

(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2010-272
(P2010-272A)

(43) 公開日 平成22年1月7日(2010.1.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 2 〇 Z	4 C 〇 9 3
	A 6 1 B 6/00 3 〇 〇 J	
	A 6 1 B 6/00 3 〇 〇 S	
	A 6 1 B 6/00 3 〇 〇 T	

審査請求 未請求 請求項の数 12 〇 L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2008-162822 (P2008-162822)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成20年6月23日 (2008. 6. 23)		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	100077665
			弁理士 千葉 剛宏
		(74) 代理人	100116676
			弁理士 宮寺 利幸
		(74) 代理人	100142066
			弁理士 鹿島 直樹
		(74) 代理人	100126468
			弁理士 田久保 泰夫
		(74) 代理人	100149261
			弁理士 大内 秀治

最終頁に続く

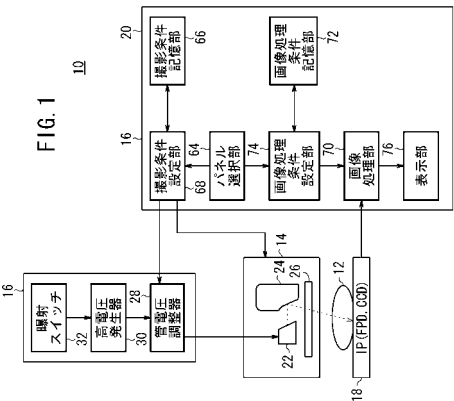
(54) 【発明の名称】 放射線画像撮影システム及びその調整方法

(57) 【要約】

【課題】放射線変換パネルに応じた適切な放射線画像情報を得ることのできる放射線画像撮影システム及びその調整方法を提供する。

【解決手段】本発明は、放射線画像撮影システム及びその調整方法に関するものであり、パネル選択部64により選択した放射線変換パネル18の感度特性に対応して、撮影条件設定部68によりターゲット24、フィルタ26、管電圧を放射線源14及び線源制御装置16に設定し、その撮影条件で被写体12の放射線画像情報を放射線変換パネル18に記録する。また、画像処理条件設定部74は、選択した放射線変換パネル18の感度特性に対応した画像処理条件を画像処理部70に設定し、その画像処理条件に従い、放射線変換パネル18から取得した放射線画像情報に対する画像処理を行う。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

放射線を出力する放射線源と、
被写体を透過した前記放射線が照射され、前記放射線を前記被写体の放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、
前記放射線変換パネルの感度特性に応じた撮影条件を設定する撮影条件設定部と、
を備え、設定された前記撮影条件に基づいて前記放射線源を調整し、前記放射線を前記被写体に照射することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記撮影条件設定部は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記放射線源のターゲットを前記撮影条件として設定することを特徴とする放射線画像撮影システム。 10

【請求項 3】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記撮影条件設定部は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記放射線源のフィルタを前記撮影条件として設定することを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 4】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記撮影条件設定部は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記放射線源の管電圧を前記撮影条件として設定することを特徴とする放射線画像撮影システム。 20

【請求項 5】

請求項 1 記載のシステムにおいて、
前記放射線変換パネルから取得した放射線画像情報を処理する画像処理部を備え、前記画像処理部は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた画像処理条件を設定し、前記放射線画像情報に対する画像処理を行うことを特徴とする放射線画像撮影システム。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、
前記放射線変換パネルは、前記放射線をデジタル情報としての前記放射線画像情報に変換することを特徴とする放射線画像撮影システム。 30

【請求項 7】

放射線源から出力された放射線を被写体に照射し、前記被写体を透過した前記放射線を放射線変換パネルにより放射線画像情報に変換する際、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた撮影条件に従って前記放射線源を調整し、前記放射線を前記被写体に照射することを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。

【請求項 8】

請求項 7 記載の方法において、
前記撮影条件は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記放射線源のターゲットを設定する条件であることを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。 40

【請求項 9】

請求項 7 記載の方法において、
前記撮影条件は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記放射線源のフィルタを設定する条件であることを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。

【請求項 10】

請求項 7 記載の方法において、
前記撮影条件は、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた前記放射線を出力する前記 50

放射線源の管電圧を設定する条件であることを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。

【請求項 1 1】

請求項 7 記載の方法において、

前記放射線変換パネルの感度特性に応じて画像処理条件を設定し、前記放射線変換パネルから取得した放射線画像情報を処理することを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。

【請求項 1 2】

請求項 7 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載の方法において、

前記放射線変換パネルは、前記放射線をデジタル情報としての前記放射線画像情報に変換することを特徴とする放射線画像撮影システムの調整方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、放射線変換パネルを用いて被写体の放射線画像の撮影を行う放射線画像撮影システム及びその調整方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野において、被写体に放射線を照射し、被写体を透過した放射線を X 線フィルムや、放射線変換パネルに導いて放射線画像を撮影する放射線画像撮影装置が広汎に使用されている。

20

【0 0 0 3】

この場合、X 線フィルムを用いたアナログ撮影では、最適な濃度又は画質（階調）からなる画像を得るため、被写体に照射する X 線の線量及び線質（X 線エネルギースペクトル）を使用する X 線フィルムの特性に従って設定せざるを得ず、被写体の被曝量の低減を十分に考慮できないのが現状である。

【0 0 0 4】

そこで、放射線画像をデジタル的に撮影することのできる放射線変換パネルが開発されている。蓄積性蛍光体パネル（以下、I P（Imaging Plate）と称する。）は、蛍光体に放射線画像情報を放射線エネルギーとして蓄積し、励起光を照射することで放射線画像情報を輝光として取り出すことのできる放射線変換パネルである。放射線画像情報が記録された I P は、読取装置に供給して読取処理を行うことで、可視画像としての放射線画像を得ることができる。

30

【0 0 0 5】

また、手術室等の医療現場においては、患者に対して迅速且つ的確な処置を施すため、放射線変換パネルから直ちに放射線画像情報を読み出して表示できることが要求される。このような要求に対応可能な放射線変換パネルとして、放射線を直接電気信号に変換し、あるいは、放射線をシンチレータで可視光に変換した後、電気信号に変換して読み出す固体検出素子を用いた放射線変換パネル（以下、F P D（Flat Panel Detector）と称する。）が開発されている。

40

【0 0 0 6】

さらには、放射線変換パネルとして固体撮像素子（以下、C C D（Charge Coupled Device）と称する。）を用いた放射線画像撮影装置がある。

【0 0 0 7】

これらの放射線変換パネルを用いたデジタル撮影では、取得した放射線画像情報がデジタル情報であるため、その放射線画像情報に対して濃度調整、階調調整等の任意の画像処理を施すことができる。そのため、被写体の被曝量の低減を考慮した線量及び線質からなる放射線を設定することができる。

【0 0 0 8】

ところで、このようなデジタル撮影を行うことのできる放射線変換パネルは、被写体の

50

状態、撮影場所、撮影目的等に応じて、適宜選択することが望ましい。

【 0 0 0 9 】

例えば、I P は、持ち運びが容易で、且つ、形状選択の自由度が高く、被写体の任意の部位の撮影が可能であるため、救急患者や移動困難な被写体の特殊な部位の撮影に適している。F P D は、迅速且つ高画質な画像取得が可能であるため、手術中や人間ドック等における撮影に適している。C C D は、I P や F P D に比較して画質の低下はあるものの、リアルタイムでの動画取得や、放射線の入射方向に依存しない放射線画像の取得が可能のため、例えば、カテーテルを用いて画像を確認しながら特定の処理を行う場合や、異なる方向から撮影した複数の放射線画像を合成して立体画像を形成するような撮影に適している。

10

【 0 0 1 0 】

ところで、デジタル撮影を行うための各放射線変換パネルは、それぞれが固有の感度特性を有しており、適切な放射線画像情報を得るためには、適切な撮影条件を放射線変換パネル毎に設定する必要がある。なお、撮影条件としては、例えば、放射線源の焦点サイズ、放射線変換パネルに照射される X 線のスペクトルを調整するフィルタ、管電圧、管電流、X 線の照射時間、X 線を出力するターゲットの種類等が挙げられる。

【 0 0 1 1 】

特許文献 1 では、低い線量の放射線を被写体を介して放射線変換パネルに照射して事前露光画像を取得し、この事前露光画像を用いて、焦点トラック（二重焦点トラックを備えるデバイスの場合）、使用するフィルタ、管電圧、グリッドの有無、焦点サイズ、管電流 × 照射時間の値等の撮影条件を設定する技術を開示している。

20

【 0 0 1 2 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 1 5 7 5 2 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 3 】

しかしながら、引用文献 1 では、使用する放射線変換パネルが決まっており、その放射線変換パネルに対して、適切な放射線画像情報を得ることのできる撮影条件を設定可能としているだけであり、放射線変換パネルを選択した際に、選択した放射線変換パネルに応じた適切な撮影条件を設定するようにしたものではない。

30

【 0 0 1 4 】

本発明は、前記の課題を解決するためになされたものであり、放射線変換パネルに応じた適切な放射線画像情報を得ることのできる放射線画像撮影システム及びその調整方法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】

【 0 0 1 5 】

本発明は、放射線を出力する放射線源と、
被写体を透過した前記放射線が照射され、前記放射線を前記被写体の放射線画像情報に変換する放射線変換パネルと、
前記放射線変換パネルの感度特性に応じた撮影条件を設定する撮影条件設定部と、
を備え、設定された前記撮影条件に基づいて前記放射線源を調整し、前記放射線を前記被写体に照射することを特徴とする。

40

【 0 0 1 6 】

また、本発明は、放射線源から出力された放射線を被写体に照射し、前記被写体を透過した前記放射線を放射線変換パネルにより放射線画像情報に変換する際、前記放射線変換パネルの感度特性に応じた撮影条件に従って前記放射線源を調整し、前記放射線を前記被写体に照射することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明では、放射線変換パネルが選択されたとき、その放射線変換パネルに応じた撮影

50

条件を設定することにより、適切な放射線画像情報を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

図1は、本実施形態の放射線画像撮影システム10の構成ブロック図である。

【0019】

放射線画像撮影システム10は、X線を出力して被写体12に照射する放射線源14と、放射線源14を制御する線源制御装置16と、被写体12を透過したX線を放射線画像情報に変換する放射線変換パネル18と、放射線源14及び線源制御装置16に対する撮影条件の設定、並びに、放射線変換パネル18から取得した放射線画像情報に対する画像処理を行う処理装置20とから基本的に構成される。

10

【0020】

放射線源14は、高電圧が印加されることで電子線を出力する陰極22と、陰極22から出力された電子線が入射することでX線を出力するターゲット24と、ターゲット24から出力されたX線のスペクトルを調整するフィルタ26とを備える。ターゲット24としては、放射線変換パネル18の感度特性に応じて、Mo、Rh、W等の材料が選択して使用される。また、フィルタ26としては、ターゲット24との組み合わせで特性X線を選択的に取り出すことのできるMo、Rh、Al等の材料が選択して使用される。

【0021】

図2は、Moのターゲット24から出力されるX線のエネルギー特性（実線）と、Moのフィルタ26によるX線の吸収特性（点線）との関係を示す。なお、縦軸は、相対光子数を表す。Moのターゲット24から出力されるX線は、 $K\alpha$ （17.4 keV）、 $K\beta$ （19.5 keV）において、強いエネルギー成分を有しており、Moのフィルタ26は、 $K\alpha$ 、 $K\beta$ の特性X線を選択的に取り出す一方、20 keV以上の高エネルギーのX線を除去し、放射線画像のコントラストを高めることができる。

20

【0022】

線源制御装置16は、放射線源14の陰極22に対して、被写体12に応じて調整した管電圧を印加する管電圧調整器28と、高電圧を発生させて管電圧調整器28に供給する高電圧発生器30と、技師によって操作される曝射スイッチ32とを備える。

【0023】

放射線変換パネル18は、被写体12の状態、撮影場所、撮影目的等に応じて、IP（Imaging Plate）、FPD（Flat Panel Detector）、CCD（Charge Coupled Device）から選択することができる。

30

【0024】

図3は、放射線変換パネル18の1つであるFPD34の回路構成を示す。

【0025】

放射線変換パネル18は、X線を感じて電荷を発生させるアモルファスセレン（a-Se）等の物質からなる光電変換層36を行列状の薄膜トランジスタ（TFT：Thin Film Transistor）38のレイの上に配置した構造を有し、発生した電荷を蓄積容量40に蓄積した後、各行毎にTFT38を順次オンにして、電荷を画像信号として読み出す。図3では、光電変換層36及び蓄積容量40からなる1つの画素42と1つのTFT38との接続関係のみを示し、その他の画素42の構成については省略している。

40

【0026】

各画素42に接続されるTFT38には、行方向と平行に延びるゲート線44と、列方向と平行に延びる信号線46とが接続される。各ゲート線44は、ライン走査駆動部48に接続され、各信号線46は、読取回路を構成するマルチプレクサ50に接続される。

【0027】

ゲート線44には、行方向に配列されたTFT38をオンオフ制御する制御信号Von、Voffがライン走査駆動部48から供給される。この場合、ライン走査駆動部48は、ゲート線44を切り替える複数のスイッチSW1と、スイッチSW1の1つを選択する選択信号を出力するアドレスデコーダ52とを備える。アドレスデコーダ52には、パネ

50

ル制御部 54 からアドレス信号が供給される。

【0028】

また、信号線 46 には、列方向に配列された T F T 38 を介して各画素 42 の蓄積容量 40 に保持されている電荷が流出する。この電荷は、増幅器 56 によって増幅される。増幅器 56 には、サンプルホールド回路 58 を介してマルチプレクサ 50 が接続される。マルチプレクサ 50 は、信号線 46 を切り替える複数のスイッチ S W 2 と、スイッチ S W 2 の 1 つを選択する選択信号を出力するアドレスデコーダ 60 を備える。アドレスデコーダ 60 には、パネル制御部 54 からアドレス信号が供給される。マルチプレクサ 50 には、A / D 変換器 62 が接続され、A / D 変換器 62 によってデジタル信号に変換された放射線画像情報がパネル制御部 54 に供給される。

10

【0029】

処理装置 20 は、撮影に使用する放射線変換パネル 18 を選択するパネル選択部 64 と、放射線変換パネル 18 に応じた撮影条件を記憶する撮影条件記憶部 66 と、選択された放射線変換パネル 18 に応じた撮影条件を撮影条件記憶部 66 から読み出し、放射線源 14 及び線源制御装置 16 に設定する撮影条件設定部 68 と、放射線変換パネル 18 から読み出した放射線画像情報に対して画像処理を施す画像処理部 70 と、放射線変換パネル 18 に応じた画像処理条件を記憶する画像処理条件記憶部 72 と、選択された放射線変換パネル 18 に応じた画像処理条件を画像処理条件記憶部 72 から読み出し、画像処理部 70 に設定する画像処理条件設定部 74 と、画像処理部 70 によって画像処理された放射線画像情報を表示する表示部 76 とを備える。

20

【0030】

パネル選択部 64 は、撮影する被写体 12 の状態、撮影部位、撮影場所、撮影目的等に応じて、適切な放射線変換パネル 18 を選択する。撮影条件記憶部 66 に記憶される撮影条件は、選択された放射線変換パネル 18 の感度特性に応じた X 線を発生させることのできるターゲット 24、フィルタ 26、管電圧の組み合わせを、放射線変換パネル 18 との関係で設定した条件である。画像処理条件記憶部 72 に記憶される画像処理条件は、選択された放射線変換パネル 18 の感度特性に応じて、適切なコントラストからなる放射線画像を得ることのできる画像処理条件である。

【0031】

本実施形態の放射線画像撮影システム 10 は、基本的には以上のように構成されるものであり、次に、この放射線画像撮影システム 10 の調整方法について説明する。

30

【0032】

先ず、処理装置 20 のパネル選択部 64 により、撮影する被写体 12 の状態、撮影部位、撮影場所、撮影目的等に応じて、最適な放射線変換パネル 18 を選択する。

【0033】

例えば、救急患者や移動困難な被写体 12 である場合、又は、特殊な撮影部位である場合、放射線変換パネル 18 として、持ち運びが容易で、且つ、形状選択の自由度が高い I P を選択することができる。また、手術中や人間ドックのように、迅速且つ高画質の放射線画像を取得する場合、放射線変換パネル 18 として、F P D 34 を選択することができる。さらに、I P や F P D 34 に比較して画質の低下はあるものの、リアルタイムでの動画や立体画像を取得する場合には、放射線変換パネル 18 として C C D を選択することができる。

40

【0034】

パネル選択部 64 により放射線変換パネル 18 が選択されると、撮影条件設定部 68 は、選択された放射線変換パネル 18 の感度特性に対応した撮影条件を撮影条件記憶部 66 から読み出す。

【0035】

撮影条件記憶部 66 には、放射線変換パネル 18 の感度特性に応じた X 線を発生させることのできるターゲット 24、フィルタ 26、管電圧の組み合わせが撮影条件として記憶されている。

50

【 0 0 3 6 】

図 4 は、感度特性 A の放射線変換パネル 1 8 と、感度特性 B の放射線変換パネル 1 8 とを例示する。この場合、感度特性 A 及び B は、X 線エネルギー E を境にして、感度が逆転している。被写体 1 2 に照射される X 線のエネルギーが X 線エネルギー E よりも低く設定されるときには、感度が感度特性 A よりも高い感度特性 B の放射線変換パネル 1 8 が選択され、X 線エネルギーが X 線エネルギー E よりも高く設定されるときには、感度が感度特性 B よりも高い感度特性 A の放射線変換パネル 1 8 が選択される。

【 0 0 3 7 】

例えば、乳房の撮影を行うマンモグラフィ装置においては、乳房による X 線の僅かな吸収の差異をできるだけ高い解像度及びコントラストで表示することが要求されるため、低い X 線エネルギーを被写体 1 2 に照射して放射線画像を取得する。従って、X 線エネルギー E 以下では、感度の高い感度特性 B の放射線変換パネル 1 8 が選択される。一方、胸部撮影等、X 線の透過率の低い骨部分を含む撮影装置においては、高い X 線エネルギーを被写体 1 2 に照射して放射線画像を取得する。従って、X 線エネルギー E 以上では、感度の高い感度特性 A の放射線変換パネル 1 8 が選択される。

【 0 0 3 8 】

撮影条件設定部 6 8 は、パネル選択部 6 4 で選択された放射線変換パネル 1 8 の感度特性に応じた X 線エネルギーを得ることのできるターゲット 2 4、フィルタ 2 6、管電圧の組み合わせを撮影条件として読み出す。

【 0 0 3 9 】

図 5 は、ターゲット 2 4 及びフィルタ 2 6 を Mo として得られる X 線スペクトル、図 6 は、ターゲット 2 4 を Mo、フィルタ 2 6 を Rh として得られる X 線スペクトル、図 7 は、ターゲット 2 4 及びフィルタ 2 6 を Rh として得られる X 線スペクトルである。管電圧を調整することにより、X 線エネルギー E に対する X 線エネルギーの分布を調整することができる。例えば、感度特性 A の放射線変換パネル 1 8 が選択された場合には、X 線エネルギー E よりも高い部分に X 線スペクトルが分布するよう、図 7 に示すターゲット 2 4、フィルタ 2 6 及び管電圧の組み合わせが撮影条件として選択される。また、感度特性 B の放射線変換パネル 1 8 が選択された場合には、X 線エネルギー E よりも低い部分に X 線スペクトルの主要部が分布するよう、図 5 又は図 6 に示すターゲット 2 4、フィルタ 2 6 及び管電圧の組み合わせが撮影条件として選択される。

【 0 0 4 0 】

撮影条件設定部 6 8 によって設定された撮影条件に基づき、放射線源 1 4 のターゲット 2 4 及びフィルタ 2 6 が選択され、また、線源制御装置 1 6 の管電圧調整器 2 8 により管電圧が調整される。

【 0 0 4 1 】

一方、画像処理条件設定部 7 4 は、パネル選択部 6 4 により選択された放射線変換パネル 1 8 の感度特性に応じた画像処理条件を画像処理条件記憶部 7 2 から読み出し、画像処理部 7 0 に設定する。すなわち、撮影条件設定部 6 8 で設定された撮影条件による X 線エネルギーが高エネルギー側である場合、放射線画像のコントラストが低くなる傾向にあるため、画像の濃度階調の変化が大きくなる画像処理を施すことのできる画像処理条件を設定する。また、X 線エネルギーが低エネルギー側である場合、コントラストが高くなる傾向にあるため、画像の濃度階調の変化が小さくなる画像処理を施すことのできる画像処理条件を設定する。

【 0 0 4 2 】

以上のようにして撮影条件及び画像処理条件を設定した後、放射線画像の撮影を行う。

【 0 0 4 3 】

選択された放射線変換パネル 1 8 に対して、被写体 1 2 の撮影部位を位置決めした後、技師は、曝射スイッチ 3 2 を操作し、X 線を被写体 1 2 に照射する。曝射スイッチ 3 2 が操作されると、高電圧発生器 3 0 によって発生した高電圧が管電圧調整器 2 8 によって所定の管電圧に調整され、放射線源 1 4 の陰極 2 2 に印加される。陰極 2 2 は、電子線をタ

10

20

30

40

50

ターゲット 24 に出力し、ターゲット 24 は、所定の X 線スペクトルからなる X 線を出力する。ターゲット 24 から出力された X 線は、フィルタ 26 によって無用な X 線エネルギーが除去され、被写体 12 に照射される。被写体 12 を透過した X 線は、放射線変換パネル 18 によって放射線画像情報に変換される。

【0044】

ここで、放射線変換パネル 18 として、図 3 に示す FPD 34 が選択された場合について説明する。

【0045】

FPD 34 を構成する各画素 42 の光電変換層 36 は、入射した X 線を電気信号に変換し、その電気信号が蓄積容量 40 に電荷として保持される。次いで、各蓄積容量 40 に保持された被写体 12 の放射線画像情報である電荷情報は、パネル制御部 54 からライン走査駆動部 48 及びマルチプレクサ 50 に供給されるアドレス信号に従って読み出される。

10

【0046】

すなわち、ライン走査駆動部 48 のアドレスデコーダ 52 は、パネル制御部 54 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ SW1 の 1 つを選択し、対応するゲート線 44 に接続された TFT 38 のゲートに制御信号 V_{on} を供給する。一方、マルチプレクサ 50 のアドレスデコーダ 60 は、パネル制御部 54 から供給されるアドレス信号に従って選択信号を出力してスイッチ SW2 を順次切り替え、ライン走査駆動部 48 によって選択されたゲート線 44 に接続された各画素 42 の蓄積容量 40 に保持された電荷情報である放射線画像情報を信号線 46 を介して順次読み出す。

20

【0047】

FPD 34 の選択されたゲート線 44 に接続された各画素 42 の蓄積容量 40 から読み出された放射線画像情報は、各増幅器 56 によって増幅された後、各サンプルホールド回路 58 によってサンプリングされ、マルチプレクサ 50 を介して A/D 変換器 62 に供給され、デジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された放射線画像情報は、パネル制御部 54 により処理装置 20 の画像処理部 70 に供給される。

【0048】

同様にして、ライン走査駆動部 48 のアドレスデコーダ 52 は、パネル制御部 54 から供給されるアドレス信号に従ってスイッチ SW1 を順次切り替え、各ゲート線 44 に接続されている各画素 42 の蓄積容量 40 に保持された電荷情報である放射線画像情報を信号線 46 を介して読み出し、マルチプレクサ 50、A/D 変換器 62 及びパネル制御部 54 を介して画像処理部 70 に供給される。

30

【0049】

画像処理部 70 は、放射線変換パネル 18 から供給された放射線画像情報に対して、画像処理条件設定部 74 で設定された画像処理条件に従って画像処理を施す。次いで、画像処理された放射線画像情報は、表示部 76 に表示され、技師による確認が行われる。表示された放射線画像が適切な画像であることが確認された場合、当該放射線画像情報は、医師による読影診断に供せられる。

【0050】

なお、放射線変換パネル 18 として IP が選択されている場合、画像処理部 70 は、放射線画像情報が蓄積記録された IP に対して励起光を照射することで放射線画像情報を輝尽発光光として取り出し、その輝尽発光光をフォトマルチプライア等によって電気信号に変換した後、FPD 34 から得た放射線画像情報と同様にして、設定した画像処理条件に従った画像処理を施すことで、所望の放射線画像情報を得ることができる。

40

【0051】

また、放射線変換パネル 18 として CCD が選択されている場合には、画像処理条件設定部 74 は、FPD 34 から得た放射線画像情報と同様の画像処理を行って所望の放射線画像情報を得ることができる。

【0052】

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、本発明の主旨を逸脱し

50

ない範囲で自由に変更できることは勿論である。

【 0 0 5 3 】

放射線変換パネル 1 8 としては、I P、F P D 3 4、C C D 以外のものを選択することもできる。例えば、光変換方式の放射線変換パネルを利用して放射線画像情報を取得することもできる。この光変換方式の放射線変換パネルは、多数の固体検出素子をマトリクス状に配列して形成したもので、放射線が照射されると、放射線量に応じた静電潜像が固体検出素子に蓄積記録される。静電潜像を読み取る際には、放射線変換パネルに読取光を照射し、発生した電流の値を放射線画像情報として取得する。この場合、放射線変換パネルは、蓄積性蛍光体パネルと同様に、消去光を放射線変換パネルに照射することで、残存する静電潜像である放射線画像情報を消去して再使用することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 4 】

【図 1】本実施形態の放射線画像撮影システムの構成ブロック図である。

【図 2】M o のターゲットから出力される X 線のエネルギー特性（実線）と、M o のフィルタによる X 線の吸収特性（点線）との関係図である。

【図 3】放射線変換パネルの 1 つである F P D の回路構成図である。

【図 4】2 種類の放射線変換パネルの感度特性図である。

【図 5】ターゲット及びフィルタを M o として得られる X 線スペクトルである。

【図 6】ターゲットを M o、フィルタを R h として得られる X 線スペクトルである。

【図 7】ターゲット及びフィルタを R h として得られる X 線スペクトルである。

20

【符号の説明】

【 0 0 5 5 】

1 0 ... 放射線画像撮影システム

1 2 ... 被写体

1 4 ... 放射線源

1 6 ... 線源制御装置

1 8 ... 放射線変換パネル

2 0 ... 処理装置

2 2 ... 陰極

2 4 ... ターゲット

2 6 ... フィルタ

2 8 ... 管電圧調整器

3 4 ... F P D

6 4 ... パネル選択部

6 6 ... 撮影条件記憶部

6 8 ... 撮影条件設定部

7 0 ... 画像処理部

7 2 ... 画像処理条件記憶部

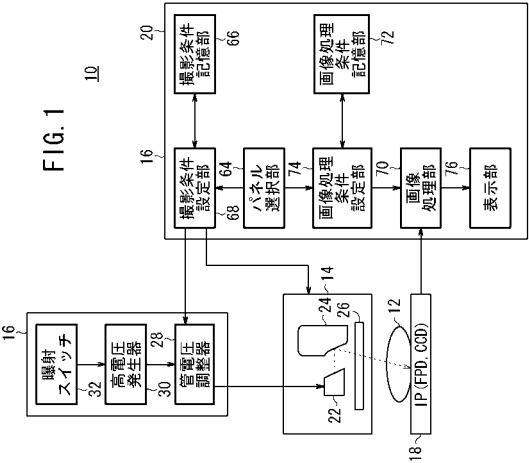
7 4 ... 画像処理条件設定部

7 6 ... 表示部

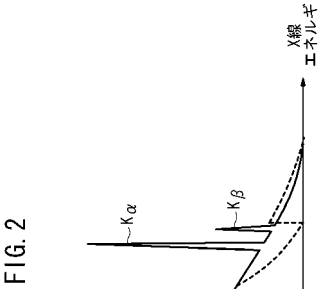
30

40

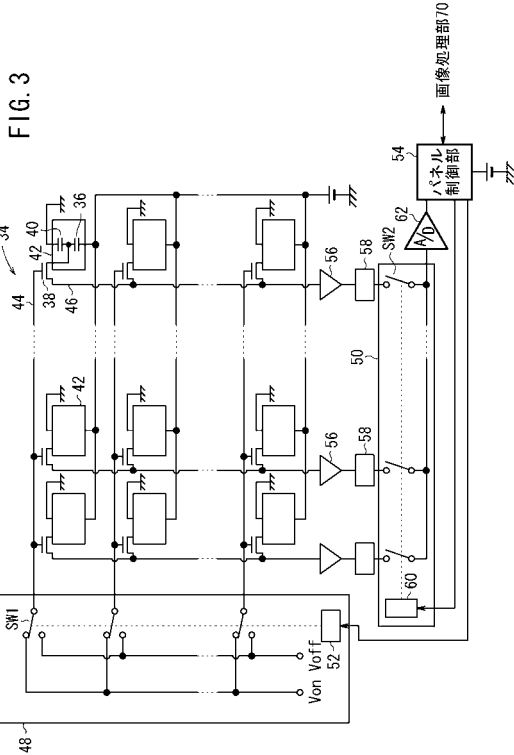
【 図 1 】



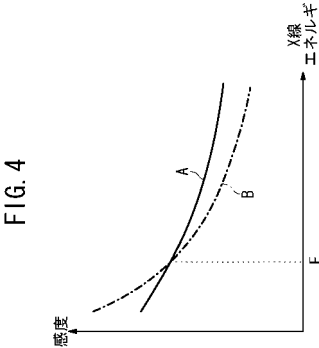
【 図 2 】



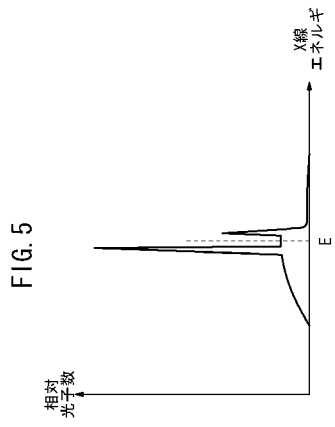
【 図 3 】



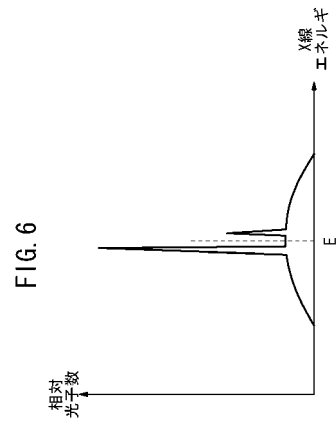
【 図 4 】



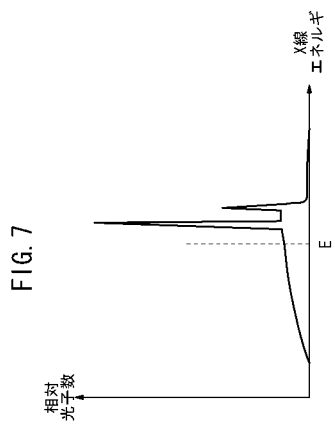
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 中山 弘毅

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

F ターム(参考) 4C093 AA16 CA01 EA03 EA11 EB05 EB12 EB13 EB17 FA13 FA18
FA42 FA59 FC17 FF08