

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第3711160号

(P3711160)

(45) 発行日 平成17年10月26日 (2005. 10. 26)

(24) 登録日 平成17年8月19日 (2005. 8. 19)

(51) Int. Cl.⁷

F 1

H 0 5 G 1/30

H 0 5 G 1/30 G

A 6 1 B 6/00

H 0 5 G 1/64 E

H 0 5 G 1/64

A 6 1 B 6/00 3 0 3 F

請求項の数 9 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平7-255312
(22) 出願日 平成7年10月2日 (1995. 10. 2)
(65) 公開番号 特開平8-111296
(43) 公開日 平成8年4月30日 (1996. 4. 30)
審査請求日 平成14年9月18日 (2002. 9. 18)
(31) 優先権主張番号 P4435105. 4
(32) 優先日 平成6年9月30日 (1994. 9. 30)
(33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 390039413
シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
Siemens Aktiengesellschaft
ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハーブラッツ 2
(74) 代理人 100061815
弁理士 矢野 敏雄
(74) 代理人 100094798
弁理士 山崎 利臣
(74) 代理人 230100044
弁護士 ラインハルト・アインゼル

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 固体イメージセンサ付X線診断装置及び該装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線診断装置であって、

X線ビーム束 (3) の発生のためのX線管 (1) 用の高電圧発生器 (2) と、X線ビーム束 (3) 内に配置された固体イメージセンサ (5) とを有しており、

該固体イメージセンサはマトリクス状に配置された光電的パイクセルエレメント (11) を備え、更に前記固体イメージセンサに接続されていて、X線量に依存して前記高電圧発生器 (2) の制御を行う制御装置 (8) を有しており、

前記制御装置 (8) は計算回路 (9) を有し、且つ次のように構成されており、すなわちX線撮影のための第1の短いX線パルスが生成され、それに引き続いて測定値検出のため固体イメージセンサ (5) の第1の読出が行われるように構成されており、

当該測定値は透過性を求めるべく前記計算回路 (9) に供給され、

該計算回路は検出された測定値に基づき、最適のX線量を計算し、

当該計算値に基づいて、第2のX線パルスが生成されるように構成されており、

次いで前記固体イメージセンサ (5) が完全に読出され、

当該第2の読出しの読出された値は、前記計算回路 (9) によって画素毎に前記第1の読出しの値とまとめられてX線画像が得られる、ことを特徴とする固体イメージセンサ付X線診断装置。

【請求項2】

前記固体イメージセンサ (5) は a S i : H 検出器を有する、請求項 1 記載の X 線診断

装置。

【請求項3】

当該読出は、前記第1のX線パルスの後、関心領域(45)の領域部分内でのみ実施される、請求項1又は2記載のX線診断装置。

【請求項4】

測定値検出のために、前記第1のX線パルス後、X線TV画像(43)のライン(44)の一部のみが読出される、請求項1から3までのうちいずれか1項記載のX線診断装置。

【請求項5】

前記読出された測定値は前記計算回路(9)にて加算される、請求項1から4までのうちいずれか1項記載のX線診断装置。

【請求項6】

前記第2のX線パルスの後、TV画像(43)が完全に読出され、既に読出されていたライン(44)が第2の読出のラインと結合される、請求項1から5までのうちいずれか1項記載の装置。

【請求項7】

前記第2のX線パルスの後、TV画像(43)が完全に読出され、既に読出されていたライン(44)が第2の読出のラインと加算的に重畳される、請求項1から6までのうちいずれか1項記載の装置。

【請求項8】

前記高電圧発生器(2)によって、前記第2の読出に対する第2のX線パルスが、前記第1のX線パルスに対するより高い電圧を以て生成される、請求項1から7までのうちいずれか1項記載の装置。

【請求項9】

請求項1から8までのいずれか1項記載のX線診断装置の作動方法であって、
被検物の透過性測定のための第1の短いX線パルスを生成し、
該第1のX線パルスの生成に続いて、測定値検出のために固体イメージセンサ(5)の第1の読出を行い、
透過性決定のために当該測定値を計算回路(9)に供給し、
該計算回路によって、検出された測定値に基づき、X線撮影(像)作成のための第2のX線パルスに対する最適のX線量が計算され、
当該計算値に基づいて第2のX線パルスを生成し、
次いで前記固体イメージセンサ(5)を完全に読出し、
当該第2の読出しの読出された値を、前記計算回路(9)によって画素毎に前記第1の読出しの値とまとめて、X線画像を得る、ことを特徴とする、X線診断装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する分野】

本発明はX線ビーム束の発生のためのX線管用の高電圧発生器と、X線ビーム束内に配置された固体イメージセンサとを有し、該固体イメージセンサはマトリクス状に配置された光電的パイクセルエレメントを備え、更に前記固体イメージセンサに接続されていてX線量に依存して高電圧発生器の制御を行うための制御装置を有する固体イメージセンサ付X線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

DE-C2135205に記載のイメージセンサ付き自動露光装置付きX線診断装置ではX線照射中相加えられるX線量に対する尺度量が形成される。それにより、所定値への到達後、連続する(動作中の)ビームを遮断し得る。

【0003】

その種のイメージセンサとしてのX線インテンシファイア付空気充填されたイオン化室を

(3) 体イメージセンサ付X線診断装置及び該装置の作動方法

付加構成エレメントとして、X線イメージインテンシファイアの前に配置することが公知である。電圧下におかれるこの電極プレート間のわずかな電流は入射するイオン化ビーム線量（ドーズ）レートに正比例する。積分により線量が求められる。X線イメージインテンシファイアの前に配置されたその種イオン化室によってはX線ビームは不都合に減衰せしめられる。

【0004】

X線個別撮影又は画像系列撮像を露光制御付の先行の透射なしで行う場合、X線照射中線量は露光測定をX線照射中に行わなければならない（所定値到達の際X線源を遮断し得るには）。

【0005】

実際のX線パルス中の測定はX線固体イメージセンサ、例えばa Si : H X線画像検出器では不都合である、それというのは当該センサないし検出器は記憶モードにて作動されるからである。従って、画像情報はX線パルスの後暫くしてはじめて可用になり、その結果線量測定はその際はじめて可能となる。

【0006】

当該理由によりEP-A-0486102にてなされた提案によればフォトセンサと記憶容量とからなるセンサマトリクス付のX線検査装置（ここで、端子の一方が1つのスイッチに接続され、他方が付加的な対向で電極に接続されている）において、スイッチの短時間閉成の後、上記対向電極における電流を測定し、該電流は瞬時の露光の尺度を成し、露光測定のため使用され得る。センサエレメント内に蓄積された電荷の読出が露光後行われ、その結果、露光測定には用いられ得ない。

【0007】

【発明が解決すべき課題】

本発明の課題とするところは冒頭に述べた形式のX線診断装置であって、固体イメージセンサにて付加的構成素子なしで最適X線量の簡単かつ迅速な検出を可能にし、それによりビーム路中で付加損失の生じないもの及び当該装置の作動方法を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

上記課題の解決のため本発明の装置構成によれば、冒頭に述べたX線診断装置において、制御装置は計算回路を有し、且つ次のように構成されており、すなわちX線撮影のための第1の短いX線パルスが生成され、それに引き続いて測定値検出のため固体イメージセンサの第1の（最初の）読出が行われるように構成されており、当該測定値は透過性を求めるべく前記計算回路に供給され、該計算回路は検出された測定値に基づき、最適のX線量を算出し、当該計算値に基づいて、第2のX線パルスが生成されるように構成されており、次いで固体イメージセンサが完全に読出され、当該第2の読出しの読出された値は、前記計算回路によって画素毎に前記第1の読出しの値とまとめられてX線画像が得られる。第1のX線パルスによりわずかな線量を以て被検者の透過性が求められる。次いで、当該の測定値に基づき、第2 X線パルスに対して所要の線量への高まり（増大）が期せられる。

【0009】

有利であることが判明しているところによれば、固体イメージセンサはa Si : H検出器を有するのである。

【0010】

X線パルス間のたんに短い時間間隔のみを維持するため次のようにすれば迅速な測定値検出を行い得る、即ち、当該読出は第1 X線パルスの後唯1つの関心領域の領域部分内でのみ実施されるのである。測定値検出のための読出過程を更に次のようにして加速し得る、即ち、測定値検出のため第1 X線パルス後X線TV画像のラインの一部のみが読出されるのである。

【0011】

更に、当該の読み出された電荷は次のようにすればX線画像（生成）にも寄与し得る、即

ち、読出された測定値は計算回路にて加算されるのである。

【0012】

更に、第2のX線パルスの後、TV画像が完全に読出され、そして既に読出されていたラインが第2読出のラインと結合されるように構成されているのである。例えば加算的に重畳されるように構成されているのである。

【0013】

本発明の方法はX線診断装置の作動のため使用され得る、即ち、被検物の透過性測定のための第1の短いX線パルスを生成し、該第1のX線パルスの生成に続いて、測定値検出のために固体イメージセンサの第1の読出を行い、透過性決定のために当該測定値を計算回路に供給し、該計算回路によって、検出された測定値に基づき、X線撮影(像)作成のための第2のX線パルスに対する最適のX線量が計算され、当該計算値に基づいて第2のX線パルスを生成し、次いで前記固体イメージセンサを完全に読出し、当該第2の読出しの読出された値を、前記計算回路によって画素毎に前記第1の読出しの値とまとめて、X線画像を得るのである。

【0014】

本発明によれば高電圧発生器は、第2の読出に対する第2のX線パルスを第1のX線パルスに対するより高電圧で発生し得る。

【0015】

【実施例】

次に図を用いて本発明を詳述する。

【0016】

図1にはX線管1(これは高電圧発生器2により作動される)を有する本発明のX線診断装置が示してある。X線管1はX線ビーム束3を送出し、該X線ビーム束は患者を透過し、患者4の透過性に相応して減衰され、X線画像としてX線イメージセンサ5に照射される。X線イメージセンサ5は水素でドーピングされた非晶質(アモルファス)シリコン(aSi:H)から成ってよい。

【0017】

X線イメージセンサ5は再生装置と接続されており、該再生装置は処理回路6及びこれに接続されたモニタ7(X線ビーム画像の再生のため)から成り得る。処理回路6は公知形式で計算回路、フィルタ回路、画像メモリ、変換器(図示せず)を有し得る。

【0018】

X線イメージセンサ5は制御装置8に接続されており、該制御装置はX線管1の制御のため高電圧発生器2に接続されている。上記制御装置はX線量検出のため計算回路9を有する。

【0019】

図2には固体イメージセンサとしてのX線イメージセンサ5の一部を示し、上記イメージセンサはマトリクス状アレイ10を有する。該アレイは光電セルと共に多数の個々の画素ないしパイセクルエレメントから成り、上記セルはX行及びY列に配置されている。当該セル11は行線路14~16を介しての選択のための第1のドライバ回路12に接続され、そして、列線路17を介しての読出のための第2のドライバ線路13に接続されている。第2ドライバ回路にはオフセット補正のためのスイッチ18が接続されている。

【0020】

個々の光電セル11はそれぞれフォトダイオード19及び切換ダイオード20から成り、上記ダイオードのカソードは相互に接続され、そして、そのアノードは行線路14~16ないし列線路17に接続されている。

【0021】

ドライバ13は各列線路に対して1つのアンプ21を有し、該アンプはそれぞれの列線路17に接続されている。アンプ21の出力側はコンデンサ22を介して入力側にフィードバックされている。アンプ21及びコンデンサ22は電圧変換器を形成する。

【0022】

第1ドライバ回路12は複数入力側を有し、該入力側には選択スイッチ23を介して択一的にクロック信号が供給され得る。行ドライバ24~35は相応の行線路14~16に接続されている。図2には行1, 9, 17等に対する行線路14~16のみが示してあり、該行線路は行ドライバ2, 10, 18等に接続されている。更なるライン2, 10, 18等は第2行ドライバ27~28等により制御される。同じことはマトリクス状アレイ9の残りのライン（これはラインドライバ30~35及び更なる図示してない行ドライバにより制御される）に対しても成立つ。

【0023】

本発明のX線診断装置の動作について説明する前に、図3を用いてTV画像43の構成及び分割について詳述する。TV画像43は多数のライン（行）44、例えば高分解能モニタの場合1024ラインから成る。X線TV画像43では所定領域が関心領域45、所謂ROIとして設定される。上記ROI45はTV画像43中mのライン44を有し得る。当該ROIは例えばTV画像43のnのライン44の後始まる。要するにROI45の第1ラインは同時にラインn+1であり、ROI45の最終ラインmはTV画像43におけるラインn+mである。

【0024】

図4を用いて本発明のX線診断装置の動作について詳述する。上記装置では行線路14~16上の信号経過が示してある。時点t₀から時点t₁までマトリクス10は光パルスで消去される。パルス36はフォトダイオードの逆（方向）充電に用いられる。それに引き続いて、電荷は時点t₂からt₃まで持続するX線パルスに基づきシンチレータ層から発する光により低減される。パルス37によっては（n+1）ラインのすべての列が並列的に読出される。パルス38によっては（n+9）ラインのすべての画素が読出され（n+17）ラインのすべての画素が並列的に読出される。

【0025】

ラインn+1は関心領域45の第1ラインを形成する。次のラインとしての通常のライン2の代わりに、本事例では8つのラインをジャンプし、ライン9が読出される。次いで、ライン17が読出される。それにより、次の状態生起まで比較的わずかな時間が得られる、即ち、ジャンプに基づきTV画像がスキャンされ、ROI45にて平均的輝度が形成されるまで比較的わずかな時間が得られる。当該の読出プロセスは輝度/線量及び透過性計算に十分であることを基礎とする。

【0026】

当該の短いスキャン（サンプリング）により比較的わずかな線量及び低減された分解能の画像を以て1つのライングループのみが得られる。但し、当該画像は主要なX線画像に付加され得る。その面積は分布して著しく小さいのでシミュレーションによって欠損しているラインを計算することも可能である。

【0027】

本事例ではジャンプ（跳躍）による読出により関心領域における平均輝度のS/N比が係数8だけ低減される。面積の1/9の典型的関心領域ではいつも14500パイセクルが読出され、その結果S/N比の利得（増強度）は平均で120になる。このことは当該線量測定の限界を示す。

【0028】

各行（ライン）に対して1つの選択可能なりセットが存在する場合、比較的良好的な分解能を達成し得る。このことによっては2つのX線パルスによる露光の積分が可能になる。

【0029】

換言すれば；两部分画像の大部分のラインの加算はパネル自体上で行われ得る。ラインは読出される間にデジタル的に加算される、それというのは、読出の破壊的性質によりパネル上での加算が可能でないからである。

【0030】

画像のすべてのライン及び画素に作用する唯一リセットの際他の手法が達成されなければならず、該手法では1つの短いX線パルスの各特徴的成分（要素）が或1つのX線パル

スの2つの部分により2つの部分画像の加算を以て加算されるのである。同じくパネル自体上での画像ラインの加算の方式が使用され、そして、既に読出されたラインはたんに外部的に加算される。

【0031】

図5には第2読出パルス240による選ばれたライン1, 9, 17の2倍(2重)の読出のためのパルス列が示してある。当該のライン対(これらは関心領域45に亘って分配している)の読出の後、フォトダイオード19は電圧の蓄積状態に置かれる。これは第1パルス36と類似した新たなバイアス電圧とみなされ得る。そこで、時点 t_4 ~ t_5 にて第2のX線パルスがリセットパルスなしで生ぜしめられる。その結果それまで読出されていないジャンプしたラインの更なる積分が可能になり、既に読出されたラインに対する新たなスタートポジションが得られるようになる。当該X線パルスには第3の電圧を以て第2読出パルス40がつづき、上記第3電圧はパルス37の電圧より高く、パルス36と37間におけると同じようなダイオード20に対する順方向電圧を成す。両方の読出された情報は外部的に画素ごとに計算回路にて加算されて、未だ読出されていないラインのパネル上での積分過程が支援される。

【0032】

その他の(残りの)ジャンプしたラインはX線パルスの第2部分の後共に読出され得る。暗像の相応の型式のものは第1, 第2読出のオフセット補償のために使用され得る。第2読出の際、TV画像全体のすべての画像(フレーム)ラインが検出される。当該読出がラインごと又はインターレース動作で行われ得る。

【0033】

第1, 第2読出間のオフセットにおける残留する差異はスイッチ18の切換により補償され、該スイッチでは第2ドライバ回路13の電圧が変化される。第1読出パルス37~39による電荷はリセットパルス36によるものより完全なものではない、それというのは当該リセットパルスは比較的長いからである。

【0034】

要するに本発明の迅速な読出の場合、先ずROI45のライン1(TV画像43のラインn)が読出される。それに引き続いて、7つのラインをジャンプする。その結果第1の読出がROI45のライン9について継続される。次いで、ROI45のライン17が読出される。このことはROI45のラインmに達するまで行われる。当該の読出過程によっては当該時間の1/8の後既にROI45内の輝度情報を十分な精度を以て得られる。

【0035】

【発明の効果】

本発明によれば、固体イメージセンサにて付加的構成素子なしで最適X線量の簡単かつ迅速な検出を可能にし、それによりビーム路中で付加損失の生じないX線診断装置を実現できたという効果が奏される。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のX線診断装置の構成図である。

【図2】本発明の固体イメージセンサの一部の構成図である。

【図3】TV画像内の関心領域の極置を示す図である。

【図4】本発明の説明用の波形図である。

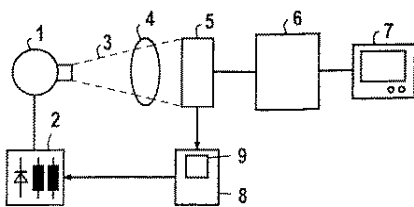
【図5】本発明の説明用の別の波形図である。

【符号の説明】

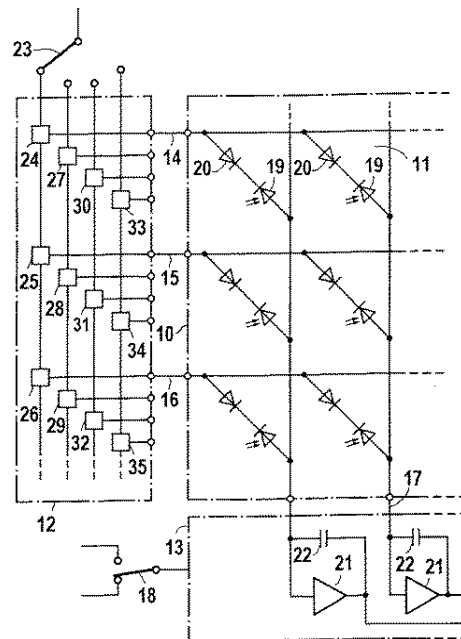
- 1 X線管
- 2 高電圧発生器
- 3 X線ビーム束
- 4 患者
- 5 固体イメージセンサ
- 6 処理回路
- 7 モニタ

8 制御装置

【図1】

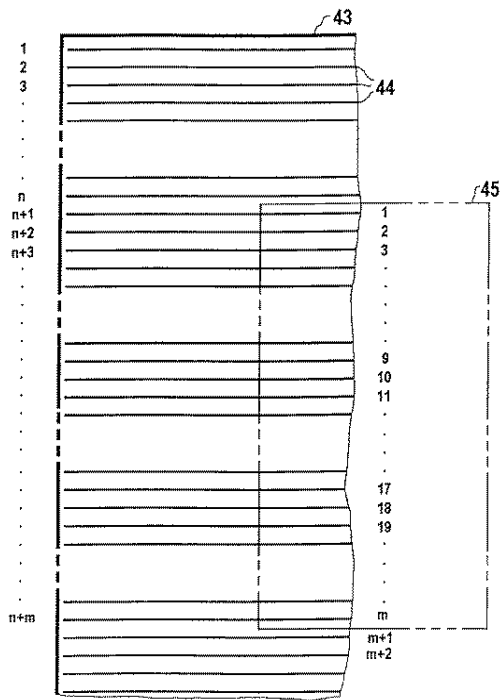


【図2】

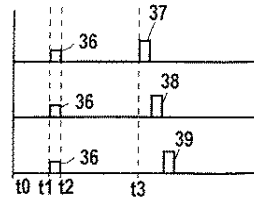


(8) 体イメージセンサ付X線診断装置及び該装置の作動方法

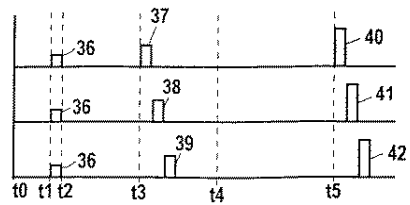
【図3】



【図4】



【図5】



(9) 体イメージセンサ付X線診断装置及び該装置の作動方法

(72)発明者 ディートリッヒ ハスラー
ドイツ連邦共和国 ウッテンロイト フルーアヴェーク 3

(72)発明者 マルティン ホーアイゼル
ドイツ連邦共和国 エアランゲン マルティンスビューラー シュトラーセ 5パー

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平04-267099 (JP, A)
特開平05-312961 (JP, A)
特開平06-205767 (JP, A)
特開昭55-064397 (JP, A)
特開昭56-107499 (JP, A)
実開昭63-172100 (JP, U)
特表平05-503770 (JP, A)
特表昭63-500625 (JP, A)

(58)調査した分野(Int. Cl.⁷, DB名)

H05G 1/30
A61B 6/00
H05G 1/64