

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-111446
(P2019-111446A)

(43) 公開日 令和1年7月11日(2019.7.11)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 6 0 B	

審査請求 有 請求項の数 8 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2019-81353 (P2019-81353)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成31年4月22日 (2019. 4. 22)	(74) 代理人	110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所
(62) 分割の表示	特願2017-150715 (P2017-150715) の分割	(72) 発明者	辻 哲矢 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
原出願日	平成26年3月3日 (2014. 3. 3)	(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
		Fターム(参考)	4C093 AA07 CA13 EB12 EB13 EB17 FF09 FF35 FF37

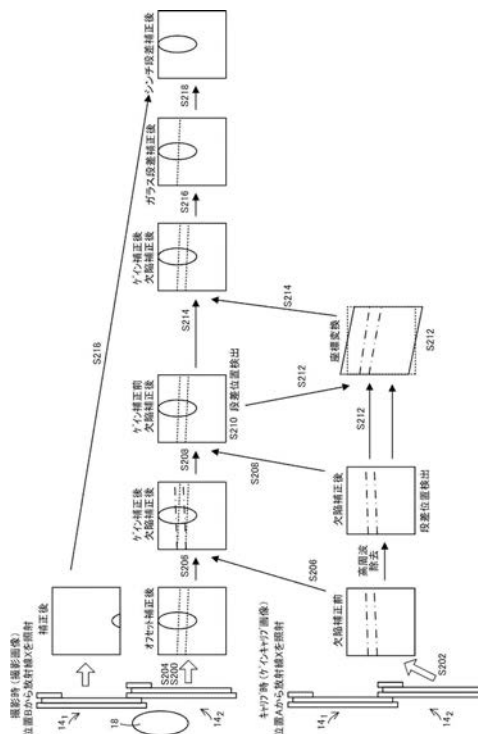
(54) 【発明の名称】放射線画像撮影システム、画像処理装置、放射線画像撮影システムの制御方法、及び放射線画像撮影システムの制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】、補正用画像と撮影画像とで放射線の入射方向が変化した場合であっても、撮影画像に生じた段差成分の補正を適切に行うことができる、放射線画像撮影システム、画像処理装置、放射線画像撮影システムの制御方法、及び放射線画像撮影システムの制御プログラムを提供する。

【解決手段】放射線画像撮影システム10は、第1放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置14₁と、放射線画像撮影装置14₁よりも放射線照射装置16から遠い側に放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、第2放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置14₂とを備える。制御部30は、第2放射線画像に対して、放射線画像撮影装置14₁のシンチレータ98に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び放射線画像撮影装置14₁のTFTガラス基板90に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を異なる補正方法により低減する補正を行う。

【選択図】図10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第 1 変換層と、前記第 1 変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第 1 画素が形成された第 1 基板とを備えた第 1 放射線画像撮影装置と、

前記第 1 放射線画像撮影装置よりも前記放射線照射装置から遠い側に、前記放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、前記放射線を光に変換する第 2 変換層と、前記第 2 変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第 2 画素が形成された第 2 基板とを備え、第 2 放射線画像撮影装置と、

10

前記第 1 放射線画像及び第 2 放射線画像を取得し、前記第 2 放射線画像に対して、前記第 1 放射線画像撮影装置の前記第 1 変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び前記第 1 放射線画像撮影装置の前記第 1 基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行う補正部と、

を備えた放射線画像撮影システム。

【請求項 2】

前記補正部は、前記変換層段差について、前記第 1 放射線画像により低減する補正を行う、

請求項 1 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 3】

20

前記補正部は、前記変換層段差成分のうち、前記第 1 放射線画像に画像情報が存在するオーバーラップ領域について、前記第 1 放射線画像の前記オーバーラップ領域に対応する領域の画像を流用することで補正を行う、

請求項 1 または請求項 2 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 4】

前記補正部は、前記変換層段差成分のうち、前記オーバーラップ領域と異なる領域について、流用した前記第 1 放射線画像と前記変換層段差とを滑らかに接続するための補正量を導出し、導出した補正量により補正を行う、

請求項 3 に記載の放射線画像撮影システム。

【請求項 5】

30

前記補正部は、前記基板段差の補正を行った後、前記変換層段差の補正を行う、

請求項 1 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】

放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第 1 変換層と、前記第 1 変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第 1 画素が形成された第 1 基板とを備えた第 1 放射線画像撮影装置により撮影された第 1 放射線画像、及び前記第 1 放射線画像撮影装置よりも前記放射線照射装置から遠い側に、前記放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、前記放射線を光に変換する第 2 変換層と、前記第 2 変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第 2 画素が形成された第 2 基板とを備えた第 2 放射線画像撮影装置により撮影された第 2 放射線画像を取得し、前記第 2 放射線画像に対して、前記第 1 放射線画像撮影装置の前記第 1 変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び前記第 1 放射線画像撮影装置の前記第 1 基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行う補正部

40

を備えた画像処理装置。

【請求項 7】

放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第 1 変換層と、前記第 1 変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第 1 画素が形成された第 1 基板とを備えた第 1 放射線画像撮影装置と、前記第 1 放射線画像撮影装置よりも前記放射線照射装置から遠い側に、前記放射線の入射方向に対して一部が重

50

ね合わされた状態で配置され、前記放射線を光に変換する第2変換層と、前記第2変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第2画素が形成された第2基板とを備え、第2放射線画像を撮影する第2放射線画像撮影装置と、を備えた放射線画像撮影システムの制御方法であって、

前記第1放射線画像及び第2放射線画像を取得するステップと、

前記第2放射線画像に対して、前記第1放射線画像撮影装置の前記第1変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び前記第1放射線画像撮影装置の前記第1基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行うステップと、

を備えた放射線画像撮影システムの制御方法。

10

【請求項8】

コンピュータに、請求項7に記載の放射線画像撮影システムの制御方法の各ステップを実行させるための放射線画像撮影システムの制御プログラム。

【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、画像処理装置、放射線画像撮影システムの制御方法、及び放射線画像撮影システムの制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被写体を撮影する放射線画像撮影装置として、例えば医療診断を目的とした放射線撮影を行う放射線画像撮影装置が知られている。放射線画像撮影装置は、放射線照射装置から照射され、被写体を透過した放射線を検出して放射線画像を撮影する。放射線画像撮影装置は、照射された放射線に応じて発生した電荷を収集して読み出すことにより放射線画像の撮影を行う。

20

【0003】

大きな被写体、例えば、長尺の被写体を撮影するため等、放射線画像撮影装置を複数用いて撮影を行う技術が知られている。複数の放射線画像撮影装置を隣接して配置する場合は、隣接部分に放射線画像の欠陥が生じないように、放射線画像撮影装置の端部（一部）を重ね合わせて重複させることが行われている。

30

【0004】

撮影された放射線画像の重複部分では、放射線画像撮影装置の端部の段差に起因した段差成分が生じ、段差アーチファクトとして現れる。

【0005】

そのため、例えば、特許文献1には、基準となる被写体をX線撮影して得られる画像の濃淡をあらゆる輝度データから求めた補正係数を用いて、被写体を撮影した放射線画像の輝度を補正することにより、放射線画像撮影装置の重複領域の輝度の低下を補正する記述が記載されている。

【0006】

また、特許文献2には、放射線画像撮影装置の重複方法（重複する領域）を工夫することにより、重複部分で発生する輝度変動を抑制し、撮影後の画像処理を容易にする技術が記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2000-278607号公報

【特許文献2】特開2000-292546号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

50

上記技術では、放射線画像撮影装置に入射する放射線の入射方向が変化してしまうと、段差成分を適切に補正することができなくなるという問題が生じる場合がある。

【0009】

本開示は、上記問題点を解決するために成されたものであり、補正用画像と撮影画像とで放射線の入射方向が変化した場合であっても、撮影画像に生じた段差成分の補正を適切に行うことができる、放射線画像撮影システム、画像処理装置、放射線画像撮影システムの制御方法、及び放射線画像撮影システムの制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第1変換層と、第1変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第1画素が形成された第1基板とを備えた第1放射線画像を撮影する第1放射線画像撮影装置と、第1放射線画像撮影装置よりも放射線照射装置から遠い側に、放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、放射線を光に変換する第2変換層と、第2変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第2画素が形成された第2基板とを備え、第2放射線画像を撮影する第2放射線画像撮影装置と、第1放射線画像及び第2放射線画像を取得し、第2放射線画像に対して、第1放射線画像撮影装置の第1変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び第1放射線画像撮影装置の第1基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行う補正部と、を備える。

【0011】

本開示の放射線画像撮影システムの補正部は、変換層段差について、第1放射線画像により低減する補正を行ってもよい。

【0012】

本開示の放射線画像撮影システムの補正部は、変換層段差成分のうち、第1放射線画像に画像情報が存在するオーバーラップ領域について、第1放射線画像のオーバーラップ領域に対応する領域の画像を流用することで補正を行ってもよい。

【0013】

本開示の放射線画像撮影システムの補正部は、変換層段差成分のうち、オーバーラップ領域と異なる領域について、流用した第1放射線画像と変換層段差とを滑らかに接続するための補正量を導出し、導出した補正量により補正を行ってもよい。

【0014】

本開示の放射線画像撮影システムの補正部は、基板段差の補正を行った後、変換層段差の補正を行ってもよい。

【0015】

また、本開示の画像処理装置は、放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第1変換層と、第1変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第1画素が形成された第1基板とを備えた第1放射線画像撮影装置により撮影された第1放射線画像、及び第1放射線画像撮影装置よりも放射線照射装置から遠い側に、放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、放射線を光に変換する第2変換層と、第2変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第2画素が形成された第2基板とを備えた第2放射線画像撮影装置により撮影された第2放射線画像を取得し、第2放射線画像に対して、第1放射線画像撮影装置の第1変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び第1放射線画像撮影装置の第1基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行う補正部を備える。

【0016】

また、本開示の放射線画像撮影システムの制御方法は、放射線照射装置から入射された放射線を光に変換する第1変換層と、第1変換層により変換された光に応じて発生した電

10

20

30

40

50

荷を蓄積する複数の第1画素が形成された第1基板とを備えた第1放射線画像を撮影する第1放射線画像撮影装置と、第1放射線画像撮影装置よりも放射線照射装置から遠い側に、放射線の入射方向に対して一部が重ね合わされた状態で配置され、放射線を光に変換する第2変換層と、第2変換層により変換された光に応じて発生した電荷を蓄積する複数の第2画素が形成された第2基板とを備え、第2放射線画像を撮影する第2放射線画像撮影装置と、を備えた放射線画像撮影システムの制御方法であって、第1放射線画像及び第2放射線画像を取得するステップと、第2放射線画像に対して、第1放射線画像撮影装置の第1変換層に起因して生じる変換層段差成分が示す変換層段差、及び第1放射線画像撮影装置の第1基板に起因して生じる基板段差成分が示す基板段差の各々を、異なる補正方法により低減する補正を行うステップと、を備える。

10

【0017】

また、本開示の放射線画像撮影システムの制御プログラムは、コンピュータに、本開示の制御方法の各ステップを実行させるためのものである。

【発明の効果】

【0018】

本開示によれば、補正用画像と撮影画像とで放射線の入射方向が変化した場合であっても、撮影画像に生じた段差成分の補正を適切に行うことができる、という効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

20

【図1】本実施の形態に係る放射線画像撮影システムの一例の概略構成を示す概略構成図である。

【図2】本実施の形態に係る各種の補正を含む画像処理機能を説明するためのコンソールの一例を示す概略構成図である。

【図3】本実施の形態に係る放射線画像撮影装置の構成の一例を表す構成図である。

【図4】本実施の形態に係る放射線検出器の画素の一例の線断面図である。

【図5A】本実施の形態に係る放射線照射装置と電子カセットとの関係を説明するための説明図であり、横から見た状態を表している。

【図5B】本実施の形態に係る放射線照射装置と電子カセットとの関係を説明するための説明図であり、放射線照射装置側から見た放射線画像撮影装置を表している。

30

【図5C】本実施の形態に係る放射線照射装置と電子カセットとの関係を説明するための説明図であり、図5Bにおいて放射線画像撮影装置が動いた（移動した）状態を表している。

【図6】本実施の形態に係る各放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像を説明するための説明図である。（1）は、上側の放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像を示している。（2）は、下側の放射線画像撮影装置により撮影された放射線画像を示している。

【図7】本実施の形態に係るシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置の変化を説明するための説明図である。（1）は、撮影領域に入射する放射線Xの角度が異なる場合を示している。（2）は、放射線画像撮影装置が動いた（移動した）場合を示している。

40

【図8】本実施の形態に係る上側の放射線画像撮影装置で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を表したフローチャートである。

【図9】本実施の形態に係る下側の放射線画像撮影装置で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を表したフローチャートである。

【図10】本実施の形態に係る下側の放射線画像撮影装置で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を説明するための模式図である。

【図11】複数の電子カセットを隣接して配置した一例を説明するための概略構成図である。

【図12】複数の電子カセットを隣接して配置したその他の一例を説明するための概略構成図である。

50

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、各図面を参照して本実施の形態の一例について説明する。

【0021】

まず、本実施の形態の放射線画像処理装置を備えた放射線画像撮影システム全体の概略構成について説明する。図1には、本実施の形態の放射線画像撮影システムの一例の全体構成の概略の概略構成図を示す。本実施の形態の放射線画像撮影システム10は、電子カセット12が複数の放射線画像撮影装置14を備えている。

【0022】

本実施の形態の放射線画像撮影システム10は、コンソール20を介して例えば、RIS (Radiology Information System: 放射線情報システム) 等の外部のシステムから入力された指示 (撮影メニュー) に基づいて、医師や放射線技師等の操作により放射線画像の撮影を行う機能を有する。

10

【0023】

また、本実施の形態の放射線画像撮影システム10は、電子カセット12により撮影された放射線画像をコンソール20の表示部 (図2参照) や放射線画像読影装置 (図示省略) に表示させることにより、医師や放射線技師等に放射線画像を読影させる機能を有する。なお、図示を省略した放射線画像読取装置とは、撮影された放射線画像を読影者が読影するための機能を有する装置であり、特に限定されないが、いわゆる、読影ビューワ、ディスプレイ、携帯端末、及びタブレット端末等が挙げられる。

20

【0024】

本実施の形態の放射線画像撮影システム10は、電子カセット12、放射線照射装置16、及びコンソール20を備えている。

【0025】

放射線照射装置16は、コンソール20の制御に基づいて放射線照射源である管球 (図示省略) から放射線Xを被検体18の撮影対象部位に照射させる機能を有している。なお、放射線照射装置16は、ユーザが、管電圧、管電流および照射時間等の放射線Xの照射条件を放射線照射装置16に対して直接手動で設定するための操作入力部や、設定された照射条件等を表示するための表示部を備えていてもよい。また、放射線照射装置16は、手動設定されたこと、手動設定による設定値、現在のステータス (待機状態、準備状態、曝射中、及び曝射終了等) を示す情報をコンソール20に送信する。なお、以下の説明では、管球の位置は、放射線照射装置16の位置と等しいものとしている。

30

【0026】

被検体18を透過した放射線Xは、電子カセット12に照射される。電子カセット12の放射線画像撮影装置14は、被検体18を透過した放射線Xの線量に応じた電荷を発生し、発生した電荷量に基づいて放射線画像を示す画像情報を生成して出力する機能を有する。本実施の形態では、画像情報を生成して出力することを撮影という。本実施の形態の電子カセット12は、筐体13内に、複数の放射線画像撮影装置14 (14₁ ~ 14₃) を備えている (詳細後述)。

【0027】

本実施の形態では、電子カセット12により出力された放射線画像を示す画像情報は、コンソール20に入力される。本実施の形態のコンソール20は、無線通信LAN (Local Area Network) 等を介して外部システム等から取得した撮影メニューや各種情報等を用いて、電子カセット12及び放射線照射装置16の制御を行う機能を有している。また、本実施の形態のコンソール20は、電子カセット12との間で各種情報の送受信を行う機能を有している。また、コンソール20は、電子カセット12から取得した放射線画像をPACS (Picture Archiving and Communication System: 画像保存通信システム) 22に出力する機能を有している。電子カセット12により撮影された放射線画像は、PACS 22によって管理される。

40

【0028】

50

本実施の形態のコンソール 20 は、サーバー・コンピュータである。図 2 には、各種の補正を含む画像処理機能を説明するためのコンソール 20 の概略構成図の一例を示す。コンソール 20 は、制御部 30、表示部駆動部 32、表示部 34、操作入力検出部 36、操作入力部 38、I/O (Input Output) 部 40、I/F (Interface) 部 42、I/F 部 44、及び記憶部 50 を備えている。

【0029】

制御部 30 は、コンソール 20 全体の動作を制御する機能を有しており、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、及び HDD (Hard disk drive) を備えている。CPU は、コンソール 20 全体の動作を制御する機能を有しており、ROM には、CPU で使用される画像処理プログラムを含む各種プログラム等が予め記憶されている。RAM は、各種データを一時的に記憶する機能を有しており、HDD は、各種データを記憶して保持する機能を有している。また、制御部 30 は、補正用画像取得部及び撮影画像取得部として機能する。また、制御部 30 は、各種画像に対して各種の補正を含む画像処理を施す機能を有している。

10

【0030】

表示部駆動部 32 は、表示部 34 への各種情報の表示を制御する機能を有している。本実施の形態の表示部 34 は、撮影メニューや撮影された放射線画像等を表示する機能を有している。操作入力検出部 36 は、操作入力部 38 に対する操作状態や処理操作を検出する機能を有している。操作入力部 38 は、放射線画像の撮影や撮影された放射線画像の画像処理に関する処理操作を、ユーザが入力するために用いられる。操作入力部 38 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 34 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。また、操作入力部 38 は、カメラを含んで構成され、このカメラにユーザのジェスチャーを認識させることにより各種指示を入力する形態を有するものであってもよい。

20

【0031】

また、I/O 部 40 及び I/F 部 42 は、無線通信等により、PACS 2.2 及び RIS との間で各種情報の送受信を行う機能を有している。また、I/F 部 44 は、放射線画像撮影装置 14 及び放射線照射装置 16 との間で、各種情報の送受信を行う機能を有している。

【0032】

記憶部 50 は、撮影画像やゲインキャリブ画像等 (詳細後述) を記憶する機能を有している。

30

【0033】

制御部 30、表示部駆動部 32、操作入力検出部 36、I/O 部 40、及び記憶部 50 は、システムバスやコントロールバス等のバス 46 を介して相互に情報等の授受が可能に接続されている。

【0034】

次に、本実施の形態の電子カセット 12 の概略構成について説明する。電子カセット 12 は、複数の放射線画像撮影装置 14 を備えている。なお、本実施の形態では、具体的一例として、図 1 に示すように、電子カセット 12 が 3 個の放射線画像撮影装置 14 (14₁ ~ 14₃) を備えている場合について説明するが、放射線画像撮影装置 14 の数は、本実施の形態に限定されない。なお、放射線画像撮影装置 14₁、14₂、及び 14₃ を区別しない場合や総称する場合には放射線画像撮影装置 14 と表記する。

40

【0035】

3 個の放射線画像撮影装置 14 は筐体 13 内に収納されている。図 1 に示すように本実施の形態では、放射線画像撮影装置 14 は、撮影領域 (撮影面) が被検体 18 に対向しており、隣接して配置されている。なお、本実施の形態の電子カセット 12 では、図 1 に示すように放射線画像撮影装置 14 の端部 (一部) が隣接する放射線画像撮影装置 14 と重ね合わせて配置している (詳細後述)。

【0036】

50

このように複数（３個）の放射線画像撮影装置１４を配置することにより、電子カセット１２全体では、長尺の撮影領域を有することとなる。

【００３７】

図３には、本実施の形態に係る放射線画像撮影装置１４の構成の一例を表す構成図を示す。本実施の形態では、X線等の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方式の放射線画像撮影装置１４に本発明を適用した場合について説明する。なお、図３では、放射線を光に変換するシンチレータ９８（図４参照）は省略している。

【００３８】

本実施の形態の放射線画像撮影装置１４は、放射線検出器２６、スキャン信号制御回路１０４、信号検出回路１０５、制御部１０６、及び電源１１０を備えている。

10

【００３９】

放射線検出器２６は、光を受けて電荷を発生し、発生した電荷を蓄積するセンサ部１０３と、センサ部１０３に蓄積された電荷を読み出すためのスイッチ素子であるTFT（Thin Film Transistor）スイッチ７４と、を含んで構成される画素１００を備えている。本実施の形態では、シンチレータ９８（図４参照）によって変換された光が照射されることにより、センサ部１０３で、電荷が発生する。

【００４０】

画素１００は、一方向（図３のゲート配線方向）及びゲート配線方向に対する交差方向（図３の信号配線方向）にマトリクス状に複数配置されている。図３では、画素１００の配列を簡略化して示しているが、例えば、画素１００はゲート配線方向及び信号配線方向に１０２４個×１０２４個配置されている。

20

【００４１】

また、放射線検出器２６には、TFTスイッチ７４をオン/オフするための複数のゲート配線１０１と、上記センサ部１０３に蓄積された電荷を読み出すための複数の信号配線７３と、が互いに交差して設けられている。本実施の形態では、一方向の各画素列に信号配線７３が１本ずつ設けられ、交差方向の各画素列にゲート配線１０１が１本ずつ設けられている。例えば、画素１００がゲート配線方向及び信号配線方向に１０２４個×１０２４個配置されている場合、信号配線７３及びゲート配線１０１は１０２４本ずつ設けられている。

【００４２】

さらに、放射線検出器２６には、各信号配線７３と並列に共通電極配線９５が設けられている。共通電極配線９５は、一端及び他端が並列に接続されており、一端が所定のバイアス電圧を供給する電源１１０に接続されている。センサ部１０３は共通電極配線９５に接続されており、共通電極配線９５を介してバイアス電圧が印加されている。

30

【００４３】

ゲート配線１０１には、各TFTスイッチ７４をスイッチングするための制御信号が流れる。このように制御信号が各ゲート配線１０１に流れることにより、各TFTスイッチ７４がスイッチングされる。

【００４４】

信号配線７３には、各画素１００のTFTスイッチ７４のスイッチング状態に応じて、各画素１００に蓄積された電荷に応じた電気信号が流れる。より具体的には、各信号配線７３には、信号配線７３に接続された画素１００の何れかのTFTスイッチ７４がオンされることにより蓄積された電荷量に応じた電気信号が流れる。

40

【００４５】

各信号配線７３には、各信号配線７３に流れ出した電気信号を検出する信号検出回路１０５が接続されている。また、各ゲート配線１０１には、各ゲート配線１０１にTFTスイッチ７４をオン/オフするための制御信号を出力するスキャン信号制御回路１０４が接続されている。図３では、信号検出回路１０５及びスキャン信号制御回路１０４を１つに簡略化して示しているが、例えば、信号検出回路１０５及びスキャン信号制御回路１０４を複数設けて所定本（例えば、２５６本）毎に信号配線７３又はゲート配線１０１を接続

50

する。例えば、信号配線 73 及びゲート配線 101 が 1024 本ずつ設けられている場合、スキャン信号制御回路 104 を 4 個設けて 256 本ずつゲート配線 101 を接続し、信号検出回路 105 も 4 個設けて 256 本ずつ信号配線 73 を接続する。

【0046】

信号検出回路 105 は、各信号配線 73 毎に、入力される電気信号を増幅する増幅回路（図示省略）を内蔵している。信号検出回路 105 では、各信号配線 73 より入力される電気信号を増幅回路により増幅し、ADC（アナログ・デジタル変換器）によりデジタル信号へ変換する。

【0047】

信号検出回路 105 及びスキャン信号制御回路 104 には、信号検出回路 105 において変換されたデジタル信号に対してノイズ除去などの所定の処理を施すとともに、信号検出回路 105 に対して信号検出のタイミングを示す制御信号を出力し、スキャン信号制御回路 104 に対してスキャン信号の出力のタイミングを示す制御信号を出力する制御部 106 が接続されている。

10

【0048】

本実施の形態の制御部 106 は、マイクロコンピュータであり、CPU（中央処理装置）、ROM および RAM、フラッシュメモリ等からなる不揮発性の記憶部を備えている（図示省略）。制御部 106 は、ROM に記憶されたプログラムを CPU で実行することにより、放射線画像の撮影のための制御を行う。

【0049】

図 4 には、画素 100 の断面図が示されている。図 4 に示すように、画素 100（放射線検出器 26）は、TFT ガラス基板 90 及びシンチレータ 98 を備える。図 4 に示すように、TFT ガラス基板 90 は、無アルカリガラス等からなる絶縁性の基板 71 上に、ゲート配線 101（図 3 参照）及びゲート電極 72 が形成されている。ゲート配線 101 とゲート電極 72 とは接続されている。ゲート配線 101、及びゲート電極 72 が形成された配線層（以下、「第 1 信号配線層」ともいう）は、Al 若しくは Cu、又は Al 若しくは Cu を主体とした積層膜を用いて形成されているが、これらに限定されるものではない。

20

【0050】

第 1 信号配線層上には、一面に絶縁膜 85 が形成されており、ゲート電極 72 上に位置する部位が TFT スイッチ 74 におけるゲート絶縁膜として作用する。絶縁膜 85 は、例えば、SiNx 等からなっており、例えば、CVD（Chemical Vapor Deposition）成膜により形成される。

30

【0051】

絶縁膜 85 上のゲート電極 72 上には、半導体活性層 78 が島状に形成されている。半導体活性層 78 は、TFT スイッチ 74 のチャンネル部であり、例えば、アモルファスシリコン膜からなる。

【0052】

これらの上層には、ソース電極 79、及びドレイン電極 83 が形成されている。ソース電極 79 及びドレイン電極 83 が形成された配線層には、ソース電極 79、ドレイン電極 83 とともに、信号配線 73 が形成されている。ソース電極 79 は信号配線 73 に接続されている。ソース電極 79、ドレイン電極 83、及び信号配線 73 が形成された配線層（以下、「第 2 信号配線層」ともいう）は、Al 若しくは Cu、又は Al 若しくは Cu を主体とした積層膜を用いて形成されるが、これらに限定されるものではない。ソース電極 79 及びドレイン電極 83 と半導体活性層 78 との間には不純物添加アモルファスシリコン等による不純物添加半導体層（図示省略）が形成されている。これらによりスイッチング用の TFT スイッチ 74 が構成される。なお、TFT スイッチ 74 は後述する下部電極 81 により収集、蓄積される電荷の極性によってソース電極 79 とドレイン電極 83 が逆となる。

40

【0053】

50

これら第2信号配線層を覆い、基板71上の画素100が設けられた領域のほぼ全面（ほぼ全領域）には、TFTスイッチ74や信号配線73を保護するために、TFT保護膜層88が形成されている。TFT保護膜層88は、例えば、SiNx等からなっており、例えば、CVD成膜により形成される。

【0054】

TFT保護膜層88上には、塗布型の層間絶縁膜82が形成されている。層間絶縁膜82は、低誘電率（比誘電率 $r = 2 \sim 4$ ）の感光性の有機材料（例えば、ポジ型感光性アクリル系樹脂：メタクリル酸とグリシジルメタクリレートとの共重合体からなるベースポリマーに、ナフトキノンジアジド系ポジ型感光剤を混合した材料など）により $1 \sim 4 \mu\text{m}$ の膜厚で形成されている。

10

【0055】

本実施の形態に係るTFTガラス基板90では、層間絶縁膜82によって層間絶縁膜82上層と下層に配置される金属間の容量を低く抑えている。また、一般的にこのような材料は平坦化膜としての機能も有しており、下層の段差が平坦化される効果も有する。本実施の形態に係るTFTガラス基板90では、層間絶縁膜82及びTFT保護膜層88のドレイン電極83と対向する位置にコンタクトホール87が形成されている。

【0056】

層間絶縁膜82上には、コンタクトホール87を埋めつつ、画素領域を覆うようにセンサ部103の下部電極81が形成されており、下部電極81は、TFTスイッチ74のドレイン電極83と接続されている。下部電極81は、後述する半導体層91が $1 \mu\text{m}$ 前後と厚い場合には導電性があれば材料に制限がほとんどない。このため、Al系材料、ITO（Indium Tin Oxide：酸化インジウム錫）など導電性の金属を用いて形成すれば問題ない。

20

【0057】

一方、半導体層91の膜厚が薄い場合（ $0.2 \sim 0.5 \mu\text{m}$ 前後）、半導体層91で光が吸収が十分でないため、TFTスイッチ74への光照射によるリーク電流の増加を防ぐため、遮光性メタルを主体とする合金、若しくは積層膜とすることが好ましい。

【0058】

下部電極81上には、フォトダイオードとして機能する半導体層91が形成されている。本実施の形態では、半導体層91として、n+層、i層、p+層（n+アモルファスシリコン、アモルファスシリコン、p+アモルファスシリコン）を積層したPIN構造のフォトダイオードを採用している。半導体層91は、下層からn+層91A、i層91B、p+層91Cを順に積層して形成する。i層91Bは、光が照射されることにより電荷（一对の自由電子と自由正孔）が発生する。n+層91A及びp+層91Cは、コンタクト層として機能し、下部電極81及び後述する上部電極92とi層91Bをと電氣的に接続する。

30

【0059】

各半導体層91上には、それぞれ個別に上部電極92が形成されている。上部電極92には、例えば、ITOやIZO（Indium Zinc Oxide：酸化亜鉛インジウム）などの光透過性の高い材料を用いている。本実施の形態に係るTFTガラス基板90では、上部電極92や半導体層91、下部電極81を含んでセンサ部103が構成されている。

40

【0060】

層間絶縁膜82、半導体層91及び上部電極92上には、上部電極92に対応する一部で開口97Aを持ち、各半導体層91を覆うように、塗布型の層間絶縁膜93が形成されている。

【0061】

層間絶縁膜93上には、共通電極配線95がAl若しくはCu、又はAl若しくはCuを主体とした合金あるいは積層膜で形成されている。共通電極配線95は、開口97A付近にコンタクトパッド97が形成され、層間絶縁膜93の開口97Aを介して上部電極92と電氣的に接続される。

50

【 0 0 6 2 】

このように形成された T F T ガラス基板 9 0 には、必要に応じてさらに光吸収性の低い絶縁性の材料により保護膜が形成されて、その表面に光吸収性の低い接着樹脂を用いて放射線変換層であるシンチレータ 9 8 が貼り付けられる。または、真空蒸着法により、シンチレータ 9 8 が形成される。シンチレータ 9 8 としては、吸収可能な波長領域の光を発生できるような、比較的広範囲の波長領域を有した蛍光を発生するシンチレータが望ましい。このようなシンチレータ 9 8 としては、C s I : N a、C a W O₄、Y T a O₄ : N b、B a F X : E u (X は B r または C l)、または、L a O B r : T m、及び G O S 等がある。具体的には、放射線 X として X 線を用いて撮像する場合、ヨウ化セシウム (C s I) を含むものが好ましく、X 線照射時の発光スペクトルが 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m にある C s I : T l (タリウムが添加されたヨウ化セシウム) や C s I : N a を用いることが特に好ましい。なお、C s I : T l の可視光域における発光ピーク波長は 5 6 5 n m である。なお、シンチレータ 9 8 として C s I を含むシンチレータを用いる場合、真空蒸着法で短冊状の柱状結晶構造として形成したものをを用いることが好ましい。

10

【 0 0 6 3 】

放射線検出器 2 6 は、図 4 に示すように、半導体層 9 1 が形成された側から放射線 X が照射されて、放射線 X の入射面の裏面側に設けられた T F T ガラス基板 9 0 により放射線画像を読み取る、いわゆる裏面読取方式 (P S S (Penetration Side Sampling) 方式) とされた場合、半導体層 9 1 上に設けられたシンチレータ 9 8 の同図上面側でより強く発光する。一方、T F T ガラス基板 9 0 側から放射線 X が照射されて、放射線 X の入射面の表面側に設けられた T F T ガラス基板 9 0 により放射線画像を読み取る、いわゆる表面読取方式 (I S S (Irradiation Side Sampling) 方式) とされた場合、T F T ガラス基板 9 0 を透過した放射線 X がシンチレータ 9 8 に入射してシンチレータ 9 8 の T F T ガラス基板 9 0 側がより強く発光する。T F T ガラス基板 9 0 に設けられた各画素 1 0 0 のセンサ部 1 0 3 には、シンチレータ 9 8 で発生した光により電荷が発生する。このため、放射線検出器 2 6 は、表面読取方式とされた場合の方が裏面読取方式とされた場合よりも T F T ガラス基板 9 0 に対するシンチレータ 9 8 の発光位置が近いいため、撮影によって得られる放射線画像の分解能が高い。

20

【 0 0 6 4 】

なお、放射線検出器 2 6 は、図 3 及び図 4 に示したものに限らず、種々の変形が可能である。例えば、裏面読取方式の場合、放射線 X が到達する可能性が低いいため、上述のものに代えて、放射線 X に対する耐性が低い、C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等の他の撮影素子と T F T とを組み合わせてもよい。また、T F T のゲート信号に相当するシフトパルスにより電荷をシフトしながら転送する C C D (Charge-Coupled Device) イメージセンサに置き換えてもよい。

30

【 0 0 6 5 】

また例えば、フレキシブル基板を用いたものでもよい。フレキシブル基板としては、近年開発されたフLOAT法による超薄板ガラスを基材として用いたものを適用することが、放射線の透過率を向上させるうえで好ましい。なお、この際に適用できる超薄板ガラスについては、例えば、「旭硝子株式会社、"フLOAT法による世界最薄 0 . 1 ミリ厚の超薄板ガラスの開発に成功"、[online]、[平成 2 3 年 8 月 2 0 日検索]、インターネット < U R L : <http://www.agc.com/news/2011/0516.pdf> > 」に開示されている。

40

【 0 0 6 6 】

次に、本実施の形態の電子カセット 1 2 における放射線画像撮影装置 1 4 について説明する。なお、以下では具体的一例として、I S S 方式の放射線画像撮影装置 1 4 を用いた場合について説明する。図 5 A ~ 図 5 C には、放射線照射装置 1 6 と電子カセット 1 2 との関係の説明するための説明図を示す。図 5 A は、横から見た状態を表しており、図 5 B は、放射線照射装置 1 6 側から見た放射線画像撮影装置 1 4 を表している。図 5 C は、図 5 B において放射線画像撮影装置 1 4 が動いた (移動した) 状態を表している。なお、図 5 A ~ 図 5 C では、筐体 1 3 の記載は省略している。

50

【0067】

本実施の形態の放射線画像撮影装置14は、具体的一例として、図5Bに示したように、放射線検出器26の撮影領域の長尺となる側の一辺にスキャン信号制御回路104が設けられている（図5Aでは、スキャン信号制御回路104の図示省略）。また、図5Bに示したように、放射線検出器26のスキャン信号制御回路104が設けられている辺と交差する側の一辺に、信号検出回路105が設けられている。信号検出回路105は、図5Aに示すように、放射線検出器26に積層されている。撮影を行う際には、各放射線画像撮影装置14の放射線検出器26が設けられている側（撮影領域）が放射線照射装置16と対向するように電子カセット12が配置される（図5A参照）。

【0068】

また、本実施の形態の放射線画像撮影装置14は、具体的一例として、図5Aに示すように、TFTガラス基板90の方がシンチレータ98よりも大きい。より具体的には、放射線照射装置16に対向する面積は、TFTガラス基板90の方がシンチレータ98よりも大きい。本実施の形態では、放射線照射装置16に対向するシンチレータ98の面積に応じて、撮影領域の範囲（大きさ）が定まる。

【0069】

本実施の形態の電子カセット12では、下記（1）～（3）の理由等に起因して、図5Aに示すように、放射線画像撮影装置14の撮影領域の端部（一部）と隣接する放射線画像撮影装置14の端部とが重なり合わされて配置されている。具体的には、放射線Xの入射方向に対して撮影領域が重複するように重なり合わされている。

【0070】

（1）各放射線画像撮影装置14の撮影領域同士の間隔が空いてしまうと、被検体18の撮影部位に撮影されない部分が生じる場合がある。このような場合、放射線画像撮影装置14₁～14₃の各々で撮影された放射線画像をつなげた長尺の放射線画像（電子カセット12全体の放射線画像）としては、欠陥が生じることになる。

【0071】

（2）また、放射線画像撮影装置14（放射線検出器26）を量産する場合、放射線画像撮影装置14（放射線検出器26）の製造上のばらつきにより、隣接する放射線検出器26同士を密着させて、隙間無く配置することが困難となる。

【0072】

さらに、放射線画像撮影装置14（放射線検出器26）は、温度により膨張する場合がある。このような場合に隣接する放射線検出器26同士を密着させて、隙間無く配置していると、TFTガラス基板90が損傷してしまう懸念がある。

【0073】

（3）また、放射線画像撮影装置14同士の温度が異なると、膨張率が異なる。そのため、本実施の形態の電子カセット12では、各放射線画像撮影装置14を筐体13に固定する一方、各放射線画像撮影装置14同士は固定せずに配置している。互いに固定されていないため、放射線画像撮影装置14（放射線検出器26）が動く（移動する、図5C参照）。

【0074】

なお、重ね合わせた重複部分の撮影領域の範囲（大きさ）は、放射線照射装置16から照射される放射線Xの斜入、放射線画像撮影装置14の動き（移動、図5C参照）等に応じて定めればよい。

【0075】

図5Aに示したように、本実施の形態の放射線画像撮影システム10では、放射線照射装置16の位置が電子カセット12の長尺方向に沿った方向に移動可能とされている。そのため、撮影する被検体18（図1参照）の撮影部位や撮影の種類等に応じて、放射線照射装置16の位置が異なり、電子カセット12の長尺の撮影領域に対する相対的な位置が変位する。そのため、放射線照射装置16の位置に応じて各放射線画像撮影装置14では、入射する放射線Xの角度が異なる。具体的に図5Aでは、放射線画像撮影装置14₁及

10

20

30

40

50

び放射線画像撮影装置 14₂ の重複部分では、位置 B から照射された放射線 X は、撮影領域に対してほぼ直交するように入射するが、位置 A から照射された放射線 X は、撮影領域に対して斜めに入射（斜入）する。また、図 5 C に示したように、放射線画像撮影装置 14 が動く（移動する）と、重複部分の撮影領域が変化する。

【0076】

これらのような種々の場合を考慮し、本実施の形態の電子カセット 12 では、撮影領域同士の重複がなくならないように、重複部分の撮影領域の範囲を余裕をもって定めている。

【0077】

本実施の形態の電子カセット 12 では、図 5 A に示したように、具体的一例として、放射線画像撮影装置 14₁ 及び 14₃ が上（放射線照射装置 16 側から見て上側、放射線照射装置 16 に近い側）、放射線画像撮影装置 14₂ が下（放射線照射装置 16 側から見て下側、放射線照射装置 16 に遠い側）となるいわゆる段丘状に端部が重ね合わされている。

10

【0078】

なお、放射線画像撮影装置 14 同士の間、信号検出回路 105 が挟まるように設けられていると、信号検出回路 105 が放射線画像に写り込んでしまう場合があるため、本実施の形態のように、信号検出回路 105 が挟まらないように重ね合わせることが好ましい。

【0079】

次に、電子カセット 12 による放射線画像の撮影について説明する。本実施の形態の電子カセット 12 では、放射線 X の 1 回の照射（1 ショット）により、全放射線画像撮影装置 14 で放射線画像の撮影が行われる。図 6 は、各放射線画像撮影装置 14 により撮影された放射線画像を説明するための説明図を示している。図 6（1）は、放射線画像撮影装置 14₁ により撮影された放射線画像を示している。図 6（2）は、放射線画像撮影装置 14₂ により撮影された放射線画像を示している。

20

【0080】

上側に配置された放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）では、撮影された放射線画像は、図 6（1）に示したように単独の放射線画像撮影装置 14 を用いて撮影された放射線画像と同様になる。

30

【0081】

一方、下側に配置された放射線画像撮影装置 14₂ では、上述のように、上側の放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）の重複部分では、段差が生じる。段差に起因して、図 6（2）に示したように、撮影された放射線画像に、上側の放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）の重複部分の影が映り込んでしまい段差成分が生じる。本実施の形態の放射線画像撮影装置 14₂ では、放射線検出器 26 の T F T ガラス基板 90 とシンチレータ 98 との端部の位置が異なるため、T F T ガラス基板 90 による段差に起因した段差成分、及びシンチレータ 98 による段差に起因した段差成分の 2 種類の段差成分が発生する。なお、以下では、放射線画像における 2 種類の段差成分以外の部分の領域の画像に対応する成分を通常成分という。

40

【0082】

なお、本実施の形態では、シンチレータ 98 による段差に起因した段差成分をシンチ段差成分といい、T F T ガラス基板 90 による段差に起因した段差成分をガラス段差成分という。また、シンチ段差成分及びガラス段差成分を区別しない場合は、段差成分と総称する。さらに、シンチ段差成分とガラス段差成分との境界を表す画像をシンチ段差といい、ガラス段差成分と通常成分との境界を表す画像をガラス段差という。また、シンチ段差及びガラス段差を区別しない場合は、段差と総称する。

【0083】

上側の放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）の影が写り込んでしまうため、シンチ段差成分、ガラス段差成分、及び通常成分では、対応する領域（画像）の濃度が異なっ

50

ている。

【0084】

図7には、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置の変化を説明するための説明図を示す。図7は、放射線画像撮影装置14₂により撮影された放射線画像における放射線画像撮影装置14₁の端部に起因するシンチ段差成分及びガラス段差成分を含む端部領域を示している。図7(1)は、撮影領域に入射する放射線Xの角度が異なる場合を示している。撮影領域に入射する放射線Xの角度が異なると、シンチ段差成分及びガラス段差成分は、入射角度に応じて位置が異なってしまい、シンチ段差及びガラス段差の位置が異なる。図7(1)に示したように、位置A(図5A参照)から放射線Xが照射された場合のシンチ段差及びガラス段差と、位置B(図5A参照)から放射線Xが照射された場合のシンチ段差及びガラス段差とでは、位置が異なる。

10

【0085】

また、図7(2)は、図5Cに示したように、放射線画像撮影装置14が動いた(移動した)場合を示している。放射線画像撮影装置14が動く(移動する)と、シンチ段差成分及びガラス段差成分は、動き(移動)に応じて角度が異なってしまい、シンチ段差及びガラス段差が、移動前のシンチ段差及びガラス段差に対して非平行になる。図7(2)に示したように、図5Bの状態(移動前)で撮影された場合のシンチ段差及びガラス段差と、図5Cの状態(移動後)で撮影された場合のシンチ段差及びガラス段差とは、非平行になっている。

【0086】

このように、本実施の形態の放射線画像撮影装置14₂により撮影された放射線画像では、放射線照射装置16の位置(放射線の入射角度)及び放射線画像撮影装置14の動き(移動)に応じて、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置が変化する。すなわち、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置ずれが生じる。

20

【0087】

放射線画像撮影装置14₂により撮影された放射線画像では、放射線照射装置16の位置(放射線の入射角度)に応じて、シンチ段差及びガラス段差の位置が長尺方向に略平行移動する。また、放射線画像撮影装置14₂により撮影された放射線画像では、放射線画像撮影装置14の動き(移動)に応じて、シンチ段差及びガラス段差の角度が変化する。

【0088】

次に、本実施の形態の放射線画像撮影システム10における、電子カセット12の各放射線画像撮影装置14で撮影した放射線画像に対する補正について説明する。放射線画像撮影装置14で撮影された放射線画像には、画像処理により種々の補正が行われる。

30

【0089】

本実施の形態の放射線画像撮影システム10では、電子カセット12の各放射線画像撮影装置14で撮影された放射線画像は、各放射線画像撮影装置14の制御部106からコンソール20にそれぞれ出力される。コンソール20は、各放射線画像撮影装置14から入力された放射線画像に対して、種々の補正や段差成分の位置ずれの修正を含む画像処理を行う修正部等の各機能部として機能する。なお、修正部としての機能はコンソール20の制御部30に限らず、その他のコンソール20の機能部や有していてもよいし、電子カセット12または放射線画像撮影装置14が有していてもよい。また、補正の種類により補正を実施する機能部を異ならせてもよい。

40

【0090】

コンソール20により行われる補正の種類は、放射線画像撮影装置14の配置(上側及び下側)により異なる。

【0091】

本実施の形態のコンソール20には、放射線画像撮影装置14を示すID等の情報と配置(上側、下側)との対応関係が記憶部50に予め記憶されている。また、コンソール20に入力された放射線画像は、一旦、記憶部50に記憶される。放射線画像撮影装置14は、自装置を示すIDを放射線画像に対応付けてコンソール20に出力する。コンソール

50

20は、記憶部50に記憶されている対応関係を参照することにより、放射線画像が上側及び下側の放射線画像撮影装置14のいずれで撮影されたものであるかを認識することができる。

【0092】

なお、放射線画像を撮影した放射線画像撮影装置14が上側及び下側のいずれに配置されたものであるかを認識する方法としては、本実施の形態に限らない。例えば、各放射線画像撮影装置14が白装置が上側及び下側のいずれであるかを示す情報を放射線画像に付加してコンソール20に出力するようにしてもよい。

【0093】

本実施の形態のコンソール20は、下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で被検体18を撮影した放射線画像(以下、撮影画像という)に対する補正(段差補正、詳細後述)を行う場合、上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)の補正済みの撮影画像を参照する。そのため、まず、上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)で撮影された撮影画像に対して補正を行う。

10

【0094】

上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)で撮影された撮影画像に対する補正について説明する。図8には、上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を表したフローチャートを示す。本実施の形態のコンソール20では、上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)で撮影された撮影画像に対して、オフセット補正、ゲイン補正、及び欠陥補正の3種類の補正を行う。

20

【0095】

ステップS100では、コンソール20の制御部30は、記憶部50から一旦記憶しておいた、上側の放射線画像撮影装置14の撮影画像を取得する。具体的に本実施の形態の制御部30は、放射線画像撮影装置14₁、14₃のいずれかの撮影画像を取得する。なお、以下では、放射線画像撮影装置14により撮影された撮影画像の具体的一例として、位置B(図5A参照)から照射された放射線Xにより被検体18を撮影した撮影画像(放射線画像)について説明する。

【0096】

次のステップS102では、制御部30が、取得した撮影画像(放射線画像撮影装置14₁、14₃)に対応するゲインキャリブ画像(詳細後述)を記憶部50から取得する。

30

【0097】

次のステップS104では、制御部30は、撮影画像のオフセット補正を行う。オフセット補正は、放射線Xが照射されていない状態で撮影されたオフセット(零点)のばらつきを補正することである。オフセット成分には、放射線画像撮影装置14の放射線検出器26の各画素100が有する暗電流や信号検出回路105が内蔵する増幅回路のアンプのオフセット等があり、温度に応じて変化する。

【0098】

次のステップS106では、制御部30は、撮影画像のゲイン補正及び欠陥補正を行った後、本処理を終了する。

40

【0099】

ゲイン補正(ゲインキャリブレーション)は、放射線検出器26の撮影領域全面の各画素100の感度のばらつきを補正することである。ゲイン補正では、撮影領域に遮蔽物が存在していない状態、または基準の被写体が存在する状態で撮影領域に放射線Xを照射して撮影された放射線画像(以下、ゲインキャリブ画像という)に基づいて、撮影画像を補正する。ゲイン成分には、放射線照射装置16から照射される放射線Xの強度分布、放射線検出器26の各画素100の感度のばらつき、及び信号検出回路105が内蔵する増幅回路のアンプのゲインのばらつき等がある。

【0100】

本実施の形態のコンソール20は、撮影領域に遮蔽物が存在していない状態で位置A(

50

図5 A参照)から放射線Xを照射して撮影された各放射線画像撮影装置14のゲインキャリブ画像を取得し、放射線画像撮影装置14を示すID等の情報に対応付けて予め記憶部50に記憶させておく。制御部30は、記憶部50に記憶されているゲインキャリブ画像に基づいて、放射線検出器26の各画素100の感度のばらつきを補正することにより、撮影画像のゲイン補正を行う。

【0101】

ゲインキャリブ画像と撮影画像とでは、放射線Xの照射位置が異なっているが、上側の放射線画像撮影装置14(14₁、14₃)では、段差成分が生じていないため、適切にゲイン補正を行うことができる。

【0102】

欠陥補正は、欠陥が生じている画素100の画素値を補正することである。欠陥補正では、欠陥画素の画素値を周囲の画素の画素値に基づいて補間する。

【0103】

このようにしてオフセット補正、ゲイン補正、及び欠陥補正が行われた撮影画像は、記憶部50に記憶される。

【0104】

次に、コンソール20の制御部30は、下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で撮影された撮影画像に対して補正を行う。

【0105】

下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で撮影された撮影画像に対する補正について説明する。図9には、下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を表したフローチャートを示す。

【0106】

本実施の形態のコンソール20では、下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で撮影された撮影画像に対して、上述のオフセット補正、ゲイン補正、及び欠陥補正に加えて段差補正の4種類の補正を行う。

【0107】

なお、以下では、説明が煩雑になるのを避けるため、放射線画像撮影装置14₁に起因する段差補正を行う場合について説明する。また、具体的一例として、ゲインキャリブ画像の撮影時(位置A)と撮影画像の撮影時(位置B)とで放射線照射装置16の位置(放射線の入射角度)が異なり、また、図5Cに示したように放射線画像撮影装置14が動いた(移動した)場合について説明する。

【0108】

図10には、下側の放射線画像撮影装置14(14₂)で撮影された撮影画像に対する補正を行う画像処理の流れの一例を説明するための模式図を示す。

【0109】

なお、コンソール20の制御部30では、図10に示した画像処理を行う前に、予め、ゲインキャリブ画像からシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出する。ゲインキャリブ画像からシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出する方法は特に限定されない。

【0110】

シンチ段差を検出する具体的一例として、本実施の形態の制御部30は、ノイズを除去する処理を行った後のゲインキャリブ画像に対してシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置の検出を行っている。ノイズを除去する処理としては、高周波除去処理として、例えば、主方向メディアンフィルタ処理を行う。主方向とは、電子カセット12の副方向と交差する方向である。また、副方向とは、放射線照射装置16の移動する方向であり本実施の形態では電子カセット12の長尺方向である。また例えば、移動平均フィルタ処理を適用してもよいし、また、その他高周波除去フィルタを適用してもよい。

【0111】

ノイズを除去する処理を行った後のゲインキャリブ画像に対してシンチ段差成分及びガ

10

20

30

40

50

ラス段差成分の位置の検出する方法としては、例えば、ゲインキャリブ画像から直線（直線を表す画像）を検出することにより、シンチ段差及びガラス段差を検出し、検出したシンチ段差及びガラス段差に基づいて、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出すればよい。直線の検出方法は特に限定されず、一般的な手法を用いればよく、例えば、ハフ変換（Hough変換）等を用いればよい。

【0112】

画像処理のステップS200では、上述したステップS100と同様に、コンソール20の制御部30は、記憶部50から一旦記憶しておいた、下側の放射線画像撮影装置14の撮影画像を取得する。具体的に本実施の形態の制御部30は、放射線画像撮影装置14₂の撮影画像を取得する。

10

【0113】

次のステップS202では、上述したステップS102と同様に、制御部30が、取得した撮影画像（放射線画像撮影装置14₂）に対応するゲインキャリブ画像を記憶部50から取得する。

【0114】

本実施の形態のコンソール20では、撮影画像から段差の位置を検出しやすくするために、段差の位置の検出を行う前にオフセット補正及び欠陥補正を行っておく。そのため、次のステップS204では、上述したステップS104と同様に、制御部30は、撮影画像のオフセット補正を行う。

【0115】

次のステップS206では、撮影画像のゲイン補正及び欠陥補正を行う。なお、本ステップにおけるゲイン補正では、ステップS202で取得したゲインキャリブ画像（何も補正されていないゲインキャリブ画像）に基づいて、ステップS204によりオフセット補正済みの撮影画像のゲイン補正を行う。

20

【0116】

ゲイン補正及び欠陥補正の方法は、特に限定されない。なお、取得した撮影画像及びゲインキャリブ画像には、段差成分が含まれているため、段差成分部分のQL値（画素値）は通常成分部分に比べて低下する。そのため、段差成分部分のQL値の低下を考慮してゲイン補正及び欠陥補正を行うことが好ましい。

【0117】

本実施の形態の制御部30が行うゲイン補正の具体的一例について説明するが、ゲイン補正の方法は特に限定されるものではない。ゲイン補正は、画素毎の感度のばらつきを補正するものであるため、照射野は、放射線検出器26上では絞られることは好ましくない。また、SID（Source Image Distance：焦点と撮影面との距離）が短すぎてヒール効果の影響により放射線Xの減衰が過度にあると望ましくない。そのため、本実施の形態の制御部30で実行されるゲイン補正では、照射野絞りを検出したり、過度なヒール効果による放射線Xの減衰を検出すべく、画素値が大きすぎたり、小さすぎたりした場合はエラーとして判定する。段差成分部分では、QL値が大きく低下するため、これを考慮したエラー判定を行う。放射線画像撮影装置14が重複する段差成分部分では、画素値が大きく下がるため、あらかじめ重複している領域と重複していない領域との画素値の比を設定値として求めておき、エラーと判定する上限及び下限の閾値に設定値の比を乗じておけば、重複領域の放射線吸収による影響を除去して画素値の異常を判定することができる。このようにして画素値の異常を判定した後、ゲインキャリブ画像に基づいて、オフセット補正済みの撮影画像のゲイン補正を行う。

30

40

【0118】

上述したようにゲインキャリブ画像と撮影画像とでは、撮影時の放射線照射装置16の位置（放射線の入射角度）が異なる。また、放射線画像撮影装置14が動いて（移動した）いる。そのため、上述したように、ゲインキャリブ画像に生じた段差成分の位置と、撮影画像に生じた段差成分の位置とが異なっている。ゲインキャリブ画像と撮影画像とでは、段差成分の位置が異なっているため、ゲイン補正を行うと、補正後の画像にはゲインキ

50

ャリブ画像の段差成分と撮影画像の段差成分と2つの段差成分が生じる。本実施の形態の段差成分は、シンチ段差成分及びガラス段差成分を含むため、ゲイン補正後の画像には、4つの段差が生じる(図10、図7(2)参照)。

【0119】

また、本実施の形態の制御部30が行う欠陥補正の具体的一例について説明するが欠陥方正の方法は特に限定されるものではない。本実施の形態の制御部30では、オフセット補正済みの撮影画像に対して、主方向及び副方向のメディアンフィルタや、移動平均フィルタ、及び高周波フィルタ等による処理により周囲の統計処理を行った後の撮影画像と、処理前の撮影画像との差分を閾値判定するアルゴリズムにより、欠陥補正を行っている。画素100毎に閾値を比較して閾値に基づいて欠陥画素であるか否かを判定する。閾値は、メディアンフィルタをかけて周囲の統計処理を行った結果の画素値と、通常成分の画素値との比をとり、閾値に比を乗算したものを重複部分の閾値として用いている。

10

【0120】

次のステップS208では、制御部30は、撮影画像に逆数の係数を乗じる。なお、本実施の形態では、逆数の係数の具体的一例として、逆ゲイン補正を行う。本ステップで逆ゲイン補正を行う対象となる撮影画像には、上述したように、4つの段差が発生している。

【0121】

本実施の形態の制御部30では、予め取得しておいた逆ゲイン補正用のゲインキャラブ画像に基づいて逆ゲイン補正を行う。なお、逆ゲイン補正用のゲインキャラブ画像は、高周波ノイズ等のノイズを高周波除去処理を行って除去したゲインキャラブ画像を予め取得しておく。ノイズを除去する方法としては、特に限定されず、例えば、点欠陥及び線欠陥が除去できるマスクサイズのメディアンフィルタ処理を主方向及び副方向に適用してもよいし、移動平均フィルタ処理を適用してもよいし、また、その他高周波除去フィルタを適用してもよい。

20

【0122】

その後、本実施の形態の制御部30では、具体的一例として、ノイズを除去したゲインキャラブ画像に対して、段差成分(シンチレータ98による放射線X吸収起因の段差成分、及びTF Tガラス基板90による放射線X吸収起因の段差成分)を切り出す。実際には、段差成分の位置は正確に分かってはいないが、設計上、または実験等により、段差成分が生じる領域が得られるため、得られた領域が全て含まれる領域をトリミングすることにより、段差成分のトリミングを行う。なお、図10に示したゲインキャラブ画像では、放射線画像撮影装置14₁により生じる段差成分を示しているが、実際には、ゲインキャラブ画像には放射線画像撮影装置14₃による段差成分も生じている。そのため、制御部30は、両方の段差成分の切り出しを行う。すなわち、制御部30は、ゲインキャラブ画像の両端部から、段差成分のトリミングを行う。

30

【0123】

制御部30は、トリミングした両段差成分の間の画像(通常成分に対応)と両段差成分とがスムーズに接続されるようにQL値を調整して逆ゲイン補正用のゲインキャラブ画像を生成する。制御部30は、予め取得しておいた逆ゲイン補正用のゲインキャラブ画像をステップS206の処理により欠陥補正済みの撮影画像に乗算して、逆ゲイン補正を行う。

40

【0124】

逆ゲイン補正に用いたゲインキャラブ画像の段差成分の位置は、撮影画像とは異なっているが、ステップS206のゲイン補正に用いたゲインキャラブ画像と同様である。そのため、逆ゲイン補正を行うことにより、ゲインキャラブ画像に起因する段差成分が除去されるため、撮影画像に生じていた4つの段差が2つの段差に戻る。

【0125】

また、逆ゲイン補正を行ったことにより、撮影画像は、各画素100のゲインについて、ゲイン補正前の画像と同様になる。

50

【 0 1 2 6 】

次のステップ S 2 1 0 では、ステップ S 2 0 8 により得られた撮影画像からシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出する。シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置の検出方法は特に限定されない。本実施の形態の制御部 3 0 は、具体的一例として、撮影画像から直線（直線を表す画像）を検出することにより、シンチ段差及びガラス段差を検出し、検出したシンチ段差及びガラス段差に基づいて、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出する。直線の検出方法は特に限定されず、一般的な手法を用いればよく、例えば、ハフ変換（Hough変換）等を用いればよい。

【 0 1 2 7 】

なお、撮影画像から直線を検出する際に、撮影画像全体に対して直線を検出する処理を行ってもよいが、シンチ段差及びガラス段差の位置を推測し、推測した位置が含まれる領域に対して直線を検出する処理を行うことが好ましい。例えば、設計上、または実験等により、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置が取り得る範囲を得ておき、範囲内にシンチ段差及びガラス段差があると推測するようにしてもよい。また例えば、設計上、または実験等により、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置ずれ量を得ておき、予めゲインキャリブ画像から検出しておいたシンチ段差及びガラス段差と位置ずれ量とに基づいた範囲内にシンチ段差及びガラス段差があると推測するようにしてもよい。このように、推測した位置が含まれる領域に対して直線を検出する処理を行うほうが、撮影画像全体に対して直線を検出する処理を行う場合に比べて検出精度を向上させることができる。

【 0 1 2 8 】

なお、ガラス段差はシンチ段差に比べて放射線 X の透過率の差異が小さいため、ガラス段差成分と通常成分との濃度差が小さい。そのため、先にシンチ段差成分（シンチ段差）を検出し、その後、検出したシンチ段差の位置に基づいてガラス段差成分の位置を検出するようにしてもよい。

【 0 1 2 9 】

次のステップ S 2 1 2 では、欠陥補正後のゲインキャリブ画像の座標を変換することにより、ゲインキャリブ画像の段差成分の位置を、ステップ S 2 1 0 で検出した撮影画像の段差成分の位置に合わせるように修正する。なお、本実施の形態において画像の座標とは、画素の座標（位置）であり、y 方向が放射線照射装置 1 6 が移動する長尺方向（副方向）であり、x 方向が長尺方向と交差する方向（主方向）である。座標の変換方法は、限定されるものではなく、例えば、ゲインキャリブ画像の段差成分を平行移動する方法や、回転する方法、段差成分の形を変形させる方法等が挙げられる。段差成分の形を変形させる方法の具体的一例としては、検出したゲインキャリブ画像の段差と撮影画像の段差との角度ずれに応じて、ゲインキャリブ画像の段差成分を副方向に平行四辺形状に変形させることが挙げられる（図 1 0 参照）。このように平行四辺形状に変形させた場合は、矩形のゲインキャリブ画像に当てはめた際に矩形からはみ出した領域の画像情報は考慮しなくてよい。

【 0 1 3 0 】

なお、図 1 0 に示したゲインキャリブ画像では、放射線画像撮影装置 1 4₁ により生じる段差成分を示しているが、実際には、放射線画像撮影装置 1 4₃ による段差成分も生じている。そのため、制御部 3 0 は、ゲインキャリブ画像の両方の段差成分の座標を変換して、段差成分の位置を修正する。なお、撮影画像の端部の一方のみに段差成分が生じている場合は、撮影画像全体の座標を変換させて段差成分の位置の修正を行ってもよい。

【 0 1 3 1 】

ゲイン補正用のゲインキャリブ画像の生成には、座標変換した両段差成分の間の画像（通常成分に対応）と各段差成分とがスムーズに接続される処理を行うことが好ましい。

【 0 1 3 2 】

次のステップ S 2 1 4 では、制御部 3 0 は、ステップ S 2 1 2 の処理により段差成分の位置を修正したゲインキャリブ画像に基づいて、ステップ S 2 0 8 により逆ゲイン補正を行った撮影画像のゲイン補正を行う。

【0133】

本ステップにおけるゲイン補正では、ゲインキャリブ画像の段差成分の位置が撮影画像の段差成分の位置に合わせてあるため、上記ステップS206で行ったゲイン補正のように、段差が4つになることなく、適切にゲイン補正を行うことができる。

【0134】

さらに、本実施の形態のコンソール20では、撮影画像に生じた段差成分の補正（段差補正）を行う。本実施の形態において、段差補正とは、段差成分の濃度と通常成分の濃度との濃度差を低減するための補正のことをいう。オフセット補正、ゲイン補正、及び欠陥画素補正を先に行っておくことにより、段差補正を適切に行うことができる。

【0135】

そのため、次のステップS216では、まず、制御部30は、ガラス段差成分の段差補正を行う。本実施の形態の制御部30が行うガラス段差成分の段差補正の具体的一例について説明する。段差は、一般的に水平（y座標が一定）ではなく、斜めであるため、y座標が一定であるxレンジにおいて、例えば、特開2009-285354号公報に記載の技術を参照して、段差補正を行う。y座標が変化するxレンジ境界で縦スジが発生するため、補正画像（境界の隣接y座標の画素値の差分を主方向にスムージングすることにより計算する）をx方向にスムージングすることにより、縦スジ発生を防止することができる。

10

【0136】

なお、ガラス段差成分の段差補正の方法は、本実施の形態の具体的一例に限定されず、ガラス段差成分の濃度と、通常成分の濃度との濃度差を低減させることができるものであればよい。

20

【0137】

次のステップS218では、制御部30は、シンチ段差成分の段差補正を行う。本実施の形態の制御部30が行うシンチ段差成分の段差補正の具体的一例について説明する。本実施の形態の制御部30は、シンチ段差成分を2つの領域に分けて段差補正を行っている。

【0138】

撮影画像上で、上側の放射線画像撮影装置14（14₁、14₃）の撮影画像に画像情報が存在する領域（オーバーラップ領域）については、上側の放射線画像撮影装置14（14₁、14₃）の画像情報を流用する。そのため、本実施の形態では、上側の放射線画像撮影装置14（14₁、14₃）の撮影画像に対する補正を先に行っている。流用する画像情報の領域（オーバーラップ領域）の座標（アドレス）は、設定値または実験等により得られた値を予め得ておき、コンソール20の記憶部50、各放射線画像撮影装置14内、及び電子カセット12内の制御部や記憶部（図示省略）等に記憶させておけばよい。

30

【0139】

また、図5Aに示したように、上側の放射線画像撮影装置14（14₁、14₃）と、下側の放射線画像撮影装置14（14₂）とでは、SIDが異なるため、流用する上側の撮影画像の拡大率を下側の撮影画像に合わせることを好ましい。拡大率は、流用する画像情報の領域と同様に、設定値または実験等により得られた値を予め得ておき、コンソール20の記憶部50、各放射線画像撮影装置14内、及び電子カセット12内の制御部や記憶部（図示省略）等に記憶させておけばよい。

40

【0140】

また、オーバーラップ領域以外の領域は、オーバーラップ領域とシンチ段差とを滑らかに接続するように補正量を算出し、算出した補正量を減算する。

【0141】

このようにして、撮影画像に生じたシンチ段差成分の段差補正が終了すると、制御部30は、本画像処理を終了する。本処理後（段差補正後）の撮影画像は、記憶部50に記憶しておく。

【0142】

50

なお、段差成分であった部分が、通常成分部分に対して違和感のある画像である場合がある。例えば、段差成分であった部分と通常成分部分とで画像の粒状が異なる場合がある。そのため、本処理後の撮影画像に対して、さらに画質を向上させるための種々の処理を行うことが好ましい。

【 0 1 4 3 】

制御部 30 は、このようにして補正された各放射線画像撮影装置 14 の撮影画像をコンソール 20 の表示部 34 に表示させたり、読影装置（図示省略）に表示させるよう出力したり、PACS 22 に出力したりする。なお、制御部 30 は、各放射線画像撮影装置 14 による撮影画像（補正後）をつなげて 1 枚の放射線画像として表示または出力してもよいし、それぞれ個別に表示または出力するようにしてもよい。

10

【 0 1 4 4 】

以上説明したように本実施の形態の電子カセット 12 は、3 個の放射線画像撮影装置 14（14₁ ~ 14₃）を備えている。放射線画像撮影装置 14₁、14₃ が上側（放射線照射装置 16 に近い側）、放射線画像撮影装置 14₂ が下側（放射線照射装置 16 に遠い側）となるいわゆる段丘状に配置されている。

【 0 1 4 5 】

コンソール 20 の制御部 30 は、位置 A から照射された放射線 X により撮影された各放射線画像撮影装置 14 のゲインキャリブ画像を予め取得し、記憶部 50 に記憶させておく。被検体 18 の撮影が行われると、制御部 30 は、各放射線画像撮影装置 14 から撮影画像を取得し、一旦、記憶部 50 に記憶させる。

20

【 0 1 4 6 】

制御部 30 は、記憶部 50 に記憶させておいたゲインキャリブ画像に基づいて、上側の放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）の撮影画像のゲイン補正を行う。

【 0 1 4 7 】

一方、下側の放射線画像撮影装置 14（14₂）の撮影画像には、上側の放射線画像撮影装置 14（14₁、14₃）のシンチレータ 98 及び T F T ガラス基板 90 の端部の段差に起因する段差成分（シンチ段差成分及びガラス段差成分）が生じている。制御部 30 は、撮影画像及びゲインキャリブ画像からシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出する。制御部 30 は、撮影画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置に合わせて、ゲインキャリブ画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の座標を変換させることによりシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を修正する。制御部 30 は、修正後のゲインキャリブ画像に基づいて、撮影画像のゲイン補正を行う。

30

【 0 1 4 8 】

本実施の形態では、放射線照射装置 16 の位置（放射線の入射角度）及び放射線画像撮影装置 14 の動き（移動）に応じてシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置が変化する。放射線照射装置 16 の位置（放射線の入射角度）に応じて、シンチ段差及びガラス段差の位置が長尺方向に略平行移動する。また、放射線画像撮影装置 14 の動き（移動）に応じて、シンチ段差及びガラス段差の角度が変化する。そのため、ゲインキャリブ画像と撮影画像とでは、シンチ段差成分及びガラス段差成分の位置が異なる場合がある。段差成分の位置が異なるゲインキャリブ画像により撮影画像のゲイン補正を行うと、両者の段差成分に起因し、ゲイン補正後の撮影画像には、4 つの段差が発生してしまう。

40

【 0 1 4 9 】

これに対して本実施の形態の制御部 30 は、ゲインキャリブ画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を撮影画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置に合わせて修正している。修正後のゲインキャリブ画像に基づいて、撮影画像のゲイン補正を行うため、適切に撮影画像のゲイン補正を行うことができる。さらに、撮影画像から適切に段差成分を検出することができるようになるため、シンチ段差成分及びガラス段差成分の段差補正を適切に行うことができる。

【 0 1 5 0 】

従って、本実施の形態の放射線画像撮影システム 10（コンソール 20）では、ゲイン

50

キャリブ画像と撮影画像とで放射線の入射方向が変化した場合であっても、撮影画像に生じた段差成分の補正を適切に行うことができる。

【0151】

なお、予め検出しておいたゲインキャリブ画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置と、ステップS210で検出した撮影画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置とが一致する場合は、ステップS212の処理を省略してもよい。このようにゲインキャリブ画像及び撮影画像のシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置が一致する場合は、ゲインキャリブ画像に基づいて撮影画像のゲイン補正を行っても上述したように段差が4つになることがない。そのため、ゲインキャリブ画像に基づいて適切に撮影画像のゲイン補正を行うことができる。

10

【0152】

また、本実施の形態では、シンチレータ98の端部とTF Tガラス基板90の端部とが異なるため、それぞれに起因して段差が生じる(2つの段差が生じる)場合について説明したが、段差の数は、放射線検出器26の構造等により定まるものであり、本実施の形態に限定されるものではない。段差の数にかかわらず、本発明が適用できることはいうまでもない。

【0153】

また、ゲインキャリブ画像に限らず、その他の補正用の画像であっても、補正用の画像の撮影時と撮影画像の撮影時とで放射線照射装置16の位置(放射線Xの照射位置)が異なる場合に対して、本発明が適用できることはいうまでもない。

20

【0154】

また、上記ステップS206のゲイン補正及びステップS208の逆ゲイン補正を省略し、欠陥補正のみを行うようにしてもよい。なお、本実施の形態のようにステップS206及びS208を行うことにより、ステップS210においてより適切にシンチ段差成分及びガラス段差成分の位置を検出することができるようになる。

【0155】

また、本実施の形態では、段差成分の位置ずれの修正方法として、ゲインキャリブ画像の座標を変換することにより、ゲインキャリブ画像の段差成分の位置を、撮影画像の段差成分の位置に合わせるように修正しているが修正方法は限定されない。例えば、ゲインキャリブ画像に替わり、撮影画像の座標を変換するようにしてもよい。また、ゲインキャリブ画像及び撮影画像の両方の座標を変換するようにしてもよい。なお、撮影画像の座標を変換した場合は、撮影画像のゲイン補正後に、座標を元に戻す(逆変換)するようにするとよい。

30

【0156】

また、本実施の形態では、電子カセット12が3個の放射線画像撮影装置14を備える場合について説明したが放射線画像撮影装置14の数は特に限定されるものではない。また、放射線画像撮影装置14の重ね合わせ方も、本実施の形態の電子カセット12(図5参照)に限らない。

【0157】

また、本実施の形態では、1つの電子カセット12の筐体13中に複数の放射線画像撮影装置14(14₁~14₃)が備えられている場合について説明したが、複数の電子カセットを備えた放射線画像撮影システムに本発明を適用してもよい。例えば、1つの放射線画像撮影装置を備えた電子カセットを複数隣接して配置することにより、長尺の撮影領域を有するように構成してもよい。複数の電子カセットを隣接して配置する場合の具体的な構成例を図11及び図12に示す。図11及び図12では、3つの電子カセット62(62₁~62₃)を隣接して配置した場合を示している。また、図11は、本実施の形態の電子カセット12の放射線画像撮影装置14と同様に、電子カセット12を段丘状に配置した場合を示している。図12は、電子カセット12を階段状に配置した場合を示している。

40

【0158】

50

また、上記各実施の形態では、変換した光を電荷に変換する間接変換方式の放射線検出器 26 に本発明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、放射線を吸収して電荷に変換する光電変換層としてアモルファスセレン等の放射線を直接電荷に変換する材料を使用した直接変換方式の放射線検出器に本発明を適用してもよい。

【0159】

その他、本実施の形態で説明した放射線画像撮影システム 10、電子カセット 12、放射線画像撮影装置 14、及びコンソール 20 等の構成、動作等は一例であり、本発明の主旨を逸脱しない範囲内において状況に応じて変更可能であることは言うまでもない。

【0160】

また、本実施の形態では、本発明の放射線は、特に限定されるものではなく、X線や線等を適用することができる。

10

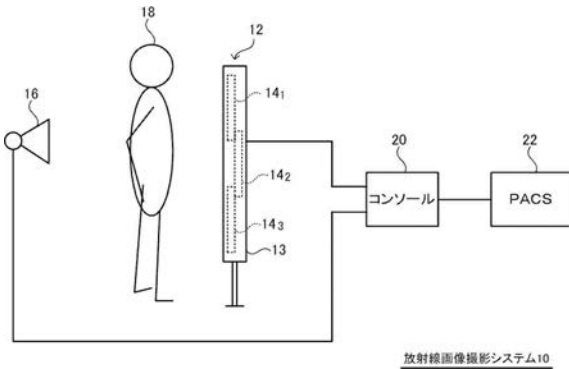
【符号の説明】

【0161】

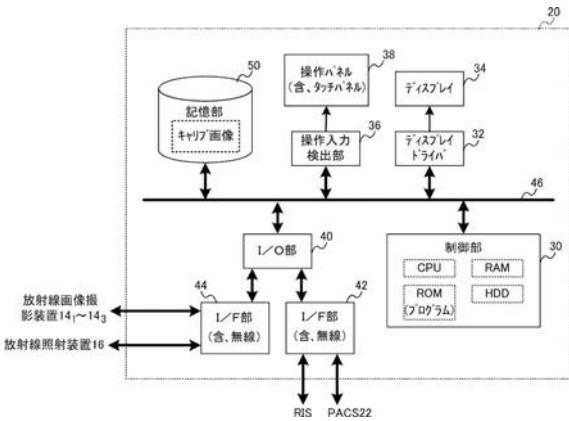
- 10 放射線画像撮影システム
- 12、62 電子カセット
- 14、14₁ ~ 14₃ 放射線画像撮影装置
- 16 放射線照射装置
- 18 被検体
- 20 コンソール
- 26 放射線検出器
- 30 制御部
- 50 記憶部
- 90 TFTガラス基板
- 98 シンチレータ
- 100 画素

20

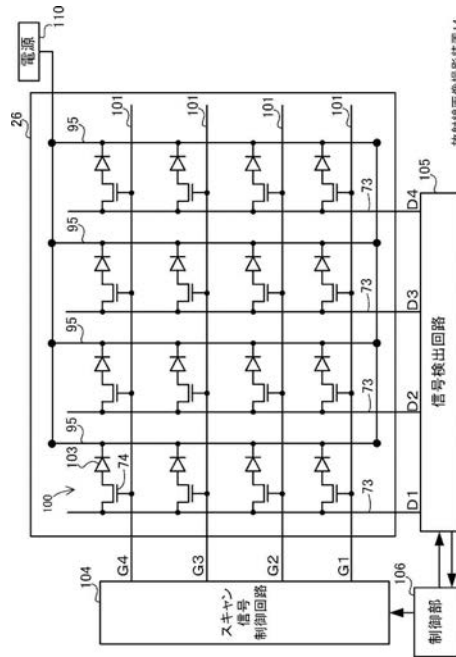
【図1】



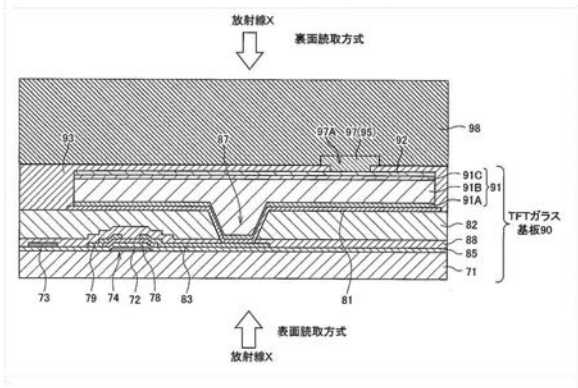
【図2】



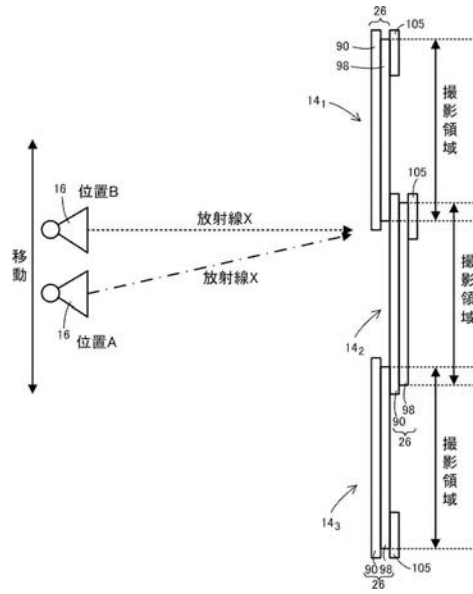
【図3】



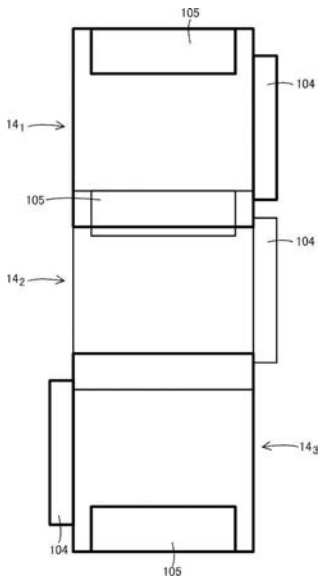
【図4】



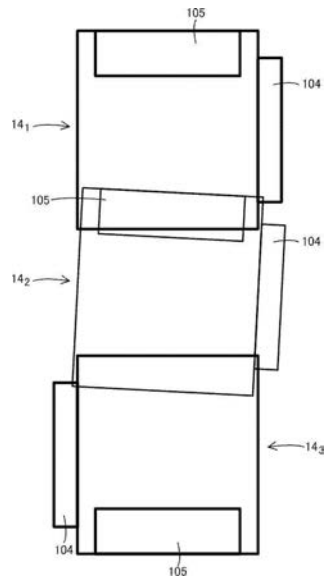
【図5A】



【図5B】

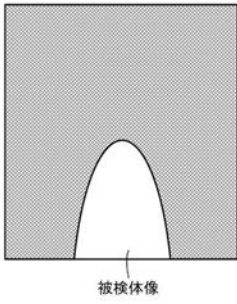


【図5C】

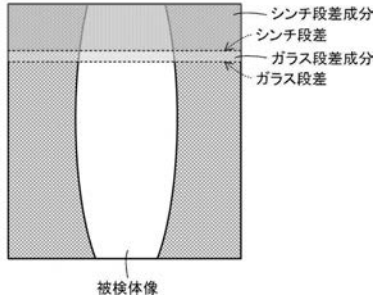


【図6】

(1)

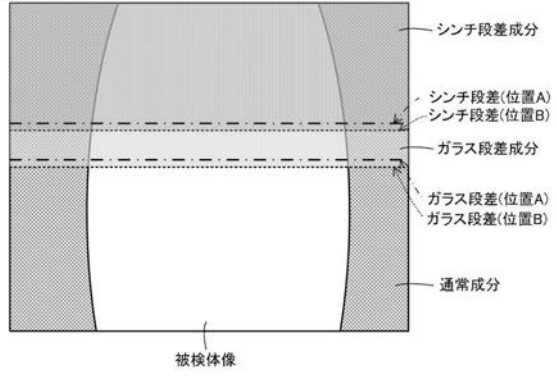


(2)

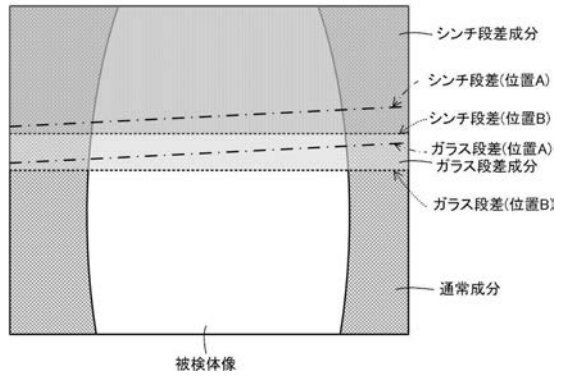


【図7】

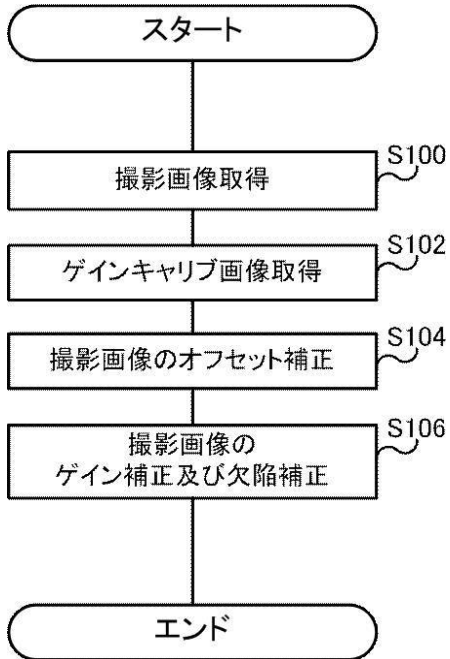
(1)



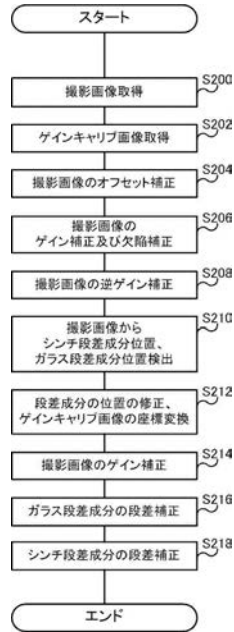
(2)



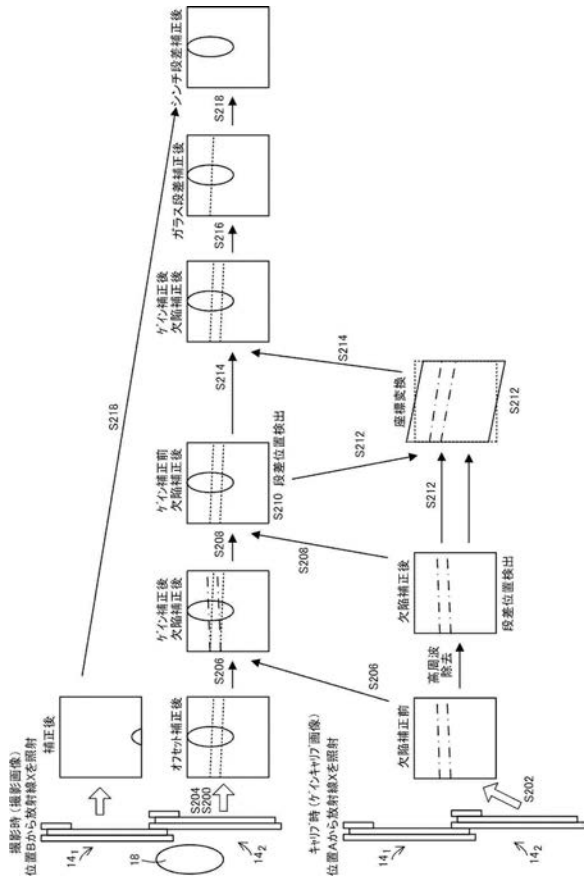
【図8】



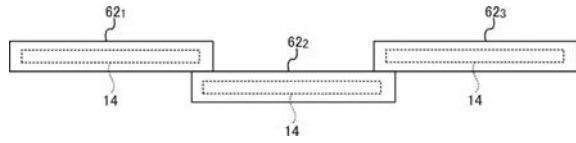
【図9】



【図10】



【図11】



【図12】

