

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7119015号
(P7119015)

(45)発行日 令和4年8月16日(2022.8.16)

(24)登録日 令和4年8月5日(2022.8.5)

(51)国際特許分類 F I
 G 0 1 T 1/17 (2006.01) G 0 1 T 1/17 C
 A 6 1 B 6/00 (2006.01) A 6 1 B 6/00 3 0 0 S

請求項の数 9 外国語出願 (全19頁)

(21)出願番号	特願2020-40757(P2020-40757)	(73)特許権者	319011672
(22)出願日	令和2年3月10日(2020.3.10)		ジーイー・プレジジョン・ヘルスケア・
(65)公開番号	特開2020-169979(P2020-169979 A)		エルエルシー
(43)公開日	令和2年10月15日(2020.10.15)		アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・5
審査請求日	令和2年12月22日(2020.12.22)		3 2 2 6、ウォーワトサ、アールピー2
(31)優先権主張番号	16/356,485		1 3 1、ウェスト・イノベーション・ド
(32)優先日	平成31年3月18日(2019.3.18)	(74)代理人	ライブ、9 9 0 0
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		
		(74)代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74)代理人	100151286
			弁理士 澤木 亮一
		(72)発明者	マヘシュ・ラマン・ナラヤナサミー
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・5
			3 2 2 6、ワウワトサ、ウェスト・イノ
			ベーション・ドライブ、9 9 0 0、ジー
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 画像データを取得する際の電磁干渉を軽減するためのシステムおよび方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電磁干渉 (E M I) 信号の E M I 周波数を得て、
 スキャンを開始するための信号を受信し、
 E M I ノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確
 認して前記 E M I ノイズの減算を可能にし、
 前記スキャンを開始する
 ように構成された制御回路 (3 6)
 を備え、

前記制御回路 (3 6) は、複数の E M I 信号のそれぞれの E M I 周波数を得て、前記ス
 キャンの開始時間が前記複数の E M I 信号の各それぞれの周期の倍数になるように前記そ
 れぞれの E M I 周波数に基づいて前記スキャンを同期させるように構成され、
 前記制御回路 (3 6) は、前記デジタル X 線検出器 (2 2) によって取得された 1 つまた
 は複数のオフセットスキャンからデータを抽出することによって前記 E M I 周波数を計算
 し、前記データを表す信号に対して高速フーリエ変換を実施し、前記信号の前記離散フー
 リエ変換 (D F T) の周波数が特定の E M I 周波数に等しいかどうかを決定するように構
 成される、デジタル X 線検出器 (2 2) 。

【請求項 2】

前記スキャンは、検出器回路をリセットするためのスクラブ (9 2、9 5)、または X
 線画像データを取得するための読み取り (9 4、9 8) を含む、請求項 1 に記載のデジタ

ル X 線検出器 (2 2)。

【請求項 3】

前記制御回路 (3 6) は、前記 E M I 周波数のユーザ入力を受信することを介して前記 E M I 周波数を得るように構成される、請求項 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2)。

【請求項 4】

前記制御回路 (3 6) は、前記 1 つまたは複数のオフセットスキャンからデータを抽出することによって前記 E M I 周波数を計算し、前記データを表す信号に対して高速フーリエ変換を実施し、所定の周波数範囲内の前記信号の離散フーリエ変換 (D F T) の周波数が定義された周波数閾値よりも大きいかどうかを決定するように構成される、請求項 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2)。

10

【請求項 5】

前記制御回路 (3 6) は、前記 D F T の前記周波数が前記定義された周波数閾値よりも大きいときに前記 E M I 周波数を前記 D F T の前記周波数として設定し、前記 D F T の前記周波数が前記定義された周波数閾値よりも大きくないときに前記 E M I 周波数をゼロとして設定するように構成される、請求項 4 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2)。

【請求項 6】

前記制御回路 (3 6) は、前記 D F T の前記周波数が前記特定の E M I 周波数に等しいときに前記 E M I 周波数を前記 D F T の前記周波数として設定し、前記 D F T の前記周波数が前記特定の E M I 周波数に等しくないときに前記 E M I 周波数をゼロとして設定するように構成される、請求項 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2)。

20

【請求項 7】

デジタル X 線検出器 (2 2) を利用して、
電磁干渉 (E M I) 信号の E M I 周波数を得て (1 3 4)、
スキャンを開始するための信号を受信し (1 3 8)、
E M I ノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認して前記 E M I ノイズの減算を可能にし、

前記スキャンを開始する (1 4 2)

ことを含み、

前記 E M I 信号の前記 E M I 周波数を得ることは、前記 E M I 周波数のユーザ入力を受信すること (1 3 6) を含み、

30

前記 E M I 信号の前記 E M I 周波数を得ることは、更に、前記デジタル X 線検出器 (2 2) によって取得された 1 つまたは複数のオフセットスキャンからデータを抽出することによって前記 E M I 周波数を計算し、前記データを表す信号に対して高速フーリエ変換を実施し、前記信号の前記離散フーリエ変換 (D F T) の周波数が特定の E M I 周波数に等しいかどうかを決定すること (1 3 2) を含む、X 線撮像方法 (1 1 8、1 3 0、1 4 4)。

【請求項 8】

前記スキャンは、検出器回路をリセットするためのスクラブ (9 2、9 5)、または X 線画像データを取得するための読み取り (9 4、9 8) を含む、請求項 7 に記載の方法 (1 1 8、1 3 0、1 4 4)。

【請求項 9】

40

前記 E M I ノイズが前記オフセット画像および前記読み取り画像の取得中に前記同じ位相にあることを確認することは、前記スキャンの開始時間が前記 E M I 信号の周期の倍数になるように前記 E M I 周波数に基づいて前記スキャンを同期させること (1 2 2) を含む、請求項 7 に記載の方法 (1 1 8、1 3 0、1 4 4)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本明細書で開示される主題は、一般に、デジタル X 線撮像システムに関し、より具体的には、そのようなシステムでの画像取得中の電磁干渉 (E M I) の影響を軽減するための技法に関する。

50

【背景技術】

【0002】

様々な設計の多数の放射線および蛍光透視撮像システムが知られており、現在使用されている。そのようなシステムは、一般に、関心のある対象に向けられるX線の生成に基づいている。X線は、対象を横断し、デジタル検出器またはイメージインテンシファイアに衝突する。例えば、医療の場面では、そのようなシステムを使用して内部の骨、組織、および臓器を視覚化し、患者の病気を診断および治療することができる。他の場面では、部品、手荷物、小包、および他の対象を撮像し、その内容を評価することができる。加えて、放射線および蛍光透視撮像システムを使用して、オブジェクトの構造的完全性を識別したり、他の目的に使用することができる。

10

【0003】

このようなX線システムは、対象の介在構造によって減衰、散乱、または吸収されるX線を検出するために、ソリッドステート検出器などのデジタル回路を使用することが増えている。そのようなX線システムを介して取得された生の画像データは、未補正のままにすると生の画像データに基づく再構成画像に視覚的アーチファクトをもたらす可能性がある、多数のアーチファクトまたは他の望ましくない要素を含み得ることが理解されよう。次に、これらの視覚的アーチファクトは、ユーザまたはコンピュータが画像の細部を認識する能力に悪影響を与える可能性がある。一部のアーチファクトは、撮像環境に電磁干渉（EMI）が存在することが原因であり得る。EMI源は、例えば、X線撮像システムの近傍で利用され得る様々な電気および電子構成要素を含む場合がある。したがって、画像取得中のEMIの影響を軽減するための改善されたアプローチが必要である。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【文献】米国特許出願公開第2009/0290686号明細書

【発明の概要】

【0005】

最初に特許請求する主題の範囲に相応するある特定の実施形態を、以下に要約する。これらの実施形態は特許請求する主題の範囲を限定しようとするものではなく、むしろ、これらの実施形態は主題の可能性のある形式の概要を提供しようとするものにすぎない。実際、本主題は、以下に記載する実施形態に類似してもよく、または異なってもよい様々な形式を包含することができる。

30

【0006】

一実施形態によれば、デジタルX線検出器が提供される。デジタルX線検出器は、制御回路を含む。制御回路は、電磁干渉（EMI）信号のEMI周波数を得て、スキャンを開始するための信号を受信し、EMIノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認してEMIノイズの減算を可能にし、スキャンを開始するように構成される。

【0007】

別の実施形態によれば、X線撮像方法が提供される。方法は、デジタルX線検出器を利用して、電磁干渉（EMI）信号のEMI周波数を得て、スキャンを開始するための信号を受信し、EMIノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認してEMIノイズの減算を可能にし、スキャンを開始することを含む。

40

【0008】

さらなる実施形態によれば、撮像システムが提供される。撮像システムは、X線源と、デジタルX線検出器とを含む。撮像システムはまた、デジタルX線検出器を介して、電磁干渉（EMI）信号のEMI周波数を得て、スキャンを開始するための信号を受信し、EMIノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認してEMIノイズの減算を可能にし、スキャンを開始するように構成された制御回路を含む。

【0009】

50

開示される主題のこれらおよび他の特徴、態様、および利点は、添付の図面を参照しながら以下の詳細な説明を読解すればより良好に理解され、添付の図面においては、図面全体を通して同一の符号は同一の部分を表している。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本技法が利用され得るデジタルX線撮像システムの概要である。

【図2】再構成のための画像データを生成する、図1のシステムの検出器における機能回路の概要図である。

【図3】一実施形態による、本明細書で説明される機能性を実装するように構成され得るプロセッサベースのデバイスまたはシステムのブロック図である。

【図4】画像データとオフセットデータの両方が電磁干渉(EMI)アーチファクトの補正のために取得される取得シーケンスの一部の概要図である。

【図5】検出器信号に重ね合わされた低周波磁場のグラフ図である。

【図6】画像データのEMIアーチファクトを補正するための方法の一実施形態のフローチャートである。

【図7】画像取得シーケンスを同期させるための方法の一実施形態のフローチャートである。

【図8】EMI信号の周波数を決定するための方法の一実施形態のフローチャートである。

【図9】行相関ノイズに対するEMI信号への画像取得の同期の影響を示す概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

1つまたは複数の具体的な実施形態を、以下に記載する。これらの実施形態の簡潔な説明を提供しようと努力しても、実際の実施態様におけるすべての特徴を本明細書に記載できるわけではない。エンジニアリングまたは設計プロジェクトなどの実際の実施態様の開発においては、開発者の特定の目的を達成するために、例えばシステム関連および事業関連の制約条件への対応など実施態様に特有の決定を数多くしなければならないし、また、これらの制約条件は実施態様ごとに異なる可能性があることを理解されたい。さらに、このような開発努力は、複雑で時間がかかるが、それでもなお本開示の利益を有する当業者にとっては、設計、製作、および製造の日常的な仕事であることを理解されたい。

【0012】

本主題の様々な実施形態の要素を紹介するとき、「1つの(a、an)」、「この(the)」、および「前記(said)」という冠詞は、それらの要素が1つまたは複数存在することを意味するものである。「備える(comprising)」、「含む(including)」、および「有する(having)」という用語は、包括的であることを意図し、列挙された要素以外にもさらなる要素が存在してもよいことを意味する。さらに、以下の説明におけるあらゆる数値例は非限定的なものであることを意図し、したがって追加の数値、範囲、および百分率は開示される実施形態の範囲内にあるものとする。

【0013】

本開示は、時間依存ノイズ(例えば、サンプリングの方向に生じる行相関ノイズ)が低周波EMI(例えば、60ヘルツ(Hz)以下)などの電磁干渉(EMI)のために存在する放射線検出器のX線画像取得シーケンスを同期させる方法およびシステムを提供する。以下で説明される技法は、EMI信号の周期の倍数である特定の期間に行われるように検出器のスキャンを同期させることができる。スキャンは、読み取りもしくは読み出し(検出器パネルをスキャンし、X線画像データなどの検出器データを取得する)またはスクラブ(検出器パネルをスキャンして検出器回路をリセットするが、データを読み取らない)を含み得る。ある特定の実施形態では、EMI周波数は、オフセットデータまたは暗画像(すなわち、放射線がない状態で収集された検出器データ)から決定され得る。オフセットデータを利用してX線画像データを補正し、時間依存ノイズのキャンセルによりEMIアーチファクトが最小化された補正X線画像を生成することができる。EMI軽減技法は、すべての配向(X、Y、およびZ軸)で利用されてもよい。以下で説明する技法は、

コンピュータ断層撮影（ＣＴ）システム、蛍光透視撮像システム、マンモグラフィシステム、トモシンセシス撮像システム、従来の放射線撮像システムなど、様々な放射線撮像システムで利用することができる。しかしながら、説明される技法は、医療以外の場面（セキュリティおよびスクリーニングシステム、ならびに非破壊検出システムなど）でも使用することができることを理解されたい。

【 0 0 1 4 】

ここで図面を参照すると、図 1 は、個別のピクセル画像データを取得および処理するための撮像システム 10 を概念的に示している。図示する実施形態では、システム 10 は、本技法に従って元の画像データを取得するため、および表示のために画像データを処理するための両方に設計されたデジタル X 線システムである。撮像システム 10 は、固定 X 線撮像室に配置された静止システムまたは移動式 X 線システムとすることができる。図 1 に示される実施形態では、撮像システム 10 は、コリメータ 14 に隣接して位置決めされた X 線放射線源 12 を含む。コリメータ 14 は、放射線の流れ 16 が、人間の患者 18 などの対象が位置決めされる領域に通過することを可能にする。放射線の一部 20 は、対象を通過するかまたはその周囲を通過し、参照番号 22 で一般的に表されるデジタル X 線検出器に衝突する。検出器 22 は、可搬式であってもよいし、またはシステム 10 に恒久的に装着されてもよい。ある特定の実施形態では、検出器 22 は、その表面に入射する X 線光子を低エネルギー光子に変換し、続いて電気信号に変換することができ、信号は取得および処理されて対象内の特徴の画像を再構成する。直接変換の実装など、他の実施形態では、入射放射線自体は、中間変換プロセスなしで測定されてもよい。

【 0 0 1 5 】

線源 12 は、電源 / 制御回路 24 によって制御され、電源 / 制御回路 24 は、検査シーケンスのための電力と制御信号の両方を供給する。さらに、検出器 22 は、検出器 22 で生成された信号の取得を命令する検出器コントローラ 26 に結合される。検出器コントローラ 26 はまた、ダイナミックレンジの初期調整、デジタル画像データのインターリーブなどのための、様々な信号処理およびフィルタリング機能を実行することができる。電源 / 制御回路 24 と検出器コントローラ 26 の両方は、システムコントローラ 28 からの信号に応答する。一般に、システムコントローラ 28 は、検査プロトコルを実行し、取得された画像データを処理するように撮像システムの動作を命令する。本文脈において、システムコントローラ 28 はまた、典型的には汎用または特定用途向けデジタルコンピュータに基づく信号処理回路と、様々な機能性（例えば、EMI 生成アーチファクトを除去するためのオフセット補正）を実行するためにコンピュータのプロセッサによって実行されるプログラムおよびルーチンを記憶し、構成パラメータおよび画像データ、インターフェースプロトコルなどを記憶するための光学メモリデバイス、磁気メモリデバイス、またはソリッドステートメモリデバイスなどの関連製品とを含む。一実施形態では、汎用または特定用途のコンピュータシステムには、本明細書で説明される電源 / 制御回路 24、検出器コントローラ 26、および / またはシステムコントローラ 28 の 1 つまたは複数に属する機能を実施するためのハードウェア、回路、ファームウェア、および / またはソフトウェアを設けることができる。

【 0 0 1 6 】

図 1 に示される実施形態では、システムコントローラ 28 は、参照番号 30 で示すディスプレイまたはプリンタなどの少なくとも 1 つの出力デバイスにリンクされている。出力デバイスは、標準または特定用途のコンピュータモニタおよび関連する処理回路を含むことができる。1 つまたは複数のオペレータワークステーション 32 は、システムパラメータを出力すること、検査を要求すること、画像を閲覧することなどのために、システムにさらにリンクすることができる。一般に、ディスプレイ、プリンタ、ワークステーション、およびシステム内で供給される同様のデバイスは、データ取得構成要素の場所にあってもよいし、あるいは、施設もしくは病院内の他の場所、またはまったく異なる場所など、これらの構成要素から離れた、1 つまたは複数の構成可能なネットワーク、例えばインターネット、バーチャルプライベートネットワークなどを介して画像取得システムにリンク

された場所にあってもよい。

【 0 0 1 7 】

図 2 は、デジタル検出器 2 2 の機能構成要素の概要図である。図 2 はまた、典型的には検出器コントローラ 2 6 内に構成される撮像検出器コントローラまたは I D C 3 4 を表す。I D C 3 4 は、C P U またはデジタル信号プロセッサ、ならびに検出器からの検知信号の取得を命令するためのメモリ回路を含む。一実施態様では、I D C 3 4 は、双方向光ファイバ導体を介して検出器 2 2 内の検出器制御回路 3 6 に結合される。ある特定の現在企図されている実施形態では、イーサネット通信プロトコル、ならびに無線通信デバイスおよびプロトコルなど、他の通信システムおよび技術を使用することができる。それにより、I D C 3 4 は、動作中に検出器内の画像データのコマンド信号を交換する。

10

【 0 0 1 8 】

検出器制御回路 3 6 は、参照番号 3 8 で一般的に表される電力源から D C 電力を受信する。検出器制御回路 3 6 は、システムの動作のデータ取得段階中に画像データを取得するために使用される行および列の電子回路のタイミングおよび制御コマンドを発信するように構成される。したがって、回路 3 6 は、電力および制御信号を基準 / 調整器回路 4 0 に送信し、回路 4 0 からデジタル画像ピクセルデータを受信する。

【 0 0 1 9 】

本実施形態では、検出器 2 2 は、検査中に検出器表面で受け取られた X 線光子をより低いエネルギー（光）光子に変換するシンチレータからなる。次に、光検出器のアレイは、光の光子を、光子の数または検出器表面の個々のピクセル領域に衝突する放射線の強度を表す電気信号に変換する。ある特定の現在企図されている実施形態では、X 線光子は、電気信号に直接変換されてもよい。読み出し電子回路は、得られたアナログ信号を、画像の再構成後にディスプレイ 3 0 またはワークステーション 3 2 など処理、記憶、および表示することができるデジタル値に変換する。現在の形式では、光検出器のアレイは、アモルファスケイ素で形成されている。アレイ要素は、行と列で構成され、各要素は、フォトダイオードと薄膜トランジスタからなる。各ダイオードのカソードは、トランジスタのソースに接続され、すべてのダイオードのアノードは、負のバイアス電圧に接続される。以下で説明するように、各行のトランジスタのゲートは、互いに接続され、行電極は、スキャン電子回路に接続される。列のトランジスタのドレインは、互いに接続され、各列の電極は、読み出し電子回路の個々のデータチャンネルに接続される。

20

30

【 0 0 2 0 】

一例として、図 2 に示される特定の実施形態では、行バス 4 2 は、検出器 2 2 の様々な行からの読み出しを可能にし、かつ行を無効にし、必要に応じて選択された行に電荷補償電圧を適用するための複数の導体を含む。列バス 4 4 は、行が順次有効にされている間に列からの読み出しを命令するための追加の導体を含む。行バス 4 2 は、一連の行ドライバ 4 6 に結合され、行ドライバ 4 6 の各々は、検出器内の一連の行の有効化を命令する。同様に、読み出し電子回路 4 8 は、検出器のすべての列の読み出しを命令するために列バス 4 4 に結合される。

【 0 0 2 1 】

図示する実施形態では、行ドライバ 4 6 および読み出し電子回路 4 8 は、複数のセクション 5 2 に細分され得る、検出器パネル 5 0 に結合される。各セクション 5 2 は、行ドライバ 4 6 の 1 つに結合され、多数の行を含む。同様に、各列ドライバ 4 8 は、一連の列に結合される。上述のフォトダイオードとトランジスタの配置により、行 5 6 および列 5 8 に配置された一連のピクセルまたは個別の絵素 5 4 を定義する。行および列は、高さ 6 2 および幅 6 4 を有する、画像マトリックス 6 0 を定義する。

40

【 0 0 2 2 】

また図 2 に示されるように、各ピクセル 5 4 は、一般に、行と列の交差点で定義され、ここでは列電極（またはデータライン）6 8 は、行電極（またはスキャンライン）7 0 と交差する。上述のように、薄膜トランジスタ 7 2 は、フォトダイオード 7 4 と同様に、各ピクセルの各交差点に設けられる。各行が行ドライバ 4 6 によって有効にされると、各

50

フォトダイオード 74 からの信号は、読み出し電子回路 48 を介してアクセスされ、その後の処理および画像再構成のためにデジタル信号に変換され得る。したがって、アレイ内のピクセルの行全体は、その行のピクセルのすべてのトランジスタのゲートに取り付けられたスキャンライン 70 がアクティブ化されるときに同時に制御される。その結果、その特定の行のピクセルの各々は、スイッチを通してデータライン 68 に接続され、これはフォトダイオード 74 に電荷を回復し、照射に起因する電荷枯渇の量を測定するために読み出し電子回路によって使用される。

【0023】

ある特定のシステムでは、電荷が関連する専用読み出しチャンネルの各々によって同時に行のすべてのピクセルに回復されるため、読み出し電子回路は、前の行の測定値をアナログ電圧からデジタル値に変換していることに留意されたい。さらに、読み出し電子回路は、取得サブシステムの前の行からデジタル値を転送する場合があります。診断画像をモニタに表示したり、またはフィルムに書き込む前にいくつかの処理を実施する。少なくともいくつかの実施形態では、デジタル検出器 22 は、デジタル検出器自体内の検出器パネル 50 を介して取得されたデータのいくつかのローカル処理を実施するように構成されたデータ処理回路 66 を含むことができる。例えば、以下でより詳細に説明されるように、デジタル検出器 22 は、EMI 信号の周期の倍数としてスキャン（例えば、スクラブおよび/または読み取り）の同期を実施し、システムコントローラ 28 などのホスト処理システムとは無関係に取得されたデータへのオフセット補正（例えば、行相関ノイズなどの EMI 生成ノイズを低減する）を実施するように構成され得る。加えて、一実施形態では、デジタル検出器 22 は、システム 10 の他の構成要素にデータを出力する前に、取得されたデータにそのような補正を適用する。

【0024】

行を有効にするために使用される回路は、本文脈では、そのような有効化（行の駆動）のための電界効果トランジスタ（FET）の使用に基づく行有効または電界効果トランジスタ回路と呼ばれ得る。上述の行有効回路に関連付けられた FET は、行を有効にするために「オン」または導通状態になり、行の読み出しが有効ではないときに「オフ」にされるかまたは非導通状態になる。それにもかかわらず、行ドライバおよび列読み出し電子回路に使用される特定の回路構成要素は変化する場合があります。本発明は、FET または任意の特定の回路構成要素の使用に限定されないことに留意されたい。

【0025】

本明細書で説明される画像データ補正を含む様々な機能性は、一実施形態に従って図 3 に一般的に図示されるプロセッサベースのシステム 76 によって、またはそれと組み合わせられて実施され得る。例えば、本明細書で説明される様々なコントローラおよび回路は、現在示されているようなプロセッサベースのシステムを含むか、またはそこに部分的もしくは全体的に具体化されてもよい。プロセッサベースのシステム 76 は、本明細書で説明される機能性の全部または一部を実装するソフトウェアを含む様々なソフトウェアを実行するように構成された、パーソナルコンピュータなどの汎用コンピュータであり得る。あるいは、他の実施形態では、プロセッサベースのシステム 76 は、とりわけ、分散コンピューティングシステム、またはシステムの一部として提供される専用のソフトウェアおよび/もしくはハードウェアに基づいて現在説明されている機能性の全部または一部を実装するように構成された特定用途向けコンピュータもしくはワークステーションを含み得る。さらに、プロセッサベースのシステム 76 は、現在開示されている機能性の実装を容易にするために、単一のプロセッサまたは複数のプロセッサのいずれかを含むことができる。

【0026】

一実施形態では、例示的なプロセッサベースのシステム 76 は、システム 76 の様々なルーチンおよび処理機能を実行する中央処理装置（CPU）などのマイクロコントローラまたはマイクロプロセッサ 78 を含む。例えば、マイクロプロセッサ 78 は、様々なオペレーティングシステム命令、ならびにメモリ 80（例えば、パーソナルコンピュータのランダムアクセスメモリ（RAM））または 1 つまたは複数の大容量記憶デバイス 82（例

10

20

30

40

50

例えば、内部もしくは外部ハードドライブ、ソリッドステート記憶デバイス、または別の記憶デバイス)など、1つまたは複数のコンピュータ可読媒体(ソフトウェアルーチンを少なくとも集合的に記憶する)を含む製品に記憶されたまたは製品によって提供されるある特定のプロセスをもたらしように構成されたソフトウェアルーチンを実行することができる。加えて、マイクロプロセッサ78は、コンピュータベースの実装において本明細書で説明される本主題の一部として提供されるデータなど、様々なルーチンまたはソフトウェアプログラムの入力として提供されるデータを処理する。

【0027】

そのようなデータは、メモリ80または大容量記憶デバイス82に記憶されるか、またはそれらによって提供されてもよい。あるいは、そのようなデータは、1つまたは複数の入力デバイス84を介してマイクロプロセッサ78に提供されてもよい。入力デバイス84は、キーボード、マウスなどの手動入力デバイスを含むことができる。加えて、入力デバイス84は、有線もしくは無線イーサネットカード、無線ネットワークアダプタなどのネットワークデバイス、またはローカルエリアネットワークもしくはインターネットなど、任意の適切な通信ネットワークを介した他のデバイスとの通信を促進するように構成された様々なポートもしくはデバイスのいずれかを含んでもよい。そのようなネットワークデバイスを介して、システム76は、システム76に近接しているかまたは遠隔であるかにかかわらず、他のネットワーク化された電子システムとデータを交換し、通信することができる。

【0028】

1つまたは複数の記憶されたルーチンに従ってデータを処理することによって得られた結果など、マイクロプロセッサ78によって生成された結果は、ディスプレイ86および/またはプリンタ88などの1つまたは複数の出力デバイスを介してオペレータに提供され得る。表示またはプリントされた出力に基づいて、オペレータは、追加もしくは代替の処理を要求したり、または入力デバイス84などを介して追加もしくは代替のデータを提供することができる。プロセッサベースのシステム76の様々な構成要素間の通信は、典型的には、チップセット、およびシステム76の構成要素を電気的に接続する1つまたは複数のバスまたは相互接続を介して達成することができる。一実施形態では、例示的なプロセッサベースのシステム76は、とりわけ、画像データを受信し、オフセットデータを受信し、オフセットデータを介して画像データにオフセット補正を適用し、補正画像データを出力するように構成され得る。

【0029】

図4は、以下で説明される技法によるEMIアーチファクトの画像データの補正を可能にするように設計された画像データ取得プロトコルのタイムラインを表す。参照番号90によって一般的に指定されるタイムラインは、スクラブおよびデータ読み出し動作のための様々なスキャンを実施する検出器の周期を含み得る。当業者には理解されるように、検出器のフォトダイオードの必然的な電荷損失を考慮して、X線源のアクティブ化の前のフレーム94およびX線源のアクティブ化の後のフレーム95によって示すように、スクラブ動作によって周期的にフォトダイオードを再充電することが有用であり得る。基本的に、このような動作は、FET閾値電圧を安定化するが、データの読み出しは行わない。X線源がアクティブ化される前に、検出器の読み出し(フレーム94によって示すように)により、オフセット画像または暗画像(すなわち、検出器が線源からの放射線に曝されていないときに取得された画像)の取得が可能になる。図示されているように、X線源のアクティブ化の前の単一の読み出しのみが図示されている。ある特定の実施形態では、複数のオフセット画像(例えば、2、3、4つなど)は、X線源のアクティブ化の前に取得され得る。このようなEMIが存在するとき、読み出されるオフセットデータもEMIによる影響を同様に受ける場合がある。以下でより詳細に説明するように、1つまたは複数のEMI信号のそれぞれの周波数(例えば、50Hz、60Hzなど)は、1つまたは複数のオフセット画像から決定され得る。データ取得プロトコルのある時点で、X線源がアクティブ化され(例えば、矢印96によって示すように)、それにより受容周期中にX線放

10

20

30

40

50

射線が検出器に衝突する。X線放射線は、シンチレータ上の場所で受け取られたX線放射線の量に対応する各ピクセル場所における光検出器の電荷を枯渇させる。X線受容周期の後、フレーム98によって示すように1つまたは複数のデータ読み出しが行われる。これらの読み出し98は、EMIがシステムに存在するとき、EMIによる影響を受けるX線画像データの読み出しも含み得る。以下でより詳細に説明するように、EMIの周波数は、X線源のアクティブ化に続いて行われるスキャン（例えば、X線画像スキャン98、スクラブ92）を同期させる際に利用され得る。特に、これらのスキャンは、検出器ハードウェア（例えば、FPGA）のマスタクロックに同期して、各スキャンがEMI信号の周期（すなわち、単一のサイクルを完了する時間の量）の倍数で開始されるようにすることができる。ある特定の形態では、複数の低周波（例えば、60Hz以下）EMI信号が存在するとき、スキャンは、各スキャンが複数のEMI信号の各それぞれの周期の倍数で開始されるように同期され得る。1つのスキャンまたはフレームの終了から次のスキャンまたはフレーム時間の終了までの合計時間100がEMIの周波数と同期されると、（例えば、EMIによる）行相関ノイズが最小化される。合計時間100は、フレーム時間102（例えば、スキャンの持続時間）およびフレーム間の時間（TBF）またはスキャン104に等しい。上記で取得された1つまたは複数のオフセット画像を同期スキャン中にX線画像データを補正する際に利用して、EMIアーチファクトを除去することができる。

10

【0030】

図5は、検出器信号に重ね合わされた低周波磁場のグラフ図106（例えば、オシロスコープから）である。グラフ106は、時間を表すX軸108と、電圧を表すY軸110とを含む。図示されているように、低周波磁場（例えば、60Hz）の信号112は、検出器信号114に重ね合わされている。検出器信号114は、スクラブ（S）および読み出し（R）周期を含む。図示されているように、磁場シグネチャは、スクラブまたは読み出し周期である多数の周期116を通過する。以下でより詳細に説明するように、生成されたX線画像におけるEMIアーチファクトを最小化するために、信号112の周期の倍数に対するスクラブ（すなわち、スクラブおよび/または読み出し）の同期が利用され得る。

20

【0031】

図6は、画像データのEMIアーチファクトを補正するための方法118の一実施形態のフローチャートである。ステップの1つまたは複数は、デジタルX線検出器22、撮像システム10の別の構成要素（例えば、システムコントローラ28）、または遠隔処理デバイスの制御/処理回路によって実施され得る。方法118は、オフセットまたは暗画像を取得する前に、オフセットスキャンを1つまたは複数の低周波EMI信号と同期させることを含む（ブロック119）。方法118は、1つまたは複数のオフセットまたは暗画像（すなわち、放射線がない状態で収集された検出器データ）を取得することを含む（ブロック120）。以下でより詳細に説明するように、オフセット画像は、1つまたは複数の低周波EMI信号のそれぞれの周波数を決定する際に利用され得る。方法118はまた、X線画像取得が始まると、スキャン（例えば、スクラブおよび/または読み出し）を1つまたは複数のEMI信号と同期させることを含む（ブロック122）。方法118は、X線露光を開始することをさらに含む（ブロック124）。X線露光の始まりに続いて、方法118は、同期画像取得シーケンス中、検出器22を介してX線画像データを取得することを含む（ブロック126）。方法118は、X線画像データを1つまたは複数の取得されたオフセット画像で補正し、EMIアーチファクトが補正された再構成画像を生成することをさらに含む（ブロック128）。例えば、画像データの各ピクセルは、そのピクセルから減算されたピクセルのそれぞれのオフセットデータを有し得る。ある特定の形態では、補正に利用されるオフセットデータは、単一のスキャンまたは複数のスキャンの平均（例えば、4つのオフセットスキャン）からのものであり得る。画像取得シーケンスの同期により、時間依存ノイズをキャンセルすることができるため、行相関ノイズを最小化することが可能である。

30

40

50

【 0 0 3 2 】

図 7 は、画像取得シーケンスを同期させるための方法 1 3 0 の一実施形態のフローチャートである（例えば、方法 1 1 8 のブロック 1 2 2）。方法 1 3 0 は、デジタル X 線検出器 2 2 の制御 / 処理回路によって実施され得る。ある特定の実施形態では、方法 1 3 0 は、X 線露光の前に取得されたオフセットデータから E M I 周波数を計算することを含む（ブロック 1 3 2）。ある特定の実施形態では、2 つ以上の E M I 周波数を複数の低周波 E M I 信号の存在下で計算することができる。E M I 周波数を計算することにより、検出器 2 2 は自動検出を実施して低周波 E M I 信号（例えば、6 0 H z 以下）の存在を決定することが可能になる。スキヤンの典型的な読み取り時間は 1 0 0 ~ 3 0 0 ミリ秒（m s）の範囲であるため、低周波 E M I 信号は、画像分析技法（以下で説明する高速フーリエ変換（F F T）など）を介して抽出することができる。ある特定の実施形態では、自動検出がない場合、同期に利用される周波数は、電力ラインにリンクされていない他の低周波 E M I 源を無視しながら、デフォルトで典型的な電力ライン周波数（例えば、5 0 H z、6 0 H z、またはその組み合わせ）になり得る（ブロック 1 3 4）。ある特定の実施形態では、方法 1 3 0 は、E M I 周波数の入力（例えば、ユーザ入力）を受信することを含む（ブロック 1 3 6）。

10

【 0 0 3 3 】

方法 1 3 0 は、スキヤン（例えば、読み出しまたはスクラブ）を開始するための信号（例えば、制御回路 2 4 またはシステムコントローラ 2 8 から）を受信することを含む（ブロック 1 3 8）。方法 1 3 0 はまた、E M I 信号の周期の倍数であるスキヤン時間（例えば、T B F または同期周期）の開始に遅延を追加することを含む（ブロック 1 4 0）。例えば、5 0 H z E M I フィールドは、2 0 m s の周期を有し、6 0 H z E M I フィールドは、1 6 . 6 6 6 m s の周期を有する。T B F または同期周期は、2、3、4、5 の倍数、または E M I 信号の周期の他の倍数であり得る。例えば、T B F または同期周期は、4 0 m s、6 0 m s、8 0 m s、1 0 0 m s、または 5 0 H z E M I フィールドに関連付けられている別の周期であってもよい。T B F または同期周期は、3 3 . 3 3 3 m s、4 9 . 9 9 9 m s、6 6 . 6 6 6 m s、8 3 . 3 3 3 m s、または 6 0 H z E M I フィールドに関連付けられている別の周期であってもよい。ある特定の実施形態では、スキヤンは、同時に複数の E M I 周波数（例えば、5 0 H z と 6 0 H z の両方）に同期されてもよい。例えば、5 0 H z および 6 0 H z のフィールドをキャンセルする T B F または同期周期は、1 0 0 m s 周期などの両方の周波数の周期の倍数であり得る（これは、5 0 H z のフィールドの周期の 5 の倍数であり、6 0 H z のフィールドの 6 の倍数である）。方法 1 3 0 は、同期周期の後にスキヤン（例えば、読み出し）を開始することをさらに含む（ブロック 1 4 2）。

20

30

【 0 0 3 4 】

図 8 は、E M I 信号またはフィールドの周波数を決定するための方法 1 4 4 の一実施形態のフローチャートである（例えば、方法 1 3 0 のブロック 1 3 2）。方法 1 4 4 は、デジタル X 線検出器 2 2 の制御 / 処理回路によって実施され得る。方法 1 4 4 は、オフセット画像データから低周波フィールドを抽出するために利用され得る画像分析技法の単一の例であることに留意されたい。加えて、方法 1 4 4 を利用して、存在する複数の E M I 信号またはフィールドの周波数を決定することができる。方法 1 4 4 は、1 つまたは複数のオフセットまたは暗画像（すなわち、放射線がない状態で収集された検出器データ）を取得することを含む（ブロック 1 4 6）。方法 1 4 4 はまた、単一のオフセットスキヤンまたは複数のオフセットスキヤンの平均からすべてのスキヤンライン（すなわち、行）について 1 つまたは複数のデータラインを（1 つまたは複数の列から）抽出することを含む（ブロック 1 4 8）。方法 1 4 4 は、抽出されたデータを表す信号に対して F F T を実施し、異なる周波数で離散フーリエ変換（D F T）を生成することをさらに含む（ブロック 1 5 0）。方法 1 4 4 は、D F T の周波数が低周波数（ f_1 ）と高周波数（ f_2 ）との間にあるように、D F T の周波数を f_1 および f_2 によって定義される低周波数範囲内に制限することを含む（ブロック 1 5 2）。ある特定の実施形態では、低周波数範囲は、電力ラ

40

50

インの周波数（例えば、50 Hz、60 Hz など）によって定義されてもよい。低周波数範囲は、プラスまたはマイナスの電力ライン周波数の割合（例えば、±2パーセント、±3パーセントなど）であり得る。例えば、50 Hzのプラスまたはマイナス3パーセントは、 f_1 を48.5 Hz、 f_2 を51.5 Hzとして設定し、60 Hzのプラスまたはマイナス3パーセントは、 f_1 を58.2 Hz、 f_2 を61.8 Hzとして設定する。

【0035】

ある特定の実施形態では、方法144は、DFT周波数と比較するための閾値限界を定義することを含む（ブロック154）。ある特定の実施形態では、閾値限界は、実験的に決定され得る。方法144は、DFT周波数を閾値限界と比較し（ブロック156）、DFT周波数が閾値限界よりも大きいかどうかを決定することを含むことができる（ブロック158）。DFT周波数が閾値限界よりも大きい場合、次に方法144は、DFT周波数をEMI周波数として設定することを含む（ブロック160）。DFT周波数が閾値限界よりも大きくない場合、次に方法144は、EMI周波数をゼロまたはヌルとして設定し（ブロック162）、したがって、EMIフィールドがないと決定することを含む。

10

【0036】

ある特定の実施形態では、DFTの周波数範囲を制限した後（ブロック152）、方法144は、DFT周波数を1つまたは複数の特定のEMI周波数（例えば、50 Hz、60 Hz など）と比較し（ブロック164）、DFT周波数が特定のEMI周波数の1つに等しいかどうかを決定することを含む（ブロック166）。DFT周波数が特定のEMI周波数に等しい場合、方法144は、DFT周波数をEMI周波数として設定することを含む（ブロック160）。DFT周波数が特定のEMI周波数に等しくない場合、方法は、EMI周波数をゼロまたはヌルとして設定し（ブロック162）、したがって、EMIフィールドがないと決定することを含む。

20

【0037】

図9は、行相関ノイズに対するEMI信号への画像取得の同期の影響を示す概略図である。図9は、2つのグラフ168、170を図示する。各グラフ168、170は、マイクロ秒単位のTBFを表すX軸172と、ノイズ振幅を表すY軸174とを含む。EMI信号は、60 Hzである。60 Hz EMI信号に応答する2つの異なる撮像モードの行相関ノイズ信号プロットは、それぞれプロット176（実線）、178（破線）によって表される。グラフ168は、スキャン（例えば、読み出しまたはスクラブ）がEMI信号の周期に同期していない場合のTBFに対する行相関ノイズを示している。グラフ168に図示されているように、行相関ノイズは、TBFによって異なる。加えて、グラフ168に図示されているように、行相関ノイズの最小値は、周期的である。グラフ170は、スキャンをEMI信号の周期に同期させた後のTBFに対する行相関ノイズを示している。グラフ170に図示されているように、行相関ノイズは、常に最小である。

30

【0038】

開示された実施形態の技術的効果は、低周波EMI（例えば、60 Hz以下）による時間依存ノイズ（例えば、行相関ノイズ）を最小化するために、放射線検出器のX線画像取得シーケンスを同期させる方法およびシステムを提供することを含む。以下で説明される技法は、EMI信号の周期の倍数である特定の期間に行われるように検出器のスキャン（例えば、読み出しまたはスクラブ）を同期させることができる。ある特定の実施形態では、EMI周波数は、オフセットデータまたは暗画像から決定され得る。オフセットデータを利用してX線画像データを補正し、時間依存ノイズのキャンセルによりEMIアーチファクトが最小化された補正X線画像を生成することができる。EMI軽減技法は、すべての配向（X、Y、およびZ軸）で利用されてもよい。開示された技法は、低周波EMI耐性を提供するだけでなく、EMIフィールドの存在下で画質を改善することができる。

40

【0039】

本明細書は、最良の形態を含む本主題を開示するため、また、いかなる当業者も本アプローチを実施することができるように実施例を用いており、任意のデバイスまたはシステムを製作し使用し、任意の組み込まれた方法を実施することを含んでいる。特許可能な範

50

図は、特許請求の範囲によって定義され、当業者が想到する他の実施例を含むことができる。そのような他の実施例は、特許請求の範囲の文言と異なる構造要素を有する場合、または特許請求の範囲の文言と実質的な差のない等価の構造要素を含む場合、特許請求の範囲内にあることが意図されている。

[実施態様 1]

電磁干渉 (E M I) 信号の E M I 周波数を得て、
スキャンを開始するための信号を受信し、
E M I ノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認して前記 E M I ノイズの減算を可能にし、
前記スキャンを開始する
ように構成された制御回路 (3 6)
を備える、デジタル X 線検出器 (2 2) 。

10

[実施態様 2]

前記スキャンは、検出器回路をリセットするためのスクラブ (9 2 、 9 5) 、または X 線画像データを取得するための読み取り (9 4 、 9 8) を含む、実施態様 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

[実施態様 3]

前記制御回路 (3 6) は、前記スキャンの開始時間が前記 E M I 信号の周期の倍数になるように前記 E M I 周波数に基づいて前記スキャンを同期させることによって、前記 E M I ノイズが前記オフセット画像および前記読み取り画像の取得中に前記同じ位相にあることを確認するように構成される、実施態様 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

20

[実施態様 4]

前記制御回路 (3 6) は、前記 E M I 周波数のユーザ入力を受信することを介して前記 E M I 周波数を得るように構成される、実施態様 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

[実施態様 5]

前記制御回路 (3 6) は、前記デジタル X 線検出器 (2 2) によって取得された 1 つまたは複数のオフセットスキャンから前記 E M I 周波数を計算することによって前記 E M I 周波数を得るように構成される、実施態様 1 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

[実施態様 6]

前記制御回路 (3 6) は、前記 1 つまたは複数のオフセットスキャンからデータを抽出することによって前記 E M I 周波数を計算し、前記データを表す信号に対して高速フーリエ変換を実施し、所定の周波数範囲内の前記信号の離散フーリエ変換 (D F T) の周波数が定義された周波数閾値よりも大きいかどうかを決定するように構成される、実施態様 5 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

30

[実施態様 7]

前記制御回路 (3 6) は、前記 D F T の前記周波数が前記定義された周波数閾値よりも大きいときに前記 E M I 周波数を前記 D F T の前記周波数として設定し、前記 D F T の前記周波数が前記定義された周波数閾値よりも大きくないときに前記 E M I 周波数をゼロとして設定するように構成される、実施態様 6 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

[実施態様 8]

前記制御回路 (3 6) は、前記 1 つまたは複数のオフセットスキャンからデータを抽出することによって前記 E M I 周波数を計算し、前記データを表す信号に対して高速フーリエ変換を実施し、前記信号の前記離散フーリエ変換 (D F T) の周波数が特定の E M I 周波数に等しいかどうかを決定するように構成される、実施態様 5 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

40

[実施態様 9]

前記制御回路 (3 6) は、前記 D F T の前記周波数が前記特定の E M I 周波数に等しいときに前記 E M I 周波数を前記 D F T の前記周波数として設定し、前記 D F T の前記周波数が前記特定の E M I 周波数に等しくないときに前記 E M I 周波数をゼロとして設定するように構成される、実施態様 8 に記載のデジタル X 線検出器 (2 2) 。

50

[実施態様 10]

前記制御回路 (36) は、複数の EMI 信号のそれぞれの EMI 周波数を得て、前記スキヤンの開始時間が前記複数の EMI 信号の各それぞれの周期の倍数になるように前記それぞれの EMI 周波数に基づいて前記スキヤンを同期させるように構成される、実施態様 1 に記載のデジタル X 線検出器 (22)。

[実施態様 11]

デジタル X 線検出器 (22) を利用して、
電磁干渉 (EMI) 信号の EMI 周波数を得て (134)、
スキヤンを開始するための信号を受信し (138)、
EMI ノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認して前記 EMI ノイズの減算を可能にし、
前記スキヤンを開始する (142)
ことを含む、X 線撮像方法 (118、130、144)。

10

[実施態様 12]

前記スキヤンは、検出器回路をリセットするためのスクラブ (92、95)、または X 線画像データを取得するための読み取り (94、98) を含む、実施態様 11 に記載の方法 (118、130、144)。

[実施態様 13]

前記 EMI ノイズが前記オフセット画像および前記読み取り画像の取得中に前記同じ位相にあることを確認することは、前記スキヤンの開始時間が前記 EMI 信号の周期の倍数になるように前記 EMI 周波数に基づいて前記スキヤンを同期させること (122) を含む、実施態様 11 に記載の方法 (118、130、144)。

20

[実施態様 14]

前記 EMI 信号の前記 EMI 周波数を得ることは、前記 EMI 周波数のユーザ入力を受信すること (136) を含む、実施態様 11 に記載の方法 (118、130、144)。

[実施態様 15]

前記 EMI 信号の前記 EMI 周波数を得ることは、前記デジタル X 線検出器 (22) によって取得された 1 つまたは複数のオフセットスキヤンから前記 EMI 周波数を計算すること (132) を含む、実施態様 11 に記載の方法 (118、130、144)。

[実施態様 16]

前記デジタル X 線検出器 (22) を介して、前記スキヤンで X 線画像データを取得すること (126) と、
前記 1 つまたは複数のオフセットスキヤンで前記取得された X 線画像データに対してオフセット補正を実施し、あらゆる EMI 関連のアーチファクトを除去して補正 X 線画像を生成すること (128) と
を含む、実施態様 15 に記載の方法 (118、130、144)。

30

[実施態様 17]

X 線源 (12) と、
デジタル X 線検出器 (22) と、
前記デジタル X 線検出器 (22) を介して、電磁干渉 (EMI) 信号の EMI 周波数を得て、スキヤンを開始するための信号を受信し、EMI ノイズがオフセット画像および読み取り画像の取得中に同じ位相にあることを確認して前記 EMI ノイズの減算を可能にし、前記スキヤンを開始するように構成された制御回路 (36) と
を備える、撮像システム (10)。

40

[実施態様 18]

前記制御回路 (36) は、前記デジタル X 線検出器 (22) を介して、前記デジタル X 線検出器 (22) によって取得された 1 つまたは複数のオフセットスキヤンから前記 EMI 周波数を計算することによって前記 EMI 周波数を得るように構成される、実施態様 17 に記載の撮像システム (10)。

[実施態様 19]

50

前記撮像システム(10)は、処理回路(66)を備え、前記処理回路(66)は、前記1つまたは複数のオフセットスキャンで取得されたX線画像データに対してオフセット補正を実施し、あらゆるEMI関連のアーチファクトを除去して補正X線画像を生成するように構成される、実施態様17に記載の撮像システム(10)。

[実施態様20]

前記制御回路(36)は、前記デジタルX線検出器(22)を介して、複数のEMI信号のそれぞれのEMI周波数を得て、前記スキャンの開始時間が前記複数のEMI信号の各それぞれの周期の倍数になるように前記それぞれのEMI周波数に基づいて前記スキャンを同期させるように構成される、実施態様17に記載の撮像システム(10)。

【符号の説明】

【0040】

10	撮像システム	
12	X線放射線源	
14	コリメータ	
16	放射線の流れ	
18	患者	
20	放射線の一部	
22	デジタルX線検出器	
24	電源/制御回路	
26	検出器コントローラ	20
28	システムコントローラ	
30	ディスプレイ/プリンタ	
32	オペレータワークステーション	
34	IDC	
36	検出器制御回路	
38	電力源	
40	基準/調整器回路	
42	行バス	
44	列バス	
46	行ドライバ	30
48	読み出し電子回路/列ドライバ	
50	検出器パネル	
52	セクション	
54	絵素/ピクセル	
56	行	
58	列	
60	画像マトリックス	
62	高さ	
64	幅	
66	データ処理回路	40
68	列電極/データライン	
70	行電極/スキャンライン	
72	薄膜トランジスタ	
74	フォトダイオード	
76	プロセッサベースのシステム	
78	マイクロプロセッサ	
80	メモリ	
82	大容量記憶デバイス	
84	入力デバイス	
86	ディスプレイ	50

8 8	プリンタ	
9 0	タイムライン	
9 2	スクラブ	
9 4	読み出し	
9 5	スクラブ	
9 6	X線源	
9 8	読み出し / X線画像スキャン	
1 0 0	合計時間	
1 0 2	フレーム時間	
1 0 4	スキャン	10
1 0 6	グラフ	
1 0 8	X軸	
1 1 0	Y軸	
1 1 2	信号	
1 1 4	検出器信号	
1 1 6	期間	
1 1 8	方法	
1 1 9	ブロック	
1 2 0	ブロック	
1 2 2	ブロック	20
1 2 4	ブロック	
1 2 6	ブロック	
1 2 8	ブロック	
1 3 0	方法	
1 3 2	ブロック	
1 3 4	ブロック	
1 3 6	ブロック	
1 3 8	ブロック	
1 4 0	ブロック	
1 4 2	ブロック	30
1 4 4	方法	
1 4 6	ブロック	
1 4 8	ブロック	
1 5 0	ブロック	
1 5 2	ブロック	
1 5 4	ブロック	
1 5 6	ブロック	
1 5 8	ブロック	
1 6 0	ブロック	
1 6 2	ブロック	40
1 6 4	ブロック	
1 6 6	ブロック	
1 6 8	グラフ	
1 7 0	グラフ	
1 7 2	X軸	
1 7 4	Y軸	
1 7 6	プロット	
1 7 8	プロット	

【図 5】

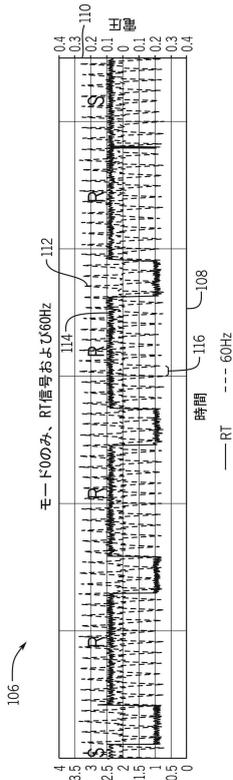


FIG. 5

【図 6】

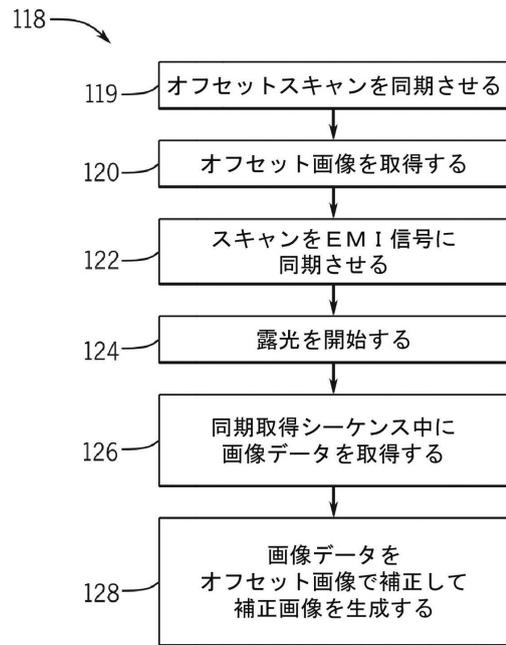


FIG. 6

【図 7】

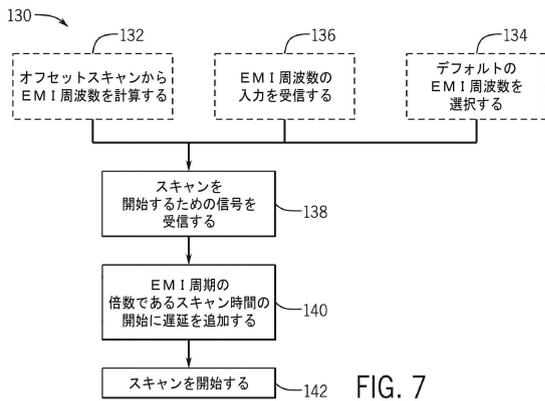


FIG. 7

【図 8】

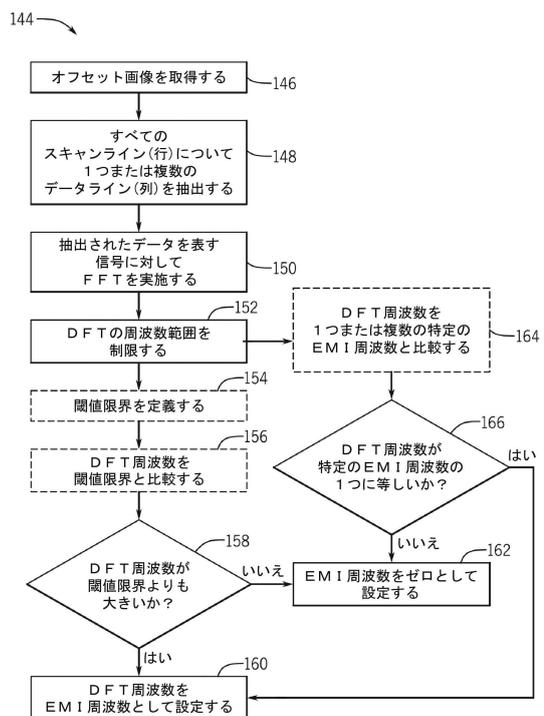


FIG. 8

10

20

30

40

50

【図 9】

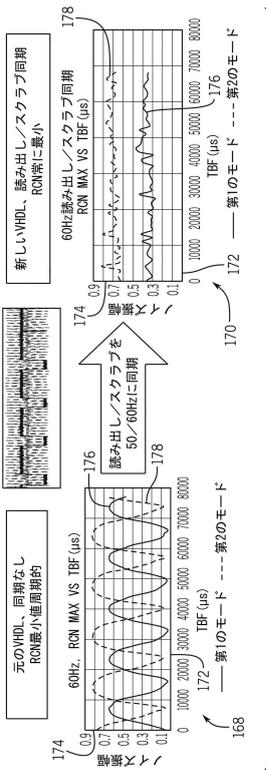


FIG. 9

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- イー・プレジジョン・ヘルスケア・エルエルシー
 (72)発明者 キャサリン・ノエル・ベイリー
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・ 5 3 2 2 6、ワウワトサ、ウェスト・イノベーション・ドライブ、 9 9 0 0、ジーイー・プレジジョン・ヘルスケア・エルエルシー
- (72)発明者 ジョセフ・ジョン・クラーク
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・ 5 3 2 2 6、ワウワトサ、ウェスト・イノベーション・ドライブ、 9 9 0 0、ジーイー・プレジジョン・ヘルスケア・エルエルシー
- (72)発明者 ジェフリー・アラン・カウツァー
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・ 5 3 2 2 6、ワウワトサ、ウェスト・イノベーション・ドライブ、 9 9 0 0、ジーイー・プレジジョン・ヘルスケア・エルエルシー
- (72)発明者 ダグラス・アルバグリ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州・ 1 2 3 0 9、ニスカユナ、ビルディング・ケー 1 - 3 エー 5 9、リサーチ・サークル、1、ゼネラル・エレクトリック・カンパニー・グローバル・リサーチ
- (72)発明者 ジェフリー・ランゲ
 アメリカ合衆国、ウィスコンシン州・ 5 3 2 2 6、ワウワトサ、ウェスト・イノベーション・ドライブ、 9 9 0 0、ジーイー・プレジジョン・ヘルスケア・エルエルシー
- 審査官 右 高 孝幸
- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 2 7 5 5 6 9 (U S , A 1)
 特開 2 0 1 2 - 1 1 9 7 7 0 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
 G 0 1 T 1 / 1 7
 A 6 1 B 6 / 0 0