

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5213445号  
(P5213445)

(45) 発行日 平成25年6月19日 (2013. 6. 19)

(24) 登録日 平成25年3月8日 (2013. 3. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 7 1

A 6 1 B 6/03 3 6 O G

請求項の数 8 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2007-535318 (P2007-535318)  
 (86) (22) 出願日 平成17年10月6日 (2005. 10. 6)  
 (65) 公表番号 特表2008-515522 (P2008-515522A)  
 (43) 公表日 平成20年5月15日 (2008. 5. 15)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2005/053292  
 (87) 国際公開番号 W02006/040715  
 (87) 国際公開日 平成18年4月20日 (2006. 4. 20)  
 審査請求日 平成20年10月3日 (2008. 10. 3)  
 (31) 優先権主張番号 04300671.7  
 (32) 優先日 平成16年10月11日 (2004. 10. 11)  
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エレク  
 トロニクス エヌ ヴィ  
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン  
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ  
 1  
 (74) 代理人 100087789  
 弁理士 津軽 進  
 (74) 代理人 100114753  
 弁理士 宮崎 昭彦  
 (74) 代理人 100122769  
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 高画質 X 線投影像の生成のための画像化システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

実時間で物体の X 線投影像の生成のための画像化システムであって、通常の高線量設定と、前記高線量設定よりも低い線量で照射する低線量設定との間でスイッチ可能であり

、  
 a ) 少なくとも 1 8 0 度の角範囲にわたって前記低線量設定で異なる方向から前記物体の X 線未処理投影像を生成するための回転 X 線デバイスと、

b ) 前記 X 線未処理投影像のセットから前記物体の関心体積を再構成すると共に、当該再構成された関心体積又はその一部分から任意に選ばれた投影方向において実時間で少なくとも一つの仮想投影像を計算するためのデータ処理ユニットと  
 を有し、前記仮想投影像が前記異なる方向からの X 線未処理投影像をまとめた情報を有する、画像化システム。

【請求項 2】

前記回転 X 線デバイスが、コーンビーム X 線源と 2 次元 X 線検出器とを有する、請求項 1 に記載の画像化システム。

【請求項 3】

前記再構成された体積は、前記 X 線未処理投影像のセットから再構成され得る前記体積のサブ体積になる、請求項 1 に記載の画像化システム。

【請求項 4】

前記回転 X 線デバイスは、単一の仮想投影像の線量に相当する総線量で、前記関心体積

の再構成のために十分な前記低線量設定の X 線未処理投影像のセットを生成する、請求項 1 に記載の画像化システム。

【請求項 5】

前記 X 線デバイスの線量は、異なる線量レベルの間で対話的にスイッチされ得る、請求項 1 に記載の画像化システム。

【請求項 6】

前記データ処理ユニットは、ある数の新たな前記低線量設定の X 線未処理投影像が利用可能になる度毎に、又は前記 X 線デバイスがある角度まで動く度毎に、新たな前記低線量設定の X 線未処理投影像に基づいて前記再構成された関心体積を連続的に更新する、請求項 1 に記載の画像化システム。

10

【請求項 7】

前記再構成された関心体積、前記低線量設定の X 線未処理投影像、前記計算された仮想投影像、及びそれらのステレオ画像のうちの 1 つ以上の表示のためのディスプレイユニットをさらに有する、請求項 1 に記載の画像化システム。

【請求項 8】

前記低線量設定の X 線未処理投影像、前記再構成された関心体積、及び前記計算された仮想投影像のうちの 1 つ以上のパラメータの対話的な決定のための入力デバイスをさらに有する、請求項 1 に記載の画像化システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、実時間（リアルタイム）での物体（対象物）の X 線投影像（X 線映像）の生成のための画像化システム、方法、及び記録担体（キャリア）に関する。

【背景技術】

【0002】

医療侵襲的手法、例えばカテーテルでの脈管系の検査又は治療（処置）の間、実時間で（即時に）患者の体内のプロセスをモニタリングすることは所望される。これは通常、X 線蛍光透視（X-ray fluoroscopy）、すなわち関心領域の 2 次元 X 線投影像の連続生成によってなされる。しかしながらこのプロセスの欠点は、投影像の方向が、変化させられたとしても遅くしか変化させられ得ないと共に制限された角度範囲（領域）内でしか変化させられ得ないことにある。更に投影像の品質は、解剖雑音（ノイズ）（anatomical noise）、すなわち視野の前後にもたらされる骨のような構造体のために低くてもよく、投影像に重畳（スーパインポーズ）されてもよい。

30

【0003】

米国特許公報第 US 6 222 902 B1 号公報から、関連した 2 次元検出器は固定される一方、患者の下で円状に回転し得る X 線源を用いた特殊画像化システムが知られている。当該デバイスによって生成される投影像は、トモシンセシス（tomosynthesis）の原理による患者内の異なる平行焦点平面（スライス）の再構成のために使用される。更に、一連のスライスを体積（ボリューム）の 3 次元像に合成することが可能である。

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

この状況に基づいて、本発明の目的は、特に医療侵襲的治療（medical intervention）でモニタするために使用されてもよい患者の X 線投影像のフレキシブル（柔軟）な生成のための手段を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

この目的は、請求項 1 に記載の画像化システム、請求項 9 に記載の方法、及び請求項 10 に記載の記録担体（レコードキャリア）によって達成される。好ましい実施例が従属請求項に開示される。

50

## 【 0 0 0 6 】

第一の態様によれば本発明は、実時間での物体の X 線投影像の生成のための画像化システムに関し、当該投影像の品質が、一つ又はそれより多くの点（例えば信号対雑音比及びコントラスト）において、最適パラメータ設定（ドーズ（放射線量）及び被ばく時間等）での従来の直接もたらされる X 線投影像の品質に等しくなるべきか、又はそれよりも良好になるべきである。更に、用語"実時間"は、ある状況の投影画像が、例えば 0.1 乃至 3 秒、好ましくは 0.1 乃至 0.5 秒の無視され得るレイテンシで利用可能になる条件のことを意味するであろう。更に時間プロセスは、実際と同じくらい早く、すなわち"スローモーション"効果なしで、投影像の対応する"実時間"シリーズ（列）で実行されるべきである。必要とされる実時間における投影像の利用可能性は、投影像を、医療侵襲的手法におけるモニタリング又はガイダンス（誘導）用途に特に適したものにする。本画像化システムは以下のコンポーネントを有している。すなわち

a) 当然のことながら湾曲された軌道、例えば閉じた円上で移動され得る X 線源を有する回転 X 線デバイスである。更に前記デバイスは、異なる方向から、且つ特に低い線量設定で物体の X 線未処理（生）投影像を生成するであろう。

b) X 線デバイスによって生成される上記未処理投影像のセットから関心体積を再構成すると共に再構成された関心体積又は再構成された関心体積のサブ（副）体積（関心領域、ROI）から所定のパラメータ（例えば投影方向）の少なくとも一つの仮想投影像を計算するデータ処理ユニットである。それから前記仮想投影像は、求められる高品質の投影像に対応する。関心体積の再構成は、体積コンピュータ断層撮影法（Volume Computed Tomography (VCT)）から知られている標準的なアルゴリズムで達成されることが可能であり、データ処理ユニットの動作は実際、当該データ処理ユニットに十分な処理電力をもたらすことによって必要とされる速度と同じくらい速くなされ得る。

## 【 0 0 0 7 】

上記の種類の画像化システムは、固定方向から投影像のシーケンスを生成する従来の X 線デバイスを超える二つの主な利点を有する。すなわち、第一に、再構成された体積から計算される仮想投影像の使用は、投影方向を任意に選択することを可能にする。従って、例えば、同時に異なる方向からいくつかの投影像を見るため（例えばステレオディスプレイ）、又は機械的な制約のために X 線装置自体によって呈され得ない方向から見るため、異なる方向の間で同時にスイッチすることが可能になる。画像化システムの第二の重要な利点は、仮想投影像の品質が、同じ方向からの直接の未処理投影像の品質よりも高くなることにある。このことは、仮想投影像が、異なる方向からの未処理投影像の情報をまとめる（一元化する）という事実によっており、より良好な信号対雑音比を実現すると共に例えば解剖雑音（ノイズ）（anatomical noise）を低減することが可能になる。この点に関して、単一の未処理投影像は低い線量で生成され得るため、仮想投影像の高い品質が、X 線放射の過度の線量に患者を被曝させることなしに実現され得ることは注意されるべきである。要するに、画像化システムは、複数の低線量 / 低品質投影像を生成し、投影像から低品質体積を再構成し、それから前記体積から単一の高品質仮想投影像を計算する。

## 【 0 0 0 8 】

本発明の好ましい実施例によれば、回転 X 線デバイスは、コーンビーム（円錐ビーム）X 線源及び 2 次元 X 線検出器を有する。前記コンポーネントは、（円形）C - アーム上で互いに堅く固定されていてもよく、及び / 又は自身が物体のまわりで回転することを可能にするガントリ（保持台（gantry））に配置されていてもよい。コーンビーム及び 2 次元検出器アレイは、一つのスイープで物体の体積を投影することを可能にするので、多くの従来の CT システムにおける運動のようにデバイスの螺旋運動は必要にならない。

## 【 0 0 0 9 】

多くの場合、物体内の小さな領域、例えば脈管系における障害又はカニューテルの先端（チップ）のみが同時に関心の対象になる。このような場合に計算負荷を軽減するため、データ処理ユニットによって再構成される体積は、未処理投影像のセットから最大限に再構成され得る体積よりも小さな領域に選択的に制限されてもよい。

## 【 0 0 1 0 】

既述のように、未処理投影像は、好ましくは、低線量セッティング（設定）で生成され、"低線量"の定量的な規定は、個々の状況、特に画像化される物体の種類に依存する。好ましくは、関心体積の再構成のために使用される投影像のセットに渡って蓄積された総線量は、最適の品質（高コントラスト、優れた信号対雑音比等）で生成される単一の投影像の線量にほぼ等しくなる。

## 【 0 0 1 1 】

画像化システムの好ましい実施例によれば、X線デバイスの線量は、異なる線量レベルの間で対話的にスイッチされ得る。このことは特に、仮想投影像が生成される低線量モードと、再構成された高品質の体積が考慮される高線量モードとの間でスイッチすることを可能にする。

10

## 【 0 0 1 2 】

選択的な実施例において、回転X線デバイスは、360度よりも多く、すなわち閉じた軌道上の一つの方向に連続的に、且つ少なくとも4Hz（回転数/秒）の速度で回転する。

## 【 0 0 1 3 】

更に、回転X線デバイスは、好ましくは、毎秒100よりも多くの投影像（フレーム）、好ましくは、毎秒150よりも多くの投影のレート（速度）でX線未処理投影像を生成する。上述の回転速度と共にこれらの高い速度は、異なる方向からの十分な投影が、実時間で体におけるプロセスを表す体積の再構成に利用可能であることを保証する。

20

## 【 0 0 1 4 】

本発明の他の好ましい実施例において、データ処理ユニットは、新たな未処理投影像に基づいて再構成された関心体積を継続的に更新する。このことは、如何なるときにも関心体積が、利用可能な最も新しい未処理投影像から再構成され、それ故に体における実際の状況は常に描写されることが保証されることを意味する。体積の再構成は、ある数（例えば1乃至30）の新たな未処理投影像が利用可能になる度、又はX線デバイスがある角度（例えば30度）まで動く度に更新されてもよい。

## 【 0 0 1 5 】

画像化システムは、選択的に、再構成された関心体積、未処理投影像、及び/又は特に計算された仮想投影像の表示のためのディスプレイユニットを有していてもよい。更に、ディスプレイユニットは、未処理投影像、仮想投影像、又は上記体積のステレオ画像、すなわち頭の中で3次元画像に構成され得るように人間の眼の視野角に対応する視野角での画像を表示すべきである。

30

## 【 0 0 1 6 】

画像化システムは、未処理投影像、仮想投影像、及び/又は関心体積のパラメータの対話的な決定のための入力デバイス、例えばキーボード、マウス、又はタッチスクリーンを更に有していてもよい。従って、ユーザは例えば、仮想投影像の視野角、関心体積の位置、又は未処理投影像の生成のためのパラメータを適応させてもよい。

## 【 0 0 1 7 】

本発明は、実時間での物体のX線投影像の生成のための方法であって、  
a) 異なる方向から物体の（好ましくは低線量）X線未処理投影像を生成するステップと、  
b) 前記未処理投影像から関心体積を再構成するステップと、  
c) 前記再構成された関心体積又はそのサブ（副）体積（sub-volume）から少なくとも一つの仮想投影像を計算するステップとを有する方法を更に有する。

40

## 【 0 0 1 8 】

最後に、本発明は、記録担体（キャリア）、例えばフロッピディスク（R）、ハードディスク、又はコンパクトディスク（CD）（R）を有しており、その上で、実時間での物体の高品質X線投影像の生成のためのコンピュータプログラムが記憶され、前記プログラムは、上記種類の方法を実行する。

50

## 【 0 0 1 9 】

本方法及び記録担体は、上記の画像化システムと同じ基本的特徴を有する。それらの詳細、利点、及び更なる展開についての更なる情報のために、画像化システムの記載が参照される。

## 【 0 0 2 0 】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に記載された一つ又は複数の実施例から明らかであり、当該実施例を参照して説明される。

## 【 0 0 2 1 】

以下、本発明は、添付図面による例示によって記載される。

## 【発明を実施するための最良の形態】

10

## 【 0 0 2 2 】

本発明による画像化システムの第一の概略図が図 1 に示されている。本システムは、例えば CT システムと同じか、又は類似していてもよい回転 X 線デバイス 10 を有する。デバイス 10 は、X 線のコーンビームの生成のための X 線源 11 と、デバイスの中央に横たわる患者 1 を通じて伝えられる放射線を測定するため X 線源に対向して位置される 2 次元 X 線検出器 13 (例えばフラットダイナミック X 線検出器 (flat dynamic X-ray detector) FDXD) とを有する。X 線源 11 及び検出器 13 は円形ガントリ 12 においてガイド (誘導) され、好ましくは約 5 Hz の周波数に同期して患者 1 のまわりで回転し得る。更にそれらは、回転の間、好ましくは 150 フレーム / 秒よりも多くのレートで患者 1 の X 線投影像を生成し、前記投影像は、比較的低い線量で生成される。従って、投影像の連続的な生成にもかかわらず、放射線による患者の負担は制限され得る。

20

## 【 0 0 2 3 】

画像化システムは、特にコンピュータ (ワークステーション) 21 を有していてもよいデータ処理ユニット 20 も更に有する。コンピュータ 21 は、適切なソフトウェアと共に、CPU、メモリ、及び I/O インタフェース部等のような通常のハードウェアコンポーネントを有する。図 1 において、コンピュータ 21 によって実行される主な処理ステップに対応する (ハードウェア及びソフトウェアで実現される) 機能コンポーネント又はモジュールが記載されている。

## 【 0 0 2 4 】

コンピュータ 21 の第一のモジュールは、検査の間、X 線デバイス 10 によって連続的に生成される 2 次元未処理投影像 22 を収集すると共に記憶する。

30

## 【 0 0 2 5 】

次のモジュールにおいて、コンピュータ 21 は、従来から知られている方法 (例えば背面映写 (バックプロジェクション (Backprojection))) を用いて、投影像 22 から関心体積の 3 次元像 (表示) 23 を再構成する。少なくとも 180 度の角範囲に渡って得られる投影データが、前記体積の体積再構成のために使用される。例えば 30 度の角範囲をカバーする新たな投影像が利用可能になるとすぐに体積の再構成は連続的に更新される。

## 【 0 0 2 6 】

次のステップにおいて、仮想投影像 24 が計算されるか、又は再構成された体積 23 若しくはその好適なサブ体積から前方投影される。前記仮想投影像の特定のパラメータが、キーボード 27、マウス 26、及び / 又はタッチスクリーン 25 を介してユーザによって対話的にセットされてもよい。計算された仮想投影像 24 がそれから、医師の補助のためのモニタ 25 上に表示されてもよい。選択的に、二つの又はそれより多くの仮想投影像 24 が、モニタ 25 上で同時に計算されると共に表示され得る。更に当然のことながら、モニタ 25 上に一つ又はそれより多くの未処理投影像 22 又は再構成された体積 23 を表示することも可能である。高い品質を備える体積の実時間表示 (リアルタイムディスプレイ) が所望される場合、単一の未処理投影像 22 は生成される線量が増加させられてもよいので、投影像及びそれ故に再構成された体積の信号対雑音比はそれによって改善される ( "高線量モード" と称される )。ユーザはそのとき、二つの動作モード、すなわち、

40

- ガイダンスのための実時間 3 次元画像 (RT - 3D) 情報の直接使用 (高線量モー

50

ド)と、

- 再構成された体積からの投影像の計算によるRT-3Dの間接使用(低線量モード)と

の間でスイッチしてもよい。

【0027】

両方のモードにおいて、映像(視覚)化/投影方向は、進行中のデータ収集の間、自由に選択され得ると共に対話的に修正され得る。

【0028】

本発明の更なる変形例は、

- 上記二つのモードの間の対話的なスイッチングと、  
- 侵襲の間の関心領域の対話的な再規定と、  
- 立体表示のためのわずかに異なる投影方向を用いた二つの投影像の計算と、  
- 複数の投影方向からの関心領域の同時表示のためのいくつかの投影方向の計算と、  
- (a)ステレオ映像化、(b)いくつかの投影方向の同時映像化に対する未処理投影データの使用と

を含んでいてもよい。

【0029】

本画像化システムは、侵襲的(性)ガイダンスのため、且ついわゆる解剖雑音のために、3次元侵襲的ガイダンスの間、任意の投影方向に対処する利点を有する。本システムは特に、全てのX線ガイド脈(血)管侵襲的治療(X-Ray guided vascular intervention)に適用されてもよい。

【0030】

図2は、関心領域の計算された仮想投影像を表す重ねられた挿入図を用いて、動脈瘤を備える身体領域の三つの未処理投影像(大きな画像)を示している。比較により、解剖雑音の減少及び動脈瘤のずっとより優れた描写が明瞭に示されている。投影像は、侵襲性心臓血管X線システム上で得られるデータからゲート再構成技術(gated reconstruction technique)を用いて生成されている。

【0031】

最後に、本願において、用語"有する"は他の構成要素又はステップの存在を排除するものではなく、"a"若しくは"an"は複数形を排除するものではなく、単一のプロセッサ若しくは他のユニットがいくつかの手段の機能を満たしてもよい。本発明は、各々及び全ての新規な特徴並びに特徴の各々及び全ての組み合わせをもたらす。更に、請求項における参照符号はこれらの請求の範囲を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】本発明による画像化システムを概略的に示す。

【図2】動脈瘤の未処理投影像と、本発明により計算される、対応する仮想投影像との間の比較を概略的に示す。

10

20

30

【図 1】

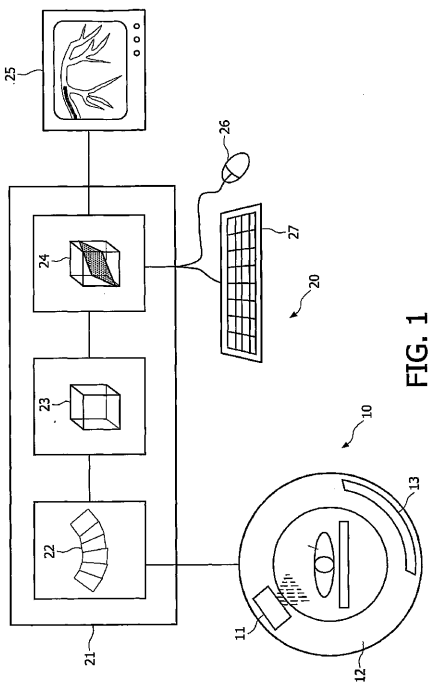


FIG. 1

【図 2】

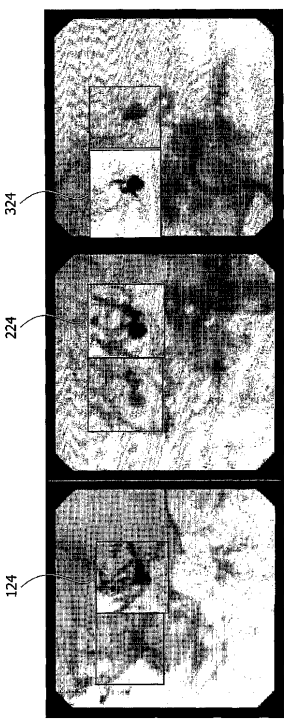


FIG. 2

## フロントページの続き

(72)発明者 ラシェ フォルケル

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72)発明者 プロクサ ロランド

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウストラッセ 2 フィリップス イン  
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

審査官 南川 泰裕

(56)参考文献 特開 2 0 0 0 - 3 2 5 3 3 7 ( J P , A )

特開平 1 0 - 0 0 5 2 0 8 ( J P , A )

特開平 1 0 - 2 4 3 9 4 3 ( J P , A )

特開昭 6 3 - 0 6 8 1 4 0 ( J P , A )

特開平 0 4 - 2 6 3 8 4 1 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 2 1 9 1 2 3 ( J P , A )

特開平 0 2 - 1 2 5 3 7 2 ( J P , A )

特開昭 5 7 - 1 1 5 2 3 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 1 1 9 5 0 7 ( J P , A )

特開 2 0 0 0 - 1 7 5 8 9 7 ( J P , A )

特開 2 0 0 1 - 2 7 6 0 4 0 ( J P , A )

特開 2 0 0 2 - 2 8 2 2 4 6 ( J P , A )

特開平 0 5 - 1 6 8 6 2 0 ( J P , A )

特表 2 0 0 1 - 5 0 9 4 0 0 ( J P , A )

特表 2 0 0 1 - 5 1 2 3 4 7 ( J P , A )

特表平 1 0 - 5 1 0 0 8 0 ( J P , A )

特開平 0 3 - 1 9 4 6 6 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 3 - 1 9 9 7 4 0 ( J P , A )

特開 2 0 0 1 - 2 1 8 7 6 7 ( J P , A )

特開昭 5 9 - 0 6 7 9 3 8 ( J P , A )

特開 2 0 0 1 - 2 8 6 4 6 3 ( J P , A )

Y. Saito , Development and evaluation of a real-time three-dimensional CT (4D-CT) scanner , Proceedings of SPIE , 米国 , SPIE , 2 0 0 2 年 , Vol.4682 , p.801-808

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4