

(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.

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

F 1

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

富士フィルム株式会社

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

富士フィルム株式会社内

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1 2】

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。

10

20

30

40

50

【0007】

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。

【0008】

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とも、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】**【0009】**

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。

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

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。

【0013】

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。

【0014】

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。

【0015】

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つ

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てもよい。

【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。

【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。

【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とも、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】

【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

10

20

30

40

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】

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20A及び第2放射線検出器20B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20A及び第2放射線検出器20B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20A及び第2放射線検出器20B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20A、第2放射線検出器20B、グリッド23、放射線制限部材24、制御基板26A、制御基板26B、及びケース28が設けられている。 40

【0028】

第1放射線検出器20A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。また、第1放射線検出器20Aは、TFT(Thin Film Transistor)基板30A、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22Aを備えている。 50

また、TFT基板30A及びシンチレータ22Aは、放射線Rの入射側からTFT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、TFT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、TFT基板30B及びシンチレータ22Bは、放射線Rの入射側からTFT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、TFT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ISS（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はらつきが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】

10

20

30

40

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2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辺の一辺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增幅する增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增幅回路で增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】

10

20

30

40

50

制御部 58A は、C P U (Central Processing Unit) 60、R O M (Read Only Memory) と R A M (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。

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

なお、第 2 放射線検出器 20B の T F T 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。

【 0 0 4 7 】

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。20

【 0 0 4 8 】

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 C P U 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 R O M 80B、及び C P U 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 R A M 80C を備える。

【 0 0 4 9 】

また、コンソール 18 は、H D D (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

【 0 0 5 0 】

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、P A C S (Picture Archiving and Communication System : 画像保存通信システム) 及び R I S (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

【 0 0 5 1 】

制御部 80、記憶部 86、表示部 88、操作部 90、及び通信部 92 の各部が、バス 94 を介して互いに接続されている。50

【0052】

ところで、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及び放射線制限部材24により放射線Rが吸収されるため、第2放射線検出器20Bに到達する放射線量は、第1放射線検出器20A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24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言う特徴を持つ。そのため第2放射線検出器20B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20A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。

【0053】

本実施形態では、一例として、第1放射線検出器20Aに到達した放射線Rは、第1放射線検出器20Aにより約50%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20Aを透過して放射線制限部材24に到達した放射線Rは、放射線制限部材24により約60%吸収される。また、第1放射線検出器20A及び放射線制限部材24を透過して第2放射線検出器20Bに到達した放射線Rは、第2放射線検出器20Bにより約50%吸収されて放射線画像の撮影に用いられる。10

【0054】

すなわち、第2放射線検出器20B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20Bで発生する電荷量）は、第1放射線検出器20Aによる放射線画像の撮影に用いられる放射線量の約20%となる。なお、第1放射線検出器20A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20B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20B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20Aによる放射線画像の撮影に用いられる放射線量の10%以上であることが好ましい。20

【0055】

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20B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20A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14の管電圧を80kV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L1は、第1放射線検出器20A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L2は、第2放射線検出器20B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。30

【0056】

次に、本実施形態の放射線画像撮影システム10の作用を説明する。なお、図6は、コンソール18の制御部80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80のCPU80A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、CPU80A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80が、本発明の取得部及び除去部の一例として機能する。40

【0057】

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18の制御部80が、ユーザにより操作部90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80は、RIS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90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。

【0058】

図6のステップS100でコンソール18の制御部80は、撮影メニューに含まれる情報を放射線画像撮影装置16に通信部92を介して送信し、かつ放射線Rの照射条件を放50

射線照射装置 12 に通信部 92 を介して送信する。そして、制御部 80 は、放射線 R の照射開始の指示を放射線画像撮影装置 16 及び放射線照射装置 12 に通信部 92 を介して送信する。放射線照射装置 12 は、コンソール 18 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 12 が照射ボタンを備えている場合は、放射線照射装置 12 は、コンソール 18 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 16 では、コンソール 18 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 20A により第 1 放射線画像を撮影し、第 2 放射線検出器 20B により第 2 放射線画像を撮影する。放射線画像撮影装置 16 では、制御部 58A、58B 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 64 に記憶させる。10

【 0 0 6 0 】

次のステップ S102 で制御部 80 は、放射線画像撮影装置 16 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 16 の制御部 58A、58B の各々が、通信部 66 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 18 に送信する場合、コンソール 18 の制御部 80 は、終了情報を受信した場合に、放射線画像撮影装置 16 における撮影が終了したと判定する。20

【 0 0 6 1 】

また、例えば、制御部 58A、58B の各々が、通信部 66 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 18 に送信する場合、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受信した場合に、放射線画像撮影装置 16 における撮影が終了したと判定する。なお、コンソール 18 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 86 に記憶させる。

【 0 0 6 2 】

放射線画像撮影装置 16 における撮影が終了していない場合、制御部 80 は、否定判定となり、放射線画像撮影装置 16 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 16 における撮影が終了した場合、制御部 80 は、肯定判定となりステップ S104 へ移行する。30

【 0 0 6 3 】

ステップ S104 で制御部 80 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 S104 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 16 では、グリッド 23 を透過した放射線 R が、第 1 放射線検出器 20A 及び第 2 放射線検出器 20B に照射されるため、第 1 放射線検出器 20A 及び第 2 放射線検出器 20B で撮影された放射線画像には、グリッド 23 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 23 の画像を除去する画像処理を行う。40

【 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 23 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 23 の画像を「第 2 グリッド画像」という。

【 0 0 6 7 】

50

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、空間周波数のことである。10

【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。20

【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い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の画像を書き込ませるために、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放射線画像に書き込む被検体Wの画像は、第1放射線画像に書き込む被検体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。4050

【0074】

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。

【0075】

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16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よい。10

【0076】

図10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10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20A及び第2放射線検出器20Bにより撮影された第1放射線画像100A及び第2放射線画像100Bを、そのまま重ね合わせた状態を示している。

【0077】

図10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100Aには被検体画像102A及び被検体画像104Aとして写り込んでおり、第2放射線画像100Bには被検体画像102B及び被検体画像104Bとして写り込んだ状態を示している。ここで、被検体画像102Aと被検体画像102Bとは、同一の構造物の画像であり、被検体画像104Aと被検体画像104Bとは、同一の構造物の画像である。20

【0078】

この場合、被検体画像102Aと被検体画像104Aとを結んだ直線M1の長さに対する、被検体画像102Bと被検体画像104Bとを結んだ直線M2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M1に対する直線M2の角度を導出することにより、回転角度が得られる。

【0079】

次のステップS252で制御部80は、第1グリッド画像からグリッド23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23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20A及び第2放射線検出器20Bの取り付けずれと同様に、グリッド23についても、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及び第2放射線検出器20Bとの画素32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20A及び第2放射線検出器20Bの画素32の配列方向に対して、グリッド23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100A及び第2放射線画像100Bにおいて、斜めの縞模様を有する画像として写り込む。30

【0080】

そこで、本ステップにおいて制御部80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32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

【0081】

次のステップS254では、上記ステップS252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。

【0082】

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 [cm] の放射線検出器のナイキスト周波数 f_N [本/cm] は、下記(1)式で表される。50

【0083】

$f_N = 1 / (2 \times \dots) \dots (1)$

【0084】

例えば、画素間隔 μm が 150 [μm] であれば、ナイキスト周波数 f_N は、 33.33 [本 / cm] となる。

【0085】

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 5436483 号公報に記載されている。具体的には、一例として図 11 に示すように、周波数 f_G 及び周波数 $2f_G$ 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 $2f_{G_r}$ となる。
10

【0086】

例えば、図 11 を第 1 放射線画像 100A の第 1 グリッド画像における周波数 f_G 及び周波数 $2f_G$ についての模式図とした場合、実際のグリッド 23 と第 1 放射線検出器 20 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 $2f_G$ については相対角度 r_2 となる。

【0087】

そこで、本実施形態の制御部 80 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。

【0088】

次のステップ S 256 で制御部 80 は、周波数 F 及び周波数 F の高調波 (2F, 3F, ...) について、上記ステップ S 252 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 11 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。
20

【0089】

次のステップ S 258 で制御部 80 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 252 で導出したグリッドの本数を b 本とし、上記ステップ S 252 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。

【0090】

グリッドの本数 = $b / (1 + a / 100) \dots (2)$

【0091】

また、上記ステップ S 256 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 250 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。

【0092】

次のステップ S 260 で制御部 80 は、各周波数 (F, 2F, 3F, ...) 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 258 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

【0093】

制御部 80 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 208 へ移行する。

【0094】

ステップ S 208 で制御部 80 は、上記ステップ S 206 の擬似第 2 グリッド画像生成処理のステップ S 254 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否かを判定する。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 212
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 210 へ移行する。

【0095】

ステップ S 210 で制御部 80 は、上記ステップ S 206 の擬似第 2 グリッド画像生成処理のステップ S 254 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否かを判定する。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 212 へ移行する。

【0096】

ステップ S 212 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 214 で制御部 80 は、第 2 放射線画像 100B から上記ステップ S 206 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 220 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、放射線画像に重畠することにより、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 が書き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 216 へ移行する。

【0100】

ステップ S 216 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 218 で制御部 80 は、第 2 放射線画像 100B から上記ステップ S 204 で検出した第 2 グリッド画像を除去した後、ステップ S 220 へ移行する。

【0101】

次のステップ S 220 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 subtraction 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 subtraction 画像を「ES (Energy Subtraction) 画像」といい、エネルギー subtraction 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 250 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 222 で、制御部 80 は、上記ステップ S 220 で生成された ES 画像

10

20

30

40

50

データにより示されるES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、おおよ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S222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ES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S220で生成されたES画像データにより示されるES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ES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、ES画像と、上記ステップS222で検出されたエッジEとを重畳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S224で、制御部80は、上記ステップS220で生成されたES画像データにより示されるES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から所定の方向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S224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、上記所定の方向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、ES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）を下限値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S224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ることは言うまでもない。

【0109】

次のステップS226で、制御部80は、上記ステップS220で生成されたES画像データに対し、ES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、ES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S226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S228からステップS232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「DXA（Dual-energy X-ray Absorptiometry）画像データ」という。

【0110】

次のステップS228で、制御部80は、DXA画像データにおける骨部領域Bの画素値の平均値A1を算出する。次のステップS230で、制御部80は、DXA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A2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A2を算出する。なお、ステップS228及びステップS230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 [cm²] で除算することにより、骨密度 [g / cm²] 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けばよい。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 の線量よりも少くても、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ます。

【 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。

【0125】

また、本実施形態では、第1放射線画像100A及び第2放射線画像100B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100A及び第2放射線画像100B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。

【0126】

また、本実施形態では、全体撮影処理プログラムがROM80Bに予め記憶（インストール）されている様子を説明したが、これに限定されない。全体撮影処理プログラムは、CD-ROM（Compact Disk Read Only Memory）、DVD-ROM（Digital Versatile Disk Read Only Memory）、及びUSB（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。
10

【符号の説明】

【0127】

10 放射線画像撮影システム

12 放射線照射装置

14 放射線源

16 放射線画像撮影装置

18 コンソール

20

20A 第1放射線検出器

20B 第2放射線検出器

21 筐体

22A、22B シンチレータ

23 グリッド

24 放射線制限部材

26A、26B 制御基板

28 ケース

30A、30B TFT基板

30

32 画素

32A センサ部

32B コンデンサ

32C 薄膜トランジスタ

34 ゲート配線

36 データ配線

52A、52B ゲート配線ドライバ

54A、54B 信号処理部

56A、56B 画像メモリ

58A、58B、80 制御部

60、80A CPU

40

62 メモリ

64、86 記憶部

66、92 通信部

70 電源部

80B ROM

80C RAM

88 表示部

90 操作部

94 バス

100A 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

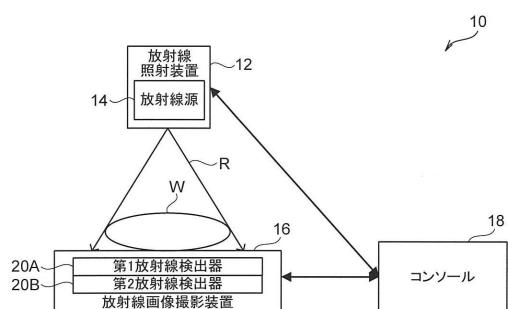
S 軟部領域

W 被検体

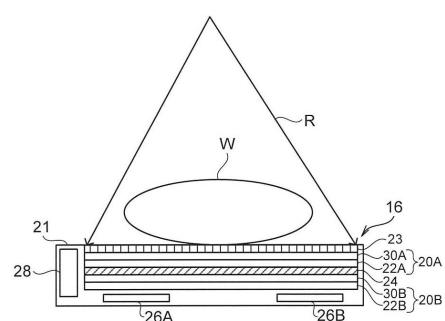
r、r1、r2 相対角度

10

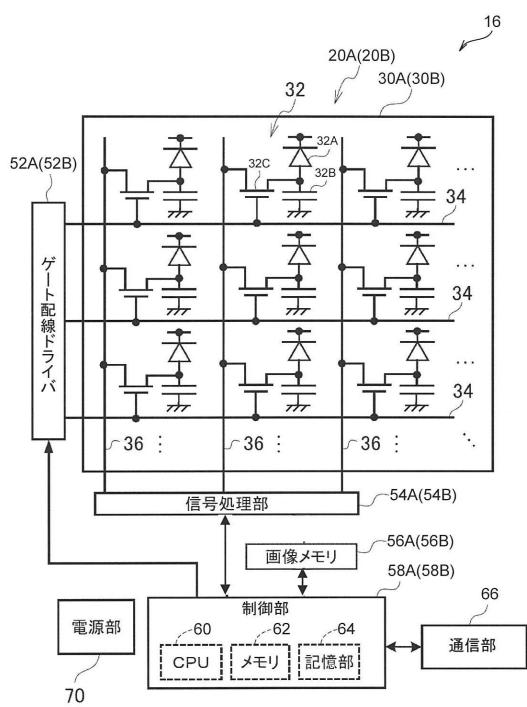
【図1】



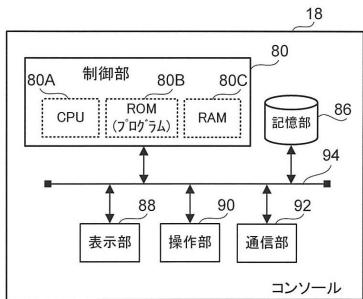
【図2】



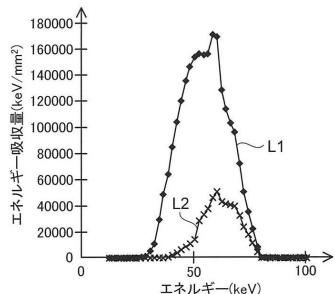
【図3】



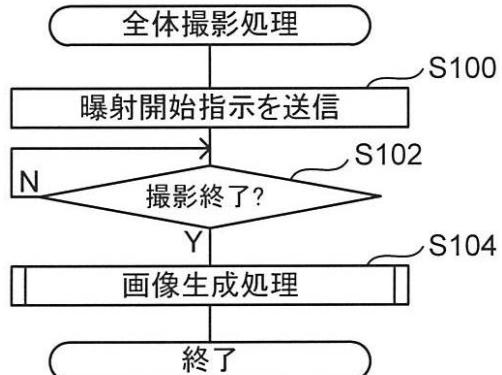
【図4】



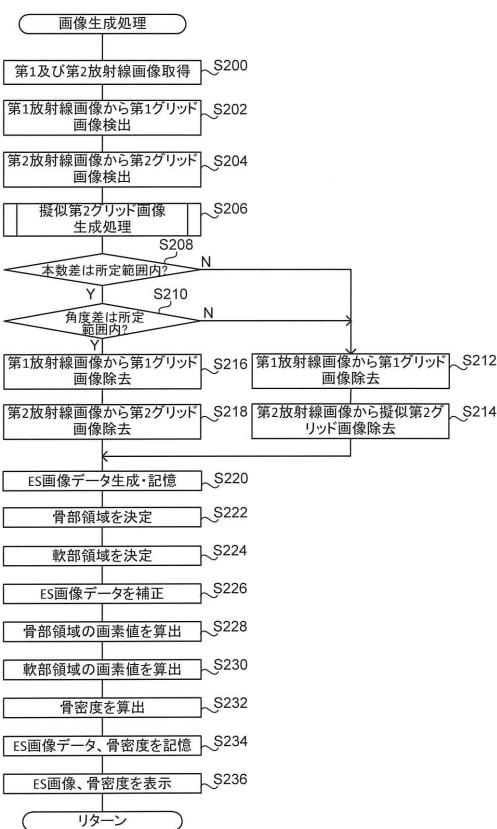
【図5】



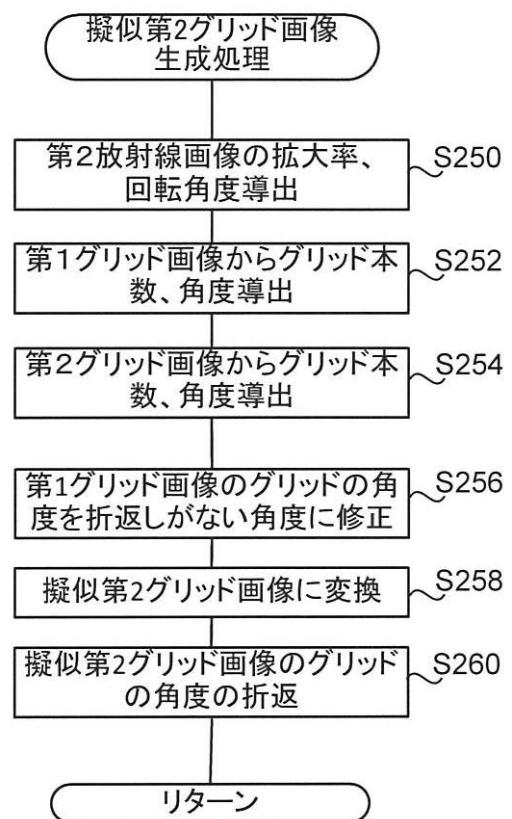
【図6】



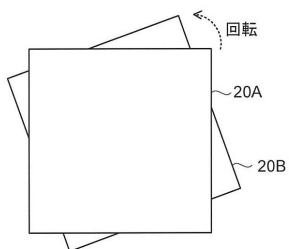
【図7】



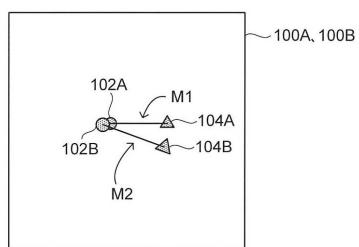
【図8】



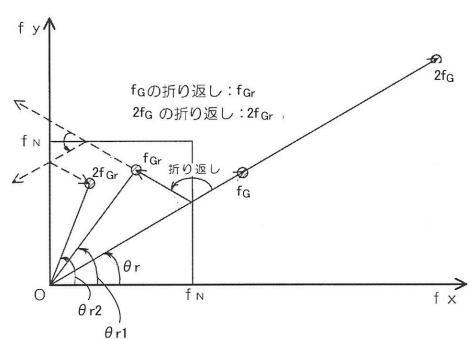
【図9】



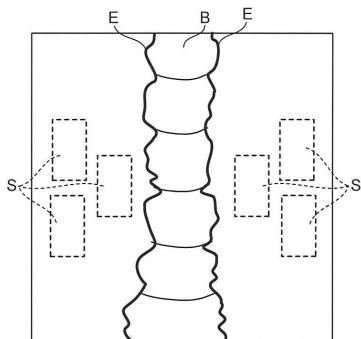
【図10】



【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)

A 61 B	6 / 00	-	6 / 14
G 01 T	1 / 00	-	7 / 12