

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-504221

(P2009-504221A)

(43) 公表日 平成21年2月5日(2009.2.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B	6/00	4 C 0 9 3
6/00	3 3 3	
(2006.01)	A 6 1 B	3 5 0 S
	6/00	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

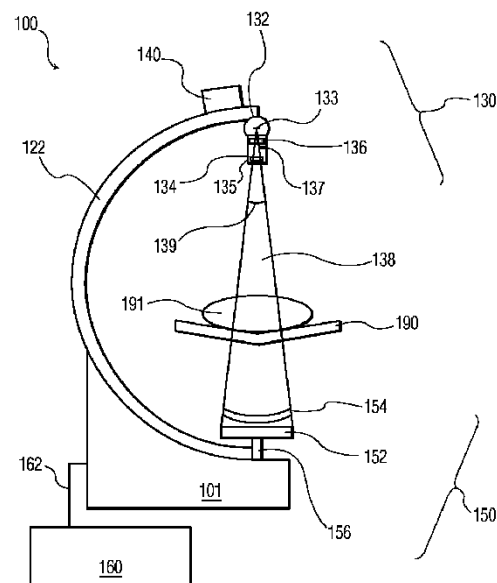
(21) 出願番号	特願2008-525667 (P2008-525667)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成18年7月14日 (2006.7.14)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成20年2月8日 (2008.2.8)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/052410		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(87) 国際公開番号	W02007/017773		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開日	平成19年2月15日 (2007.2.15)		1
(31) 優先権主張番号	60/706,863	(74) 代理人	100070150
(32) 優先日	平成17年8月9日 (2005.8.9)		弁理士 伊東 忠彦
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 動的デュアルエネルギーX線撮影のシステム及び方法

(57) 【要約】

動的撮影シーケンスにおけるデュアルエネルギー撮影についてのシステム及び方法について開示している。そのシステム及び方法は、X線源（204）の異なるkV値における高速適合のためのX線源（204）と、並列の信号積分及び読み出しを有する平面型X線検出器（202）と、X線検出器（202）及びX線源（204）と動作可能であるように通信するX線制御器（206）とを有する。検出器（202）は、第1kV値（302）において第1副画像（300）に対応する第1信号を積分し、各々の画素のサンプル及びホールドノードに積分された第1信号を転送し、そして第2kV値（306）において第2副画像（304）に対応する第2信号を積分する。検出器（202）は、サンプル及びホールドノードから第1副画像の読み出しと並列して第2副画像（134）の信号積分を与える。X線制御器（206）は、X線源（204）におけるX線パルスの生成と、ミリ秒の時間スケールにおいて異なるkV値でX線パルスを生成するX線源（204）による画像の取得とを制御する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

動的撮影シーケンスにおけるデュアルエネルギー撮影についてのシステムであって：

X線源の異なるkV値における高速適合のためのX線源；

平面型X線検出器であって、第1kV値において第1副画像に対応する第1信号と、第2kV値において第2副画像に対応する第2信号とを積分する、平面型X線検出器であり、前記第1副画像の読み出しと並列して前記第2副画像の信号積分を与える、平面型X線検出器；

前記X線検出器及び前記X線源と動作可能であるように通信するX線制御器であって、前記X線源におけるX線パルスの生成と、ミリ秒の時間スケールで異なるkV値においてX線パルスを生成する前記X線源による画像の取得とを制御する、X線制御器；
を有するシステム。

10

【請求項 2】

請求項1に記載のシステムであって、前記検出器は単一のフル領域画素化CMOSイメージャである、システム。

【請求項 3】

請求項1に記載のシステムであって：

前記検出器の各々の画素についての積分信号が前記動的撮影シーケンスの前記第1副画像の全画像について同期して記憶されるバッファ記憶ノードであって、前記動的撮影シーケンスの後、前記検出器はリセットされ、前記検出器は前記第2副画像に対応する前記第2信号を積分する、バッファ記憶ノード；
を更に有する、システム。

20

【請求項 4】

請求項3に記載のシステムであって、前記第1副画像の読み出し及び前記第2副画像の積分の両方が終了した後、前記第2副画像が前記記憶ノードに転送され、前記検出器がリセットされ、前記第2副画像が、前記検出器の各々の画素について積分される多くの副画像と並列して前記バッファ記憶ノードから読み出される、システム。

【請求項 5】

請求項1に記載のシステムであって、前記検出器は積分線量検知モードを有し、前記積分線量検知モードは、実際の画像が所望の画素サイズにおいて積分されている間、粗い画素モードにおいて約10000fps程度の高さのフレームレートの動作を有する、システム。

30

【請求項 6】

請求項5に記載のシステムであって、前記副画像の各々における前記線量の制御は、前記積分線量検知モードを用いて制御される、システム。

【請求項 7】

請求項1に記載のシステムであって、前記X線源の前記第1kV値と前記第2kV値との間の差分は、約5kV/msec乃至約100kV/msecの範囲内の大きさのオーダーで速く変化する、システム。

【請求項 8】

請求項1に記載のシステムであって、前記X線源はX線管及び発生器を有し、前記X線源は、次の特性、即ち：

ミリ秒の時間スケール又はミリ秒以下の時間スケールにおいて、X線間の管電圧が可変であること；及び

X線管の管電流が、異なるkV値において所望のX線線量を供給するようにオン／オフの切り換え可能であること；

の少なくとも一を有する、システム。

40

【請求項 9】

請求項8に記載のシステムであって、前記第1副画像は、前記第1副画像を生成するように、前記第1kV値において約数ミリ秒で生成され、前記第2副画像は、前記第1kV

50

値より大きい約 10 kV 乃至約 50 kV の所定の第 2 kV 値に前記管電流を増加させることにより生成される、システム。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のシステムであって、前記 X 線管が前記第 2 kV 値にある瞬間、前記検出器は、読み出される前記第 1 画像に並列して前記第 2 副画像を取得する状態にある、システム。

【請求項 11】

請求項 10 に記載のシステムであって、前記第 1 副画像と前記第 2 副画像との間の遅延は約 1 ミリ秒以下である、システム。

【請求項 12】

請求項 10 に記載のシステムであって、前記第 1 副画像の読み出し及び前記第 2 副画像の積分の両方が終了した後、前記第 2 副画像に対応する前記積分された第 2 信号は、前記検出器の各々の画素からサンプル及びホールドノードに転送され、前記第 2 副画像が読み出される、システム。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のシステムであって、前記第 1 副画像の読み出しの終了のために必要な時間は、前記検出器のビニングモードに依存する、システム。

【請求項 14】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記 X 線制御器は第 1 副画像及び第 2 副画像を減算し及び除算して、コントラスト媒体を用いることなく又は少ないコントラスト媒体を用いて、組織に改善されたコントラストを与える、システム。

【請求項 15】

動的デュアルエネルギー X 線撮影の方法であって：

選択されたフレームレートで画像を得る段階であって、各々の画像は第 1 副画像及び第 2 副画像を有する、段階；

前記 X 線管の第 1 kV 値において数ミリ秒で前記第 1 副画像に対応する第 1 信号を積分する段階；

平面型 CMOS 検出器の各々の画素についてサンプル及びホールドノードに前記第 1 副画像に対応する前記積分された第 1 信号を転送する段階；

前記第 1 kV 値より大きい所定の第 2 kV 値に X 線管電圧を増加させる段階；

約 1 ミリ秒より小さく前記検出器をリセットする段階；並びに

前記第 2 kV 値が得られている間に、前記第 2 副画像に対応する第 2 信号を積分する前記平面型 CMOS 検出器と同時に、前記第 1 画像を読み出す段階；
を有する方法。

【請求項 16】

請求項 15 に記載の方法であって、前記第 1 副画像及び前記第 2 副画像は、コントラスト媒体を用いることなく又は少ないコントラスト媒体を用いて、組織において改善されたコントラストを与えるように減算される及び分割される、方法。

【請求項 17】

請求項 15 に記載の方法であって、前記第 2 副画像が前記第 1 kV 値より大きい前記第 2 kV 値において生成されるとき、前記第 2 kV 値における前記管電流の少なくとも 1 つは前記第 1 kV 値における管電流より小さく、前記第 2 kV 値における前記管電流の持続時間は短縮され、前記大きい第 2 kV 値における線量を減少させる、方法。

【請求項 18】

請求項 15 に記載の方法であって、前記第 1 副画像と前記第 2 副画像との間の遅延は約 1 ミリ秒以下である、方法。

【請求項 19】

請求項 15 に記載の方法であって、前記第 1 副画像と前記第 2 副画像を得るために必要な全時間は約 10 ミリ秒以下である、方法。

【請求項 20】

請求項 15 に記載の方法であって、前記第 1 副画像及び前記第 2 副画像は人間の心臓の画像である、方法。

【請求項 21】

請求項 20 に記載の方法であって、前記第 1 副画像及び前記第 2 副画像は前記心臓の動脈における脆弱なプラークを明らかにする、方法。

10

20

30

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般に、デュアルエネルギー撮影に関し、特に、動的デュアルエネルギー撮影についての方法及びシステム、更に特に、低エネルギーレベル及び高エネルギーレベル間で X 線エネルギー源を迅速にスイッチングすることにより得られ、それぞれの X 線デュアルエネルギー像を捕捉するように単独の大面积画素化デジタル X 線検出器を用いる、X 線デュアル（即ち、2 つの異なる）エネルギーを用いる動的デュアル撮影システム及び方法に関する。デュアルエネルギー画像は、例えば、心臓／血管への適用の間に X 線撮影

50

を容易にする、対象の解剖学的構造の改善された視認性を与えるそれぞれの及び個別の画像を生成するように、前演算されたデータベース及び調整可能なパラメータを用いて処理されるものである。

【背景技術】

【0002】

医療用撮影及び診断におけるX線システムの使用は広く受け入れられている。複数の種類のX線撮影手法が、異なる解剖学的領域を撮影するように又は異なる診断ツールを与えるように用いられることが可能である。1つのそのようなX線撮影手法はデュアルエネルギー（DE）撮影である。DE撮影が用いられるとき、付加的な撮影コントラストが得られることが知られている。

10

【0003】

デュアルエネルギー（DE）は、2つのX線画像が異なるX線エネルギーで取得される医療用アプリケーションである。2つのX線画像は、その場合、組織サブトラクション画像、例えば、軟組織及び骨部画像を生成するように比較される。実際には、軟組織画像は、骨による構造ノイズを取り除くことにより感度を改善し、動脈がプラークに対して脆弱である場合を示すことにより、骨部画像は特異性を改善される。

【0004】

フラットパネルを有するX線検出技術を用いて、2つのX線画像が、典型的には、異なるエネルギーにおいて2つの別個のX線曝射により連続的に取得される。2つのX線画像間の患者の動きアーティファクトを最小化するように、X線画像間の時間が、典型的には、最小化される（典型的には、200 msecのオーダーに）。横隔膜の動きを最小化するように、患者は、典型的には、彼等の呼吸を止めるように要求される。しかしながら、例えば、心臓の収縮のような無意識の患者の動きを回避することはできない。2つのX線画像間の心臓の著しい動きは、サブトラクション画像における不完全な組織の削除のために、画像品質を低下させる可能性がある。その低い画像品質は、心臓の周りのプラークを有する動脈を見逃す可能性が大きいことに繋がる可能性がある。

20

【0005】

更に、動的撮影についての従来のX線撮影システムにおいては、画像取得、線量制御及び画像読み取りは、1つの画像（例えば、2つ又はそれ以上の副画像を有する）においてX線源について異なるkV値を用いるにはかなり遅過ぎる。

30

【0006】

それ故、より良好な診断用動的X線撮影のために提供されるシステム及び方法についての要請が長く存在している。具体的には、DEを用いるために改善された診断用動的X線撮影システムについての要請が存在している。更に、結果として得られるX線画像における無意識の患者の動きの影響を最小化し、動的撮影シーケンスがリアルタイムに撮影コントラスト及び結果としての診断を改善するようにする改善されたDEについての要請が存在している。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、動的撮影シーケンスにおいてデュアルエネルギー撮影についてのシステムを提供する。そのシステムは、X線源の異なるkV値における高速適合のためのX線源と、並列信号積分及び読み出しを有する平面型X線検出器とを有する。検出器（202）は、第1kV値（302）において第1副画像（300）に対応する第1信号を、第2kV値（306）において第2副画像（304）に対応する第2信号を積分する。検出器（202）は、第1副画像（300）の読み出しと同時に第2副画像（304）の信号積分を与える。X線制御器（206）は、X線源におけるX線パルスの生成と、ミリ秒の時間スケールで異なるkV値においてX線パルスを生成するX線源（204）による画像の取得とを制御する。

40

【0008】

50

本発明はまた、デュアルエネルギー動的X線撮影の方法を提供する。その方法は、選択されたフレームレートにおいて画像を得る段階であって、各々の画像は第1副画像(300)及び第2副画像(304)を有する、段階と、第1kV値(302)において数ミリ秒で第1副画像(300)に対応する第1信号を積分する段階と、CMOS平面型検出器(202)の各々の画素のためのサンプル及びホールドノードに第1副画像(300)に対応する積分された第1信号を転送する段階と、第1kV値(302)より大きい所定の第2kV値(306)にX線間電圧を増加させる段階と、約1ミリ秒より短いように検出器をもたらし段階と、第2kV値が得られる間に、第2副画像(304)に対応する第2信号を積分する平面型検出器(202)と同時に第1画像(300)を読み出す段階と、を有する。

10

【0009】

開示しているシステム及び方法に関連する付加的特徴、機能及び有利点は、特に、添付している図に関連付けて検討されるとき、下記の詳述から明らかになるであろう。

【0010】

開示しているシステム及び方法を実行する及び用いる当業者を支援するように、添付図には参照番号を付けている。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

ここで説明するように、本発明は、有利であることに、コントラスト媒体を用いることのない又はあまり用いない場合に、動的デュアルエネルギー撮影を容易にし、組織におけるコントラストを改善する。本発明は、例えば、心臓動脈における脆弱なプラークの視認性を有する心臓用アプリケーションにおいて有利に用いられることが可能である。X線源の異なるkV値においてかなり短い時間間隔で取得されるデュアルエネルギー副画像を用いることは、コントラスト媒体を用いることのない又はあまり用いない場合に、改善されたコントラストに繋がる。異なるkV値で生成される副画像が減算又は除算されるとき、デュアルエネルギー画像は、動的シーケンスの各々のフレームにおいて得られる。

20

【0012】

図1は、実施形態にしたがった、動的デュアルエネルギー撮影のための装置100の構造的構成要素を示すブロック図である。図1の断面においては、Zは鉛直方向の寸法であり、Xは水平方向の寸法であるX-Z平面を規定している。X-Z平面に対して垂直である、ページの外側に広がっている水平方向の寸法は、Yの寸法である。

30

【0013】

その装置は、受信アセンブリ150に関して固定してX線源アセンブリ130を保持するように作られているガントリ122を有する。X線ビーム138は、X線源アセンブリ130から受信器アセンブリ150の方に出射される。一実施形態においては、ビーム138の中心線はX-Z平面内にある。ガントリは、X線源アセンブリ130、受信器アセンブリ150及びビーム138の中央線がY寸法の軸線の周りにおいてX-Z平面内で回転するように、ガントリベース101に移動可能であるように取り付けられている。その回転は、X線源アセンブリ130と受信器アセンブリ150との間の距離及び相対的方向を維持する。他の実施形態においては、ガントリにおけるX線源アセンブリ130及び受信器アセンブリ150は交換され、それ故、そのX線源は、対象物の下にあり、受信器は対象物の上にある。他の実施形態においては、ガントリは他の形状、例えば、環状形状を有する。

40

【0014】

X線に対して透過性である対象物のテーブル190は、X-Z平面内においてX線源アセンブリ130と受信器アセンブリとの間に備えられている。対象物のテーブル190は、装置100の動作中、対象物191を支持している。対象物のテーブル190か又はガントリベース101若しくはそれらの両方は、対象物191の異なる部分がX-Z平面と交差するように、Y寸法に変換される。一部の実施形態においては、対象物のテーブルはまた、Z寸法における軸線の周りのX-Y平面内で回転することが可能である。他の実施

50

形態においては、受信器アセンブリは、対象物のテーブルが Y 方向に変換されないように、Y 寸法において十分に大きい検出器を用いている。

【0015】

ガントリは、通信リンク 162 によりコンピュータシステム 160 に接続されている。リンク 162 を介して、コンピュータシステム 160 は、ガントリ 122 及びガントリベース 101 の動きを制御し、X 線源アセンブリ 130 の動作を制御し、そして受信器アセンブリ 150 の検出器 152 からデータを受け入れる。一部の実施形態においては、コンピュータシステムはまた、リンク 162 又は他のリンク（図示せず）を介して対象物のテーブルの動きを制御する。

【0016】

X 線源アセンブリ 130 は、X 線電源 140、X 線間 132 及び X 線ビーム生成構成要素 135 を有する。X 線は電磁波であり、電磁波の離散量子は光子である。周波数を有する X 線は、プランクの定数 h と比例する光子エネルギーを有する、即ち、式 $E = h \nu$ を満足する。

【0017】

X 線間においては、加熱されたフィラメントからの高エネルギー電子は物質（正に帯電した陽極）と衝突し、その物質において、電子は突然減速され、入射電子のエネルギーにより決定される光子エネルギー（周波数）当たりの分布（光子の相殺数）により X 線を生成する。電子が陽極に衝突する前に、加熱されたフィラメントと陽極との間に印加される、入力された高電圧（V）、即ち、V1 が各々の電子を加速する。1 V の電界により加速された単独の電子の運動エネルギーは 1 電子ボルト（約 1.6×10^{-19} J 又は 4.45×10^{-24} kW/h r）である。X 線を生成するためには、電圧 V1 は数万ボルトである。X 線管は、入力電圧 V1 により決定されるカットオフ光子エネルギーまでの光子エネルギーの分布を有する X 線光子を生成する。それ故、全ての X 線光子は、V1 電子ボルトのカットオフエネルギー（カットオフ周波数 ν_c における）より小さい又はそれに等しいエネルギーを有する。ピークエネルギー（周波数 ν_p における）は、殆どの光子を有する X 線光子エネルギーであり、ピークエネルギーは V1 電子ボルトより僅かに小さい。生成される光子の数は、ピークエネルギー（周波数 ν_p ）以下で光子エネルギー（周波数）を減少させるにつれて減少する。

【0018】

X 線電源 140 は、加熱フィラメントと陽極との間に入力される大きい電圧 V1 を生成する。X 線電源 140 はまた、陽極に衝突する有用な電子の数を供給するように、十分な秒当たりの電子、即ち、電流（I）を供給する。電流のアンペアは秒当たりのクーロンであり、約 0.6×10^{19} 電子/秒である。電源により供給される電力は電流 I と電圧 V1 との積である。定義により、その積の単位、即ち、アンペアーボルトは、秒当たりのジュールであり、それは、定義により 1 ワットである。

【0019】

デュアルエネルギーシステムにおいては、電源はまた、異なるカットオフエネルギー（第 2 カットオフ周波数 $\nu_c 2$ における）及び異なるピークエネルギー（第 2 ピーク周波数 $\nu_p 2$ における）を有する異なる X 線エネルギーの分布をもたらす異なる電圧 V2 において X 線管を駆動する。

【0020】

X 線ビーム生成構成要素 135 は、ピーク周波数の周りに周波数の分布を限定するためのフィルタ 136 と、ビーム角 139 を整形するためのコリメータ 134 とを有する。モニタ 137 はまた、較正に影響する変化及び減衰の決定について、その X 線電源の X 線特性を測定するように含まれている。

【0021】

コリメータは、中心線に対して垂直な面内にある特定の断面をビーム 138 に与えるように選択された動作（開口）サイズ及び形状を有する、X 線不透過性金属、例えば、鉛から成る。対象物 191 を横断する X-Z 平面におけるビーム角 α は、ビーム 138 の中心

10

20

30

40

50

線を有する平面内にあるビーム角 β とは異なり、対象物191に沿っているX-Z平面に対して垂直である。

【0022】

フィルタは、ハイパスエネルギー（周波数 ν_a における）以上のエネルギーを有するX線のみを通し、ピークエネルギー以下の低いエネルギーのX線を遮断する物質から成る。その結果、ピークエネルギー（ ν_p における）のすぐ下のハイパスエネルギー乃至カットオフエネルギー（ ν_c における）のX線光子エネルギーの狭い範囲のみがX線源アセンブリ130から発せられる。デュアルエネルギーシステムにおいて、第2フィルタは、電源が第2電圧 V_2 においてX線管を駆動するときに用いられる。第2フィルタは第2ハイパスエネルギー（ ν_a における）以下のX線光子エネルギーを遮断し、第2ハイパスエネルギーは第2ピークエネルギー（ ν_{p2} における）より低い。

10

【0023】

受信器アセンブリ150は、検出器152と、最適径方向調整構成要素156と、散乱除去グリッド等の散乱除去要素154とを有する。検出器は、X線フルエンス（単位面積当たりのエネルギー）に反応する1つ又はそれ以上のレセプターを有する。何れかの径方向線に沿った検出器におけるX線源アセンブリからレセプターへのフルエンスの減少は、容易に演算できるビームの幾何学的広がり及び対象物191及び対象物のテーブル190による吸収によるものである。その対象物による吸収は、ビームの光子エネルギー（周波数）及び対象物191における物質に依存する。

【0024】

散乱除去要素は、X線管における焦点133から検出器への径方向以外の方向から検出器に衝突する光子の数を減少させる。対象物191及びテーブル190における物質は、一部のX線光子を吸収し、他の方向に一部を散乱する。それらの散乱された光子が検出器に衝突する場合、測定強度は大きくなり、演算される減衰量は誤って小さくなる。散乱の評価は、吸収の演算を補正するように行われることが可能であるが、その評価は困難であり、不正確である。散乱が減少される場合、吸収の演算の速度及び精度の両方を評価することができる。散乱除去構成要素は、通常、検出器に対して垂直に位置合わせされたスリットを有する、X線透過性物質、例えば、鉛から成り、それ故、垂直光線を進む光子のみが検出器152に衝突する。そのような垂直なスリットは、従来のDEシステムにおけるかなりの散乱を除去する。一実施形態においては、散乱除去グリッドは、検出器152を覆うのに十分大きい球状の曲面を有する鉛のシートに亘って配列され、そしてグリッドからX線管132における焦点133までの距離に適合する曲率半径を有する孔を有する。

20

30

【0025】

径方向調整構成要素156は、検出器152から対象物191、焦点133又はそれらの両方までの距離が変えられることを可能にする。それらの距離を変えることは、有利である。例えば、対象物191から検出器152間での距離を短くすること、そして受信器アセンブリからX線源アセンブリ130までの径方向距離を長くすることは、対象物全体が同時に撮影されることを可能にする。このことは、対象物の全身走査が得られる一方法である。システム100は、その場合、この距離が変えられるときはいつでも、再較正される。

40

【0026】

従来のX線撮影システムを用いる動的撮影シーケンスにおいては、画像取得、線量制御及び画像読み出しは、1つの画像（2つ又はそれ以上の副画像を有する）においてX線源について異なるkV値を用いるにはかなり遅すぎるものである。このことは、動的撮影シーケンスにおけるデュアルエネルギー撮影が可能でなかったことを意味する。しかしながら、撮影システムが下記の方法で変えられるとき、動的デュアル撮影シーケンスが可能であることが決定付けられた。

【0027】

例示としての実施形態においては、かなり高速のX線検出器152は、X線管132の

50

k V値のかなり高速の適用と組み合わせられた並列信号積分及び読み出しと共に用いられる。更に、かなり高速のX線検出器152は、線量検知オプションと一体化して備えられることが可能である。それ故、撮影コントラストは改善され、例えば、心臓動脈における脆弱なプラークがリアルタイムに可視化されることができるよう、動的撮影シーケンスを見ることができる。

【0028】

図2を参照するに、デュアルエネルギー撮影シーケンスシステム200を模式的に示している。システム200は、フル領域のCMOSイメージャに基づいて、平面型X線検出器202（例えば、図1における検出器152）を有する。検出器202は、用いられ右画素サイズに応じて、100フレーム／秒（100 f p s）及び数千f p s程度のフレームレートを与える。検出器202はバッファ記憶ノード又はサンプル及びホールドノード（S & H）を有し、それらにおいて、積分された信号は全画像について同期して記憶されることが可能である。例示としての実施形態においては、記憶ノードは、内部バッファ記憶ノードであるが、その記憶ノードは、CMOS基板の異なる層を有することが可能であること、又は、例えば、バンプボンディングにより各々の画素に接続されている異なる記憶システムを有することが可能であることが検討されている。検出器202は読み出すようになっている一方、次の画像は同時に積分される。検出器202はまた、積分線量検知モード（例えば、実際の画像が好ましい画素サイズにおいて積分されている間に、粗い画素モードにおける10000 f p s程度の高速のフレームレートの動作）において実行する能力を有する。例示としての実施形態においては、検出器202は、上記の特徴を実施するCMOSに基づく平面型検出器（FD）である。

【0029】

システム200はX線源204（例えば、X線管及び発生器）を有し、そのX線源においては、動作中、X線管の管電圧は、ミリ秒オーダー（例えば、約5 k V／m s e c乃至約100 k V／m s e cの範囲内の大きさのオーダー）の時間フレームにおいて、変化する、増加する又は減少する、曝射時間の正確な制御を有することが可能である。好適には、X線管電圧は、約20 k V／m s e c乃至約40 k V／m s e cの範囲内で変化されることが可能である。更に、管電流は、即座にオン及びオフに切り換えられ、異なるk V値及び正確なk V値において必要なX線線量を供給することが可能である。X線源204は、図1のX線源アセンブリ130と同様である。

【0030】

システム200は、ライン208を介してX線パルスの生成を、そしてライン210を介してミリ秒のオーダーの時間フレームにおいて異なる管状態における画像の取得を、制御するX線制御器206（例えば、図1におけるコンピュータ）を更に有する。患者212（例えば、図1の対象物191）が、患者及びテーブル（図示せず）を介してX線源204から発せられ、検出器202において受け入れられるX線212（例えば、図1のX線ビーム）により、X線源204と検出器202との間に備えられるように示されている。

【0031】

ここで、図3を参照するに、代表的な画像シーケンスについて示している。選択されたフレームレートにおいて、X線画像が得られる。一実施形態においては、そのフレームレートは約15フレーム／秒（15 f p s）であるが、それに限定されるものではなく、ここでは、各々の画像は2つ又はそれ以上の副画像を有する。第1副画像300が、例示としての画像シーケンスにおいて大きいk V値306で生成される第2副画像304に比較して、小さいk V値302において数ミリ秒で生成される。一実施形態においては、第1k V値と第2k V値との間の差は、約10 k V乃至約50 k Vの範囲内、より好適には、約30 k V乃至約50 k Vの範囲内である。

【0032】

一実施形態においては、管電流は、管電流対時間の電流プロット312に対して、一般に、参照番号310で示される急峻なダウンフランクを伴ってオフに切り換えられる。更

10

20

30

40

50

に、管電流がオフに切り換えられるとき、管電圧は、管電圧対時間の電圧プロット 3 1 6 において、中間的な小さい値 3 0 2 及び大きい値 3 0 6 のそれぞれの傾斜部分 3 1 4 で一般に示される大きい k V 値 3 0 6 まで増加する。電圧プロット 3 1 6 は、小さい k V の第 1 パルス 3 1 8、及び小さい k V 値 3 0 2 及び大きい k V 値 3 0 6 のそれぞれに対応する大きい k V の第 2 パルス 3 2 0 の持続時間を示している。参照番号 3 2 4 における画素プロット対時間プロットは、第 1 パルス 3 1 8 及び第 2 パルス 3 2 0 のそれぞれの積分として第 1 副画像及び第 2 副画像に対応する第 1 信号及び第 2 信号を示している。

【0033】

第 1 副画像 3 0 0 に対応する積分された第 1 信号は、一般に参照番号 3 3 0 で示されている F D 2 0 2 に基づいて C M O S の各々の画素についてのサンプル及びホールと (S & H) ノードに転送され、約 0. 1 m s e c 以下で参照眼号 3 3 2 においてリセットされる。しかしながら、何れの場合も、検出器 2 0 2 は、1 0 m s e c 以下で、より好適には、約 1 m s e c 以下でリセットされる。管電流が 0 になるとすぐ、管電流は、好適には、1 m s e c 以下で所定の大きい k V 値 3 0 6 に増加される (正勾配部分 3 1 4 を参照されたい)。大きい k V 値 3 0 6 は、例示としての実施形態において第 1 副画像 3 0 0 の小さい k V 値 3 0 2 より約 2 0 V 大きい。しかしながら、小さい k V 値 3 0 2 と大きい k v 値 3 0 6 との間の他の差の k V 値が、所望の目的に対して適切であるように検討されることが可能である。更に、管電流は 0 に減少するとして説明しているが、電流を維持し、管電圧を増加させることがまた、可能であるために、そのことは必要ない。

【0034】

システム 2 0 0 がゼロ管電流の状態にあるとき、F D 2 0 2 は新しい副画像を取得する準備ができていて、X 線源 2 0 4 は大きい k V 値の設定に切り換えられ、そして第 1 副画像 3 0 0 は、画素 S & H 対時間のプロット 3 4 0 において一般に参照番号 3 3 6 で示されているように読み出される。第 2 画像 3 0 4 に対応する第 2 信号は、その場合、読み出される第 1 副画像 3 0 0 と並列に大きい k V 値 3 0 6 で参照番号 3 4 2 においてすぐに積分される。この k V 値 3 0 6 において、管電流は、管電流プロット 3 1 2 に示すように、大きい k V 値 3 0 6 において線量を減少させるように、小さい k V 値 3 0 2 における管電流より小さい必要がある。代替として、パルス 3 2 0 の幅又は大きい k V 値 3 0 6 の持続時間はより短い時間フレームにおいて設定されることが可能である。更なる代替の実施形態においては、管電流及び大きい k V 値 3 0 6 の持続時間の両方における減少は、大きい k V 値 3 0 6 において線量を減少させるように採用されることが可能である。

【0035】

2 つの副画像 3 0 0 及び 3 0 4 間の遅延はできるだけ短い、好適には、約 1 m s e c より短い必要がある。管電流をオフに切り換えた後、第 2 副画像 3 4 2 は、一般に参照番号 3 4 2 で示される各々の画素に記憶されたまま維持される。第 1 副画像 3 3 6 の読み出しが終了した後、第 2 画像 3 4 2 に対応する積分された信号は、一般に参照番号 3 6 0 で示される各々の画素についての S & H ノードに転送され、次いで、第 2 副画像が読み出される。第 1 画像 3 3 6 を読み出すために必要な時間は、通常、検出器 2 0 2 のビニングモードに依存する。

【0036】

代替の実施形態においては、X 線管に対する管電流は 0 に切り換えられないが、2 つ又はそれ以上の副画像の取得中に、略同じレベルに維持される。F D 2 0 2 における第 1 副画像の積分は、その場合、管電圧が小さい値から大きい値に切り換えられる期間中に停止される。第 1 副画像からの積分された信号は、S & H ノードに切り換えられ、検出器 2 0 2 はリセットされ、第 2 副画像の積分が開始される。この場合、第 1 副画像の積分の終了と第 2 副画像の積分の開始との間の時間は、患者への X 線線量がこの期間中の撮影のために用いられないため、かなり短い (例えば、1 m s e c 以下、好適には、0. 1 m s e c 以下) 必要がある。

【0037】

2 つの副画像 3 3 6、3 6 4 について必要な全時間は、解剖学的画像目標、例えば、心

10

20

30

40

50

臓の動脈の動きが画像を不鮮明にしないように、短い（例えば、好適には、10 msec より短い）必要がある。それらの2つの副画像336、364は、その場合、例えば、号脈における脆弱なプラークを示す最大コントラストを得るように用いられる。コントラストの最大化は、2つの副画像336、364を減算することか又は分割することのどちらかにより行われる。2つの副画像を生成するために必要な全時間に応じて、減算された副画像336、364は、撮影される組織（例えば、心臓の動脈）の動きの速度に応じて、改善された結果を示すことができる。更に、それらの2つの画像を生成するために必要な全時間、及び撮影される組織の動き速度は、デュアルエネルギー画像を生成することができる解剖学的構造の動きの位相（例えば、心臓の動きの位相）を決定する。

【0038】

副画像の各々における線量の制御は、CMOS FD202の積分線量検知オプションを用いることにより改善されることが可能である。管電流をオフに切り換えることは、その場合、全ての線量レベルについて最適な減算画像を得るように各々のサブフレーム毎の線量を最適化するようにミリ秒以下の時間スケールで制御されることが可能である。X線源の異なるkV値においてかなり短い時間間隔で取得される副画像をこのように用いることにより、コントラスト媒体を用いることなく、組織におけるコントラストを著しく改善することができる。代替として、そのコントラストは、通常、用いられるものより低いコントラストの媒体を用いて改善されることが可能である。例えば、心臓のアプリケーションにおいては、目標の組織、例えば、心臓の動脈における脆弱なプラークのかなり改善された視覚化に繋がる。

【0039】

本発明は、コントラスト媒体を用いることのない又はあまり用いない場合に、コントラストを改善するようにX線撮影システムにおいて実施されることが可能である。特に、対象物、例えば、心臓／血管のアプリケーションにおける動的デュアルエネルギーX線撮影が、X線源と組み合わされた並列信号積分及び読み出しと、X線間のkV値の高速適合のための制御と、ミリ秒の時間スケールにおける異なる管状態による画像の取得とを用いる高速X線検出器を用いて実施される。検出器はまた、積分線量検知モード（実際の画像が所望の画素サイズにおいて積分されている間の、粗い画素モードにおける10000 fps程度のフレームレートの動作）を有する。本発明の基本的な適用により、画像取得、線量制御及び画像読み出しの速度を増加させることにより動的デュアルエネルギー撮影が可能である。

【0040】

要約すると、開示しているシステム、装置及び方法は、デュアルエネルギーX線撮影システムのユーザにとって、特に、リアルタイムに見ることができる動脈における脆弱なプラークの存在を決定するように心臓／血管構造を撮影しているときに、改善された画像コントラストを所望している医師にとって重要な有利点を提供することができる。このようにして、X線源の異なるkV値においてかなり短い時間間隔での読み出しを並列に取得することができるデュアルエネルギー副画像を用いることは、コントラスト媒体を用いることなく又はあまり用いないで、組織における改善されたコントラストに繋がる。

【0041】

本発明のシステム及び方法については、例示としての実施形態を参照して説明しているが、本発明はそれらの例示としての実施形態に限定されるものではない。ここで開示しているシステム及び方法においては、本発明の範囲又は主旨から逸脱することなく、種々の修正、改善及び変形が可能である。それ故、本発明は、同時提出の特許請求の範囲における範囲内で、そのような修正、改善及び変形を具現する及び包含することができる。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の例示としての実施形態にしたがった、動的デュアルエネルギーX線吸光度法のための装置の構造要素を示すブロック図である。

【図2】本発明の例示としての実施形態におけるデュアルエネルギーX線撮影で用いられ

10

20

30

40

50

る X 線源、検出器及び X 線制御器のブロック図である。

【図 3】本発明の例示としての実施形態における管電圧、管電流、第 1 及び第 2 パルスの積分及び読み出しについての 4 つのグラフである。

【図 1】

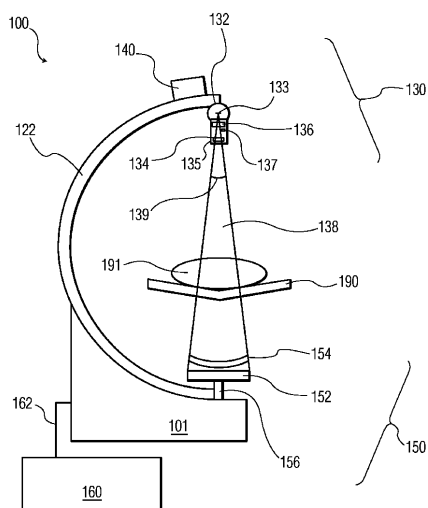


FIG. 1

【図 2】

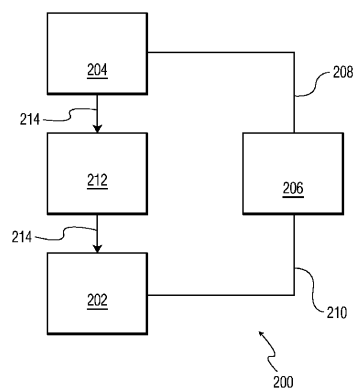


FIG. 2

【 図 3 】

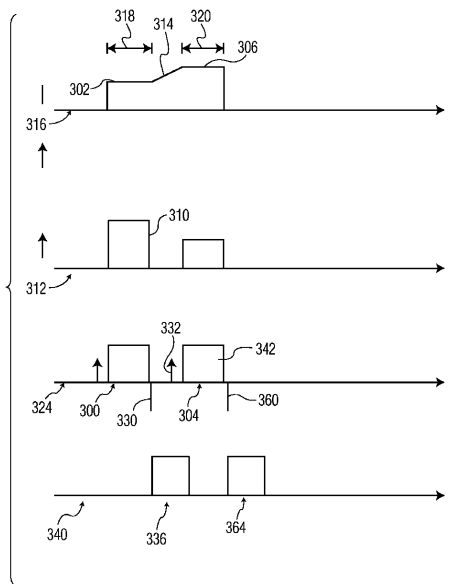


FIG. 3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052410

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B6/00 G01N23/087		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G01N		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	EP 1 387 320 A (GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC [US]) 4 February 2004 (2004-02-04) paragraphs [0013], [0015] - [0018], [0020]; figures 1,2	1,3,4, 7-12,14 2,5,6, 13,18-21
A	US 2004/213377 A1 (ENDO TADAO [JP]) 28 October 2004 (2004-10-28) paragraph [0034]	20,21
X Y	US 4 393 402 A (KEYES GARY S ET AL) 12 July 1983 (1983-07-12) column 4, lines 25-41 column 8, line 52 - column 9, line 23 -/-	15,16 17-21
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.		
☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
30 August 2007		07/09/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Hladky, Michal

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2006/052410

C(Continuation). . DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	WO 2005/009206 A (BESSON GUY M [US]) 3 February 2005 (2005-02-03) page 20, lines 21-25 page 62, line 16 - page 64, line 19 pages 65,66	2,13 7,8,14, 16
A	US 2003/169850 A1 (KUMP KENNETH SCOTT [US] ET AL) 11 September 2003 (2003-09-11) paragraphs [0036], [0047]	13
A	US 2003/142787 A1 (JABRI KADRI N [US] ET AL) 31 July 2003 (2003-07-31) paragraph [0044]	14,16
Y	US 4 535 245 A (ZONNEVELD FRANS W [NL] ET AL) 13 August 1985 (1985-08-13) column 4, lines 34-47; figure 4	17
Y	JUERGEN CARSTENS: "Flat Panel X-ray Detector mit integriertem Real-Time Dosis-Sensor" IP.COM JOURNAL, IP.COM INC., WEST HENRIETTA, NY, US, 25 September 2003 (2003-09-25), XP013012393 ISSN: 1533-0001 the whole document	5,6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/052410

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1387320	A	04-02-2004	JP 2004065975 A	04-03-2004
			US 2004022359 A1	05-02-2004
US 2004213377	A1	28-10-2004	JP 2004321310 A	18-11-2004
			US 2007009093 A1	11-01-2007
US 4393402	A	12-07-1983	DE 3269335 D1	03-04-1986
			EP 0066805 A2	15-12-1982
			JP 1633997 C	20-01-1992
			JP 2061837 B	21-12-1990
			JP 58009489 A	19-01-1983
			JP 2020978 A	24-01-1990
WO 2005009206	A	03-02-2005	US 2005220265 A1	06-10-2005
			US 2004264627 A1	30-12-2004
			US 2004264626 A1	30-12-2004
			US 2004264628 A1	30-12-2004
US 2003169850	A1	11-09-2003	DE 10310052 A1	27-11-2003
			FR 2837053 A1	12-09-2003
			JP 2003284710 A	07-10-2003
US 2003142787	A1	31-07-2003	DE 10303086 A1	31-07-2003
			FR 2836577 A1	29-08-2003
			JP 2003244542 A	29-08-2003
US 4535245	A	13-08-1985	AR 229165 A1	30-06-1983
			AU 7733281 A	20-05-1982
			BR 8107283 A	03-08-1982
			CA 1193760 A1	17-09-1985
			DE 3174482 D1	28-05-1986
			EP 0052394 A1	26-05-1982
			JP 2035255 B	09-08-1990
			JP 57110943 A	10-07-1982
			NL 8006216 A	01-06-1982

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ポールテル, ティム

オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1

Fターム(参考) 4C093 AA07 CA03 CA04 DA02 EA07 EB12 EB13 EB17 EC16 FA18

FA19 FA43 FA59 FF34