

(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2004-23654
(P2004-23654A)

(43) 公開日 平成16年1月22日(2004.1.22)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
HO 4 N 5/335	HO 4 N 5/335 P	2 G O 8 8
GO 1 T 1/20	HO 4 N 5/335 U	4 M 1 1 8
GO 1 T 1/24	GO 1 T 1/20 F	5 C O 2 4
HO 1 L 27/14	GO 1 T 1/24	
HO 4 N 5/32	HO 4 N 5/32	
審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 12 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2002-178800 (P2002-178800)	(71) 出願人 000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日 平成14年6月19日 (2002.6.19)	(74) 代理人 100090273 弁理士 國分 孝悦
	(72) 発明者 遠藤 忠夫 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
	Fターム(参考) 2G088 EE01 FF02 GG19 GG21 JJ05 KK05 4M118 AA05 AA10 AB01 BA05 CA02 CB06 CB11 DD09 FB03 FB09 FB13 GA10 5C024 AX12 AX16 CY11 HX18 HX50

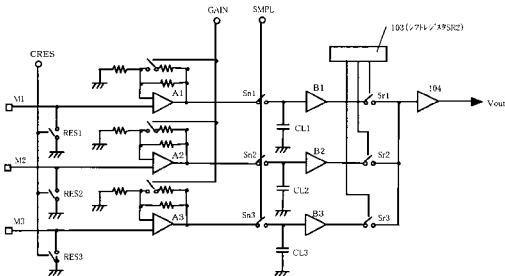
(54) 【発明の名称】 放射線撮像装置及び放射線撮像方法

(57) 【要約】

【課題】透視撮影を行なうに際して、動画撮影及び静止画撮影の双方を同一の装置で選択的に可能とし、且つI・I・に比して小型・軽量であり、フィルムに相当する静止画の画質性能を有する放射線撮像装置及び方法を提供する。

【解決手段】マトリクス状に配列された光電変換素子S1-1～S3-3を有し、読み出し回路107は、アナログマルチプレクサの前段にゲインが可変とされたアンプA1～A3を、後段に直列変換された信号を出力するバッファアンプ104を備え、動画撮影モード時のゲイン(Gf)を静止画撮影モード時のゲイン(Gs)よりも大きく設定する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列された放射線検出手段と、

前記放射線検出手段を駆動制御する駆動手段と、

前記放射線検出手段からの電気信号を読み出すための読み出し手段と

を含み、

動画撮影モードと静止画撮影モードとを選択的に設定自在とされており、

前記読み出し手段は、ゲインが可変とされた可変増幅手段と、前記増幅手段のゲインを制御する制御手段とを備え、

前記制御手段による前記可変増幅手段のゲイン制御により、前記動画撮影モード時のゲイン (G_f) を前記静止画撮影モード時のゲイン (G_s) よりも大きく設定することを特徴とする放射線撮像装置。

10

【請求項 2】

前記読み出し手段は、前記放射線検出手段からの並列信号を直列信号として出力するマルチプレクサを備え、

前記可変増幅手段が前記マルチプレクサよりも前段に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

静止画を撮影するに際して、予め前記動画撮影モードにおいて設定されたゲイン (G_f) により動画像を取得しておき、静止画撮影を要求する信号に応じて、静止画撮影モードのゲイン (G_s) に切り替えて静止画像を取得することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線撮像装置。

20

【請求項 4】

前記マルチプレクサよりも後段に、ゲインが固定されている固定増幅手段を有することを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、可視光を受光して電気信号に変換する光電変換体とを有することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

30

【請求項 6】

前記波長変換体は、 Gb_2O_3 、 Gb_2O_2S 及び CsI のうちから選ばれた 1 種を母体材料として構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】

前記光電変換体は、アモルファスシリコンを主材料として構成されていることを特徴とする請求項 5 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

前記放射線検出素子はスイッチ素子を有することを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 9】

前記放射線検出素子は、放射線を吸収して直接的に電気信号に変換する機能を有し、その主材料がアモルファスセレン、ヒ素化ガリウム、ヨウ化水銀、ヨウ化鉛から選ばれた 1 種であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

40

【請求項 10】

放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されてなり、動画撮影モードと静止画撮影モードとを選択的に設定自在とされた放射線撮像装置を用い、ゲインを可変とし、当該ゲイン制御により、前記動画撮影モード時のゲイン (G_f) を前記静止画撮影モード時のゲイン (G_s) よりも大きく設定することを特徴とする放射線検出方法。

【請求項 11】

50

静止画を撮影するに際して、予め前記動画撮影モードにおいて設定されたゲイン（ G_f ）により動画像を取得しておき、静止画撮影を要求する信号に応じて、静止画撮影モードのゲイン（ G_s ）に切り替えて静止画像を取得することを特徴とする請求項10に記載の放射線検出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線撮像装置及び方法に関し、特に、病院内での診断に用いられる放射線検出システムや、工業用の非破壊検査装置としても用いられる放射線撮像装置を対象とする。

10

【0002】

【従来の技術】

現在、医療におけるX線の静止画撮影系は、患者にX線を照射し、その透過X線像をフィルムに露光するフィルム方式が主流になっている。フィルムには、情報を表示、記録する機能を有し、大面積化でき、階調性が高く、しかも軽量で取り扱いが容易であるため、世界中に普及している。反面、現像工程を要する煩雑さ、長期にわたる保管場所の問題、検索に人手と時間を要する問題点を残している。

【0003】

一方、動画像の撮影系は、イメージ・インテンシファイア（ $I.I.$ ）が主流となっている。 $I.I.$ は装置内部で光電子増倍作用を利用するため、一般に感度が高く、被曝線量の観点で優れている。反面、光学系の影響による周辺画像の歪み、低コントラスト、装置が大きいといった短所が指摘されている。 $I.I.$ は患者の透視画像を医師がモニターするだけでなく、CCDのアナログ出力をディジタル変換して、記録、表示、保管することも可能である。しかし、診断には高い階調性が求められるため、透視画像に $I.I.$ を用いても、静止画撮影においては、フィルムを用いている例が多い。

20

【0004】

最近、病院内でのX線画像のディジタル化の要求が高まりつつあり、フィルムの代わりに、固体撮像素子を2次元アレー状に配置させたX線検出素子を用い、X線量を電気信号に変換するX線撮像装置が使われ初めている。これは、X線画像をディジタル情報に置き換えることができるため、画像情報を遠方に、しかも瞬時に伝送することが可能になるため、遠方にいながら都心の大学病院に匹敵する高度な診断が受けられる長所がある。フィルムを用いなければ、病院内でフィルムの保管スペースが省ける長所もある。将来では、優れた画像処理技術を導入できれば、放射線医師を介さず、コンピュータを用いた自動診断化の可能性が大いに期待されている。

30

【0005】

そして、近年、固体撮像素子にアモルファスシリコン薄膜半導体を用い、静止画像を撮影できる放射線撮像装置が実用化された。アモルファスシリコン薄膜半導体の作製技術を用い、人体胸部の大きさをカバーする40cm角を超える大面積化が実現されている。その作製プロセスが比較的容易であるため、将来的には安価な検出装置の提供が期待されている。しかもアモルファスシリコンは1mm以下の薄いガラスに作製可能であるため、ディ

40

【0006】

具体的に、固体撮像素子にアモルファスシリコン薄膜半導体を用いたX線撮像装置の読み出し回路の内部構成を図5に示す。

図5において、RES1～RES3はM1～M3をリセットするスイッチ、A1～A3はM1～M3の信号を増幅するアンプ、CL1～CL3はA1～A3で増幅された信号を一時的に記憶するサンプルホールド容量、Sn1～Sn3はサンプルホールドするためのスイッチ、B1～B3はバッファアンプ、Sr1～Sr3は並列信号を直列変換するためのスイッチ、103は、Sr1～Sr3に直列変換するためのパルスを与えるシフトレジスタ、104は直列変換された信号を出力するバッファアンプである。

50

【 0 0 0 7 】

図 6 は図 5 の読み出し用回路を備えた X 線撮像装置の動作を示すタイムチャートである。まず、光電変換期間 (X 線照射期間) について説明する。

T F T は全てオフ状態において、光源 (X 線) がパルス的にオンすると、それぞれの光電変換素子に光が照射され、光の量に対応した信号電荷が素子容量に蓄積される。X 線可視変換用の蛍光体を用いていれば、X 線の量に対応した可視光を光電変換素子側に導光するような部材を用いるか、蛍光体を光電変換素子の極近傍に配置すればよい。なお、光源がオフした後でも素子容量に光電変換された信号電荷は保持される。

【 0 0 0 8 】

次に、読み出し期間について説明する。

読み出し動作は、S 1 - 1 ~ S 1 - 3 の 1 行目、次に S 2 - 1 ~ S 2 - 3 の 2 行目、次に S 3 - 1 ~ S 3 - 3 の 3 行目の順で行われる。まず、S 1 - 1 ~ S 1 - 3 の 1 行目を読み出しするためにスイッチ素子 (T F T) T 1 - 1 ~ T 1 - 3 のゲート配線 G 1 に S R 1 からゲートパルスを与える。これにより、T 1 - 1 ~ T 1 - 3 がオン状態になり、S 1 - 1 ~ S 1 - 3 に蓄積されていた信号電荷が、信号配線 M 1 ~ M 3 に転送される。M 1 ~ M 3 の信号配線には、読み出し容量 C M 1 ~ C M 3 (図 1 参照) が付加されており、信号電荷は T F T を介し、読み出し容量 C M 1 ~ C M 3 に転送されることになる。例えば信号配線 M 1 の付加されている読み出し容量 C M 1 は、M 1 に接続されている T 1 - 1 ~ T 3 - 1 (図 1 参照) のゲート - ソース間の電極間容量 (C g s) の総和 (3 個分) である。M 1 ~ M 3 に転送された信号電荷は、アンプ A 1 ~ A 3 で増幅される。

【 0 0 0 9 】

容量 C L 1 ~ C L 3 に転送され、S M P L 信号をオフするとともにホールドされる。次にシフトレジスタ 1 0 3 からスイッチ S r 1、S r 2、S r 3 の順番で、パルスを印加することにより、C L 1 ~ C L 3 にホールドされていた信号が、C L 1、C L 2、C L 3 の順でアンプ 1 0 4 から出力される。B 1、B 2、B 3 のアナログ信号出力が 1 0 4 のアンプから出力されることから、シフトレジスタ 1 0 3 とスイッチ S r 1 ~ S r 3 を含めてアナログマルチプレクサと称する。結果として S 1 - 1、S 1 - 2、S 1 - 3 の 1 行分の光電変換信号がアナログマルチプレクサにより順次出力されることになる。S 2 - 1 ~ S 2 - 3 の 2 行目の読み出し動作、S 3 - 1 ~ S 3 - 3 の 3 行目の読み出し動作も同様に行われる。

【 0 0 1 0 】

1 行目の S M P L 信号により M 1 ~ M 3 の信号を C L 1 ~ C L 3 にサンプルホールドすれば、M 1 ~ M 3 を C R E S 信号により G N D 電位にリセットしその後 G 2 のゲートパルスを印加することができる。すなわち 1 行目の信号を S R 2 により直列変換動作をする間に、同時に光電変換素子 S 2 - 1 ~ S 2 - 3 の 2 行目の信号電荷を S R 1 により転送することができる。

以上の動作により、第 1 行から第 3 行全ての光電変換素子の信号電荷を出力することができる。

【 0 0 1 1 】

【 発明が解決しようとする課題 】

I . I . を動画撮影として用いる場合、アモルファスシリコンを用いた放射線撮像装置に比べ、感度が高いという長所を有するが、周辺画像の歪みや、低コントラスト、などの課題を有し、静止画像を取得する場合には、撮影直前にフィルムを挿入する機構を入れるなど、装置が大型化する課題も有している。

【 0 0 1 2 】

一方、アモルファスシリコン薄膜半導体を導入した放射線撮像装置は、現在実用化されており、静止画像としての画質性能は、従来のフィルムと比較した場合、フィルム同等、もしくはそれより高い評価を得ている。しかしながら、透視目的での動画撮影への実用化はされていない。その理由の一つは、動画撮影では患者への被曝線量が増大するために、動画撮影期間の X 線量をできるだけ少なくしなければならず、そのため信号量が低く S / N

10

20

30

40

50

が悪いことが上げられる。また、動画撮影では、そのスキャンスピード（フレームレート）を静止画撮影よりも大きく（速く）しなければならない場合が多く、その場合には撮像装置の周波数帯域を広くしなければならない。このことは、特に固体撮像装置の読み出し系内で発生するショット雑音やジョンソン雑音といったいわゆる白色雑音を増大させ、動画撮影の場合の S/N が悪くなるという問題がある。

【0013】

図5では、入力本数が3本、出力本数が1本であり、アナログマルチプレクサ103（ $Sr1 \sim Sr3$ ）により並列信号を直列信号に変換される。通常A1やB1のアンプは、1ライン分の動作時間内で光電変換回路からの信号を増幅できる周波数帯域に設定される。必要以上に広帯域化することは、アンプ内で発生するジョンソンノイズ（熱雑音）を増大させることになるため好ましくない。一方、アナログマルチプレクサより後段のアンプ、マルチプレクサ（103、 $Sr1 \sim Sr3$ ）でアナログ信号を直列変換しなければならないため、A1やA3のアンプの周波数帯域より、周波数帯域を広く設定しなければならない。

10

【0014】

一般に、ジョンソンノイズ（ V_{rms} ）は、

$$V_{rms} = (4KT R B)^{1/2}$$

で表される。

ここで、 K はボルツマン定数、 T は絶対温度、 R は抵抗値、 B が周波数帯域である。 $B^{1/2}$ を乗算しない $(4KT R)^{1/2}$ をノイズ密度と称する。

20

【0015】

オペアンプは、アンプを構成する初段のトランジスタのオン抵抗や、図5では図示していないが、入力抵抗、フィードバック抵抗など、構成する全ての部品からジョンソンノイズを発生し、これらは各々周波数帯域の平方根に比例する。

【0016】

例えば図5において、104のアンプは3画素分直列変換されるため、A1のアンプよりも少なくとも3倍の周波数帯域を必要とする。このことは、A1のアンプのノイズ密度と104のアンプのノイズ密度が等しい場合、結果として104のアンプでのノイズ量（実効値）が大きくなることを意味する。

【0017】

病院において使用する胸部X線撮影の場合、人体の胸部を撮影しなければならないため、 $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ 以上の面積を有する受光領域が必要といわれている。また、その場合の画素ピッチは、大きくても $200\text{ }\mu\text{m}$ ピッチ、できればそれ以下が望ましい。例えば、 $40\text{ cm} \times 40\text{ cm}$ を $200\text{ }\mu\text{m}$ ピッチで作製した場合、画素数としては $2000\text{ 画素} \times 2000\text{ 画素} = 4000000\text{ 画素}$ が必要となる。つまり、図5の読み出し回路における入力本数としては、 2000 画素 になる。

30

【0018】

40 cm で 2000 本の入力配線を1個の読み出し回路で作製することは現実的ではなく、通常、複数個の読み出し回路に分割した設計がなされる。例えば、10個の読み出し回路（IC）に分割した場合、入力数が 200 本で出力数が1本になり、このあたりが現実的であるといえる。この場合、104アンプはA1アンプの 200 倍の周波数帯域を必要とし、仮定として104のアンプとA1のアンプが同じノイズ密度を有するならば、ノイズの実効値としては104の方が $200^{1/2}$ 倍、14倍のノイズ量になる。

40

【0019】

本発明は、前記課題に鑑みてなされたものであり、透視撮影を行なうに際して、動画撮影及び静止画撮影の双方を同一の装置で選択的に可能とし、かつI・Iに比して小型・軽量であり、フィルムに相当する静止画の画質性能を有する放射線撮像装置及び方法を提供することを目的とする。

【0020】

【課題を解決するための手段】

50

本発明の放射線撮像装置は、放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列された放射線検出手段と、前記放射線検出手段を駆動制御する駆動手段と、前記放射線検出手段からの電気信号を読み出すための読み出し手段とを含み、動画撮影モードと静止画撮影モードとを選択的に設定自在とされており、前記読み出し手段は、ゲインが可変とされた可変増幅手段と、前記増幅手段のゲインを制御する制御手段とを備え、前記制御手段による前記可変増幅手段のゲイン制御により、前記動画撮影モード時のゲイン (G_f) を前記静止画撮影モード時のゲイン (G_s) よりも大きく設定する。

【0021】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記読み出し手段は、前記放射線検出手段からの並列信号を直列信号として出力するマルチプレクサを備え、前記可変増幅手段が前記マルチプレクサよりも前段に設けられている。 10

【0022】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、静止画を撮影するに際して、予め前記動画撮影モードにおいて設定されたゲイン (G_f) により動画像を取得しておき、静止画撮影を要求する信号に応じて、静止画撮影モードのゲイン (G_s) に切り替えて静止画像を取得する。

【0023】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記マルチプレクサよりも後段に、ゲインが固定されている固定増幅手段を有する。

【0024】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記放射線検出素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、可視光を受光して電気信号に変換する光電変換体とを有する。 20

【0025】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記波長変換体は、 Gb_2O_3 、 Gb_2O_2S 及び CsI のうちから選ばれた1種を母体材料として構成されている。

【0026】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記光電変換体は、アモルファスシリコンを主材料として構成されている。

【0027】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記放射線検出素子はスイッチ素子を有する。 30

【0028】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記放射線検出素子は、放射線を吸収して前記波長変換体を介さず直接的に電気信号に変換する機能を有し、その主材料がアモルファスセレン、ヒ素化ガリウム、ヨウ化水銀、ヨウ化鉛から選ばれた1種である

【0029】

本発明の放射線撮像方法は、放射線を電気信号に変換する複数の放射線検出素子がマトリクス状に配列されてなり、動画撮影モードと静止画撮影モードとを選択的に設定自在とされた放射線撮像装置を用い、ゲインを可変とし、当該ゲイン制御により、前記動画撮影モード時のゲイン (G_f) を前記静止画撮影モード時のゲイン (G_s) よりも大きく設定する。 40

【0030】

本発明の放射線撮像方法の一態様では、静止画を撮影するに際して、予め前記動画撮影モードにおいて設定されたゲイン (G_f) により動画像を取得しておき、静止画撮影を要求する信号に応じて、静止画撮影モードのゲイン (G_s) に切り替えて静止画像を取得する。

【0031】

【発明の実施の形態】

以下、本発明を適用した好適な実施形態について図面を参照しながら詳細に説明する。

図1は、本実施形態によるアモルファスシリコン薄膜半導体を用いたX線撮像装置の概略構成であり、可視光を捕らえ電気信号に変換する光電変換素子を用いたX線撮像装置の平 50

面的回路図である。このX線撮像装置では、動画撮影モードと静止画撮影モードとを選択的に設定自在とされている。図1には、X線を可視光に変換する蛍光体は図示していない。なお、本実施形態ではX線撮像を例示するが、本発明はこれに限定されることなく、線、線、線なども放射線の範疇に含むものとして説明する。

【0032】

図1において、S1-1～S3-3はマトリクス状に配列された光電変換素子、T1-1～T3-3はスイッチ素子(TFT)、G1～G3はTFTをオン/オフさせるためのゲート配線、M1～M3は信号配線である。光電変換素子はフォトダイオードと容量を並列接続で表記しており、逆方向バイアスが印加される。すなわち、フォトダイオードのカソード電極側は+ (プラス) にバイアスされる。バイアス配線は通常共通の配線であるが、図1中では共通の配線としては省略している。光電変換された電荷は容量に蓄積される。S1-1～S3-3、T1-1～T3-3、G1～G3、M1～M3、Vs線、これらを総じて放射線検出回路または光電変換回路と称する。102はゲート配線G1～G3にパルス印加し、光電変換素子S1-1～S3-3を駆動制御するシフトレジスタ、107は光電変換回路部101内のM1～M3の並列信号出力を増幅し、直列変換して出力するための読み出し用回路である。

10

【0033】

各光電変換素子は、放射線を可視光に変換する波長変換体と、可視光を受光して電気信号に変換する光電変換体とを有しており、波長変換体は、 Gb_2O_3 、 Gb_2O_2S 及びCsIのうちから選ばれた1種を母体材料として構成され、光電変換体は、アモルファスシリコンを主材料として構成されている。また、各光電変換素子を、放射線を吸収して前記波長変換体を介さず直接的に電気信号に変換する機能を有するように構成し、その主たる材料として、アモルファスセレン、ヒ素化ガリウム、ヨウ化水銀、ヨウ化鉛から選ばれた1種としてもよい。なお、ここでは記載の便宜上、 3×3 画素分の光電変換素子を例示したが、実際の構成では更に多数の光電変換素子が配列される。

20

【0034】

図2は、本実施形態の主要構成をなす図1の読み出し用回路107の内部構造を示す回路図である。

図2において、RES1～RES3は読み出し回路に接続される入力配線M1～M3をリセットするスイッチである。A1～A3はM1～M3の信号を増幅するアンプ、CL1～CL3はA1～A3で増幅された信号を一時的に記憶するサンプルホールド容量、Sn1～Sn3はサンプルホールドするためのスイッチ、B1～B3はバッファアンプ、Sr1～Sr3は並列信号を直列変換するためのスイッチ、103はスイッチSr1～Sr3に直列変換するためのパルスを与えるシフトレジスタであり、スイッチSr1～Sr3とシフトレジスタ103からアナログマルチプレクサが構成される。104は直列変換された信号を出力するバッファアンプである。

30

【0035】

図3は、図1の読み出し用回路107の構成を単純化した回路モデルであり、アナログマルチプレクサを省略した回路図である。

アナログマルチプレクサより前段のアンプAMP1の入力換算ノイズ密度を $N_f (V/H z^{1/2})$ 、周波数帯域を $B_f (Hz)$ 、ゲインを $G_f (倍)$ とし、マルチプレクサより後段のアンプAMP2の入力換算ノイズ密度を $N_b (V/H z^{1/2})$ 、周波数帯域を $B_b (Hz)$ 、ゲインを $G_b (倍)$ とすると、前段のアンプでのノイズ量 $V_f (V_{rms})$ 、後段でのアンプのノイズ量 $V_b (V_{rms})$ は、それぞれ、

$$V_f = G_f \cdot (N_f^2 \cdot B_f)^{1/2} = G_f \cdot N_1 (V_{rms})$$

$$V_b = G_b \cdot (N_b^2 \cdot B_b)^{1/2} = G_b \cdot N_2 (V_{rms})$$
 となる。ここで、 $N_1 = (N_f^2 \cdot B_f)^{1/2}$ 、 $N_2 = (N_b^2 \cdot B_b)^{1/2}$ である。

40

【0036】

これに対して、APM2では、前段のAMP1のノイズを $G_b (倍)$ されるため、出力に

50

おける二つのノイズの総量 $V_{out}(noise)$ は、

$$V_{out}(noise) = [(Gb \cdot Vf)^2 + Vb^2]^{1/2}$$

$$= [(Gb \cdot Gf \cdot N1)^2 + (Gb \cdot N2)^2]^{1/2}$$
 となる。

【0037】

一方、信号量 $V_{out}(signal)$ は、AMP1、AMP2 でそれぞれ Gf (倍)、 Gb (倍) されるために、

$$V_{out}(signal) = Gf \cdot Gb \cdot V_{in}(noise)$$

となる。従って、 S/N は、

$$S/N = V_{out}(signal) / V_{out}(noise)$$

$$= V_{in}(signal) / [N1^2 + (N2/Gf)^2]^{1/2}$$

10

このことは、AMP1 で設定されるゲイン Gf が大きいほど、 S/N が向上することを意味している。

【0038】

本実施形態では、アナログマルチプレクサの前段に配置されるアンプ A1 ~ A3 は、非反転増幅アンプが形成されており、フィードバック抵抗が制御信号 $GAIN$ により2つ並列接続されている。すなわち、制御信号 $GAIN$ により増幅率 (ゲイン) が可変できるようになっている。一例として、A1 に接続される三つの抵抗を全て同一の抵抗値とすれば、2倍と3倍とを切り替えることができる。抵抗の値を選ぶことにより、切り替えるゲインの種類をいかようにも設定することが可能である。

20

【0039】

図4は、本実施形態のX線撮像装置における動作タイミングを示す模式図である。

ここでは、動画撮影モードを50フレーム分行き、その後、静止画撮影モードを51フレーム目で行ったタイミング例を示している。紙面右へ進む方向が時間の経過を示している。また図2では、従来例の図6で示したタイミングチャートにおけるX線照射期間を「X」とし、読み取り期間を「R」としている。

【0040】

動画撮影モードでは、X線照射動作「X」と読み取り動作「R」を交互に繰り返している。この時、図1におけるアンプ A1 ~ A3 のゲインは Gf に接続されており、 Gf は、後の51フレーム目で行われる静止画撮影モードで設定される Gs より高い設定にされることが本実施形態の主要な特徴である。こうすることにより、動画撮影モードの S/N は、同じ信号量 (S) の場合、静止画撮影モードの S/N よりも高くなるため、画質性能が向上する。

30

【0041】

なお、静止画撮影においても、アンプ A1 ~ A3 のゲインを高くするほど S/N が向上することは動画撮影モードと同様である。しかしながら、静止画撮影モードでは動画撮影モードと違って1フレーム分だけのX線照射を行うため、より鮮明な画像を取得するためには、動画の1フレーム分の動作時よりも大きなX線量を照射する。通常 A1 ~ A3、B1 ~ B3 などの読み取り回路内のアンプが飽和しない程度のゲインが設定される。

【0042】

40

これに対して、動画撮影モードでは、連続的にX線を照射するため、患者への被爆線量を少しでも低減させるためには、1フレームあたりのX線量を下げなければならない。すなわち、動画撮影モードでの1フレームあたりのX線量は、静止画撮影モードの時よりも少ない。例えば動画撮影モードのX線量が静止画撮影モードの時の $1/30$ であれば、動画撮影モードにおけるゲイン Gf は静止画撮影モードにおけるゲイン Gs の30倍高く設定することができる。

【0043】

図4においては、動画撮影モードから静止画撮影モードに遷移する動作タイミングで記載がなされている。これは、動画撮影モードで透視画像を医師がモニターしながら、静止画像を得たいタイミングで静止画撮影モードに遷移する。静止画に遷移するトリガー (命令

50

）は医師から当該X線撮像装置側へ発生させる。また、透視中の動画は、透視するだけでなく、記録媒体に記録してもよい。また、動画撮影モードから静止画撮影モードに移すのではなく、動画撮影モードを単独や静止画撮影モード単独で使用してもよい。

【0044】

図4では、動画撮影モードにおける読み取り動作において、X線照射動作「X」と光電変換回路の読み取り動作「R」を交互に繰り返す動作で説明したが、読み取り期間「R」の動作時間が一定であれば、X線照射は図4のようにパルス状に照射する必要はなく、点灯させ続けてもよい。そうすれば、動画撮影モードの読み取りサイクルが短くでき、動画のフレームレートを高くすることができる。

【0045】

また、図4では、動画撮影モードの読み取り動作「R」と静止画撮影モードの読み取り動作「R」を区別無く表記しているが、読み取り動作に必要な時間は同じであるとは限らない。動画撮影に必要な読み取り期間は、撮影部位により異なるが10m秒～200m秒に対し、静止画像を撮影するのに必要な読み取り期間は、動画に比べて一般的には長く、100m秒～1000m秒程度に設定される。これらは、スイッチ素子の性能、読み取り回路のアンプの性能などにより決定される。

【0046】

また、図1では、制御信号GAINにより、A1～A3のゲインを2種類切り替えているが、これに限定されることなく、動画撮影モードにおけるX線量によっては、ゲイン切り替えを複数種類準備してもよい。この場合、図2においてアンプA1～A3のフィードバック端子に抵抗とスイッチが更に付加され、ゲイン端子は1本ではなく、複数本準備される。

【0047】

また、図2では、アンプA1～A3に、ゲインの切り替え機能を具備しているが、更にB1～B3に切り替え機能を持たせてもよい。すなわち、本実施形態では、ゲインの切り替え機能を有するアンプの接続部位はアナログマルチプレクサの前段であればどこでもよい。

【0048】

以上説明したように、本実施形態のX線撮像装置によれば、動画撮影モードと静止画撮影モードとで読み取り回路内においてアナログマルチプレクサより前段のアンプA1～A3のゲインを切り替える機能を持ち、動画撮影モードでは、静止画撮影モードより、高いゲインに設定することにより、動画撮影モードにおけるS/Nが向上する。更に、動画と静止画を同一の装置で撮影でき、例えばI.I.よりも小型な装置構成でフィルムと同等の画質性能を実現することができる。

【0049】

【発明の効果】

本発明の放射線撮像装置によれば、透視撮影を行なうに際して、動画撮影及び静止画撮影の双方を同一の装置で選択的に可能とし、かつI.I.に比して小型・軽量であり、フィルムに相当する静止画の画質性能を有する放射線撮像装置及び方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態によるアモルファスシリコン薄膜半導体を用いたX線撮像装置の概略構成を示す回路図である。

【図2】本実施形態の主要構成をなす読み出し用回路の内部構造を示す回路図である。

【図3】本実施形態の主要構成をなす読み出し用回路の構成を単純化した回路モデルであり、マルチプレクサを省略した回路図である。

【図4】本実施形態のX線撮像装置における動作タイミングを示す模式図である。

【図5】従来のX線撮像装置の読み出し用回路の内部構造を示す回路図である。

【図6】図5の読み出し用回路を備えたX線撮像装置の動作を示すタイムチャートである。

10

20

30

40

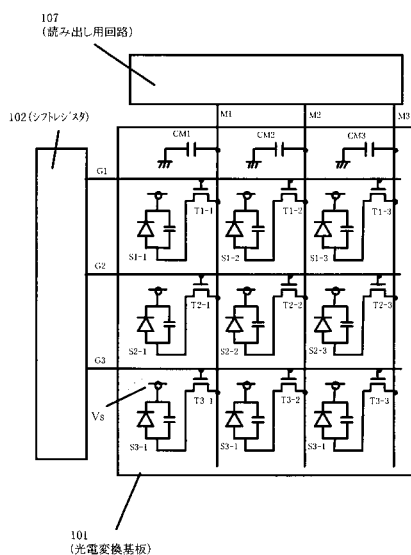
50

【符号の説明】

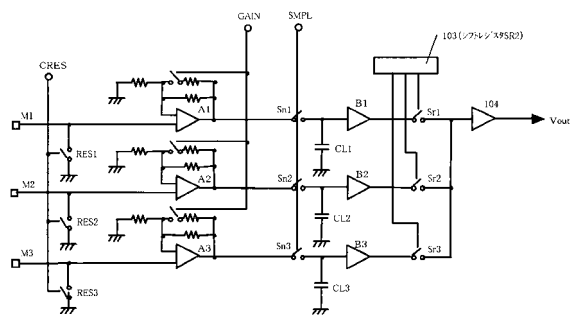
S 1 - 1 ~ S 3 - 3 光電変換素子
 T 1 - 1 ~ T 3 - 3 スイッチング素子
 1 0 1 光電変換回路
 1 0 2 シフトレジスタ(スイッチング素子用)
 1 0 3 シフトレジスタ(読み出しスイッチ用)
 G 1 ~ G 3 ゲート駆動配線
 M 1 ~ M 3 マトリクス信号配線
 V s 光電変換素子のバイアス線
 1 0 7 読み出し用回路
 C M 1 ~ C M 3 マトリクス信号配線に付加している読み出し容量
 R E S 1 ~ R E S 3 C M 1 ~ C M 3 をリセットするスイッチ
 A 1 ~ A 3 , B 1 ~ B 3 , 1 0 4 アンプ
 S n 1 ~ S n 3 読み出し容量に信号を転送するための転送スイッチ
 S r 1 ~ S r 3 読み出し容量の信号を順次読み出すための読み出し用スイッチ

10

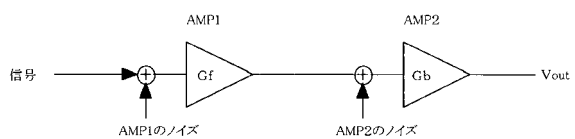
【図 1】



【図 2】



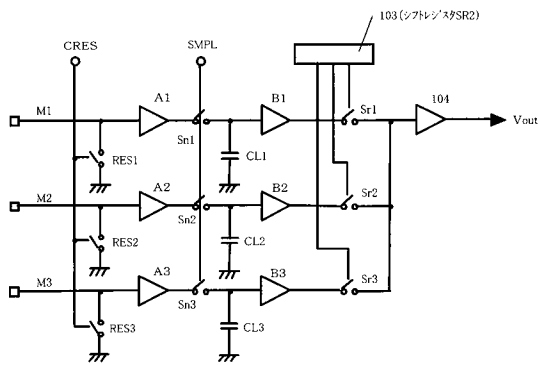
【図 3】



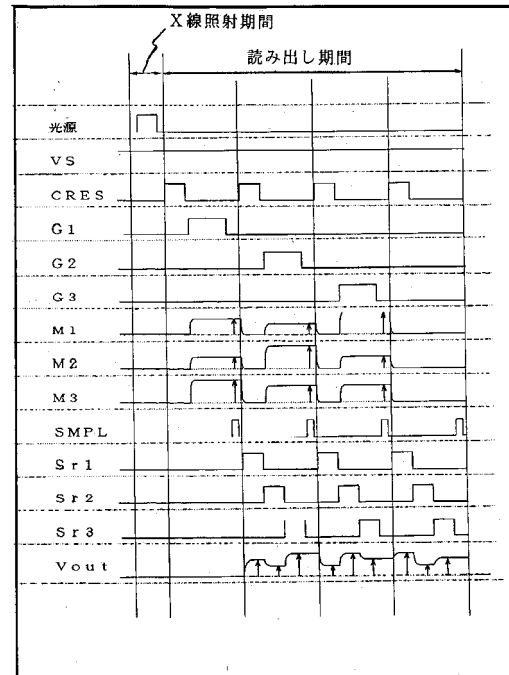
【図 4】

フレーム数: start | 1 | 2 | 3 | →→→→→→→→ | 48 | 49 | 50 | 51 | end
 モード: start | 動画 | 動画 | 動画 | →→→→→→→→ | 動画 | 動画 | 動画 | 静止 | end
 センサ: start | XR | XR | XR | →→→→→→→→ | XR | XR | XR | XR | end
 ゲイン: start | G f | G f | G f | →→→→→→→→ | G f | G f | G f | G s | end

【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.⁷

F I

テーマコード (参考)

H 0 1 L 27/14

K