に含まれる散乱線を除去するグリッドを用いて、第1放射線検出器により撮影された第1放射線画像及び第2放射線検出器により撮影された第2放射線画像を取得し、第1放射線画像からグリッドの画像である第1グリッド画像を検出して除去し、第1グリッド画像を用いて、第2放射線画像からグリッドの画像である第2グリッド画像を除去する、ことを含む処理をコンピュータに実行させるためのものである。

30

【発明の効果】

【0020】

本開示によれば、第2放射線検出器に照射される放射線の線量が、第1放射線検出器に照射される放射線の線量より少なくても、取得した放射線画像に対し、適切な画像処理を可能とする。

【図面の簡単な説明】

40

【0021】

【図1】本実施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2】本実施形態の放射線画像撮影装置の構成の一例を示す側面断面図である。

【図3】本実施形態の放射線画像撮影装置の電気系の要部構成の一例を示すブロック図である。

【図4】本実施形態のコンソールの電気系の要部構成の一例を示すブロック図である。

【図5】本実施形態の第1放射線検出器及び第2放射線検出器の各々に到達する放射線量の説明に供するグラフである。

【図6】本実施形態の全体撮影処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図7】本実施形態の全体撮影処理における画像生成処理の流れの一例を示すフローチャ

50

ートである。

【図 8】本実施形態の画像生成処理における擬似第 2 グリッド画像生成処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 9】第 1 放射線検出器と第 2 放射線検出器との位置ずれを説明するための模式図である。

【図 10】図 9 に示した一例のように設けられた第 1 放射線検出器及び第 2 放射線検出器により撮影された第 1 放射線画像及び第 2 放射線画像を重ね合わせた状態を示した模式図である。

【図 11】ナイキスト周波数での周波数の折返しを説明するための模式図である。

【図 12】本実施形態の骨部組織の領域及び軟部組織の領域の説明に供する概略正面図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、図面を参照して、本発明を実施するための形態例を詳細に説明する。

【0023】

まず、図 1 を参照して、本実施形態の放射線画像撮影システム 10 の構成について説明する。図 1 に示すように、放射線画像撮影システム 10 は、放射線照射装置 12、放射線画像撮影装置 16、及びコンソール 18 を備えている。なお、本実施形態のコンソール 18 が、本発明の画像処理装置の一例である。

【0024】

20

本実施形態の放射線照射装置 12 は、例えばエックス線（X 線）等の放射線 R を撮影対象の一例である被検体 W に照射する放射線源 14 を備えている。放射線照射装置 12 の一例としては、回診車等が挙げられる。なお、放射線照射装置 12 に対して放射線 R の照射を指示する方法は、特に限定されない。例えば、放射線照射装置 12 が照射ボタン等を備えている場合は、医師及び放射線技師等のユーザが照射ボタンにより放射線 R の照射の指示を行うことで、放射線照射装置 12 から放射線 R を照射してもよい。また、例えば、ユーザが、コンソール 18 を操作して放射線 R の照射の指示を行うことで、放射線照射装置 12 から放射線 R を照射してもよい。

【0025】

放射線照射装置 12 は、放射線 R の照射開始の指示を受信すると、管電圧、管電流、及び照射期間等の照射条件に従って、放射線源 14 から放射線 R を照射する。

30

【0026】

本実施形態の放射線画像撮影装置 16 は、放射線照射装置 12 から照射され、被検体 W を透過した放射線 R を各々検出する第 1 放射線検出器 20 A 及び第 2 放射線検出器 20 B を備えている。放射線画像撮影装置 16 は、第 1 放射線検出器 20 A 及び第 2 放射線検出器 20 B を用いて、被検体 W の放射線画像を撮影する。なお、以下では、第 1 放射線検出器 20 A 及び第 2 放射線検出器 20 B を区別せずに総称する場合は、「放射線検出器 20」という。

【0027】

次に、図 2 を参照して、本実施形態の放射線画像撮影装置 16 の構成について説明する。図 2 に示すように、放射線画像撮影装置 16 は、放射線 R を透過する平板状の筐体 21 を備え、防水性、抗菌性、及び密閉性を有する構造とされている。筐体 21 内には、第 1 放射線検出器 20 A、第 2 放射線検出器 20 B、グリッド 23、放射線制限部材 24、制御基板 26 A、制御基板 26 B、及びケース 28 が設けられている。

40

【0028】

第 1 放射線検出器 20 A は、放射線画像撮影装置 16 における放射線 R の入射側に配置され、第 2 放射線検出器 20 B は、第 1 放射線検出器 20 A の放射線 R が透過されて出射される側に積層されて配置されている。また、第 1 放射線検出器 20 A は、TFT (Thin Film Transistor) 基板 30 A、及び放射線 R が照射されることにより、照射された放射線 R の線量に応じた光を発する発光層の一例としてのシンチレータ 22 A を備えている。

50

また、T F T基板30A及びシンチレータ22Aは、放射線Rの入射側からT F T基板30A及びシンチレータ22Aの順番で積層されている。なお、上記「積層」とは、放射線画像撮影装置16における放射線Rの入射側または出射側から視認した場合に、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとが重なって視認される状態のことをいい、具体的にどのように重なっているかは問わない。例えば、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20B、または、第1放射線検出器20A、放射線制限部材24、及び第2放射線検出器20Bが、互いに接触した状態で重なっていてもよいし、積層方向に空間を有した状態で重なっていてもよい。

【0029】

また、第2放射線検出器20Bは、T F T基板30B、及び上記発光層の一例としてのシンチレータ22Bを備えている。また、T F T基板30B及びシンチレータ22Bは、放射線Rの入射側からT F T基板30B及びシンチレータ22Bの順番で積層されている。

10

【0030】

すなわち、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bは、T F T基板30A、30B側から放射線Rが照射される表面読取方式（所謂I S S（Irradiation Side Sampling）方式）の放射線検出器である。

【0031】

本実施形態の放射線画像撮影装置16では、第1放射線検出器20Aのシンチレータ22Aと、第2放射線検出器20Bのシンチレータ22Bとでは、シンチレータの組成が異なる。具体的には、一例として、シンチレータ22Aの組成は、CsI（Tl）（タリウムが添加されたヨウ化セシウム）を主成分として含んでおり、シンチレータ22Bの組成は、GOS（ガドリニウム硫酸化物）を主成分として含んでいる。GOSは、CsIよりも高エネルギー側の放射線Rに対する感度が高い。なお、シンチレータ22Aの組成及びシンチレータ22Bの組成の組み合わせは、上記の例に限定されず、他の組成の組み合わせでもよいし、同じ組成の組み合わせでもよい。

20

【0032】

また、第1放射線検出器20Aにおける放射線Rの入射側には、放射線Rが被検体Wを透過することにより発生した散乱線を、被検体Wを透過した放射線Rから除去するグリッド23が設けられている。放射線Rから散乱線を除去することにより、放射線画像のコントラストの低下を抑制する等の効果が得られ、放射線画像の画質が向上する。

30

【0033】

また、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとの間には、放射線Rの透過を制限する放射線制限部材24が設けられている。放射線制限部材24の一例としては、銅または錫等の金属板が挙げられる。また、放射線制限部材24は、放射線の制限（透過率）を均一とするため、放射線Rの入射方向における厚みのばらつきが1%以下であることが好ましい。

【0034】

制御基板26Aは、第1放射線検出器20Aに対応して設けられ、後述する画像メモリ56A及び制御部58A等の電子回路が形成された基板である。また、制御基板26Bは、第2放射線検出器20Bに対応して設けられ、後述する画像メモリ56B及び制御部58B等の電子回路が形成された基板である。また、制御基板26A及び制御基板26Bは、第2放射線検出器20Bにおける放射線Rの入射側の反対側に配置されている。

40

【0035】

ケース28は、図2に示すように、筐体21内の一端側の放射線検出器20とは重ならない位置（すなわち、撮影領域の範囲外）に配置され、後述する電源部70等が収容される。なお、ケース28の設置位置は特に限定されず、例えば、第2放射線検出器20Bの放射線の入射側の反対側の位置であって、放射線検出器20と重なる位置に配置されてもよい。

【0036】

50

次に、図 3 を参照して、本実施形態の放射線画像撮影装置 16 の電気系の要部構成について説明する。

【0037】

図 3 に示すように、TFT 基板 30A には、画素 32 が一方向（図 3 の行方向）及び一方向に交差する交差方向（図 3 の列方向）に二次元状に複数設けられている。画素 32 は、センサ部 32A、コンデンサ 32B、及び電界効果型薄膜トランジスタ（TFT、以下、単に「薄膜トランジスタ」という。）32C を含む。本実施形態のセンサ部 32A が本発明の変換素子の一例である。

【0038】

センサ部 32A は、図示しない上部電極、下部電極、及び光電変換膜等を含み、シンチレータ 22A が発する光を吸収して電荷を発生させる。コンデンサ 32B は、センサ部 32A により発生した電荷を蓄積する。薄膜トランジスタ 32C は、コンデンサ 32B に蓄積された電荷を制御信号に応じて読み出して出力する。以上の構成により、本実施形態の画素 32 には、照射された放射線量が増加するほど増加する電荷が蓄積される。

【0039】

また、TFT 基板 30A には、上記一方向に配設され、各薄膜トランジスタ 32C をオン及びオフさせるための複数本のゲート配線 34 が設けられている。また、TFT 基板 30A には、上記交差方向に配設され、オン状態の薄膜トランジスタ 32C により読み出された電荷が出力される複数本のデータ配線 36 が設けられている。

【0040】

また、TFT 基板 30A の隣り合う 2 辺の一边側にゲート配線ドライバ 52A が配置され、他辺側に信号処理部 54A が配置されている。TFT 基板 30A の個々のゲート配線 34 はゲート配線ドライバ 52A に接続され、TFT 基板 30A の個々のデータ配線 36 は信号処理部 54A に接続されている。

【0041】

TFT 基板 30A の各薄膜トランジスタ 32C は、ゲート配線ドライバ 52A からゲート配線 34 を介して供給される制御信号により各ゲート配線 34 毎（本実施形態では、図 3 に示した行単位）で順にオン状態とされる。そして、オン状態とされた薄膜トランジスタ 32C によって読み出された電荷は、電気信号としてデータ配線 36 を伝送されて信号処理部 54A に入力される。これにより、電荷が各ゲート配線 34 毎（本実施形態では、図 3 に示した行単位）で順に読み出され、二次元状の放射線画像を示す画像データが取得される。

【0042】

信号処理部 54A は、個々のデータ配線 36 毎に、入力される電気信号を増幅する増幅回路及びサンプルホールド回路（いずれも図示省略）を備えており、個々のデータ配線 36 を伝送された電気信号は増幅回路で増幅された後にサンプルホールド回路に保持される。また、サンプルホールド回路の出力側にはマルチプレクサ、及び A/D（Analog/Digital）変換器（いずれも図示省略）が順に接続されている。そして、個々のサンプルホールド回路に保持された電気信号はマルチプレクサに順に（シリアルに）入力され、マルチプレクサにより順次選択された電気信号が A/D 変換器によってデジタルの画像データへ変換される。

【0043】

信号処理部 54A には制御部 58A を介して画像メモリ 56A が接続されており、信号処理部 54A の A/D 変換器から出力された画像データは制御部 58A に順次出力される。制御部 58A には画像メモリ 56A が接続されており、信号処理部 54A から順次出力された画像データは、制御部 58A による制御によって画像メモリ 56A に順次記憶される。画像メモリ 56A は所定の枚数分の画像データを記憶可能な記憶容量を有しており、放射線画像の撮影が行われる毎に、撮影によって得られた画像データが画像メモリ 56A に順次記憶される。また、画像メモリ 56A は制御部 58A にも接続されている。

【0044】

制御部 58A は、CPU (Central Processing Unit) 60、ROM (Read Only Memory) と RAM (Random Access Memory) 等を含むメモリ 62、及びフラッシュメモリ等の不揮発性の記憶部 64 を備えている。制御部 58A の一例としては、マイクロコンピュータ等が挙げられる。

【0045】

通信部 66 は、制御部 58A に接続され、無線通信及び有線通信の少なくとも一方により、放射線照射装置 12 及びコンソール 18 等の外部の装置との間で各種情報の送受信を行う。電源部 70 は、前述した各種回路及び各素子(ゲート配線ドライバ 52A、信号処理部 54A、画像メモリ 56A、制御部 58A、及び通信部 66 等)に電力を供給する。なお、図 3 では、錯綜を回避するために、電源部 70 と各種回路及び各素子を接続する配線の図示を省略している。

10

【0046】

なお、第 2 放射線検出器 20B の TFT 基板 30B、ゲート配線ドライバ 52B、信号処理部 54B、画像メモリ 56B、及び制御部 58B の各構成部品については、各々第 1 放射線検出器 20A の対応する構成部品と同様であるため、ここでの説明を省略する。なお、制御部 58A 及び制御部 58B は、互いに通信可能に接続されている。

【0047】

以上の構成により、本実施形態の放射線画像撮影装置 16 は、第 1 放射線検出器 20A 及び第 2 放射線検出器 20B の各々を用いて、放射線画像の撮影を行う。

【0048】

20

次に、図 4 を参照して、本実施形態のコンソール 18 の構成について説明する。図 4 に示すように、コンソール 18 は、制御部 80 を備える。制御部 80 は、コンソール 18 の全体的な動作を司る CPU 80A、各種プログラム及び各種パラメータ等が予め記憶された ROM 80B、及び CPU 80A による各種プログラムの実行時のワークエリア等として用いられる RAM 80C を備える。

【0049】

また、コンソール 18 は、HDD (Hard Disk Drive) 等の不揮発性の記憶部 86 を備える。記憶部 86 は、第 1 放射線検出器 20A により撮影された放射線画像を示す画像データ、第 2 放射線検出器 20B により撮影された放射線画像を示す画像データ、及びその他の各種データを記憶して保持する。なお、以下では、第 1 放射線検出器 20A により撮影された放射線画像を「第 1 放射線画像」といい、第 1 放射線画像を示す画像データを「第 1 放射線画像データ」という。また、以下では、第 2 放射線検出器 20B により撮影された放射線画像を「第 2 放射線画像」といい、第 2 放射線画像を示す画像データを「第 2 放射線画像データ」という。また、「第 1 放射線画像」及び「第 2 放射線画像」を総称する場合は、単に「放射線画像」という。

30

【0050】

また、コンソール 18 は、表示部 88、操作部 90、及び通信部 92 を備えている。表示部 88 は、撮影に関する情報等及び撮影により得られた放射線画像等を表示する。操作部 90 は、放射線画像の撮影の指示操作及び撮影された放射線画像の画像処理に関する指示等を、ユーザが入力するために用いられる。操作部 90 は、一例としてキーボードの形態を有するものであってもよいし、表示部 88 と一体化されたタッチパネルの形態を有するものであってもよい。通信部 92 は、無線通信及び有線通信の少なくとも一方により、放射線画像撮影装置 16 及び放射線照射装置 12 との間で各種情報の送受信を行う。また、通信部 92 は、無線通信及び有線通信の少なくとも一方により、PACS (Picture Archiving and Communication System: 画像保存通信システム) 及び RIS (Radiology Information System: 放射線情報システム) 等の外部のシステムとの間で各種情報の送受信を行う。

40

【0051】

制御部 80、記憶部 86、表示部 88、操作部 90、及び通信部 92 の各々が、バス 94 を介して互いに接続されている。

50

【 0 0 5 2 】

ところで、本実施形態の放射線画像撮影装置 1 6 では、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び放射線制限部材 2 4 により放射線 R が吸収されるため、第 2 放射線検出器 2 0 B に到達する放射線量は、第 1 放射線検出器 2 0 A に到達する放射線量よりも少なくなる。さらに放射線制限部材 2 4 は、それを構成する素材にもよるが一般に、放射線 R を構成するエネルギーのうち、軟線成分を硬線成分よりも多く吸収するという特徴を持つ。そのため第 2 放射線検出器 2 0 B に到達する放射線 R のエネルギー分布は、第 1 放射線検出器 2 0 A に到達する放射線 R のエネルギー分布に比べると、硬線成分に偏った分布を持つ。

【 0 0 5 3 】

本実施形態では、一例として、第 1 放射線検出器 2 0 A に到達した放射線 R は、第 1 放射線検出器 2 0 A により約 5 0 % 吸収されて放射線画像の撮影に用いられる。また、第 1 放射線検出器 2 0 A を透過して放射線制限部材 2 4 に到達した放射線 R は、放射線制限部材 2 4 により約 6 0 % 吸収される。また、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び放射線制限部材 2 4 を透過して第 2 放射線検出器 2 0 B に到達した放射線 R は、第 2 放射線検出器 2 0 B により約 5 0 % 吸収されて放射線画像の撮影に用いられる。

【 0 0 5 4 】

すなわち、第 2 放射線検出器 2 0 B による放射線画像の撮影に用いられる放射線量（第 2 放射線検出器 2 0 B で発生する電荷量）は、第 1 放射線検出器 2 0 A による放射線画像の撮影に用いられる放射線量の約 2 0 % となる。なお、第 1 放射線検出器 2 0 A による放射線画像の撮影に用いられる放射線量と、第 2 放射線検出器 2 0 B による放射線画像の撮影に用いられる放射線量との比は、上記の比に限らない。但し、第 2 放射線検出器 2 0 B による放射線画像の撮影に用いられる放射線量は、診断の観点から、第 1 放射線検出器 2 0 A による放射線画像の撮影に用いられる放射線量の 1 0 % 以上であることが好ましい。

【 0 0 5 5 】

また、放射線 R は低エネルギーの成分から吸収される。このため、一例として図 5 に示すように、第 2 放射線検出器 2 0 B に到達する放射線 R のエネルギー成分は、第 1 放射線検出器 2 0 A に到達する放射線 R のエネルギー成分の低エネルギー成分が除かれたものとなる。なお、図 5 は、放射線源 1 4 の管電圧を 8 0 k V とした場合において、縦軸は放射線 R の単位面積当たりの吸収量を示し、横軸は放射線 R のエネルギーを示している。また、図 5 の実線 L 1 は、第 1 放射線検出器 2 0 A が吸収する放射線 R についてのエネルギーと単位面積当たりの吸収量との関係を示している。また、図 5 の実線 L 2 は、第 2 放射線検出器 2 0 B が吸収する放射線 R についてのエネルギーと単位面積当たりの吸収量との関係を示している。

【 0 0 5 6 】

次に、本実施形態の放射線画像撮影システム 1 0 の作用を説明する。なお、図 6 は、コンソール 1 8 の制御部 8 0 により実行される全体撮影処理の流れの一例を示すフローチャートである。具体的には、制御部 8 0 の C P U 8 0 A によって全体撮影処理プログラムが実行されることにより、図 6 に示した全体撮影処理が実行される。なお全体撮影処理プログラムが本発明の画像処理プログラムの一例である。また、C P U 8 0 A が全体撮影処理プログラムを実行することにより、制御部 8 0 が、本発明の取得部及び除去部の一例として機能する。

【 0 0 5 7 】

なお、本実施形態では、図 6 に示した全体撮影処理は、コンソール 1 8 の制御部 8 0 が、ユーザにより操作部 9 0 を介して被検体 W の氏名、撮影部位、及び放射線 R の照射条件等を含む撮影メニューを取得した場合に実行される。制御部 8 0 は、R I S 等の外部のシステムから撮影メニューを取得してもよいし、操作部 9 0 を介してユーザが入力した撮影メニューを取得してもよい。

【 0 0 5 8 】

図 6 のステップ S 1 0 0 でコンソール 1 8 の制御部 8 0 は、撮影メニューに含まれる情報を放射線画像撮影装置 1 6 に通信部 9 2 を介して送信し、かつ放射線 R の照射条件を放

10

20

30

40

50

放射線照射装置 1 2 に通信部 9 2 を介して送信する。そして、制御部 8 0 は、放射線 R の照射開始の指示を放射線画像撮影装置 1 6 及び放射線照射装置 1 2 に通信部 9 2 を介して送信する。放射線照射装置 1 2 は、コンソール 1 8 から送信された照射条件及び照射開始の指示を受信すると、受信した照射条件に従って放射線 R の照射を開始する。なお、放射線照射装置 1 2 が照射ボタンを備えている場合は、放射線照射装置 1 2 は、コンソール 1 8 から送信された照射条件及び照射開始の指示を受信し、かつ照射ボタンが押圧操作された場合に、受信した照射条件に従って放射線 R の照射を開始する。

【 0 0 5 9 】

放射線画像撮影装置 1 6 では、コンソール 1 8 から送信された撮影メニューに含まれる情報に従って、第 1 放射線検出器 2 0 A により第 1 放射線画像を撮影し、第 2 放射線検出器 2 0 B により第 2 放射線画像を撮影する。放射線画像撮影装置 1 6 では、制御部 5 8 A、5 8 B が、各々撮影された第 1 放射線画像を示す第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像を示す第 2 放射線画像データに対して、オフセット補正及びゲイン補正等の各種補正を行った後、記憶部 6 4 に記憶させる。

【 0 0 6 0 】

次のステップ S 1 0 2 で制御部 8 0 は、放射線画像撮影装置 1 6 における放射線画像の撮影が終了したか否かを判定する。放射線画像の撮影が終了したか否かの判定方法は特に限定されず、例えば、放射線画像撮影装置 1 6 の制御部 5 8 A、5 8 B の各々が、通信部 6 6 を介して撮影が終了したことを表す終了情報をコンソール 1 8 に送信する場合、コンソール 1 8 の制御部 8 0 は、終了情報を受信した場合に、放射線画像撮影装置 1 6 における撮影が終了したと判定する。

【 0 0 6 1 】

また、例えば、制御部 5 8 A、5 8 B の各々が、通信部 6 6 を介して撮影終了後に第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像データをコンソール 1 8 に送信する場合、制御部 8 0 は、第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像データを受信した場合に、放射線画像撮影装置 1 6 における撮影が終了したと判定する。なお、コンソール 1 8 は、第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像データを受信した場合、受信した第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像データを記憶部 8 6 に記憶させる。

【 0 0 6 2 】

放射線画像撮影装置 1 6 における撮影が終了していない場合、制御部 8 0 は、否定判定となり、放射線画像撮影装置 1 6 における撮影が終了するまで待機状態となる。一方、放射線画像撮影装置 1 6 における撮影が終了した場合、制御部 8 0 は、肯定判定となりステップ S 1 0 4 へ移行する。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 0 4 で制御部 8 0 は、図 7 に示す画像生成処理を実行した後、本全体撮影処理を終了する。

【 0 0 6 4 】

次に、全体撮影処理（図 6 参照）のステップ S 1 0 4 の処理によって実行される画像生成処理について、図 7 を参照して説明する。

【 0 0 6 5 】

本実施形態の放射線画像撮影装置 1 6 では、グリッド 2 3 を透過した放射線 R が、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B に照射されるため、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B で撮影された放射線画像には、グリッド 2 3 が縞模様の画像として写り込んでしまう。そのため、図 7 に示した画像生成処理では、第 1 放射線画像及び第 2 放射線画像の各々に写り込んだグリッド 2 3 の画像を除去する画像処理を行う。

【 0 0 6 6 】

以下では、第 1 放射線画像に写り込んだグリッド 2 3 の画像を「第 1 グリッド画像」といい、第 2 放射線画像に写り込んだグリッド 2 3 の画像を「第 2 グリッド画像」という。

【 0 0 6 7 】

図7のステップS200でコンソール18の制御部80は、第1放射線画像データ及び第2放射線画像データを取得する。制御部80は、第1放射線画像データ及び第2放射線画像データが記憶部86に記憶されている場合、記憶部86から第1放射線画像データ及び第2放射線画像データを読み出すことにより取得する。また、制御部80は、記憶部86に第1放射線画像データ及び第2放射線画像データが記憶されていない場合、第1放射線検出器20Aから第1放射線画像データを取得し、第2放射線検出器20Bから第2放射線画像データを取得する。

【0068】

次のステップS202で制御部80は、第1放射線画像から第1グリッド画像を検出する。制御部80が第1放射線画像から第1グリッド画像を検出する方法は特に限定されない。例えば、制御部80は、グリッドの周波数成分に応じたバンドパスフィルタに放射線画像を通過させることにより抽出したグリッドの周波数成分によってグリッド画像を生成してもよい。なお、本実施形態において「周波数」とは、空間周波数のことをいう。

【0069】

次のステップS204で制御部80は、第2放射線画像から第2グリッド画像を、上記ステップS202と同様に検出する。

【0070】

次のステップS206で制御部80は、図8に示した擬似第2グリッド画像生成処理を実行して、第1グリッド画像から擬似第2グリッド画像を生成する。なお、「擬似第2グリッド画像」とは、第2放射線画像に含まれるグリッド23の画像の擬似的な画像である。本実施形態の擬似第2グリッド画像は、第2放射線画像から直接検出されたグリッド画像ではなく、第1グリッド画像から生成された画像である。

【0071】

図8のステップS250で制御部80は、第1放射線画像に対する第2放射線画像の拡大率及び回転角度を導出する。なお、本実施形態では、拡大率及び回転角度を導出する形態について説明するが、本実施形態の形態に限らず、例えば、拡大率、回転角度、及び回転の中心となる中心位置のずれを導出してもよい。

【0072】

上述したように、第2放射線検出器20Bは、第1放射線検出器20Aの放射線Rが透過されて出射される側に積層されて配置されている。そのため、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとでは、放射線源14からの距離が異なり、第2放射線検出器20Bで撮影された第2放射線画像（被検体Wの画像）は、第1放射線検出器20Aで撮影された第1放射線画像（被検体Wの画像）を拡大した画像となる。そのため、本ステップでは、第1放射線画像に対する第2放射線画像の拡大率を導出する。

【0073】

また、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとは、第1放射線画像及び第2放射線画像において同様の位置に被検体Wの画像を写り込ませるために、各々の撮影領域の放射線Rの入射方向に対する位置が位置合わせされた状態で、筐体21内に設けられている。しかしながら、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの筐体21内への取り付け誤差等により、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとの位置がずれてしまう場合がある。例えば、図9には、放射線Rが入射される側から見た第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの取り付け状態の一例を示している。なお、図9に示す例では、第1放射線検出器20Aに対して、第2放射線検出器20Bが平面視反時計回りに回転した位置にずれて取り付けられた状態とされている。この場合、第2放射線画像に写り込む被検体Wの画像は、第1放射線画像に写り込む被検体Wの画像に対して、時計回りに回転した画像となる。換言すれば、第2放射線画像は、第1放射線画像に対して時計回りに回転した画像となる。そのため、本ステップS250では、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとの積層方向と交差する方向のずれ量として、第1放射線画像に対する第2放射線画像の回転角度、換言すれば、第1放射線画像と第2放射線画像との間の相対角度を導出する。

【 0 0 7 4 】

第 1 放射線画像に対する第 2 放射線画像の拡大率及び回転角度を導出する方法は特に限定されない。

【 0 0 7 5 】

例えば、事前にマーカーが写り込む状態で放射線画像撮影装置 1 6 により撮影を行って得られた第 1 放射線画像と第 2 放射線画像とにおける上記マーカーの画像の大きさ及び位置の差異から、第 1 放射線画像に対する第 2 放射線画像の拡大率及び回転角度を導出してもよい。また、例えば、被検体 W を撮影して得られた第 1 放射線画像と第 2 放射線画像に写り込む被検体 W の同一の特徴的な構造物の画像に基づいて、第 1 放射線画像に対する第 2 放射線画像の拡大率及び回転角度を導出してもよい。

10

【 0 0 7 6 】

図 1 0 を参照して、第 1 放射線画像に対する第 2 放射線画像の拡大率及び回転角度を導出する具体例について説明する。なお、図 1 0 に示した例は、図 9 に示したようにずれた状態で設けられた第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B により撮影された第 1 放射線画像 1 0 0 A 及び第 2 放射線画像 1 0 0 B を、そのまま重ね合わせた状態を示している。

【 0 0 7 7 】

図 1 0 に示した例では、被検体 W の特徴的な 2 つの構造物が、第 1 放射線画像 1 0 0 A には被検体画像 1 0 2 A 及び被検体画像 1 0 4 A として写り込んでおり、第 2 放射線画像 1 0 0 B には被検体画像 1 0 2 B 及び被検体画像 1 0 4 B として写り込んだ状態を示している。ここで、被検体画像 1 0 2 A と被検体画像 1 0 2 B とは、同一の構造物の画像であり、被検体画像 1 0 4 A と被検体画像 1 0 4 B とは、同一の構造物の画像である。

20

【 0 0 7 8 】

この場合、被検体画像 1 0 2 A と被検体画像 1 0 4 A とを結んだ直線 M 1 の長さに対する、被検体画像 1 0 2 B と被検体画像 1 0 4 B とを結んだ直線 M 2 の長さの倍率を導出することにより、拡大率が得られる。また、直線 M 1 に対する直線 M 2 の角度を導出することにより、回転角度が得られる。

【 0 0 7 9 】

次のステップ S 2 5 2 で制御部 8 0 は、第 1 グリッド画像からグリッド 2 3 による縞の本数（以下、「グリッドの本数」という）及び放射線画像の画素の配列方向に対するグリッド 2 3 による縞模様の角度（以下、「グリッドの角度」という）を導出する。上述した第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B の取り付けずれと同様に、グリッド 2 3 についても、筐体 2 1 内への取り付け誤差等により、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B との画素 3 2 の配列方向に対する位置がずれてしまう場合がある。この場合、第 1 放射線検出器 2 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B の画素 3 2 の配列方向に対して、グリッド 2 3 の配列方向が斜めになる。そのため、第 1 グリッド画像及び第 2 グリッド画像は、第 1 放射線画像 1 0 0 A 及び第 2 放射線画像 1 0 0 B において、斜めの縞模様を有する画像として写り込む。

30

【 0 0 8 0 】

そこで、本ステップにおいて制御部 8 0 は、第 1 グリッド画像に対して一例として、周波数解析を行うことにより、第 1 グリッド画像の縞模様における縞の数をグリッドの本数として検出し、画像解析を行うことにより、画素 3 2 の配列に対する縞模様の角度をグリッドの角度として導出する。

40

【 0 0 8 1 】

次のステップ S 2 5 4 では、上記ステップ S 2 5 2 と同様に、第 2 グリッド画像からグリッドの本数及びグリッドの角度を導出する。

【 0 0 8 2 】

ところで、一般に、放射線画像データには、ナイキスト周波数以上の高周波成分が含まれている。画素間隔 $[c\text{ m}]$ の放射線検出器のナイキスト周波数 $f_N [本 / c\text{ m}]$ は、下記 (1) 式で表される。

50

【 0 0 8 3 】

$$f_N = 1 / (2 \times \quad) \quad \cdots (1)$$

【 0 0 8 4 】

例えば、画素間隔 が 1 5 0 [μ m] であれば、ナイキスト周波数 f_N は、3 3 . 3 3 [本 / c m] となる。

【 0 0 8 5 】

ナイキスト周波数以上の高周波は、ナイキスト周波数を境に低周波側に折り返したものが画像として記録される。ナイキスト周波数以上の高周波における折り返しについては、例えば、特許公報第 5 4 3 6 4 8 3 号公報に記載されている。具体的には、一例として図 1 1 に示すように、周波数 f_G 及び周波数 $2 f_G$ は、ナイキスト周波数 f_N 及び周波数 $f = 0$ を壁として反射し、周波数 f_{G_r} 及び周波数 $2 f_{G_r}$ となる。

10

【 0 0 8 6 】

例えば、図 1 1 を第 1 放射線画像 1 0 0 A の第 1 グリッド画像における周波数 f_G 及び周波数 $2 f_G$ についての模式図とした場合、実際のグリッド 2 3 と第 1 放射線検出器 2 0 A との相対角度 r は、周波数 f_G については相対角度 r_1 となり、周波数 $2 f_G$ については相対角度 r_2 となる。

【 0 0 8 7 】

そこで、本実施形態の制御部 8 0 では、このナイキスト周波数での折返しを考慮して、第 1 グリッド画像から擬似第 2 グリッド画像を生成するために、以下の処理を行う。

【 0 0 8 8 】

20

次のステップ S 2 5 6 で制御部 8 0 は、周波数 F 及び周波数 F の高調波 ($2 F$ 、 $3 F$ 、 \cdots) について、上記ステップ S 2 5 2 で導出した第 1 グリッド画像のグリッドの角度を、ナイキスト周波数での折返しがない角度に修正する。例えば、図 1 1 に示した例では、相対角度 r_1 及び相対角度 r_2 について、相対角度 r に修正する。

【 0 0 8 9 】

次のステップ S 2 5 8 で制御部 8 0 は、第 1 グリッド画像を擬似第 2 グリッド画像に変換する。本実施形態では、上記ステップ S 2 5 2 で導出したグリッドの本数を b 本とし、上記ステップ S 2 5 2 で導出した拡大率を a % とした場合、下記 (2) 式により、擬似第 2 グリッド画像のグリッドの本数に変換する。

【 0 0 9 0 】

30

$$\text{グリッドの本数} = b / (1 + a / 100) \quad \cdots (2)$$

【 0 0 9 1 】

また、上記ステップ S 2 5 6 の処理によって修正した第 1 グリッド画像のグリッドの角度に上記ステップ S 2 5 0 で導出した回転角度を加算することにより、ナイキスト周波数での折返しがない擬似第 2 グリッド画像のグリッド角度に変換する。

【 0 0 9 2 】

次のステップ S 2 6 0 で制御部 8 0 は、各周波数 (F 、 $2 F$ 、 $3 F$ 、 \cdots) の各々について、何回ナイキスト周波数で折り返したかを見積もり、上記ステップ S 2 5 8 の処理で得られた擬似第 2 グリッド画像のグリッドの角度に応じて周波数毎に、ナイキスト周波数で折り返す。これにより、擬似第 2 グリッド画像の周波数毎のグリッドの角度が導出される。

40

【 0 0 9 3 】

制御部 8 0 が、このようにして導出したグリッドの角度及び本数を用いて擬似第 2 グリッド画像を生成すると、本擬似第 2 グリッド画像生成処理を終了して、図 7 に示した画像生成処理のステップ S 2 0 8 へ移行する。

【 0 0 9 4 】

ステップ S 2 0 8 で制御部 8 0 は、上記ステップ S 2 0 6 の擬似第 2 グリッド画像生成処理のステップ S 2 5 4 で導出した第 2 グリッド画像のグリッドの本数と、擬似第 2 グリッド画像のグリッドの本数との差 (以下、「本数差」という) が、所定の範囲内であるかを判定する。本数差が所定の範囲内ではない場合、否定判定となりステップ S 2 1 2

50

へ移行する。一方、本数差が所定の範囲内である場合、肯定判定となりステップS 2 1 0へ移行する。

【0095】

ステップS 2 1 0で制御部80は、上記ステップS 2 0 6の擬似第2グリッド画像生成処理のステップS 2 5 4で導出した第2グリッド画像のグリッドの角度と、擬似第2グリッド画像のグリッドの角度との差（以下、「角度差」という）が、所定の範囲内であるかを判定する。角度差が所定の範囲内の場合、肯定判定となりステップS 2 1 2へ移行する。

【0096】

ステップS 2 1 2で制御部80は、第1放射線画像100Aから第1グリッド画像を除去する。次のステップS 2 1 4で制御部80は、第2放射線画像100Bから上記ステップS 2 0 6で生成した擬似第2グリッド画像を除去した後、ステップS 2 2 0へ移行する。なお、第2放射線画像100Bから擬似第2グリッド画像を除去する等、放射線画像からグリッド23の画像を除去する方法は特に限定されない。例えば、グリッド23の画像の反転パターンを、放射線画像に重畳することにより、放射線画像からグリッド23の画像を除去してもよい。

【0097】

このように、本実施形態の画像生成処理では、第2放射線画像100Bから検出した第2グリッド画像と、擬似第2グリッド画像とのグリッドに関する差分が大きい場合、第2グリッド画像が適切な画像ではない可能性が高いため、擬似第2グリッド画像を除去することにより、第2放射線画像100Bからグリッド23が写り込んだ画像を除去する。

【0098】

なお、上述した本数差における所定の範囲、及び角度差における所定の範囲は、第1放射線検出器20Aと第2放射線検出器20Bとの筐体21内への取り付け誤差等を考慮し、予め得ておいた値を用いればよい。

【0099】

一方、角度差が所定の範囲内である場合、肯定判定となりステップS 2 1 6へ移行する。

【0100】

ステップS 2 1 6で制御部80は、第1放射線画像100Aから第1グリッド画像を除去する。次のステップS 2 1 8で制御部80は、第2放射線画像100Bから上記ステップS 2 0 4で検出した第2グリッド画像を除去した後、ステップS 2 2 0へ移行する。

【0101】

次のステップS 2 2 0で制御部80は、以上の処理によりグリッド23の画像が除去された第1放射線画像データ及び第2放射線画像データを用いて、エネルギーサブトラクション画像を示す画像データを生成する。なお、以下では、エネルギーサブトラクション画像を「ES (Energy Subtraction) 画像」といい、エネルギーサブトラクション画像を示す画像データを「ES画像データ」という。

【0102】

本実施形態では、制御部80は、第1放射線画像データに所定の係数を乗算して得られた画像データを、第2放射線画像データに所定の係数を乗算して得られた画像データから対応する画素毎に減算する。この減算を行うことにより、制御部80は、軟部組織を除去し、骨部組織を強調したES画像を示すES画像データを生成する。なお、第1放射線画像データと第2放射線画像データとの対応する画素の決定方法は特に限定されない。例えば、上記擬似第2グリッド画像生成処理のステップS 2 5 0で第1放射線画像に対する第2放射線画像の拡大率及び回転角度を導出した方法と同様に、被検体Wの特徴的な構造物またはマーカーの位置の差異から位置ずれ量を算出し、算出した位置ずれ量に基づいて、第1放射線画像データと第2放射線画像データとの対応する画素を決定してもよい。

【0103】

次のステップS 2 2 2で、制御部80は、上記ステップS 2 2 0で生成されたES画像

10

20

30

40

50

データにより示される E S 画像における骨部組織の領域（以下、「骨部領域」という）を決定する。本実施形態では、例えば、制御部 80 は、撮影メニューに含まれる撮影部位に基づいて、およそその骨部領域の範囲を推定する。そして、制御部 80 は、推定した範囲内において、周辺画素の微分値が所定値以上の画素を、骨部領域のエッジ（端部）を構成する画素として検出することで、骨部領域を決定する。

【0104】

一例として図 12 に示すように、本ステップ S 2 2 2 の処理により、制御部 80 は、骨部領域 B のエッジ E を検出し、エッジ E 内の領域を骨部領域 B と決定する。図 12 では、一例として、被検体 W の上半身の背骨部分を撮影した場合の E S 画像を示している。

【0105】

なお、骨部領域 B の決定方法は上記の例に限定されない。例えば、制御部 80 は、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データにより示される E S 画像を表示部 88 に表示する。ユーザは表示部 88 に表示された E S 画像に対して、操作部 90 を介して骨部領域 B のエッジ E を指定する。そして、制御部 80 は、ユーザにより指定されたエッジ E 内の領域を骨部領域 B と決定してもよい。

【0106】

また、制御部 80 は、E S 画像と、上記ステップ S 2 2 2 で検出されたエッジ E とを重ねさせた画像を表示部 88 に表示してもよい。この場合、ユーザは、表示部 88 に表示されたエッジ E を修正する必要がある場合は、操作部 90 を介してエッジ E の位置を修正する。そして、制御部 80 は、ユーザにより修正されたエッジ E 内の領域を骨部領域 B と決定してもよい。

【0107】

次のステップ S 2 2 4 で、制御部 80 は、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データにより示される E S 画像における軟部組織の領域（以下、「軟部領域」という。）を決定する。本実施形態では、例えば、制御部 80 は、エッジ E から所定の方角に対して所定の画素数を空けた位置の画素を含む所定の面積の領域であって、骨部領域 B を除く領域を軟部領域と決定する。一例として図 12 に示すように、本ステップ S 2 2 4 の処理により、制御部 80 は、複数（図 12 に示す例では 6 つ）の軟部領域 S を決定する。

【0108】

なお、上記所定の方角及び所定の画素数は、放射線画像撮影装置 16 の実機を用いた実験等により、撮影部位等に応じて予め定めておけばよい。また、上記所定の面積は、予め定めておいてもよいし、ユーザに指定させてもよい。また、例えば、制御部 80 は、E S 画像データにおける最小の画素値（骨部領域 B を除いた被検体 W の体厚が最も厚い位置に対応する画素値）を下限值とした所定の範囲内の画素値の画素を軟部領域 S と決定してもよい。また、ステップ S 2 2 4 で決定する軟部領域 S の数は、図 12 に示した例の数に限定されないことは言うまでもない。

【0109】

次のステップ S 2 2 6 で、制御部 80 は、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データに対し、E S 画像の撮影毎のばらつきが許容範囲内となる補正を行う。本実施形態では、一例として、制御部 80 は、E S 画像データの全周波数帯域に対し、画像のムラを除去する補正を行う。なお、本ステップ S 2 2 6 の処理により補正が行われて得られた画像データは、後述するステップ S 2 2 8 からステップ S 2 3 2 までの処理による骨密度の算出に用いられるため、以下では「D X A（Dual-energy X-ray Absorptiometry）画像データ」という。

【0110】

次のステップ S 2 2 8 で、制御部 80 は、D X A 画像データにおける骨部領域 B の画素値の平均値 A 1 を算出する。次のステップ S 2 3 0 で、制御部 80 は、D X A 画像データにおける全ての軟部領域 S の画素値の平均値 A 2 を算出する。ここで、本実施形態では、一例として、制御部 80 は、エッジ E から遠い軟部領域 S ほど画素値が小さくなる重み付けを行って、平均値 A 2 を算出する。なお、ステップ S 2 2 8 及びステップ S 2 3 0 で平

10

20

30

40

50

均値 A 1、A 2 を算出する前に、メディアンフィルタ等を用いて骨部領域 B の画素値及び軟部領域 S の画素値の異常値を除去してもよい。

【 0 1 1 1 】

次のステップ S 2 3 2 で、制御部 8 0 は、被検体 W の撮影部位の骨密度を算出する。本実施形態では、一例として、制御部 8 0 は、上記ステップ S 2 2 8 で算出された平均値 A 1 と上記ステップ S 2 3 0 で算出された平均値 A 2 との差分を算出する。また、制御部 8 0 は、算出した差分に対し、画素値を骨量 [g] に変換する変換係数を乗算することにより、骨量を算出する。そして、制御部 8 0 は、算出した骨量を、骨部領域 B の面積 [c m ²] で除算することにより、骨密度 [g / c m ²] を算出する。なお、上記変換係数は、放射線画像撮影装置 1 6 の実機を用いた実験等により、撮影部位等に応じて予め定めてお

10

【 0 1 1 2 】

次のステップ S 2 3 4 で、制御部 8 0 は、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データ、及び上記ステップ S 2 3 2 で算出された骨密度を、被検体 W を識別する情報に対応付けて、記憶部 8 6 に記憶する。なお、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データ、及びステップ S 2 3 2 で算出された骨密度と、第 1 放射線画像データ及び第 2 放射線画像データとの双方を、被検体 W を識別する情報に対応付けて、記憶部 8 6 に記憶してもよい。

【 0 1 1 3 】

次のステップ S 2 3 6 で、制御部 8 0 は、上記ステップ S 2 2 0 で生成された E S 画像データにより示される E S 画像、及びステップ S 2 3 2 で算出された骨密度を表示部 8 8 に表示した後、本画像生成処理を終了する。

20

【 0 1 1 4 】

以上説明したように、本実施形態の放射線画像撮影システム 1 0 は、照射された放射線 R の線量の増加で、発生する電荷が増加するセンサ部 3 2 A を含んで構成される複数の画素 3 2 が 2 次元状に配置される第 1 放射線検出器 2 0 A と、第 1 放射線検出器 2 0 A の放射線 R が透過されて出射される側に配置され、かつ照射された放射線 R の線量の増加で、発生する電荷が増加するセンサ部 3 2 A を含んで構成される複数の画素 3 2 が 2 次元状に配置される第 2 放射線検出器 2 0 B と、を備えた放射線画像撮影装置 1 6 と、制御部 8 0 を有するコンソール 1 8 と、を備える。コンソール 1 8 の制御部 8 0 は、被検体 W を透過した放射線 R に含まれる散乱線を除去するグリッド 2 3 を用いて、第 1 放射線検出器 2 0 A により撮影された第 1 放射線画像 1 0 0 A 及び第 2 放射線検出器 2 0 B により撮影された第 2 放射線画像 1 0 0 B を取得する。また、制御部 8 0 は、取得した第 1 放射線画像 1 0 0 A からグリッド 2 3 の画像である第 1 グリッド画像を検出して除去し、第 1 グリッド画像を用いて、第 2 放射線画像 1 0 0 B からグリッド 2 3 の画像を除去する。

30

【 0 1 1 5 】

本実施形態の放射線画像撮影装置 1 6 では、第 2 放射線検出器 2 0 B に到達する放射線量は、第 1 放射線検出器 2 0 A に到達する放射線量よりも少なくなる。そのため、第 2 放射線検出器 2 0 B により撮影された第 2 放射線画像 1 0 0 B から検出した第 2 グリッド画像がグリッド 2 3 の画像として適切ではない場合がある。コンソール 1 8 の制御部 8 0 は、このような場合、第 1 放射線検出器 2 0 A により撮影された第 1 放射線画像 1 0 0 A から検出された第 1 グリッド画像を用いて、第 2 放射線画像 1 0 0 B に含まれるグリッド 2 3 の画像の擬似的な画像である擬似第 2 グリッド画像を生成する。そして、制御部 8 0 は、第 2 放射線画像 1 0 0 B から疑似第 2 グリッド画像を除去する画像処理を行う。

40

【 0 1 1 6 】

従って、本実施形態の放射線画像撮影システム 1 0 によれば、第 2 放射線検出器 2 0 B に照射される放射線 R の線量が、第 1 放射線検出器 2 0 A に照射される放射線 R の線量より少なくても、取得した放射線画像に対し、適切な画像処理を可能とすることができる。

【 0 1 1 7 】

なお、本実施形態の画像生成処理では、第 2 放射線画像 1 0 0 B から擬似第 2 グリッド

50

画像を除去する場合として、第2放射線画像100Bから検出した第2グリッド画像と、擬似第2グリッド画像とのグリッドに関する差分が大きい場合に、について説明したがこの場合に限らない。例えば、第2グリッド画像におけるグリッドの本数やグリッドの角度が、実験等により得られた想定される値と大きく異なる場合、第2グリッド画像と擬似第2グリッド画像との差分を判定せずに、第2放射線画像100Bから擬似第2グリッド画像を除去する処理を行ってもよい。また、第2放射線画像100Bから第2グリッド画像が検出できなかった場合も、第2放射線画像100Bから擬似第2グリッド画像を除去する処理を行うとよい。

【0118】

また、本実施形態では、第2グリッド画像と第2放射線画像との差分として、グリッドの本数及びグリッドの角度を用いる場合について説明したが、これに限らず、例えば、グリッドの本数及びグリッドの角度のいずれか一方であってもよい。また、上記差分は、例えば、第2放射線画像100Bに対する、縞模様の位置であってもよい。

【0119】

また、本実施形態では、第1放射線画像100Aに対する第2放射線画像100Bの拡大率及び回転角度を導出する場合について説明したが、第2放射線画像100Bに対する第1放射線画像100Aの縮小率及び回転角度を導出してもよい。

【0120】

また、本実施形態の制御部80は、グリッド23の画像を除去した第1放射線画像100A及び第2放射線画像100Bを記憶部86に記憶させてもよい。また、この場合、第2放射線画像100Bについては、第2グリッド画像及び擬似第2グリッド画像のいずれを除去したかを表す情報を対応付けて記憶させてもよい。

【0121】

また、本実施形態では、第2グリッド画像を除去した第2放射線画像100B及び、擬似第2グリッド画像を除去した第2放射線画像100Bを生成する場合について説明したが、これに限らず、両方の第2放射線画像100Bを生成してもよい。この場合、例えば、第2グリッド画像を除去した第2放射線画像100B及び、擬似第2グリッド画像を除去した第2放射線画像100Bの両方をユーザに提示し、いずれを用いて骨密度を導出するかユーザによる選択が可能としてもよい。

【0122】

また、本実施形態では、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの双方に、放射線を一旦光に変換し、変換した光を電荷に変換する間接変換型の放射線検出器を適用した場合について説明したが、これに限定されない。例えば、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの少なくとも一方に、放射線を電荷へ直接変換する直接変換型の放射線検出器を適用する形態としてもよい。

【0123】

また、本実施形態では、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの双方に、TFT基板30A、30B側から放射線Rが入射される表面読取方式の放射線検出器を適用した場合について説明したが、これに限定されない。例えば、第1放射線検出器20A及び第2放射線検出器20Bの少なくとも一方に、シンチレータ22A、22B側から放射線Rが入射される裏面読取方式（所謂PSS（Penetration Side Sampling）方式）の放射線検出器を適用する形態としてもよい。

【0124】

また、本実施形態では、2つの制御部（制御部58A、58B）により放射線画像撮影装置16の制御を実現する場合について説明したが、これに限定されない。例えば1つの制御部により放射線画像撮影装置16の制御を実現する形態としてもよい。また、本実施形態では、コンソール18の制御部80が、本発明の取得部及び除去部の一例として機能する場合について説明したが、これに限定されない。例えば、取得部及び除去部の少なくとも一方の機能を、制御部58A及び制御部58Bの一方が有していてもよいし、放射線画像撮影装置16及びコンソール18と異なる、読影装置等の他の装置が有していてもよ

10

20

30

40

50

い。

【 0 1 2 5 】

また、本実施形態では、第 1 放射線画像 1 0 0 A 及び第 2 放射線画像 1 0 0 B を用いて、骨密度を導出する場合について説明したが、これに限定されない。例えば、第 1 放射線画像 1 0 0 A 及び第 2 放射線画像 1 0 0 B を用いて、骨塩定量を導出してもよいし、骨密度及び骨塩定量の双方を導出してもよい。

【 0 1 2 6 】

また、本実施形態では、全体撮影処理プログラムが R O M 8 0 B に予め記憶（インストール）されている態様を説明したが、これに限定されない。全体撮影処理プログラムは、C D - R O M（Compact Disk Read Only Memory）、D V D - R O M（Digital Versatile Disk Read Only Memory）、及び U S B（Universal Serial Bus）メモリ等の記録媒体に記録された形態で提供されてもよい。また、全体撮影処理プログラムは、ネットワークを介して外部装置からダウンロードされる形態としてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 2 7 】

1 0	放射線画像撮影システム	
1 2	放射線照射装置	
1 4	放射線源	
1 6	放射線画像撮影装置	
1 8	コンソール	20
2 0 A	第 1 放射線検出器	
2 0 B	第 2 放射線検出器	
2 1	筐体	
2 2 A、2 2 B	シンチレータ	
2 3	グリッド	
2 4	放射線制限部材	
2 6 A、2 6 B	制御基板	
2 8	ケース	
3 0 A、3 0 B	T F T 基板	
3 2	画素	30
3 2 A	センサ部	
3 2 B	コンデンサ	
3 2 C	薄膜トランジスタ	
3 4	ゲート配線	
3 6	データ配線	
5 2 A、5 2 B	ゲート配線ドライバ	
5 4 A、5 4 B	信号処理部	
5 6 A、5 6 B	画像メモリ	
5 8 A、5 8 B、8 0	制御部	
6 0、8 0 A	C P U	40
6 2	メモリ	
6 4、8 6	記憶部	
6 6、9 2	通信部	
7 0	電源部	
8 0 B	R O M	
8 0 C	R A M	
8 8	表示部	
9 0	操作部	
9 4	バス	
1 0 0 A	第 1 放射線画像	50

100B 第2放射線画像

102A、102B、104A、104B 被検体画像

B 骨部領域

E エッジ

f_N ナイキスト周波数

f_G 、 $2f_G$ 、 f_{Gr} 、 $2f_{Gr}$ 周波数

L1、L2 実線

M1、M2 直線

R 放射線

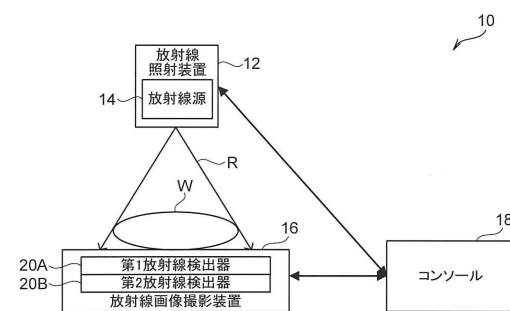
S 軟部領域

W 被検体

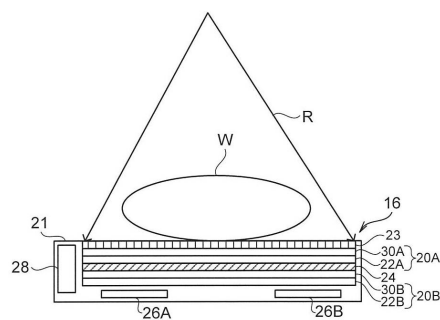
r 、 r_1 、 r_2 相対角度

10

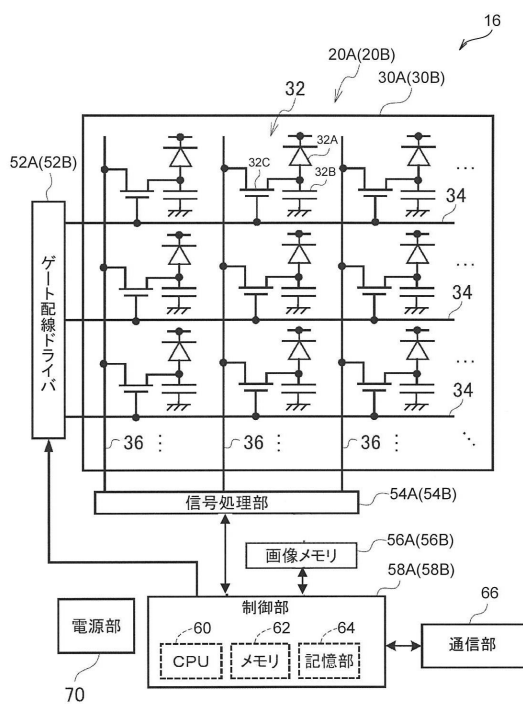
【図1】



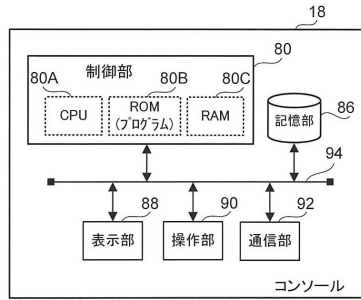
【図2】



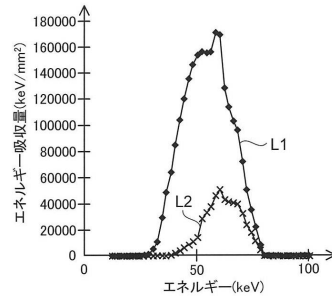
【図3】



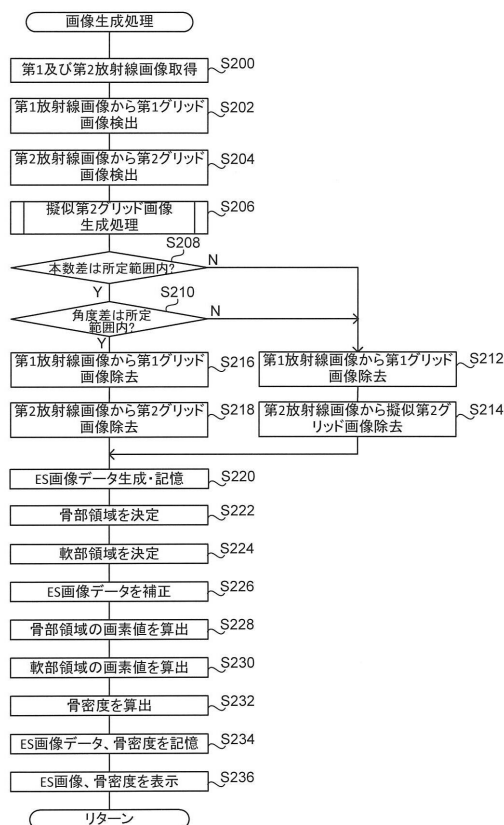
【図4】



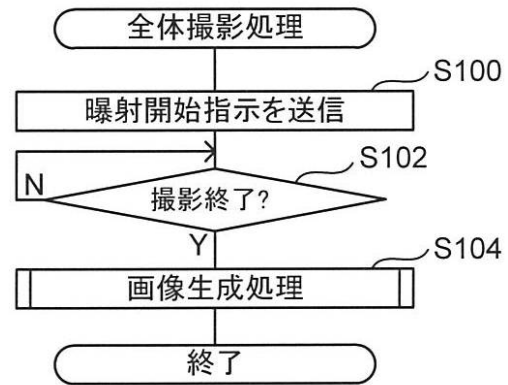
【図5】



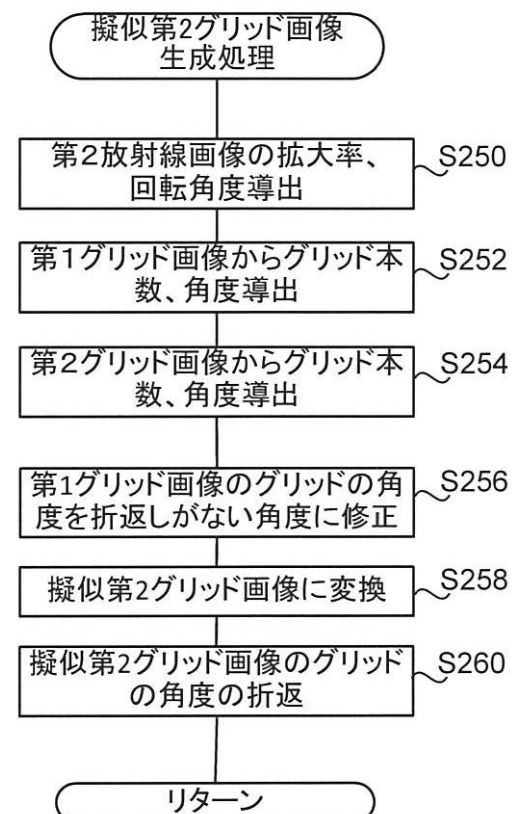
【図7】



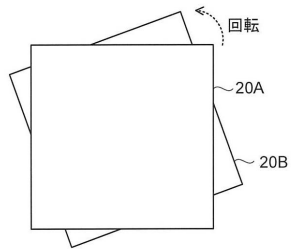
【図6】



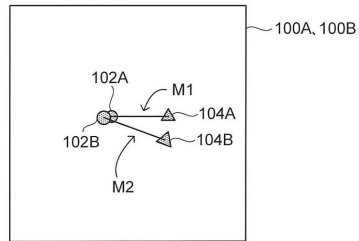
【図8】



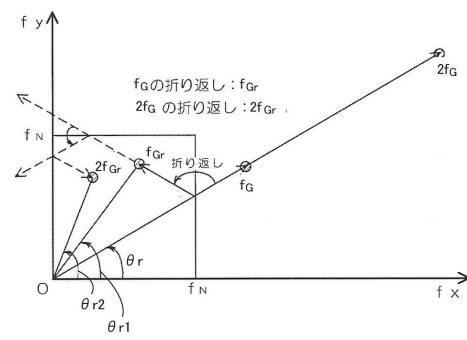
【図 9】



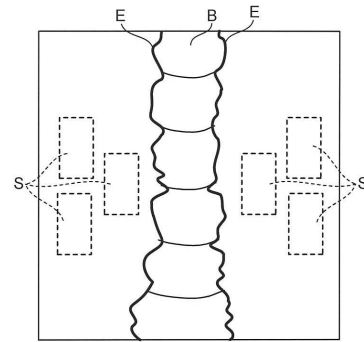
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2015-180239(JP,A)
特開2001-212119(JP,A)
特開平02-297099(JP,A)
特開2011-000235(JP,A)
特開平08-266529(JP,A)
特開2000-298198(JP,A)
特開2004-160208(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	6/00	-	6/14
G01T	1/00	-	7/12