

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4111559号
(P4111559)

(45) 発行日 平成20年7月2日(2008.7.2)

(24) 登録日 平成20年4月18日(2008.4.18)

(51) Int.Cl.

F 1

G 01 T 1/24 (2006.01)
A 61 B 6/00 (2006.01)
A 61 B 6/14 (2006.01)G 01 T 1/24
A 61 B 6/00 303 F
A 61 B 6/14 300

請求項の数 6 (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平8-202256
 (22) 出願日 平成8年7月31日(1996.7.31)
 (65) 公開番号 特開平9-133772
 (43) 公開日 平成9年5月20日(1997.5.20)
 審査請求日 平成15年7月31日(2003.7.31)
 (31) 優先権主張番号 9515762:4
 (32) 優先日 平成7年8月1日(1995.8.1)
 (33) 優先権主張国 英国(GB)

前置審査

(73) 特許権者 504351600
 イー・2・ヴィ・テクノロジーズ(ユーケイ
)リミテッド
 イギリス エセックス シーエム1 2キ
 ューユー チエルムスフォード ウォータ
 ーハウス レーン 106
 (74) 代理人 100059959
 弁理士 中村 梢
 (74) 代理人 100067013
 弁理士 大塚 文昭
 (74) 代理人 100065189
 弁理士 宍戸 嘉一
 (74) 代理人 100084009
 弁理士 小川 信夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像形成装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線検出素子を有した、口内において使用されるソリッドステート画像形成デバイスと、前記放射線検出素子から引き出された信号を前記放射線検出素子から従前に得られた信号と比較してこれら2つの信号間の差を求め、この差とスレショルドレベルとを比較してX線源のスイッチが入っているかどうかを判断する手段と、前記X線源のスイッチが入っていると判断したときに前記ソリッドステート画像形成デバイスによる画像取得を開始する手段とを有することを特徴とする画像形成装置。

【請求項2】

請求項1に記載の装置において、前記ソリッドステート画像形成デバイスはCCDデバイス(3)である装置。 10

【請求項3】

請求項1又は2に記載の装置において、前記画像形成デバイスは、X線放射を検出するためには使用される装置。

【請求項4】

請求項1乃至3のいずれかに記載の装置において、該装置は、対象物を照射するX線源(1)を含んでおり、使用中、前記対象物の後ろには前記ソリッドステート画像形成デバイス(3)が位置づけられている装置。

【請求項5】

請求項1乃至4のいずれかに記載の装置において、該装置は、画像取得を開始する前に

、前記放射線検出素子から電荷を連続的にクロック・アウトする手段を含む装置。

【請求項 6】

請求項 1～5 のいずれかに記載の装置において、前記画像形成装置は、X線源を備える歯科用X線画像形成装置であって、前記ソリッドステート画像形成デバイスは、前記X線源からのX線放射をそれが対象物を通過した後に受け取る装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、画像形成装置、詳細には、放射線過敏検出素子を有したソリッドステート画像形成デバイスに関する。

10

【0002】

【従来の技術】

患者の組織形状を検査するためにX線照射を使用する歯科および他の医療分野では、CCDや他のタイプのソリッドステート検出器を使用することが提案されている。CCDデバイスは、従来システムで使用されていたフィルムに置き代わるものであり、所定の露光をより制御されたより低いX線照射量で行うようにしてリアルタイムで画像形成を行うことを可能ならしめる。

よく知られた1つの構成では、CCDデバイスは口内的に使用され、X線源に電気的に接続される。X線源に電気が付与されると、開始信号が接続ワイヤに沿ってCCDデバイスに、更にその制御回路に、伝送され、画像の取得と読み出しを開始する。他の構成では、X線源とCCDデバイスは物理的な接続を持たない。補足センサがCCDの画像形成領域の近接に配置され、X線エネルギーの発生を検出する。入射X線エネルギーを検出すると、センサは、信号をCCD制御回路に送り、画像形成を開始させる。

20

他の構成では、X線による照射前にCCDデバイスが連続的に読みだされる。CCDから引き出された信号が基準レベルと比較される。その信号が基準レベルを超過している場合は、CCD動作の画像取得フェーズが開始される。

【0003】

本発明は、歯科用のX線診断で使用されるのに特に有用な、改善された、画像形成装置を提供しようとするものである。画像形成デバイスは、この歯科用X線診断では口内に配置されるが、他の医療や診断分野で使用されるのにも適したものであり、また、医療分野ではない分野での使用も有益であることが理解される。

30

本発明によれば、放射線過敏検出素子を有したソリッドステート画像形成デバイスと、この検出素子からスレショルド試験で引き出された信号を使用する手段と、スレショルド試験が満足されたときに画像取得を開始する手段と、スレショルド条件を周囲条件における変化に伴って変更する手段と、を備える画像形成装置が提供される。

CCDのようなソリッドステートデバイスは、暗電流として知られる熱的な信号の発生を被る。待ち時間中、例えばX線を露光する以前のX線システムでは、画像形成デバイスが暗電流を発生する。この暗電流は、デバイスの信号処理能力を使用して、その能力の全てを占有して信号情報に対する余地を残さないこさえある。このため、X線の発生が開始された場合でも、デバイスは、画像取得の開始を可能ならしめるためにノイズによって該デバイスが保持する電荷を空にしなければならない。

40

【0004】

暗電流はシリコンデバイスや歯科における使用で7°C毎にほぼ2倍となり、CCDは、40°Cまでの動作温度で使用され得る。このため、信号出力が基準レベルと比較される従来の構成では、この基準を比較的高いレベルに設定し、40°C以上に上昇する信号や、暗電流や、他のノイズ特性を許容できるようにする必要がある。この結果、暗電流は温度に関して指数関数的に上昇することになる。基準をあまりに低く設定すると、誤ったトリガ信号によって誤った画像が引き起こされ、患者は繰り返し露光を受けるよう要求されることもある。

本発明を利用することにより、周囲条件における変化に適応するよう連続的に変更するこ

50

とができるスレショルド試験が使用される。故に、このスレショルド試験は、もし周囲条件がそれを要求しないのなら、当初から高いレベルに設定される必要はない。ある特定のX線露光の直前に、CCDは、たったの20°Cの温度とされ得る、つまり、40°Cではない。40°Cという温度は、理論的には達成可能であるが、幾らかの時間経過後にそのようになるかもしれないような、或いは、そのようになることが全くないような、温度である。前記レベルを、特別の条件を満足するのに必要とされるようなレベルにまで最小化することができるため、従来の既知のシステムよりもX線放射の発生をより高速且つ確実に決定することができる。故に、患者が受けるX線放射の照射量も最小とされる。なぜなら、X線パルスの開始時点により近い時機に画像取得が開始されるためである。検出素子から引き出された信号における急速な変化が、画像形成すべき放射線の発生を表示し、画像取得を開始させる。この信号は、検出素子から直接引き出されてもよいし、最初になんらかの点で処理されてもよい。

10

【0005】

本発明は、歯科およびマンモグラフィーのような他の医療使用における患者のX線照射のために特に有用である。なぜなら、本発明によって、X線量が必要とされる最小レベルにまで減少されるからである。これは、画像生成に使用されないX線放射に対する不要な露光を防止することにより、手続を反復する必要に伴う画像故障のリスクを増大させることなしに健康や安全性の要求を満足する。

本発明は温度制限故に歯科の分野で特に有用であるが、他の医療分野でそれを使用するのにも有益である。本発明は、また、光学的放射線を監視すべきであるような非X線画像形成装置で、若しくは、他のタイプの高エネルギー放射に対して、使用され得る。

20

スレショルド条件における変化は、最も多くは、周囲温度の変化によって生ずるだろう。しかしながら、幾つかの分野では、周囲バックグラウンド・イルミネーションが監視されてもよく、スレショルドはそれに従って変更される。本発明の他の利点は、X線のような電離放射線に露光されたときに、ソリッドステート画像デバイスで発生する暗電流における増加も考慮して、スレショルドが変更される点である。

【0006】

本発明が特に有用とされる一実施例では、周囲条件における変化に伴ってスレショルド条件を変更する手段が、検出素子から引き出された信号をスレショルドレベルと比較すること、及び、検出された信号における変化に従ってスレショルドレベルを変更すること、を備える。他の構成では、検出素子から引き出された信号が従前に引き出された信号と比較されて既知の短時間間隔で差を与え、この差がセット・スレショルド・レベルと比較される。この場合には、スレショルドレベルは一定値に設定されるが、従前の信号と現在の信号における差を決定するための比較が、温度における変化を補償するために使用されるため、スレショルド条件は変化する。

30

【0007】

【発明の実施の形態及び実施例】

図1を参照すれば明らかのように、X線源1が、画像形成すべき歯若しくは他の対象物2を照射するために配列されており、対象物2の後ろにはCCDセンサデバイス3が位置づけられる。CCDデバイス3は、その上に入射する放射線強度に依存する電荷を累積する放射線過敏検出素子のアレイを備える。制御ユニット4から制御信号を与えることにより、所定時間にセンサ素子から累積電荷がクロックされて、検出器3に落ちつく放射パターンを表示できるような信号Sを出力ライン5上に生成できる。放射線が存在しない場合、信号Sは実質的に暗電流やその他のノイズによるものとなる。

40

信号Sは、信号処理回路6と比較器7に与えられる。比較器7は、比較試験を実行することにより、信号の大きさにX線源のスイッチが入っていることを表示する急速な変化が存在するかどうかを判断する。これが発生している場合には、開始信号が出力ライン8に沿って制御ユニット4へ伝送され、デバイス3によって画像取得を開始する。X線源を用いて照射を行う前に、制御ユニット4は、CCD電極に電位を印加し、ライン5上のセンサ素子において累積している電荷を連続的にクロック・アウトする。比較器7は、信号を与

50

えるために信号プロセッサ 6 にも接続されており、X 線源が対象物 2 に照射していることが試験によって示された場合に、画像処理に関する信号情報をそれが受け取ることができようとする。

【 0 0 0 8 】

図 2 は、信号プロセッサ 6 の一部をより詳細に示す。ライン 5 上の信号 S は、先ず、長時間一定の状態で、ロー・パス・フィルタ 9 に付与される。これは、X 線パルスの影響を含むどのような短期変動をも信号から除去し、信号 S の長期平均に周囲条件の変化に伴って追従するような信号を与える。

その後、オフセット回路 10 により、正のオフセット (V_0) がロー・パス・フィルタされた信号に付与され、後に比較器 7 へ伝送されるような基準信号を発生する。

通常の状態下での比較器 7 の出力は、オフセット電圧 V_0 によって低くされている。しかしながら、X 線パルスが付与された場合には、信号 S は急速に上昇する。ロー・パス・フィルタ 9 の動作は、基準信号が急激に上昇するのを防止するため、比較器の出力は、画像取得を開始すべきことを表示する高状態を切り換える。

比較器 7 は、画像取得の間中、ライン 5 上の信号を受信し続け、また、X 線源が、照射期間の終了時にオフ状態に切り換えられるときを検出する。

図 3 は、図 1 の装置の動作を示す図である。フィルタ 9 のタイム・コンセントは、送信される X 線パルスの継続時間 T_x よりも非常に大きくなるよう選択される。

【 0 0 0 9 】

図 4 は、連続的に可変であるスレショルドレベルを提供するために使用される代替装置を示すものであって、この装置は、図 1 の比較器 7 と置き換えて使用することもできる。この装置では、CCD 出力から引き出されたライン 5 上の信号が、2 つの部分 12a と 12b を有する記憶手段 12 に付与される。電流信号の大きさは記憶装置の部分 12a に記憶され、従前の値は部分 12b にシフトされる。2 つの信号の大きさが 13 で引算されて、2 つのサンプル時間における信号の大きさの変化を表示するような差を与える。これは比較器 14 で一定のスレショルド値 T と比較される。レベル T は、もっぱら熱的な影響や周囲条件における他の変化に起因するような 2 つの信号値間の変化に対して予想される値よりは大きいが、X 線を用いた照射の発生時に発生する変化よりは非常に小さい値に、設定される。比較器 14 の出力は、X 線照射が検出されたときに画像取得を開始するべく、制御ユニット 4 に与えられる。故に、この場合、スレショルド値 T は一定であるが、このスレショルド値と比較される信号は、熱的な影響と他のノイズ条件による変化に従って連続的に変更されるため、スレショルド試験の条件は周囲条件における変化に伴って変動し得る。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】口内歯科に使用される X 線画像形成装置を示す図。

【 図 2 】図 1 に示された構成の一部をより詳細に示す図。

【 図 3 】図 1 の構成の動作に関連する図表。

【 図 4 】本発明による構成の代替例の一部を示す図。

【 符号の説明 】

1 X 線源

2 対象物

3 CCD センサデバイス

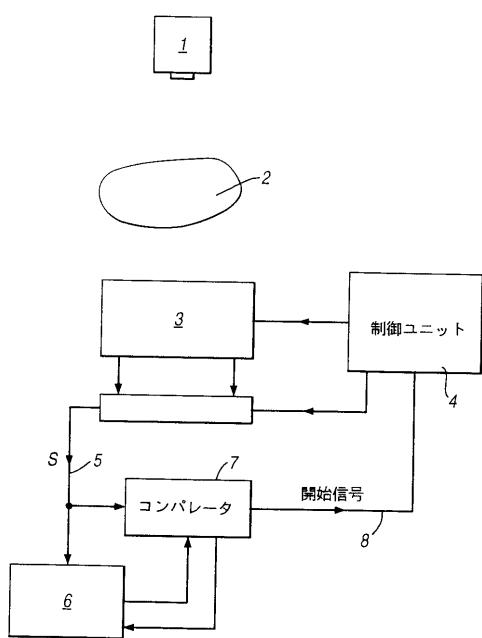
10

20

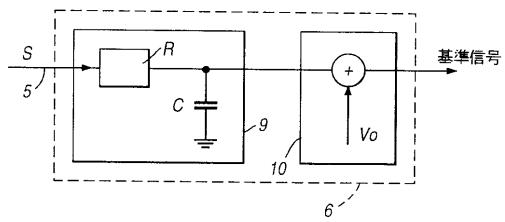
30

40

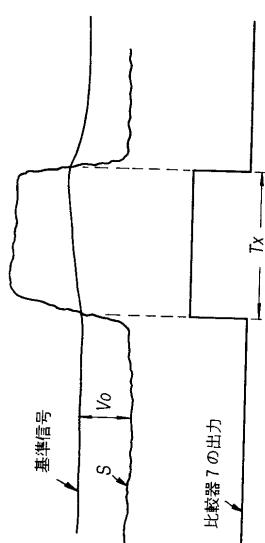
【図1】



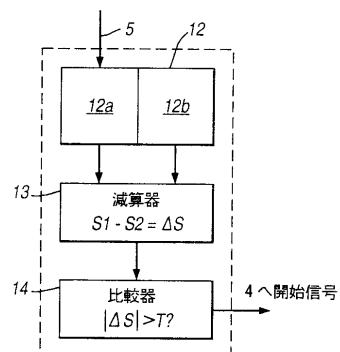
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 クリストファー ジョン モーカム
イギリス エセックス シーエム9 6 ワイアールモルドン ティングタゲル ウェイ 10

審査官 山口 敦司

(56)参考文献 特開平08-215182 (JP, A)
特表平06-507796 (JP, A)
特開平01-161976 (JP, A)
実開昭56-059649 (JP, U)
特開平05-152909 (JP, A)
特開平03-017587 (JP, A)
特開昭63-100318 (JP, A)
国際公開第93/025059 (WO, A1)
特表平07-506512 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01T 1/00 - 7/12
A61B 6/00
A61B 6/14