(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6106096号
(P6106096)
(45)発行日　平成29年3月29日(2017.3.29)　(24)登録日　平成29年3月10日(2017.3.10)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 6/00 (2006.01)　A61B 6/00 300S
A61B 6/00 300W

請求項の数 16　(全 24 頁)

(21)出願番号　特願2013-550612(P2013-550612)
(86)(22)出願日　平成24年1月20日(2012.1.20)
(65)公表番号　特表2014-502915(P2014-502915A)
(43)公表日　平成26年2月6日(2014.2.6)
(86)国際出願番号　PCT/US2012/022006
(87)国際公開番号　WO2012/100148
(87)国際公開日　平成24年7月26日(2012.7.26)
審査請求日　平成27年1月15日(2015.1.15)
(31)優先権主張番号　13/011,033
(32)優先日　平成23年1月21日(2011.1.21)
(33)優先権主張国　米国(US)

前置審査

(73)特許権者　390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州　１２３４５、スケネクタデイ、リバーロード、１番
(74)代理人　100137545
弁理士　荒川　聡志
(74)代理人　100105588
弁理士　小倉　博
(74)代理人　100129779
弁理士　黒川　俊久
(74)代理人　100113974
弁理士　田中　拓人

最終頁に続く

(54)【発明の名称】画像データをサンプリングするためのＸ線システム及び方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有し、前記複数の個別画素の内の第１の複数の画素からの出力を繰り返し検査することにより、Ｘ線の照射が開始した時点を決定するように構成されるディジタルＸ線検出器において、前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加する段階と、
Ｘ線を照射するＸ線源を制御するＸ線源制御装置から独立した検出器制御装置からの準備指令に応答して、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加しながら、前記個別画素からデータをサンプリングすることによって、Ｘ線画像データの取得を準備する段階と、
線源からのＸ線を前記検出器で受ける段階と、
Ｘ線の照射が開始する前にサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、前記個別画素からＸ線画像データをサンプリングする段階と、
有するＸ線イメージング方法。
【請求項２】
Ｘ線画像データからユーザー観察可能な画像を再構成する際に使用するために、Ｘ線を受ける前にサンプリングされたデータを保存する段階を有している請求項１記載の方法。
【請求項３】
前記第１及び第２の電圧は前記トランジスタを非導電状態に維持する、請求項１または２

に記載の方法。
【請求項４】
前記個別画素からのＸ線画像データのサンプリングを終了し、前記検出器によるＸ線の受け取りの終了後に前記個別画素の前記トランジスタに前記第１の電圧を再印加する段階を有する請求項１乃至３のいずれかに記載の方法。
【請求項５】
各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有し、前記複数の個別画素の内の第１の複数の画素からの出力を繰り返し検査することにより、Ｘ線の照射が開始した時点を決定するように構成されるディジタルＸ線検出器において、Ｘ線を受ける前に前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加する段階と、
Ｘ線を照射するＸ線源を制御するＸ線源制御装置から独立した検出器制御装置からの準備指令に応答して、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、Ｘ線の照射が開始する前にサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加しながら、Ｘ線を受けている間に前記個別画素からデータをサンプリングする段階と、
を有するＸ線イメージング方法。
【請求項６】
Ｘ線の受け取りの終了後に前記個別画素の前記トランジスタに対する前記第１の電圧の印加を再開する段階を有する請求項５記載の方法。
【請求項７】
そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、前記個別画素からＸ線画像データをサンプリングする段階を有する請求項５または６に記載の方法。
【請求項８】
前記Ｘ線画像データからユーザー観察可能な画像を再構成する際に使用するために、Ｘ線を受ける前にサンプリングされたデータを保存する段階を有している請求項７記載の方法。
【請求項９】
前記第１及び第２の電圧は前記トランジスタを非導電状態に維持する、請求項５乃至８のいずれかに記載の方法。
【請求項１０】
各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有し、前記複数の個別画素の内の第１の複数の画素からの出力を繰り返し検査することにより、Ｘ線の照射が開始した時点を決定するように構成されるディジタルＸ線検出器と、
前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加し、次いでＸ線を照射するＸ線源を制御するＸ線源制御装置から独立した検出器制御装置からの準備指令に応答して、Ｘ線画像データの取得の準備のために、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加し、次いでＸ線の照射が開始する前にサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、Ｘ線を受けている間に前記個別画素からデータをサンプリングするように構成されている検出器制御回路と、
を有するＸ線イメージング・システム。
【請求項１１】
前記検出器制御回路は、Ｘ線の受け取りの終了後に前記個別画素の前記トランジスタに対する前記第１の電圧の印加を再開するように構成されている、請求項１０記載のシステム。
【請求項１２】
前記検出器制御回路は、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、前記個別画素からＸ線画像データをサンプリングするように構成されている、請求項１０または１１に記載のシステム。
【請求項１３】

前記検出器制御回路は、前記Ｘ線画像データからユーザー観察可能な画像を再構成する際に使用するために、Ｘ線を受ける前にサンプリングされたデータを保存するように構成されている、請求項１２記載のシステム。
【請求項１４】
前記第１及び第２の電圧は前記トランジスタを非導電状態に維持する、請求項１０乃至１３のいずれかに記載のシステム。
【請求項１５】
前記検出器は前記検出器制御回路を有している、請求項１０乃至１４のいずれかに記載のシステム。
【請求項１６】
各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有し、前記複数の個別画素の内の第１の複数の画素からの出力を繰り返し検査することにより、Ｘ線の照射が開始した時点を決定するように構成されるディジタルＸ線検出器であって、
前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加し、次いでＸ線を照射するＸ線源を制御するＸ線源制御装置から独立した検出器制御装置からの準備指令に応答して、Ｘ線画像データの取得の準備のために、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加し、次いでＸ線の照射が開始する前にサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、Ｘ線を受けている間に前記個別画素からデータをサンプリングするように構成されている検出器制御回路と、
を有するディジタルＸ線検出器。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本書に開示される内容は、Ｘ線イメージング・システムに関し、より詳しく云えば、ディジタル検出器を使用するＸ線イメージング・システムに関するものである。
【背景技術】
【０００２】
ディジタルＸ線検出器の出現は、医用イメージングに対してワークフローを向上させ且つ高い画像品質をもたらした。しかしながら、以前の放射線イメージング・システムは、フィルムを使用する通常のＸ線イメージング法及び／又はコンピュータ利用の放射線撮影法を用いている。これらのシステムから画像を得るためには、各照射後にイメージング媒体を輸送し且つ処理しなければならず、その結果、所望の画像を得るのに時間遅延が生じる。ディジタル放射線撮影法は、素速く観察して診断を行うためにその場で画像データ及び再構成画像の取得を可能にする代替法を提供する。しかしながら、以前の通常の放射線イメージング・システムをディジタル放射線イメージング・システムと置換するコストは、病院又は三次医療センタにとって重荷になることがある。従って、出来る限りシステムの構成部品を少なくすることを含めて費用効果の良い態様で以前の放射線イメージング・システムにディジタル放射線撮影法を遡及的に組み込む必要性がある。
【発明の概要】
【０００３】
一実施形態によれば、Ｘ線イメージング方法が提供され、本方法は、各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有するディジタルＸ線検出器において、前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加する段階を含む。本方法はまた、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加しながら、前記個別画素からデータをサンプリングすることによって、Ｘ線画像データの取得を準備する段階を含む。本方法は更に、線源からのＸ線を前記検出器で受ける段階を含む。本方法はまた更に、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら

、前記個別画素からＸ線画像データをサンプリングする段階を含む。
【０００４】
別の実施形態によれば、Ｘ線イメージング方法が提供され、本方法は、各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有するディジタルＸ線検出器において、Ｘ線を受ける前に前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加する段階を含む。本方法はまた、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加しながら、Ｘ線を受けている間に前記個別画素からデータをサンプリングする段階を含む。
【０００５】
更に別の実施形態によれば、Ｘ線イメージング・システムが提供され、本システムは、各々がフォトダイオード及びトランジスタを含んでいる複数の個別画素の配列を有するディジタルＸ線検出器を含む。本システムはまた、前記個別画素の前記トランジスタに第１の電圧を印加し、次いでＸ線画像データの取得の準備のために、前記第１の電圧よりも更に負である第２の電圧を、そのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに印加し、次いでそのときサンプリングされていない前記個別画素の前記トランジスタに前記第２の電圧を印加しながら、Ｘ線を受けている間に前記個別画素からデータをサンプリングするように構成されている検出器制御回路を含む。
【０００６】
本発明のこれらの及び他の特徴、側面及び利点は、添付の図面を参照した以下の詳しい説明を読めばより良く理解されよう。図面において、全図を通じて同様な参照符号は同様な部品を表す。
【図面の簡単な説明】
【０００７】
【図１】図１は、本発明の様々な面に従って装備された模範的な固定型Ｘ線システムの斜視図である。
【図２】図２は、本発明の様々な面に従って装備された模範的な移動型Ｘ線システムの斜視図である。
【図３】図３は、図１及び図２のＸ線システムの概略構成図である。
【図４】図４は、図１～図３のシステムの検出器の中の機能構成部品を示す概略図である。
【図５】図５は、本発明の様々な面に従った、検出器とポータブル検出器制御装置との間の双方向相互作用を表す概略図である。
【図６】図６は、本発明の様々な面に従った、検出器とポータブル検出器制御装置との間のワークフローのための方法の流れ図である。
【図７】図７は、本発明の様々な面に従った、２つのイメージング・フレームからＸ線画像データをサンプリングすること表す線図である。
【図８】図８は、本発明の様々な面に従った、３つのイメージング・フレームからＸ線画像データをサンプリングして組み合わせること表す線図である。
【図９】図９は、本発明の様々な面に従った、１つのイメージング・フレームからＸ線画像データをサンプリングして組み合わせること表す線図である。
【図１０】図１０は、本発明の様々な面に従った、Ｘ線画像データをサンプリングして組み合わせて、ユーザー観察可能な画像に再構成することのできるＸ線画像データを作成するための方法の流れ図である。
【図１１】図１１は、本発明の様々な面に従った、ユーザー観察可能な画像を作成するために画像データ及びオフセット・データの両方が取得される取得シーケンス中のワークフローを表す線図である。
【図１２】図１２は、本発明の様々な面に従った、画像データをサンプリングしながらトランジスタの漏洩を低減するために異なる電圧を印加する取得シーケンスを表す線図である。
【図１３】図１３は、本発明の様々な面に従った、トランジスタの漏洩を低減するために

異なる電圧を印加しながらＸ線照射の前及び後に検出器からデータをサンプリングするための方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【０００８】

一般的に図１について説明すると、Ｘ線システムが全体的に参照数字１０で表されている。図示の実施形態では、Ｘ線システム１０は、適応させたとき、ディジタルＸ線システムである。Ｘ線システム１０は、本発明技術に従って、画像データを取得すると共に、表示のために画像データを処理するように設計される。しかしながら、以下の説明全体を通じて、基本的な背景の情報を、医学的診断用途に用いられるディジタルＸ線システムについて提供するが、本発明技術の様々な面が、異なる設定（例えば、投影Ｘ線、コンピュータ断層撮影イメージング、トモシンセシス・イメージングなど）で且つ異なる目的（例えば、小包、荷物、車両及び部品検査など）のために使用される（Ｘ線検出器を含む）ディジタル検出器に適用できることに留意されたい。

【０００９】

図１に例示されている実施形態では、Ｘ線システム１０はイメージング・システム１２を含む。イメージング・システム１２は、以下に述べるようなディジタル画像データ取得及び処理のために改造された通常のアナログ・イメージング・システムであってよい。一実施形態では、イメージング・システム１２は、図１に大まかに示し且つ以下に説明するような、固定のＸ線イメージング室内に配置された据え置きのシステムとすることができる。しかしながら、本書に開示の技術が、他の実施形態における移動型Ｘ線ユニット及びシステムを含む他のイメージング・システムに用いることもできることが理解されよう。イメージング・システム１２は、Ｘ線管のような放射線源１６及びコリメータ１８を患者２０及び検出器２２に対して位置決めするための頭上Ｘ線管支持アーム１４を含む。検出器２２はディジタルＸ線検出器を含む。実施形態によっては、検出器２２は、ドック２６（例えば、充電ドック）から（検出器２４によって表されている）複数の検出器２２の中から選択することができる。複数の検出器２２の内の各検出器２２は、ラベルを付けて、特定の種類のイメージング（例えば、Ｘ線透視及びＸ線イメージング）用に指定することができる。検出器２２は、Ｘ線放射線源１６の制御装置からの通信が無くてもＸ線画像データを取得するように構成される。言い換えると、検出器２２には、Ｘ線照射に関して線源１６の制御装置からタイミング信号が送られない。その結果、Ｘ線画像データを取得するための準備として、検出器２２は、Ｘ線照射の前及び後にデータを連続的にサンプリングするように構成される。また、検出器２２は、Ｘ線画像を生成するためにイメージング・データ含む複数のフレームを組み合わせるように構成される。更に、検出器２２は、Ｘ線画像データを少なくとも部分的に処理するように構成される。

【００１０】

一実施形態では、イメージング・システム１２は、画像取得を容易にするために患者テーブル２８及び壁スタンド３０の一方及び両方と協同して用いることができる。詳しく述べると、テーブル２８及び壁スタンド３０は、検出器２２を受容するように構成することができる。例えば、検出器２２はテーブル２８の上側、下側又は中間の表面上に配置することができ、また患者２０（より具体的に云えば、患者２０の関心のある解剖学的領域）は、検出器２２との放射線源１６との間でテーブル２８上に位置決めすることができる。また、壁スタンド３０は、検出器２２を受容するのに適した受容構造３２を含むことができ、また患者２０は、検出器２２により画像データを取得できるように壁スタンド３０に隣接して位置決めすることができる。受容構造３２は壁スタンド３０に沿って垂直に動かすことができる。

【００１１】

また図１に示されているように、イメージング・システム１２は、ワークステーション３４、表示装置３６、及びプリンタ３７を含む。一実施形態では、ワークステーション３４は、ユーザー３８がワークステーション３４と相互作用することによって線源１６及び検出器２２の動作を制御することができるように、イメージング・システム１２の機能を

含み又は提供することができる。他の実施形態では、イメージング・システム１２の機能は分散させて、イメージング・システム１２の幾分かの機能（例えば、線源１６の動作を制御する機能）がワークステーション３４で遂行され、また他の機能（例えば、検出器２２の動作を制御する機能）がＸ線システム１０の別の構成部品、例えば、ポータブル検出器制御装置４０によって遂行されるようにすることができる。ポータブル検出器制御装置４０は、パーソナル・ディジタル・アシスタント（ＰＤＡ）、パームトップ・コンピュータ、ラップトップ・コンピュータ、スマート電話、タブレット・コンピュータ（例えば、ｉＰａｄ（登録商標））、又は任意の適当な汎用又は専用ポータブル・インターフェース装置を含むことができる。ポータブル検出器制御装置４０は、ユーザー３８によって保持され且つ検出器２２と無線通信するように構成される。検出器２２及びポータブル検出器制御装置４０は、任意の適当な無線通信プロトコル、例えば、ＩＥＥＥ８０２．１５．４プロトコル、超広帯域（ＵＢＷ）通信規格、ブルートゥース通信規格、又は任意のＩＥＥＥ８０２．１１通信規格を利用することができることに留意されたい。この代わりに、ポータブル検出器制御装置は、有線接続を介して通信するために、検出器２２に係留(tether)し又は取外し可能に係留するように構成することができる。

【００１２】

ポータブル検出器制御装置４０はまた、Ｘ線画像データの取得のために検出器２２に命令（例えば、検出器作動モード）を送るように構成される。その場合、検出器２２は、ポータブル検出器制御装置４０からの命令に応答してＸ線照射のための準備をして、検出器２２がＸ線照射を受ける準備ができたことを表す検出器準備完了信号を装置４０へ送るように構成される。装置４０はまた、患者情報又はＸ線技術情報を検出器２２へ伝送するように構成することができる。検出器２２と同様に、装置４０はＸ線源１６の制御装置からの通信が無い。更に、ポータブル検出器制御装置４０は、処理及び画像再構成のために検出器２２からＸ線画像データを受け取るように構成される。実際に、検出器２２及びポータブル検出器制御装置４０の両方は、Ｘ線画像データを少なくとも部分的に処理するように構成される。しかしながら、或る特定の実施形態では、検出器２２及び／又はポータブル検出器制御装置４０は、Ｘ線画像データを完全に処理するように構成される。また、検出器２２及び／又は装置４０は、Ｘ線画像データ、患者情報、及び他の情報に基づいて、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルを生成するように構成される。更に、検出器２２及び／又は装置４０は、ネットワーク４２を介して、処理したＸ線画像データ（例えば、部分的に又は完全に処理したＸ線画像データ）を施設内画像レビュー及び記憶システムへ無線送信する（又は有線接続する）ように構成される。施設内画像レビュー及び記憶システムは、病院情報システム（ＨＩＳ）、放射線医学情報システム（ＲＩＳ）、及び／又は画像保管通信システム（ＰＡＣＳ）を含むことができる。実施形態によっては、施設内画像レビュー及び記憶システムは、Ｘ線画像データを処理することができる。一実施形態では、ワークステーション３４は、医療施設のネットワーク４２上の命令及び／又はコンテンツのサーバとして機能するように構成することができる。検出器２２及び／又は装置４０はまた、有線又は無線接続を介して、処理したＸ線画像をプリンタ３７へ送信することができ、これにより画像のコピーを生成することができる。

【００１３】

ポータブル検出器制御装置４０は、ユーザー観察可能なスクリーン４４を含んでいて、Ｘ線画像データに基づいて患者データ及び再構成Ｘ線画像をスクリーン４４上に表示するように構成される。スクリーン４４は、データ（例えば、患者データ）及び／又は（例えば、検出器への）指令を入力するように構成されたタッチスクリーン及び／又は入力装置（例えば、キーボード）を含むことができる。例えば、装置４０は、ＤＩＣＯＭ画像ヘッダを形成するために患者情報及び他のイメージング関連情報（例えば、線源１６の種類、イメージング・パラメータなど）を入力するのに用いることができる。一実施形態では、患者情報は、ネットワーク又はワークステーション３４から装置４０への無線又は有線接続を介して、患者データベースから転送することができる。検出器２２及び／又は装置は、画像ヘッダ用の情報をＸ線画像を共に取り入れて、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルを

生成することができる。また、装置４０は、スクリーン４４上に表示されるＸ線画像をナビゲートするために使用することができる。更に、装置４０は、例えば、画像上に位置マーカー（例えば、左について「Ｌ」、右について「Ｒ」）を付け加えることによって、Ｘ線画像を修正するように使用することができる。一実施形態では、金属マーカーを検出器２２上に置いて、位置マーカーを生成することができる。

【００１４】

一実施形態では、イメージング・システム１２は、図１に大まかに示し且つ上記に説明したような、固定のＸ線イメージング室内に配置された据え置きのシステムとすることができる。しかしながら、本書に開示の技術が、他の実施形態における移動型Ｘ線ユニット及びシステムを含む他のイメージング・システムに用いることもできることが理解されよう。

【００１５】

例えば、図２のＸ線システムに例示されているように、イメージング・システム１２は、専用（すなわち、固定）のＸ線イメージング・システムへの患者２０の搬送を必要とせずに患者２０のイメージングを可能にする患者回復室、緊急治療室、手術室、又は任意の他のスペースへ移動させることができる。イメージング・システム１２は、移動型Ｘ線ベース・ステーション３９及び検出器２２を含む。前に述べたように、イメージング・システム１２は、ディジタル画像データ取得及び処理のために改造された通常のアナログ・イメージング・システムであってよい。一実施形態では、支持アーム４１は、患者２０に対する放射線源１６及びコリメータ１８の位置決めを容易にするために支柱４３に沿って垂直に動かすことができる。更に、支持アーム４１及び支柱４３の内の一方又は両方はまた、軸の周りに放射線源１６を回転させることができるように構成することができる。更に、Ｘ線ベース・ステーション３９は、該ステーション３９を動かすための車輪付き基台４５を持つ。ベース・ユニット４７を備えたシステム電子回路４６が、イメージング・システム１２内のＸ線源１６及び車輪付き基台４５へ電力を供給し制御する。ベース・ユニット４７はまたオペレータ・ワークステーション３４及び表示装置３６を持ち、これらによりユーザー３８がＸ線システム１０を動作させることができる。オペレータ・ワークステーション３４は、Ｘ線源１６の作動を容易にするためにボタン、スイッチなどを含むことができる。図１のＸ線システム１０と同様に、システム１０はポータブル制御装置４０を含む。検出器２２及びポータブル制御装置４０は前に述べた通りである。Ｘ線システムでは、患者２０はＸ線源１６と検出器２２との間のベッド４９（或いは、ガントリ、テーブル、又は任意の他の支持体）上に配置して、Ｘ線を照射することができ、そのＸ線は患者２０を通過して検出器２２によって受け取られる。

【００１６】

図３は、図１及び図２のＸ線システム１０の概略構成図であって、システム１０の構成部品をより詳しく示す。イメージング・システム１０は、コリメータ１８に隣接して配置されたＸ線放射線源１６を含む。コリメータ１８は、放射線の流れ４８を、対象物２０（例えば、患者２０）が位置決めされている領域に通過させることができる。放射線５０の一部は対象物２０の中を又は周りを通過して、ディジタルＸ線検出器２２に衝突する。以下に更に詳しく述べるように、検出器２２は、その面で受け取ったＸ線光子を相対的に低いエネルギの光子へ変換し、次いで電気信号へ変換する。それらの電気信号は取得され処理されて、対象物２０内部の様々な特徴を表す画像を再構成する。

【００１７】

線源１６は、検査シーケンスのための電力を供給する電源装置５２に結合される。線源１６及び電源装置５２は、イメージング用照射のためのＸ線の放出を指令するように構成されている線源制御装置５４に結合される。前に述べたように、検出器２２は、前記線源制御装置５４からの通信が無くてもＸ線画像データを取得するように構成される。代替態様では、検出器２２は、Ｘ線画像データの取得のために検出器２２へ命令を伝送するように構成されているポータブル検出器制御装置に応答する。更に、ポータブル検出器制御装置４０は、処理及び画像再構成のために検出器２２からＸ線画像データを受け取るように

構成される。

【００１８】

検出器２２は、装置４０と無線通信するための無線通信インターフェース５６を含み、また装置４０が検出器２２に係留されているときに装置４０と通信するための有線通信インターフェース５８を含む。検出器２２及び装置４０はまた、有線又は無線接続によりネットワーク４２を介して施設内画像レビュー及び記憶システムと通信することができる。前に述べたように、施設内画像レビュー及び記憶システムは、ＰＡＣＳ６０、ＲＩＳ６２及びＨＩＳ６４を含むことができる。ここで、無線通信インターフェース５６は、任意の適当な無線通信プロトコル、例えば、超広帯域（ＵＢＷ）通信規格、ブルートゥース通信規格、又は任意のＩＥＥＥ８０２．１１通信規格を利用することができることに留意されたい。更に、検出器２２は、様々な検出器機能の制御を調整する検出器制御装置６６に結合される。例えば、検出器制御装置６６は、ダイナミックレンジの初期調節、ディジタル画像データのインターリーブなどのためのような、様々な信号処理及びフィルタ機能を実行することができる。検出器制御装置６６は装置４０からの信号に応答する。検出器制御装置６６はプロセッサ６８に連結される。プロセッサ６８、検出器制御装置６６、及び全ての回路は、電源装置７０から電力を受け取る。電源装置７０は１つ以上の蓄電池を含むことができる。

【００１９】

また、プロセッサ６８は検出器インターフェース回路７２に連結される。検出器２２はその表面に受け取ったＸ線光子を相対的に低いエネルギの光子へ変換することができる。検出器２２は検出器配列７４を含み、検出器配列７４は、光の光子を電気信号へ変換する光検出器の配列を含む。この代わりに、検出器２２はＸ線光子を直接に電気信号へ変換することができる。これらの電気信号は検出器インターフェース回路７２によってディジタル値へ変換され、検出器インターフェース回路７２はそれらの値をプロセッサ６８へ供給し、それらの値はプロセッサ６８によってイメージング・データへ変換されて、対象物２０の中の様々な特徴の画像を再構成するために装置４０へ送られる。一実施形態では、検出器２２はイメージング・データを少なくとも部分的に処理し又は完全に処理することができる。この代わりに、イメージング・データは、該イメージング・データを処理するために検出器２２からサーバへ送ることができる。

【００２０】

また、プロセッサ６８は、照明回路７６にも連結される。検出器制御装置６６は、装置４０から受け取った信号に応答して、プロセッサ６８に信号を送り、プロセッサ６８は、検出器２２が信号に応答してＸ線照射を受ける準備が完了したことを表すために、ライト７８を点灯するように照明回路７６を作動することができる。実際に、検出器２２は、装置４０からの信号に応答して、ターンオンするか又はアイドル状態から活動状態へ切り替えることができる。この代わりに、検出器２２は、ユーザー（例えば、検出器２２上に配置されたオン／オフ・ボタンを押すこと）によって、ターンオンするか又はアイドル状態から活動状態へ切り替えることができる。

【００２１】

更に、プロセッサはメモリ８０に連結される。メモリ８０は、様々な構成設定パラメータ、較正ファイル、及び検出器識別データを記憶することができる。また、メモリ８０は、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルを生成するために画像データと組み合わせるべき患者情報を、装置４０から受け取って記憶することができる。更に、メモリ８０は、イメージング・モード中に収集されたサンプリングしたデータを、Ｘ線画像と共に記憶することができる。前に述べたように、実施形態によっては、装置４０は画像処理を行って、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルを生成するためにＤＩＣＯＭヘッダを取り入れることができる。

【００２２】

図４は、ディジタル検出器２２の機能構成部品を示す概略図である。図示されているように、検出器制御回路８４が、大まかに参照数字８６で表された電源からＤＣ電力を受け

取る。検出器制御回路８４は、システムの動作のデータ取得段階の際に画像データを取得するために用いられる行及び列の電子素子に対してタイミング及び制御指令を発生するように構成される。従って、回路８４は基準／調整器回路８８へ電力及び制御信号を送り、また回路８８からディジタル画像ピクセル・データを受け取る。

【００２３】

一実施形態では、検出器２２は、検出器表面で受け取ったＸ線光子を相対的に低いエネルギ（光）の光子へ変換するシンチレータで構成される。光検出器の配列がそれらの光の光子を電気信号へ変換する。電気信号は、検出器表面の個々のピクセル領域又は画素に衝突する光子の数又は放射線の強度を表す。現在考えられる実施形態では、Ｘ線光子は直接に電気信号へ変換することができる。その結果のアナログ信号は読出し電子装置によりディジタル値へ変換され、ディジタル値は、装置４０等で、画像再構成後に、処理し、記憶し、表示することができる。一形態では、光検出器の配列は、アモルファス・シリコンで形成される。光検出器又は個別画素の配列は、行及び列に配置され、その各々の個別画素はフォトダイオード及び薄膜トランジスタで構成される。各ダイオードのカソードがトランジスタのソースに接続され、また全てのダイオードのアノードが負のバイアス電圧に接続される。各行のトランジスタのゲートが一緒に接続され、また列電極が以下に述べるように走査電極に接続される。一列のトランジスタのドレインが一緒に接続され、また各列の電極が読出し電子装置の個々のチャンネルに接続される。

【００２４】

以下により詳しく説明するように、検出器制御回路８４は、Ｘ線照射を受ける前に及び受けている間に個別画素からデータをサンプリングするように構成される。また、検出器制御回路８４は、Ｘ線照射を受ける前に（例えば、検出器２２がアイドル・モードに維持されているとき）個別画素のトランジスタに第１の電圧を印加するように構成される。更に、検出器制御回路８４は、Ｘ線照射を受ける前にサンプリングされていない個別画素のトランジスタに（第１の電圧よりも高い）第２の電圧を印加しながら、Ｘ線画像データの取得の準備ができている個別画素からのデータをサンプリングするように構成される。Ｘ線照射を受ける前に収集されたサンプリングしたデータは、Ｘ線画像データからユーザー観察可能な画像を再構成する際に使用するために、検出器制御回路８４によって保存される。更に、検出器制御回路８４は、Ｘ線照射を受けている間、サンプリングされていない個別画素のトランジスタに第２の電圧を印加しながら、個別画素から（Ｘ線画像データを含む）データをサンプリングするように構成される。Ｘ線照射を受ける時間の終了後、検出器制御回路は、個別画素のトランジスタに対する第１の電圧の印加を再開するように構成される。

【００２５】

図４に示されている実施形態について再び説明すると、一例として、行母線９０は、検出器２２の様々な行からの読み出しをイネーブル（作動許可）し、且つまたそれらの行をディスエーブル（作動不能）にし、希望された場合には選択された行に電荷補償電圧を印加するための複数の導体を含む。列母線９２は、行が逐次的にイネーブルされる間に列からの読み出しを指令するための複数の別の導体を含む。行母線９０は一連の行駆動装置９４に結合され、それらの各々は検出器２２内の一連の行のイネーブルを指令する。同様に、読出し電子装置９６が、検出器の全ての列の読み出しを指令するために列母線９２に結合される。

【００２６】

図示の実施形態では、行駆動装置９４及び読出し電子装置９６は検出器パネル９８に結合され、検出器パネル９８は複数の区画１００に分割することができる。各区画１００は行駆動装置９４に１つずつ結合されていて、複数の行を含む。同様に、各列駆動装置９６は一連の列に結合される。これにより、前に述べたフォトダイオード及び薄膜トランジスタの構成は、一連のピクセル又は個別画素１０２を画成し、それらの個別画素は複数の行１０４及び複数の列１０６に配列される。これらの行及び列は、高さ１１０及び幅１１２を持つ画像マトリクス１０８を画成する。

【００２７】
また図４に示されているように、各々の画素１０２は一般に行及び列の交点で規定され、交点では列電極１１４が行電極１１６と交差する。前に述べたように、各画素について各交点の位置に薄膜トランジスタ１１８が設けられ、またフォトダイオード１２０も同様に設けられる。各行が行駆動装置９４によってイネーブルされたとき、各フォトダイオード１２０からの信号が読出し電子装置９６により読み出されて、その後の処理及び画像再構成のためにディジタル信号へ変換することができる。従って、配列内の一行全体の画素１０２は、その行にある画素１０２の全てのトランジスタ１１８のゲートに取り付けられた走査線が作動されたとき、同時に制御される。その結果、その特定の行にある各々の画素１０２は、スイッチを介して、データ線に接続され、該スイッチは、フォトダイオード１２０への電荷を回復させるために読出し電子装置によって用いられる。

【００２８】
ここで、システムによっては、１つの行にある全ての画素１０２に対して、関連した専用の読出しチャンネルの各々によって同時に電荷を回復させたとき、読出し電子装置がその前の行からの測定値をアナログ値からディジタル値へ変換することに留意されたい。また更に、読出し電子装置はその前の行からのディジタル値を取得サブシステムへ転送することができ、その取得サブシステムは診断用画像を表示し又はフィルムに書き込む前に何らかの処理を遂行する。

【００２９】
行をイネーブルするために用いられる回路は、本例では、このようなイネーブル動作（行駆動）のために電界効果トランジスタが使用されることに基づいて、行イネーブル又は電界効果トランジスタ（ＦＥＴ）回路と呼ぶことができる。上述の行イネーブル回路に関連したＦＥＴは、行をイネーブルするために「オン」又は導電状態にされ、また行が読み出しのためにイネーブルされないときは「オフ」又は非導電状態にされる。このような用語とは別に、行駆動装置及び列読出し電子装置のために使用される特定の回路部品は変更することができること、また本発明がＦＥＴ又は特定の回路部品の使用に制限されないことに留意されたい。

【００３０】
前に述べたように、検出器２２は線源制御装置５４からの通信が無く、従って、照射の開始時点及び終了時点の先験的知識が無い。一実施形態では、検出器２２は、Ｘ線照射の開始及び終了を自動的に検出し続けて、検出器制御装置４０との通信が無くてもＸ線画像を形成するように構成される。別の実施形態では、検出器２２は、アイドル電力モードに留まっていて、検出器制御装置４０からの指令を受け取った後にイメージング電力モードへ切り替わるように構成される。検出器２２は、全電力モードに切り替えられた後にＸ線照射の開始及び終了を検出し始める。この結果、図５及び図６に例示されるように、Ｘ線システム１２と検出器２２とポータブル検出器制御装置４０との間で独自の動的なワークフローを生じる。図５は、検出器２２とポータブル検出器制御装置４０との間の双方向の相互作用を表す概略図である。図５は、Ｘ線源１６と検出器２２との間にテーブル２８上の患者２０を位置決めしたイメージング・システム１２を例示する。前に述べたように、イメージング・システム１２は固定型又は移動型システムであってよい。図６は、検出器２２とポータブル検出器制御装置４０との間のワークフローのための方法１２４の流れ図である。始めに、ユーザーが検出器２２をオンにする（ブロック１２６）。検出器２２はオン状態でアイドル・モードを維持する。図５に示されているように、検出器２２は対象物２０の真下に配置される。検出器２２をオンにする前に又はオンにした後に、ユーザーにより、イメージング（例えば、画像のパラメータ）に関連した患者情報又は他の情報（例えば、Ｘ線技術）を装置４０に入力する（ブロック１２８）。実施形態によっては、検出器制御装置４０は、例えば、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルを形成するために、検出器２２に情報を伝送することができる。他の実施形態では、ＤＩＣＯＭ準拠データ・ファイルは、患者情報を検出器２２へ転送する必要がないように、検出器制御装置４０内で形成される。

【００３１】
ユーザーが装置４０から検出器２２へ検出器準備指令信号を送る（ブロック１３０）。検出器２２が装置４０から準備指令を受け取ったとき、検出器２２はＸ線画像データの取得のための準備をする。具体的に述べると、検出器２２はアイドル・モードからイメージング電力モードへ切り替えて、検出器２２のパネルのスクラビング(scrubbing)（すなわち、検出器回路を準備してリフレッシュすること）を開始して、パネルを平衡化する。スクラビングの後、検出器２２は照射の前に１つ以上のオフセット・フレームを読み取り又は取得する。詳しく述べると、検出器２２は、検出器素子のマトリクスからのデータのサンプリングを開始することによって、照射のための準備を行う。準備の後、検出器２２は装置４０へ検出器準備完了信号を送る（ブロック１３２）。一実施形態では、検出器２２はまた、検出器が準備完了していることを表す可視表示（例えば、点滅光）又は可聴表示を提供することができる。別の実施形態では、検出器制御装置４０は可視表示及び／又は可聴表示を提供することができる。次いで、ユーザーは、線源１６に結合された線源制御装置５４を介してＸ線照射を遂行するようにＸ線放射線源１６に指令する（ブロック１３４）。

【００３２】
照射中及び照射後、検出器２２は検出器素子のマトリクスからのデータをサンプリングする。或る特定の実施形態では、検出器２２はＸ線画像データを少なくとも部分的に処理する（ブロック１３６）。この代わりに、検出器２２はＸ線画像データを完全に処理することができる。処理は、検出器２２によって生成されたサンプリングした画像データの比較に基づいて照射が開始し終了した時点を決定することを含む。以下により詳しく説明するように、サンプリングした画像データは１つ以上フレームから収集されて組み合わされて、再構成画像を生成することができる。検出器２２は、照射の終了を決定した後で且つ複数のフレームからのＸ線画像データの全てをサンプリングした後で、サンプリングを停止する。照射中及び照射後、検出器制御装置４０は検出器２２からＸ線画像データを取得し（ブロック１３８）、そのとき検出器２２はイメージング電力モードからアイドル・モードへシフトする。或る特定の実施形態では、装置４０はＸ線画像データを少なくとも部分的に処理する（ブロック１４０）。実施形態によっては、装置４０はＸ線画像データを完全に処理する。この代わりに、装置４０は、検出器から完全に処理したＸ線画像データを取得する。他の実施形態では、検出器２２及び装置２４のいずれもＸ線画像データを完全に処理せずに、該Ｘ線画像データをその後の処理のために施設内画像レビュー及び記憶システムへ送る。

【００３３】
図５に見られるように、Ｘ線画像データに基づいた再構成画像１２２が装置４０のスクリーン４４で表示される（ブロック１４２）。実際に、再構成画像１２２は、Ｘ線画像データが取得される場所にイメージング対象物２０が存在している間に、装置４０上に表示することができる。装置４０上に画像１２２を表示した後、ユーザーは画像が容認可能であるかどうか決定する（ブロック１４４）。画像が位置決めの問題に起因して容認可能でない場合、更に別の照射のためにイメージング対象物２０を位置決めし直すことができる（ブロック１４６）。画像が容認可能である場合は、ユーザーは関心のある画像部分を選択して、「Ｌ」及び／又は「Ｒ」位置マークを追加し、その処理したＸ線画像データを検出器２２及び／又は装置４０により施設内画像レビュー及び記憶システムへ送ることができる（ブロック１４８）。

【００３４】
検出器２２には線源１６による照射の遂行に関して線源制御装置５４からタイミング信号が伝送されないので、検出器は、照射の前、照射中、及び照射の後に、１つ以上のフレーム（例えば、オフセット・フレーム及びイメージング・フレーム）からのデータをサンプリングする。Ｘ線照射の長さは、Ｘ線検査の種類及び対象物の大きさのような多数の因子に左右される。例えば、照射は複数のフレームにオーバーラップすることがあり、また少なくとも２つのイメージング・フレームからのサンプリングしたＸ線データは組み合わ

せることを必要とすることがある。しかしながら、これを行うためには、少なくとも照射の持続期間に亘って延在する開始及び終了フレームを決定する必要がある。

【００３５】

図７は、照射が単一の読出し又はサンプリング期間内に生じたときにＸ線画像データをサンプリングして組み合わせること表す線図である。図７は、検出器素子のマトリクスをサンプリングすることによって得られる複数のフレーム１５０を例示する。これらのフレーム１５０には、オフセット・フレーム１５２及び１５４並びにイメージング・フレーム１５６及び１５８が含まれる。イメージング・フレーム１５６及び１５８からのサンプリングしたデータを、イメージング・フレーム１５６を得る前に収集されたサンプリングしたデータ（例えば、オフセット・フレーム１５２からのオフセット・データ）と組み合わせることによって、オフセット補正Ｘ線画像が生成される。オフセット・フレーム１５２は照射の開始より前に取得される。オフセット・フレーム１５４は照射が終了した後に取得され、それらのフレーム１５０はそれ以上の画像データを含んでいない。オフセット・フレーム１５２及び１５４のいずれも画像データを含んでいない。

【００３６】

照射及びイメージング・データの開始及び終了を決定するために、各フレーム１５０について行平均を求める。行平均は、検出器配列の一行の検出器素子の内の各検出器素子を完全に充電するために該各検出器素子に供給される電荷の平均量を反映する。上から下へ引いた図示の曲線１５９は、複数のフレーム１５０に沿った各行の行平均を示す。オフセット・フレーム１５２及びイメージング・フレーム１５６の上側部分１６０における行平均は、何ら照射がなされていず且つ検出器素子が完全に充電された状態に留まっているので、曲線１５９の部分１６２で示されているように、無視することができる。照射の開始及び終了は線１６４及び１６６でそれぞれ示されている。線１６４において０％の照射（すなわち、全照射の長さのゼロ・パーセント）が生じており、他方、線１６６において１００％の照射が生じている。その結果、照射中、各行が領域１７０内で逐次的に読み取られるので、曲線１５９の部分１６８で示されているように、行平均は線形に増大する。より具体的に述べると、各々の後続の行がより大きい百分率（より長い時間）の照射を受け且つそれらの行の中の検出器素子がより多量の電荷の回復（供給）を必要とするので、部分１６８における行平均は増大する。例えば、照射が開始された後に読み取られる最初の行は、読み取りの前に１０％の照射を受けることができるが、他方、読み取られる最後の行は、読み取りの前に１００％の照射を受けることができる。

【００３７】

照射が単一のサンプリング又は読取り期間内に終了したので、両方のイメージング・フレーム１５６及び１５８は、斜行平行模様の領域１７２及び１７４でそれぞれ示された画像データを含む。曲線１５９の平坦な部分１７６は、イメージング・フレーム１５６及び１５８のそれぞれの領域１７８及び１８０における行が、読み取りの前に１００％の照射まで照射されたことを示す。線１８２及び１８４は、フレーム１５６の領域１７０に対応するフレーム１５８の領域１８６における行の読取りの開始及び終了をそれぞれ示す。曲線１５９の部分１８８によって示されているように、行平均は、領域１８６内の各行が逐次的に読み取られるにつれて線形に減少する。より具体的に述べると、領域１８６において、読取りフレーム１５６の領域１７０内の行の最初の読み取りの後に各々の後続の行がより小さいパーセントの照射を受けるので、行平均は減少する。言い換えると、領域１８６における行平均は、行の最後の読取りの後の残存照射による画像を反映する。例えば、フレーム１５８の領域１８０において読み取られる最初の行は、フレーム１５６の領域１７０における最初の行の最初の読み取りの後に９０％の照射を受けているのに対し、領域１８０において読み取られる最後の行は、フレーム１５６の領域１７０における最後の行の最初の読み取りの後に１０％の照射を受けていることになる。曲線１５９の部分１９０は、最後の読み取りの後に検出器素子が再充電されているので、イメージング・フレーム１５８の下側部分１９２及びオフセット・フレーム１５４における行平均が無視できることを示している。この結果、行平均を決定することによって、照射の開始及び終了、並び

にイメージング・データの開始及び終了を決定することができる。

【００３８】

Ｘ線画像を得るために、画像データを含む全てのフレーム１５０（例えば、フレーム１５６及び１５８）が組み合わされる（すなわち、加算される）。オフセット補正Ｘ線画像を得るために、Ｘ線画像を作るために用いられたフレーム１５０の総数（例えば、２（フレーム１５６及び１５８））を、計算されたオフセット画像（例えば、オフセット・フレーム１５２）に乗算し、次いでＸ線画像から減算することにより、オフセット補正Ｘ線画像が形成される。

【００３９】

行平均はまた、照射が２つ以上読取り又はサンプリング期間に亘っているときに用いることができる。図８は、照射が２つの読出し又はサンプリング期間に亘って生じるときにＸ線画像データをサンプリングして組み合わせること表す線図である。図７と同様に、図８は、検出器素子のマトリクスをサンプリングすることにより得られる複数のフレーム１５０を例示する。複数のフレーム１５０には、オフセット・フレーム１９４及び１９６、並びにイメージング・フレーム１９８、２００及び２０２が含まれる。オフセット・フレーム１９４は、照射の開始より前に取得される。オフセット・フレーム１９６は、照射が終了した後に取得され、フレーム１５０はそれ以上の画像データを含んでいない。前に述べたように、オフセット・フレーム１９４及び１９６のいずれも画像データを含んでいない。

【００４０】

図７の場合と同様に、図８において各フレーム１５０について行平均を求める。曲線２０４が、上から下へ、複数のフレーム１５０に沿って各行の行平均を示す。オフセット・フレーム１９４及びイメージング・フレーム１９８の上側部分２０６における行平均は、何ら照射がなされていず且つ検出器素子が完全に充電された状態に留まっているので、曲線２０４の部分２０８で示されているように、無視することができる。照射の開始及び終了が線２１０及び２１２でそれぞれ示されている。線２１０では０％の照射が生じ、また線２１２では１００％の照射が生じる。図示のように、照射は２つのサンプリング期間に、従って、２つのイメージング・フレーム１９８及び２００に亘っている。図７と同様に、図８は、イメージング・フレーム１９８及び２００の領域２１６及び２１８に対応する曲線２０４の部分２１４によって示されているように線形に増大する行平均を含む。また、曲線２０４の平坦な部分２２０は、イメージング・フレーム２００の領域２２２に対応し、それらの行が読み取りの前に１００％の照射を受けていることを示す。部分２２０は、図８における照射が２つ以上のイメージング・フレームに亘っていて相対的に長いので、図７の部分１７６よりも遙かに短く、これは、読み取り前に１００％の照射を受けた検出器素子の数がより少ないことを意味する。更に、曲線２０４の部分２２４は、それぞれのイメージング・フレーム２００及び２０２の領域２２６及び２２８に対応し、線形に減少する行平均を含む。曲線２０４の部分２１４及び２２４は、図８では照射が相対的に長いので、図７における曲線１５９の部分１６８及び１８８よりも傾斜が小さい。

【００４１】

２つのサンプリング期間に亘る長い照射に起因して、イメージング・フレーム１９８、２００及び２０２は、斜行平行模様の領域２３０、２３２及び２３４でそれぞれ示された画像データを含む。前に述べたように、行平均を決定することによって、照射の開始及び終了、並びにイメージング・データの開始及び終了を決定することができる。

【００４２】

Ｘ線画像を得るために、画像データを含む全てのフレーム１５０（例えば、複数のフレーム１９８、２００及び２０２）が組み合わされる（すなわち、加算される）。オフセット補正Ｘ線画像を得るために、Ｘ線画像を作るために用いられたフレーム１５０の総数（例えば、３（フレーム１９８、２００及び２０２））を、計算されたオフセット画像（例えば、オフセット・フレーム１９４）に乗算し、次いでＸ線画像から減算する。

【００４３】

代替の形態では、Ｘ線照射は読出し期間の合間に生じさせることがある。図９は、照射が１つの読出し期間の終了後から次の読出しの開始前までの間に生じたときに、Ｘ線画像データをサンプリングすること表す線図である。前述の場合と同様に、図９は、検出器素子のマトリクスのサンプリングから得られた複数のフレーム１５０を例示する。これらのフレーム１５０には、オフセット・フレーム２２１及び２２３、並びにイメージング・フレーム２２５が含まれる。オフセット・フレーム２２１は、照射の開始より前に取得される。オフセット・フレーム２２３は、照射が終了した後に取得され、またフレーム１５０はそれ以上の画像データを含まない。オフセット・フレーム２２１及び２２３のいずれも画像データを含んでいない。図７及び図８の場合と同様に、図９では、行平均は各フレームについて求められる。曲線２２７は、上から下へ、複数のフレーム１５０に沿って各行についての行平均を示す。オフセット・フレーム２２１における行平均は、何ら照射がなされていず且つ検出器素子が完全に充電された状態に留まっているので、無視することができる。照射の開始及び終了は線２２９及び２３１でそれぞれ示されている。図示のように、照射はフレーム２２１及び２２５の読出しの合間に生じる。従って、曲線２２７の部分２３３は、全ての行が読み取りの前に１００％の照射を受けていることを表している。その結果、斜行平行模様の領域２３５によって示された画像データが、単一のフレーム２２５に位置しており、従って、イメージング・フレーム２２５を任意の他のフレームと組み合わせる必要はない。オフセット補正Ｘ線画像を得るため、計算されたオフセット画像（例えば、オフセット・フレーム２２１）をＸ線画像（例えば、フレーム２２５）から減算する。

【００４４】

ユーザー観察可能な画像に再構成することのできるＸ線画像データを作成するために、複数のフレーム（例えば、少なくとも２つのイメージング・フレーム）からのサンプリングしたＸ線画像データを組み合わせる際に、電子ノイズの増加が生じることがある。例えば、同じオフセットを持つ３つのイメージング・フレームを組み合わせることによってＸ線画像を求める場合を仮定すると、$O_{i,j}$ がオフセット値を表すものとして、所与のピクセル $P_{i,j}$ について、該ピクセルの最終値は、次の式（１）で表される値になる。

【００４５】

【数１】

$$\hat{p}_{i,j} = p_{i,j}^{\{1\}} + p_{i,j}^{\{2\}} + p_{i,j}^{\{3\}} - 3O_{i,j}. \qquad (1)$$

電子ノイズの平均は、次式（２）で表される。

【００４６】

【数２】

$$E\left\{\hat{p}_{i,j}\right\} = E\left\{p_{i,j}^{\{1\}} + p_{i,j}^{\{2\}} + p_{i,j}^{\{3\}} - 3O_{i,j}\right\} = 0 \qquad (2)$$

また、電子ノイズの分散は、次式（３）で表される。

【００４７】

【数３】

$$E\left\{\left[\hat{p}_{i,j}\right]^2\right\}=E\left\{\left[p_{i,j}^{\{1\}}\right]^2+\left[p_{i,j}^{\{2\}}\right]^2+\left[p_{i,j}^{\{3\}}\right]^2+\left[3O_{i,j}\right]^2\right\}=(3+9)\sigma^2. \quad (3)$$

上記の式に示されているように、電子ノイズがゼロの平均値を持ち、且つ４つの値$P_{i,j}^{(1)}$、$P_{i,j}^{(2)}$、$P_{i,j}^{(3)}$及び$P_{i,j}^{(4)}$が互いに独立しているので、同じオフセットを持つＮ個のオフセット補正画像を組み合わせることにより、Ｘ線画像の電子ノイズは、σを標準偏差として、次式（４）で表される値になる。

【００４８】

【数４】

$$\sqrt{(N+N^2)\sigma^2}=\sqrt{1+\frac{1}{N}}N\sigma, \quad (4)$$

電子ノイズを低減する別の方法は、各々のイメージング・フレームについて異なってオフセットを用いることである。その場合、電子ノイズは次式（５）で表される値になる。

【００４９】

【数５】

$$\sqrt{2N}\sigma. \quad (5)$$

電子ノイズを低減する更に別の方法は、各々の読取りフレームについて平均オフセットを用いることである。そのオフセットはＭ個の暗いフレーム（すなわち、オフセット・フレーム）を平均することによって求められると仮定する。オフセットのノイズは、次式（６）で表される値になり、

【００５０】

【数６】

$$\frac{1}{\sqrt{M}}\sigma \quad (6)$$

また、組み合わせた画像のノイズは、次式（７）で表される値になる。

【００５１】

【数７】

$$\sqrt{N + N^2/M\sigma} \quad (7)$$

Ｍ＞Ｎのとき、式（７）は式（５）よりも小さい。従って、イメージング・フレームの数が少ないとき（例えば、Ｎ＝２）、平均オフセットの方が好ましい。しかしながら、組み合わせるイメージング・フレームの数がより大きいとき、同じオフセット又は別々のオフセットを用いる方が好ましい。

【００５２】

図１０は、Ｘ線画像データをサンプリングして組み合わせて、ユーザー観察可能な画像に再構成することのできるＸ線画像データを作成するための、上述した技術を取り入れた方法２３６の流れ図である。方法２３６は、検出器２２を準備する段階を含む（ブロック２３８）。検出器２２の準備には、照射の開始より前に又は照射の開始とは独立にデータ（例えば、オフセット・データ）をサンプリングすることを開始することを含むことができる。検出器２２の準備の後に、方法２３６は、Ｘ線源が線源制御装置５４に応答する場合、Ｘ線放射線源１６によりＸ線照射を遂行する段階を含む（ブロック２４０）。照射の開始後、Ｘ線照射の開始時点及び終了時点についての先験的知識が無くても（すなわち、線源制御装置５４からのタイミング信号の伝送が無くても）検出器２２によるＸ線画像データのサンプリングが生じる（ブロック２４２）。実際に、Ｘ線画像データのサンプリングはＸ線照射中に生じることがある。方法２３６は更に、Ｘ線画像データの開始及び終了フレーム（例えば、イメージング・フレーム）を決定する段階を含む（ブロック２４４）。開始及び終了フレームは、少なくとも、照射が生じた持続期間に亘って延在する。前に述べたように、照射は単一のイメージング・フレームに生じることがあるが、またＸ線画像データは複数のイメージング・フレーム上に存在することがある。従って、開始及び終了フレームは照射が生じた持続期間中にサンプリングされたデータと、照射が生じた持続期間の外でサンプリングされたデータとを含むことができる。特に、開始及び終了フレームは、少なくともそれぞれのフレーム及び終了フレームのサンプリングしたデータの比較によって決定される。前に述べたように、開始及び終了フレームは、Ｘ線の照射量を表すサンプリングしたデータ値（例えば、行平均）の変化を識別することによって決定される。

【００５３】

また更に、方法２３６は、少なくとも２つのイメージング・フレーム（それらのフレームの少なくとも１つは、照射が生じた持続期間に亘って延在する）のサンプリングしたＸ線画像データを組み合わせて、ユーザー観察可能な画像に再構成することのできるＸ線画像データを作成する段階を含む（ブロック２４６）。前に述べたように、ユーザー観察可能な画像に再構成することのできるＸ線画像データは、少なくとも２つのイメージング・フレームからサンプリングされたデータに基づいてオフセット補正画像データを生成することによって、作成することができる。例えば、オフセット補正画像データは、前に述べたように、開始イメージング・フレームより前のサンプリングしたデータを、少なくとも２つのイメージング・フレームからサンプリングされたデータと組み合わせることによって、生成される。更に、少なくとも２つのイメージング・フレームのサンプリングしたＸ線画像データを組み合わせる段階は、ノイズ・パラメータに基づいて組み合わせ方法を選択することを含む。言い換えると、前に述べたように、ノイズの計算は、照射より前に及び照射中にサンプリングされるイメージング・フレーム及びオフセット・フレーム（すなわち、オフセット・フレーム）の数に依存し、２つ以上のフレームからのサンプリングしたデータを組み合わせたときに電子ノイズを低減するように上述の式の中から適切な式を

選択する。

【００５４】

上記の技術は図１１に例示されており、図１１は、ユーザー観察可能な画像を作成するために画像データ及びオフセット・データの両方が取得される取得シーケンス中のワークフローを表す線図である。図１１は、検出器２２とポータブル検出器制御装置４０とオペレータ又はユーザー３８とＸ線源１６との間の相互作用に対応する検出器２２の取得シーケンス２４８を含む。検出器２２、装置４０、及び線源１６の動作は、前に述べた通りである。検出器２２が、シーケンス２４８の領域２５０によって表されたアイドル・モードにある間に、オペレータ３８は、矢印２５２で示されているように、線源１６を構成設定する。線源１６の構成設定には、照射パラメータ及び照射の種類の設定を含むことができる。また、検出器２２がアイドル・モードに留まっている間に、オペレータはイメージング対象物及び線源１６を位置決めすることができる。更に、オペレータ３８は、矢印２５４で示されているように、装置４０に命令を入力し、また照射の準備のために命令２５６を検出器２２へ送る。

【００５５】

Ｘ線画像データの取得を準備するために命令を受け取ったとき、検出器２２はイメージング電力モード２５８に入る。検出器２２は、パネル上の回路を平衡化するために、取得シーケンス２４８の領域２６０で示されているように、パネルのスクラビングを開始する。次いで、検出器２２はパネルから１つ以上のオフセット・フレームを読み取り（例えば、領域２６２）、このとき、検出器２２は検出器準備完了信号２６４を装置４０へ送る。一実施形態では、装置４０は、検出器２２の準備完了状態を示すために可視表示を提供する。別の実施形態では、装置４０は可聴表示を提供する。別の実施形態では、装置４０は、映像及び可聴表示の両方を提供する。更に別の実施形態では、検出器２２が、検出器２２の準備完了状態を示すために可視表示（例えば、点滅型ＬＥＤ）を提供する。別の実施形態では、検出器２２が可聴表示を提供する。更に別の実施形態では、検出器２２が、映像及び可聴表示の両方を提供する。オペレータ３８は、矢印２６６で示されているように、装置４０で準備完了信号を受け取る。いったん検出器２２が準備完了すると、検出器２２は、照射を検出するために、取得シーケンス２４８の領域２６８で示されているように、連続的にフレームをサンプリング又は読み取りし始める。任意の時点で、オペレータは、矢印２７０で示されているように、線源１６から照射を開始することができる。照射が開始されると、検出器２２は線源１６からＸ線２７２を受け取る。検出器２２は複数のフレームをサンプリングして、照射に亘って延在する開始及び終了フレーム（例えば、フレーム２７４及び２７６）を決定する。照射の終了後、検出器２２は取得した画像データを処理して、矢印２７８で示されているように、オペレータ３８による観察のために再構成画像のプレビューを装置４０へ送る。この代わりに、データは、更なる処理及び再構成画像の生成のために装置４０へ送ることができる。照射が終了した後、検出器２２は、取得シーケンス２４８の領域２８０で示されているように、アイドル・モードへ戻る。

【００５６】

前に述べたように、検出器２２は、アイドル・モードからイメージング電力モードへ移る。イメージング電力モードでは、検出器２２は、照射が生じる可能性のある時についての先験的知識（又はデータ）がないので、連続的にパネルを読み取る。従って、パネルからのデータの読み取り又はサンプリングは、照射中に生じる。サンプリングされている個別画素のトランジスタ（例えば、ＦＥＴ）は、読出しのために行がイネーブルされているときに導電状態である。しかしながら、サンプリングされていない個別画素のトランジスタ（すなわち、読出しのために行がイネーブルされていないときに非導電状態であるトランジスタ）から漏洩（例えば、ＦＥＴ漏洩）が生じることがある。サンプリングされていないトランジスタを非導電状態に維持する電圧（V_{off}）を高くすると、ＦＥＴ漏洩を低減することができる。しかしながら、漏洩の低減は、トランジスタがバイアス老化に起因して少しの間バイアスされた場合に持続しないことがある。

【００５７】

図１２及び図１３は、これらの問題を克服する技術の実施形態を例示する。図１２は、特に照射中に、画像データをサンプリングしながらトランジスタの漏洩を低減するために異なる電圧を印加する取得シーケンス２８２を表す線図である。図１２の取得信号２８２は、図１１に説明した取得信号２４８と同じである。取得信号２８２は、検出器２２をアイドル・モードに維持する領域２５０及び２８０を含む。また、取得信号２８２は、検出器２２がパネルのスクラビングを行う領域（例えば、領域２６０）及びパネルをサンプリングし又は読み取る期間（例えば、領域２６２及び２６８）を含む。検出器２２は、検出器２２がアイドル・モード（例えば、領域２５０及び２８０）に維持されているとき、個別画素のトランジスタに第１の電圧２８４（例えば、小さい負のV_{off}）を印加する。従って、検出器２２は、Ｘ線を受ける前に（例えば、領域２５０）、個別画素のトランジスタに第１の電圧２８４を印加する。検出器２２は、検出器２２がイメージング電力モード２５８（例えば、領域２６０、２６２及び２６８）へ移って、個別画素からのデータをサンプリングし始めたとき、サンプリングされていない個別画素のトランジスタに第２の電圧２８６（例えば、より大きい負のV_{off}）を印加する。一実施形態では、パネルのスクラビング（すなわち、領域２６０）の間、第２の電圧２８６の代わりに、第１の電圧２８４を印加することができる。サンプリングされていない個別画素のトランジスタに第２の電圧２８６を印加することは、また、検出器２２によってＸ線を受けているときにも生じる。個別画素からのデータのサンプリングの終了時（例えば、領域２８０）、検出器２２は、検出器２２によるＸ線の受け取りの終了後に個別画素のトランジスタに第１の電圧２８４を再び印加する。

【００５８】

第２の電圧２８６は第１の電圧２８４よりも大きい負の電圧である。第２の電圧２８６は第１の電圧２８４の少なくとも約１．３倍にすることができる。例えば、第１の電圧２８４は約－１１ボルトに等しいか又はそれよりも小さくすることができる。第２の電圧２８６は約－１５ボルトに等しいか又はそれよりも大きくすることができる。第１及び第２の電圧２８４及び２８６はトランジスタを非導電状態に維持する。第２の電圧２８６をイメージング電力モード２５８の間のみ維持し且つアイドル・モード（例えば、領域２５０及び２８０）で第１の電圧２８４へシフトさせることによって、バイアス老化も避けながら、トランジスタ漏洩を低減することができる。

【００５９】

図１３は、トランジスタの漏洩を低減するために異なる電圧を印加しながらＸ線照射の前及び後に検出器からデータをサンプリングするための方法２８８の流れ図である。方法２８８は、（例えば、検出器２２がアイドル・モードに維持されているとき）個別画素のトランジスタに第１の電圧２８４を印加する段階を含む（ブロック２９０）。Ｘ線画像データの取得のための準備をしている間、方法２８８は、第２の電圧２８６が第１の電圧２８４よりも大きい負の電圧である場合、サンプリングされていない個別画素のトランジスタに第２の電圧２８６を印加しながら、個別画素からデータをサンプリングする段階を含む（ブロック２９２）。第２の電圧２８６を印加しながらデータをサンプリングするとき、検出器２２は、Ｘ線画像データからのユーザー観察可能な画像の再構成に使用するために、Ｘ線照射を受ける前のサンプリングしたデータを保存することができる（ブロック２９４）。また、方法２８８は、Ｘ線源１６からのＸ線照射を検出器２２で受ける段階を含む（ブロック２９６）。照射後、サンプリングされていない個別画素のトランジスタに第２の電圧２８６を印加しながら、個別画素からＸ線画像データをサンプリングする（ブロック２９８）。個別画素からのデータのサンプリングはまた、Ｘ線を受けている間にも行う。Ｘ線の受け取りの終了後、検出器２２は個別画素からのＸ線画像データのサンプリングを終了し（ブロック３００）、また、例えばアイドル・モードへの移行中に、個別画素のトランジスタに第１の電圧２８４を再印加する（ブロック３０２）。前に述べたように、第２の電圧２８６をイメージング電力モードの間のみ維持し且つアイドル・モードで第１の電圧２８４へシフトさせることによって、バイアス老化も避けながら、トランジスタ漏洩を低減することができる。

【００６０】
様々な実施形態の技術的効果は、フィルム・カセットをディジタルＸ線検出器と置換することによって従来のＸ線システムを改造することのできる方法及びシステムを提供することを含む。Ｘ線システムを改造する際、ディジタルＸ線検出器はＸ線イメージング・システムと通信しない。この代わりに、検出器はポータブル検出器制御装置と通信して、命令を受け取る。検出器がＸ線システムと通信しないので、検出器は、Ｘ線照射のためのタイミング信号を示すデータが不足する。そこで、検出器は、照射のための準備中及び照射中に、検出器のパネルを連続的に読み取ることができる。検出器は、照射及びイメージング・データの始めと終わりを決定し、複数のフレームからＸ線画像データを収集して組み合わせると共に、画像の品質に悪影響を及ぼすことのある因子（例えば、電気的ノイズ及びトランジスタの漏洩）を低減するための技術を含むことができる。

【００６１】
本明細書は、最良の実施形態を含めて、本発明を開示するために、また当業者が任意の装置又はシステムを作成し使用し、任意の採用した方法を遂行すること含めて、本発明を実施できるようにするために、様々な例を使用した。本発明の特許可能な範囲は「特許請求の範囲」の記載に定めており、また当業者に考えられる他の例を含み得る。このような他の例は、それらが「特許請求の範囲」の文字通りの記載から実質的に差異のない構造的要素を持つ場合、或いはそれらが「特許請求の範囲」の文字通りの記載から実質的に差異のない等価な構造的要素を含む場合、特許請求の範囲内にあるものとする。

【符号の説明】

【００６２】
１０　Ｘ線システム
１２　イメージング・システム
１４　頭上Ｘ線管支持アーム
１６　放射線源
１８　コリメータ
２０　患者
２２　検出器
２４　検出器
２６　ドック
２８　患者テーブル
３０　壁スタンド
３２　受容構造
３４　ワークステーション
３６　表示装置
３７　プリンタ
３８　ユーザー
３９　移動型Ｘ線ベース・ステーション
４０　ポータブル検出器制御装置
４１　支持アーム
４２　ネットワーク
４３　支柱
４４　ユーザー観察可能なスクリーン
４５　車輪付き基台
４６　システム電子回路
４７　ベース・ユニット
４９　ベッド
４８　放射線
５０　放射線
７８　ライト

８６　電源
９０　行母線
９２　列母線
９４　行駆動装置
９６　読出し電子装置
９８　検出器パネル
１００　区画
１０２　個別画素
１０４　行
１０６　列
１０８　画像マトリクス
１１０　高さ
１１２　幅
１１４　列電極
１１６　行電極
１１８　薄膜トランジスタ
１２０　フォトダイオード
１２２　再構成画像
１２４　検出器とポータブル検出器制御装置との間のワークフローのための方法
１５０　複数のフレーム
１５２、１５４　オフセット・フレーム
１５６、１５８　イメージング・フレーム
１５９　行平均を示す曲線
１６０　フレーム１５６の上側部分
１６２、１６８、１７６、１８８、１９０　曲線１５９の部分
１６４　照射の開始を示す線
１６６　照射の終了を示す線
１７０、１７８　フレーム１５６の領域
１７２、１７４　画像データを含む斜行平行模様の領域
１８０、１８６　フレーム１５８の領域
１８２　行の読取りの開始を示す線
１８４　行の読取りの終了を示す線
１９２　フレーム１５８の下側部分
１９４、１９６　オフセット・フレーム
１９８、２００、２０２　イメージング・フレーム
２０４　行平均を示す曲線
２０６　フレーム１９８の上側部分
２０８、２１４、２２０、２２４　曲線２０４の部分
２１０　照射の開始を示す線
２１２　照射の終了を示す線
２１６　フレーム１９８領域
２１８、２２２、２２６　フレーム２００の領域
２２８　フレーム２０２の領域
２３０、２３２、２３４　画像データを含む斜行平行模様の領域
２２１、２２３　オフセット・フレーム
２２５　イメージング・フレーム
２２７　行平均を示す曲線
２２９　照射の開始を示す線
２３１　照射の終了を示す線
２３３　曲線２２７の部分

２３５　画像データを含む斜行平行模様の領域
２３６　Ｘ線画像データを作成するための方法
２４８　取得シーケンス
２５０、２６０、２６２、２６８、２８０　取得シーケンス２４８の領域
２５４　装置への命令
２５６　照射準備の命令
２６６　準備完了信号
２８２　取得シーケンス
２８８　検出器からデータをサンプリングするための方法

【図１】

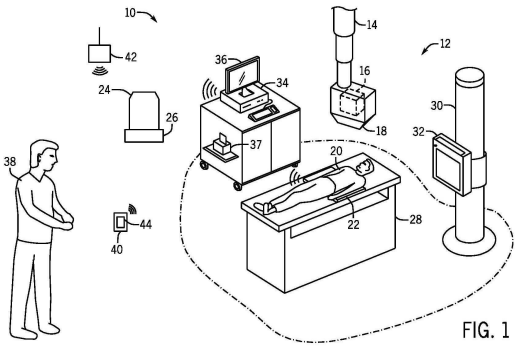


FIG. 1

【図２】

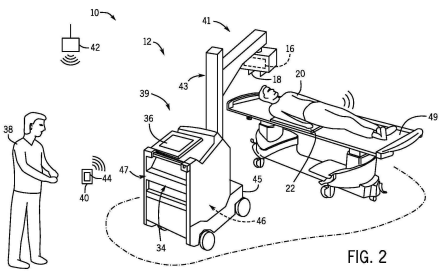


FIG. 2

【図３】

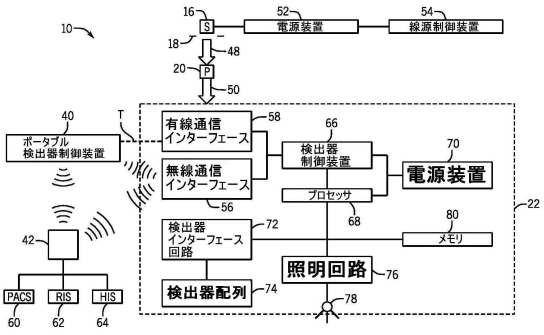


FIG. 3

【図４】

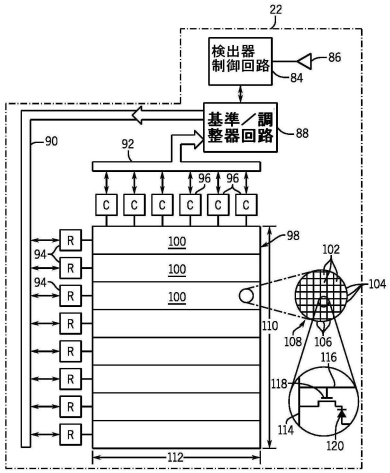


FIG. 4

【図５】

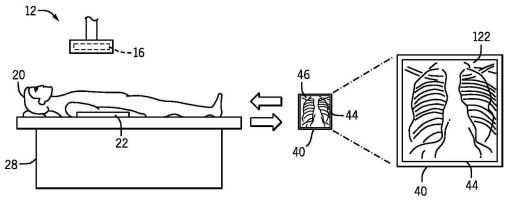


FIG. 5

【図６】

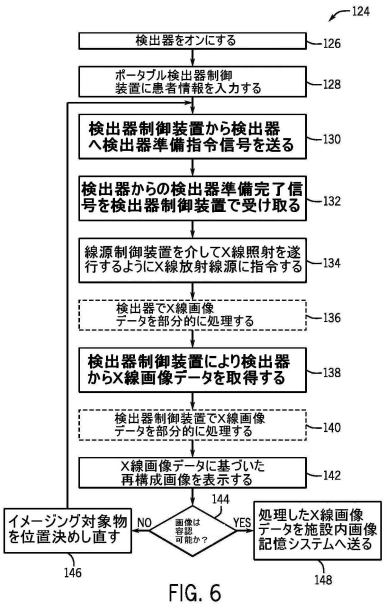


FIG. 6

【図７】

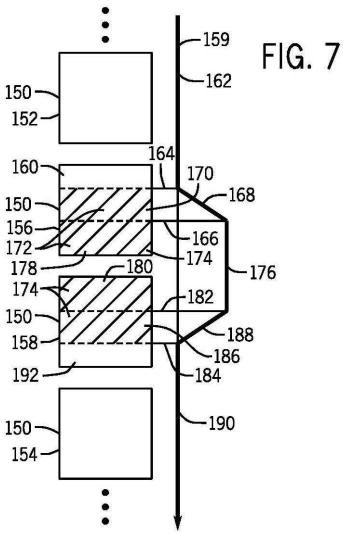
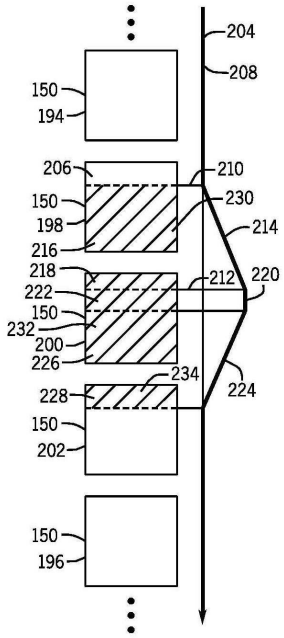


FIG. 7

【図８】

FIG. 8



【図９】

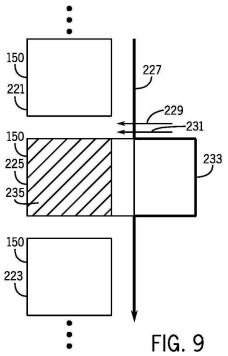
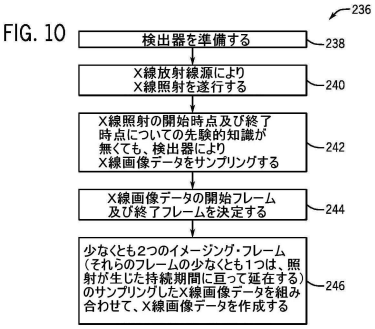


FIG. 9

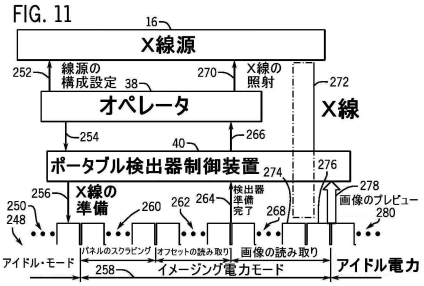
【図１０】

FIG. 10



【図１１】

FIG. 11



【図１２】

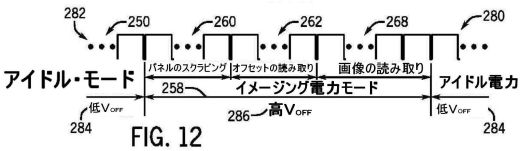
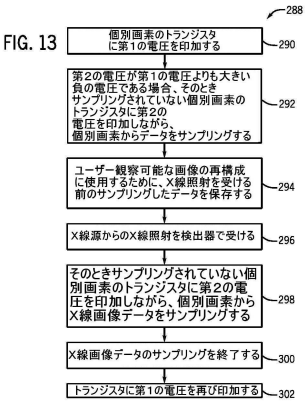


FIG. 12

【図１３】

FIG. 13



フロントページの続き

(72)発明者　リュ，ジェームズ・ツェンシェ
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア
(72)発明者　シュ，ピン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア
(72)発明者　クンプ，ケネス・スコット
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア
(72)発明者　コスト，ブライアン・ジョン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア
(72)発明者　ラングラー，ドナルド・ファイェット
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア
(72)発明者　グランフォース，ポール・リチャード
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・５３１８８、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、３０００番、ジーイー・ヘルスケア

審査官　小田倉　直人

(56)参考文献　特開２００８－２５９０４５（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２０１０／０１０８８９８（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　６／００