

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5980486号
(P5980486)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 3
	A 6 1 B 6/03 3 7 5
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

請求項の数 9 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-188076 (P2011-188076)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成23年8月31日(2011.8.31)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2012-71123 (P2012-71123A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(43) 公開日	平成24年4月12日(2012.4.12)		4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
審査請求日	平成26年8月19日(2014.8.19)		番
(31) 優先権主張番号	12/890,835	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成22年9月27日(2010.9.27)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
			弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	サンディーブ・デュッタ
			アメリカ合衆国、ワイオミング州、ワウケ
			シャ、ノース・グランドビュー・ブルバ
			ード、3000番
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スペクトルCT解析を用いた血管狭窄の視覚化及び定量化のシステム並びに方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

走査される患者(22)を収容する開口(48)を有する回転式ガントリ(12)と、
該回転式ガントリ(12)に配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血管を含む前記患者(22)の関心領域へ向けてX線(16)を投射するように構成されているX線源(14)と、

前記回転式ガントリ(12)に配置されて、前記X線源(14)により放出され前記関心領域により減弱されたX線を受光するように配置されているX線検出器(18)と、
該X線検出器(18)に接続されて動作するデータ取得システム(DAS)(32)と、
コンピュータ(36)と

を備えた計算機式断層写真法(CT)システム(10)であって、前記コンピュータ(36)は、

第一の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第一のCT画像データ集合を取得し、
前記第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第二のCT画像データ集合を取得し、
該第二のCT画像データ集合を解析することにより前記関心領域のプラーク物質を識別する

ようにプログラムされており、

前記コンピュータ(36)は、

前記プラーク物質の撮像に関連するビーム・ハードニングが最小になるときの色エネルギー

・レベルを決定するように当該計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）の較正を実行し、

当該計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）の前記較正に基づいて、前記プラーク物質の撮像に関連するビーム・ハードニングを最小にするエネルギー・レベル設定に前記第二の色エネルギー・レベルを設定する

ようにさらにプログラムされている、計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）。

【請求項２】

走査される患者（２２）を収容する開口（４８）を有する回転式ガントリ（１２）と、該回転式ガントリ（１２）に配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血管を含む前記患者（２２）の関心領域へ向けてＸ線（１６）を投射するように構成されているＸ線源（１４）と、

前記回転式ガントリ（１２）に配置されて、前記Ｘ線源（１４）により放出され前記関心領域により減弱されたＸ線を受光するように配置されているＸ線検出器（１８）と、該Ｘ線検出器（１８）に接続されて動作するデータ取得システム（ＤＡＳ）（３２）と、コンピュータ（３６）と

を備えた計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）であって、前記コンピュータ（３６）は、

第一の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第一のＣＴ画像データ集合を取得し、前記第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第二のＣＴ画像データ集合を取得し、

該第二のＣＴ画像データ集合を解析することにより前記関心領域のプラーク物質を識別する

ようにプログラムされており、

前記コンピュータ（３６）は、前記第一のＣＴ画像データ集合及び前記第二のＣＴ画像データ集合の各々の一部を用いて前記関心領域の結合画像を再構成するようにさらにプログラムされており、前記結合画像の前記血管は前記第一のＣＴ画像データ集合から再構成され、前記結合画像の前記プラーク物質は前記第二のＣＴ画像データ集合から再構成される、請求項１に記載の計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）。

【請求項３】

前記コンピュータ（３６）は、

前記第二のＣＴ画像データ集合から前記関心領域の第一の単色画像を再構成し、

該再構成された第一の単色画像からプラーク物質ピクセルを識別してセグメント分割し、

前記セグメント分割されたプラーク物質ピクセルから画像マスクを形成し、

該画像マスクによりマスクされたピクセルが前記第二の単色画像の前記再構成から除外されるように、前記画像マスクを適用しながら前記第一のＣＴ画像データ集合から前記関心領域の第二の単色画像を再構成して、

前記関心領域の前記結合画像を形成するように、前記第二の画像に前記セグメント分割されたプラーク物質ピクセルを加算する

ようにさらにプログラムされている、請求項２に記載の計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）。

【請求項４】

前記関心領域の完全画像が前記第一のＣＴ画像データ集合から再構成され、前記プラーク物質の選択的に表示可能な画像が前記第二のＣＴ画像データ集合から再構成される、請求項１乃至３のいずれかに記載の計算機式断層写真法（ＣＴ）システム（１０）。

【請求項５】

前記コンピュータ（３６）は、

前記第二のＣＴ画像データ集合から前記関心領域の第一の単色画像を再構成し、

プラーク物質画像のオーバレイを形成するように、前記再構成された第一の単色画像からプラーク物質ピクセルを識別してセグメント分割し、

前記第一のＣＴ画像データ集合から、前記関心領域の全体画像を含んでおり前記血管及び

10

20

30

40

50

前記プラーク物質の両方を含む前記関心領域の第二の単色画像を再構成して、
前記第二の単色画像に前記プラーク物質画像のオーバーレイをカラーで選択的に表示する
ようにさらにプログラムされている、請求項4に記載の計算機式断層写真法（CT）シス
テム（10）。

【請求項6】

走査される患者（22）を収容する開口（48）を有する回転式ガントリ（12）と、
該回転式ガントリ（12）に配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血
管を含む前記患者（22）の関心領域へ向けてX線（16）を投射するように構成されて
いるX線源（14）と、

前記回転式ガントリ（12）に配置されて、前記X線源（14）により放出され前記関心
領域により減弱されたX線を受光するように配置されているX線検出器（18）と、
該X線検出器（18）に接続されて動作するデータ取得システム（DAS）（32）と、
コンピュータ（36）と

を備えた計算機式断層写真法（CT）システム（10）であって、前記コンピュータ（3
6）は、

第一の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第一のCT画像データ集合を取得し、
前記第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領
域の第二のCT画像データ集合を取得し、

該第二のCT画像データ集合を解析することにより前記関心領域のプラーク物質を識別す
る

ようにプログラムされており、

前記コンピュータ（36）は、

前記第二のCT画像データ集合においてプラーク物質ピクセルを識別し、

前記第二のCT画像データ集合から前記識別されたプラーク物質ピクセルを単離し、

修正済み第一のCT画像データ集合を形成するように、前記単離されたプラーク物質ピク
セルを前記第一のCT画像データ集合に再投影し、

前記修正済み第一のCT画像データ集合から前記血管の無プラーク単色画像を再構成して
、

プラーク補正済み画像を形成するように、前記単離されたプラーク物質ピクセルを前記無
プラーク単色画像に加算する

ようにさらにプログラムされている、計算機式断層写真法（CT）システム（10）。

【請求項7】

走査される患者（22）を収容する開口（48）を有する回転式ガントリ（12）と、
該回転式ガントリ（12）に配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血
管を含む前記患者（22）の関心領域へ向けてX線（16）を投射するように構成されて
いるX線源（14）と、

前記回転式ガントリ（12）に配置されて、前記X線源（14）により放出され前記関心
領域により減弱されたX線を受光するように配置されているX線検出器（18）と、

該X線検出器（18）に接続されて動作するデータ取得システム（DAS）（32）と、
コンピュータ（36）と

を備えた計算機式断層写真法（CT）システム（10）であって、前記コンピュータ（3
6）は、

第一の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領域の第一のCT画像データ集合を取得し、
前記第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて前記関心領
域の第二のCT画像データ集合を取得し、

該第二のCT画像データ集合を解析することにより前記関心領域のプラーク物質を識別す
る

ようにプログラムされており、

前記コンピュータ（36）は、

前記第一のCT画像データ集合及び前記第二のCT画像データ集合の各々の少なくとも一

10

20

30

40

50

部を用いて前記関心領域の画像を再構成して、
前記第二のCT画像データ集合の解析により識別されたプラーク物質の量に基づいて前記再構成された画像の前記血管に対して狭窄測定を実行する
ようにさらにプログラムされている、計算機式断層写真法(CT)システム(10)。

【請求項8】

前記コンピュータ(36)は、
走査に用いられる色エネルギー・レベルとかかる色エネルギー・レベルに関連するプラーク物質寸法の過大推定誤差との間の相関を与えるルックアップ・テーブルにアクセスして、
該ルックアップ・テーブルの相関に基づいて前記狭窄測定に補正を適用する
ようにさらにプログラムされている、請求項7に記載の計算機式断層写真法(CT)システム(10)。

10

【請求項9】

前記コンピュータ(36)は、前記回転式ガントリ(12)の単一の回転の間に単一のX線源(14)を用いて前記第一及び第二のCT画像データ集合を取得するようにさらにプログラムされている、請求項1乃至8のいずれかに記載の計算機式断層写真法(CT)システム(10)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明の各実施形態は一般的には、診断撮像に関し、さらに具体的には、正確な血管狭窄の視覚化及び定量化を提供する二重エネルギーCTスペクトル撮像の方法並びに装置に関する。

【背景技術】

【0002】

典型的には、計算機式断層写真法(CT)イメージング・システムでは、X線源が患者又は手荷物のような被検体又は物体へ向けてファン(扇形)形状のビームを放出する。以下では、「被検体」及び「対象」「物体」等の用語は、撮像されることが可能な任意の物体を含むものとする。ビームは被検体によって減弱された後に放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイにおいて受光される減弱後のビーム放射線の強度は典型的には、被検体によるX線ビームの減弱量に依存する。検出器アレイの各々の検出器素子が、各々の検出器素子によって受光される減弱後のビームを示す別個の電気信号を発生する。電気信号はデータ処理システムへ伝送されて解析され、ここから最終的に画像を形成する。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許出願公開第2008/0118021号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

CT撮像を利用する幾つかの撮像手順は、再構成画像に現われる撮像アーティファクト(すなわちビーム・ハードニング・アーティファクト)の存在に基づいて困難になり得る。例えば、血管の狭窄測定の精度は、特に高密度カルシウムを含むプラークが血管に存在する場合にはCT撮像における難題となる。血管の高密度カルシウム・プラークが滲み(blooming)効果を齎し、血管での真のプラーク範囲を過大に推定して、血管での真の造影剤の流れの視覚化に著しく影響する。この血管での真のプラーク範囲の歪みは、不正確な狭窄測定に繋がる。

【0005】

従って、再構成CT画像での高密度プラークの滲み効果を減少させることにより、血管の狭窄のさらに正確な定量化及び視覚化を提供する装置並びに方法を設計することが望ま

50

しい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の各実施形態は、正確な血管狭窄の視覚化及び定量化を提供する二重エネルギーCTスペクトル撮像の方法並びに装置に関するものである。血管に高密度プラーク沈着物が存在しているような狭窄状態の血管を含む患者の関心領域について、第一及び第二のCT画像データ集合がそれぞれ低い及び高い色エネルギー・レベルにおいて取得される。プラーク物質を正確に視覚化して血管狭窄を正確に定量化し得るように、高い色エネルギー・レベルにおいて取得された第二のCT画像データ集合を解析することにより関心領域のプラーク物質を識別する。

10

【0007】

本発明の一観点によれば、CTシステムが、走査される患者を収容する開口を有する回転式ガントリと、回転式ガントリに配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血管を含む患者の関心領域へ向けてX線を投射するように構成されているX線源とを含んでいる。CTシステムはまた、回転式ガントリに配置されて、X線源によって放出され関心領域によって減弱されたX線を受光するように配置されているX線検出器と、X線検出器に接続されて動作するデータ取得システム(DAS)とを含んでいる。CTシステムはさらに、第一の色エネルギー・レベルにおいて関心領域の第一のCT画像データ集合を取得し、第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて関心領域の第二のCT画像データ集合を取得して、第二のCT画像データ集合を解析することにより関心領域のプラーク物質を識別するようにプログラムされたコンピュータを含んでいる。

20

【0008】

本発明のもう一つの観点によれば、非一時的なコンピュータ可読の記憶媒体が、命令を含むコンピュータ・プログラムを記憶しており、命令はコンピュータによって実行されると、計算機式断層写真法(CT)システムのX線源に、第一の色エネルギー・レベル及び第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルの各々にあるX線を、それぞれの第一及び第二の走査時に患者へ向けて放出させることをコンピュータに行なわせる。命令はまた、高密度プラーク物質を内部に含む狭窄状態にある血管を含む患者の関心領域の第一のCT画像データ集合及び第二のCT画像データ集合を、それぞれの第一及び第二の走査から取得することをコンピュータに行なわせる。命令はさらに、関心領域の高密度プラーク物質に対応するピクセルを単離するように第二のCT画像データ集合の解析を実行し、少なくともも血管の画像を含む第一のCT画像データ集合から関心領域の部分画像及び全体画像の一方を再構成して、関心領域の最終画像を形成するように高密度プラーク物質に対応する単離されたピクセルを第一のCT画像データ集合から形成された部分画像及び全体画像の一方に適用することをコンピュータに行なわせる。

30

【0009】

本発明のさらにもう一つの観点によれば、スペクトル計算機式断層写真法(CT)撮像の方法が、狭窄状態にあり高密度プラーク物質を内部に有する血管構造を含む患者の関心領域の第一のCT画像データ集合を低い色エネルギー・レベルにおいて取得するステップを含んでいる。この方法はまた、関心領域の第二のCT画像データ集合を、低い色エネルギー・レベルに比較して高められたエネルギー・レベルにある高い色エネルギー・レベルにおいて取得するステップと、関心領域の血管構造に対応するピクセルを識別するように第一のCT画像データ集合を解析するステップとを含んでいる。この方法はさらに、血管構造の内部の高密度プラーク沈着物に対応するピクセルを識別するように第二のCT画像データ集合を解析するステップと、第一のCT画像データ集合において識別された血管構造に対応するピクセル及び第二のCT画像データ集合において識別された高密度プラーク沈着物に対応するピクセルから関心領域の画像を再構成するステップとを含んでいる。

40

【0010】

他の様々な特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び図面から明らかとなる。

50

【図面の簡単な説明】

【0011】

図面は、本発明を実施するために現状で思量される好適実施形態を示す。

【図1】本発明の各実施形態と共に用いられる二重エネルギーCTイメージング・システムの見取り図である。

【図2】図1に示すシステムのブロック概略図である。

【図3】CTシステム検出器アレイの一実施形態の遠近図である。

【図4】検出器の一実施形態の遠近図である。

【図5】本発明の一実施形態による狭窄の視覚化及び定量化のための二重エネルギー・スペクトルCT撮像の手法の流れ図である。

【図6】本発明のもう一つの実施形態による狭窄の視覚化及び定量化のための二重エネルギー・スペクトルCT撮像の手法の流れ図である。

【図7】本発明のもう一つの実施形態による狭窄の視覚化及び定量化のための二重エネルギー・スペクトルCT撮像の手法の流れ図である。

【図8】本発明の一実施形態による狭窄測定補正の手法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明の動作環境を64スライス型計算機式断層写真法（CT）システムに関連して説明する。但し、当業者には、本発明がシングル・スライス型構成又は他のマルチ・スライス型構成での利用にも同等に適用可能であることが認められよう。また、本発明をX線の検出及び変換に関連して説明する。しかしながら、当業者はさらに、本発明が他の高周波電磁エネルギーの検出及び変換にも同等に適用可能であることを認められよう。具現化形態は、「第三世代」CTスキャナ及び/又は他のCTシステムによって利用されることもできる。

【0013】

図1には、計算機式断層写真法（CT）イメージング・システム10が、「第三世代」CTスキャナに典型的なガントリ12を含むものとして示されている。本発明の実施形態の一例によれば、CTシステム10は、GE Healthcare社からGemstone Spectral Imaging（GSI）二重エネルギーCTシステムとして提供されている。ガントリ12はX線源14を有し、X線源14は、X線ビーム16をガントリ12の反対側に設けられている検出器アセンブリ又はコリメータ18へ向けて投射する。図2を参照すると、検出器アセンブリ18が、複数の検出器20及びデータ取得システム（DAS）32によって形成されている。複数の検出器20は、患者22を透過する投射X線を検知し、DAS32は後続の処理のためにデータをデジタル信号に変換する。各々の検出器20が、入射X線ビームの強度を表わし従って患者22を透過した減弱後のビームを表わすアナログ電気信号を発生する。X線投影データを取得するための1回の走査の間に、ガントリ12及びガントリ12に装着されている構成部品は回転中心24の周りを回転する。CTイメージング・システム10は、画像の内部のコントラスト分離を強化するために異なる色エネルギー状態においてエネルギーがX線源14から投射されるので、二重エネルギー・システムとなる。

【0014】

ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線発生器28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御器30とを含んでいる。画像再構成器34が、標本化されてデジタル化されたX線データをDAS32から受け取って高速再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記憶装置38に画像を記憶させる。

【0015】

コンピュータ36はまた、キーボード、マウス、音声作動式コントローラ、又は他の任意の適当な入力装置のような何らかの形態の操作者インタフェースを有するコンソール40を介して、操作者から命令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている表示器4

10

20

30

40

50

2によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ36からのその他のデータを観測することが可能である。操作者が供給した命令及びパラメータはコンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線発生器28及びガントリ・モータ制御器30に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、電動テーブル46を制御するテーブル・モータ制御器44を動作させて、患者22及びガントリ12を配置する。具体的には、テーブル46は患者22を図1のガントリ開口48を通して全体として又は部分的に移動させる。

【0016】

図3に示すように、検出器アセンブリ18は、コリメート用ブレード又はプレート19を間に配置したレーン17を含んでいる。プレート19は、X線ビームが例えば検出器アセンブリ18に配置された図4の検出器20に入射する前にX線16をコリメートするように配置されている。一実施形態では、検出器アセンブリ18は、57個の検出器20を含んでおり、各々の検出器20が64×16のアレ寸法のピクセル素子50を有している。結果として、検出器アセンブリ18は64列の横列及び912列のチャンネル(16×57個の検出器)を有し、ガントリ12の各回の回転によって64枚の同時スライスデータを収集することを可能にしている。

【0017】

図4を参照すると、検出器20はDAS32を含んでおり、各々の検出器20が、パック51として構成されている多数の検出器素子50を含んでいる。検出器20は、検出器素子50に対してパック51の内部に配置されたピン52を含んでいる。パック51は、複数のダイオード59を有する背面照射型ダイオード・アレイ53の上に配置されている。次に、背面照射型ダイオード・アレイ53は多層基材54の上に配置されている。スペーサ55が多層基材54の上に配置されている。検出器素子50は背面照射型ダイオード・アレイ53に光学的に結合され、次に背面照射型ダイオード・アレイ53は多層基材54に電氣的に結合されている。軟質(フレックス)回路56が、多層基材54の面57及びDAS32に取り付けられている。検出器20は、ピン52の利用によって検出器アセンブリ18の内部に配置される。

【0018】

一実施形態の動作時には、検出器素子50の内部に入射するX線が光子を発生し、光子がパック51を横断することによりアナログ信号を発生して、この信号が背面照射型ダイオード・アレイ53の内部のダイオードにおいて検出される。発生されるアナログ信号は、多層基材54を通り、フレックス回路56を通過してDAS32まで運ばれて、ここでアナログ信号がデジタル信号へ変換される。

【0019】

本発明の各実施形態によれば、CTシステム10は、高密度プラーク沈着物によって部分的に狭窄した(すなわち閉塞した)血管構造を内部に含む患者の関心領域のCT画像を取得するように動作させられて、当該血管について正確な血管狭窄測定が行なわれ得るようにする。狭窄測定を実行するためにかかる画像を取得するときに、血管に狭窄の原因となる高密度プラーク(例えばカルシウム・プラーク)が存在していると、取得されるCT画像での血管の開通性の視覚化もまた妨げられることが認められる。プラークのビーム・ハードニング効果によってCT画像の血管の周囲に人為的な量(halo)が形成され、CTの検討時にプラークの量及び容積を過大に推定する滲み現象を招く。この現象が、CTシステムの固有システム伝達関数による実際のプラーク沈着物のボケに加えて生ずる。

【0020】

上述のように、CTイメージング・システム10は二重エネルギー・システムとして動作し、これにより高密度プラークに起因する滲み又はビーム・ハードニングの補正を提供する。CTシステム10は、二重エネルギー走査を利用して、2種の異なる管電圧レベル(kV)において同じ位置のデータを取得することにより画像の内部のコントラスト分離を強化する診断用CT画像を得る。二重エネルギーCT走査時に得られる画像を用いて、単色画像が形成される。すなわち、各々が特定のX線エネルギー(keV)での画像であるような

10

20

30

40

50

単色画像を幾つかのエネルギー・レベルにおいて形成することができる。以下に記載する本発明の各実施形態は2種のレベルのみでの単色画像の形成を記述するが、単色画像は例えば3種、4種又は5種のエネルギー・レベルのようにさらに多数のエネルギー・レベルにおいて形成され得ることが認められる。従って、本発明の各実施形態は2種のエネルギー・レベルのみの単色画像(すなわち「高」及び「低」エネルギー画像の対のみ)を取得し形成することに限定されず、本書における以下でのこのような考察はかかる制限として解釈されるべきではない。

【0021】

二重エネルギーCTを利用することにより、同一物質を異なる実質的な単色エネルギー・レベルにおいて観察することにより高密度プラーク物質のビーム・ハードニング・アーティファクトの影響を最小にすることができる。すなわち、高い単色エネルギー・レベルはプラークの強度及び対応する滲み現象を減少させ、この情報を用いて患者の血管でのプラークの範囲の正確な決定という利点を与えることができる。また、血管の造影剤はこれらの高エネルギーでは殆ど寄与しないので、これらの高エネルギー画像において高密度カルシウム・プラーク沈着物の正確な範囲の視覚化が可能である。最適化された高い単色エネルギー・レベルにおいてCT画像を取得することにより、高密度プラーク物質のビーム・ハードニング・アーティファクトは所定の最小値に保たれ、従って高密度プラーク物質の正確な視覚化及び血管狭窄の正確な定量化を可能にする。

【0022】

図5には、血管の狭窄のさらに正確な定量化及び視覚化を提供するように、二重エネルギー・スペクトルCT撮像によってCT画像の高密度プラークの滲み効果を減少させる手法60が本発明の一実施形態に従って示されている。手法60は、血管での高密度プラークに関連するビーム・ハードニング又は滲みを最小にする目的で、結合血管開通性画像を形成する。手法60によれば、プラーク沈着物の撮像時の滲み現象/ビーム・ハードニングを最小にする最適な高い単色エネルギー・レベルを識別するために、ステップ62において先ず較正が実行される。較正の後に、ステップ64において二重エネルギー走査法/画像取得に従って、低エネルギー設定及び決定された最適な高エネルギー設定においてCT画像データが取得される。従って、ステップ64として、例えば低エネルギー画像を65 keVにおいて取得して高エネルギー画像を130 keVにおいて取得することができるが、較正結果に基づいて選択される他の最適な高エネルギー・レベルのような他の適当なエネルギー・レベルを用いてもよいことが認められる。手法60のさらに他の実施形態によれば、ステップ62の較正を実行せずに臨床的に許容されるkeV設定(例えば130 keV)において高エネルギー画像を取得してもよいし、或いはステップ64において取得されるCT画像データと共に後に用いるために高密度カルシウム標本の挙動についての情報を記憶しておいて、ステップ62の較正はシステム・セットアップ時に1回行なわれればよいことが認められる。

【0023】

本発明の実施形態の一例によれば、ステップ64でのCT画像データの取得にさらに関連して、CT画像データが2種の異なる管電圧レベル(kV)における走査によって取得され、これらの走査では、管電圧の高速切り換えの利用を介して、放出されるX線ビームを構成する入射フォトンのエネルギーのピーク(keV)及びスペクトルを変化させる。これらの走査は回転角度の関数としてインタリーブされ、従って低エネルギーCTデータ及び高エネルギーCTデータを取得するのに被検体の周りで1回のガントリ回転を行なうだけでよい。このように、低及び高エネルギーCTデータが2個の管(すなわち図1のX線管14)の利用又はガントリ12(図1)の2回の回転を介して取得される場合とは対照的に、低及び高エネルギー画像に関する患者の血管位置及びプラーク位置の位置揃えの問題が存在せず、有利である。

【0024】

ステップ64での低及び高エネルギー・レベル設定の各々でのCT画像データの取得の後に、血管ピクセル及びプラーク領域ピクセルを、CT画像においてコントラストを与える

10

20

30

40

50

ことに関して最も適したエネルギー・レベル設定において取得されたCT画像データから選択する。本発明の実施形態の一例によれば、血管ピクセルは低エネルギー画像データ（例えば65 keV画像）から選択され、またプラーク領域ピクセルは、滲み効果が高エネルギー画像データにおいて最小であるため高エネルギー画像データから選択される。従って、手法60の次のステップでは、ステップ66において高エネルギー・レベル画像データを処理して、関心領域の単色画像を再構成する。次いで、ステップ68において高エネルギー・レベル画像を解析して、ここからプラーク沈着物ピクセルを識別してセグメント分割する。次いで、ステップ70においてこれらの識別されたプラーク沈着物ピクセルを用いて、低エネルギー・レベル画像の形成時に適用される画像マスクを形成する。このように、プラーク沈着物領域ピクセルのセグメント分割及び画像マスクの形成に続いて、ステップ72において低エネルギー・レベル画像を処理する。低エネルギー・レベル画像を形成する際には、プラーク沈着物ピクセルから形成された画像マスクを適用して、低エネルギー・レベル画像の形成時にマスクされたピクセルが無視されるようにする。

10

【0025】

低エネルギー・レベルの画像の形成の後に、ステップ74において高エネルギー・レベル画像からのプラーク・ピクセルを血管の低エネルギー・レベル画像に加算する。このようにして、血管及び他の組織が低エネルギー・レベルにあり、高密度プラークが高エネルギー・レベル設定にあるような結合画像が形成される。これにより、血管は最適コントラスト強調になっているが、プラーク沈着物の滲み効果は最小になっているような画像が得られる。この画像によって、利用者が血管での真のプラーク範囲を観察することが可能になり得る。この結合画像は、任意の厚み、寸法、カーネル、CT容積の全体又は一部、断面変換スライスについて形成されることができ、またボリューム・レンダリング画像及び最大強度投影画像としても形成され得る。プラーク・ピクセル画像及び画像の残部を異なるカーネル設定にすることもできる。これにより、ステップ76ではプラーク沈着物の正確な視覚化が狭窄領域の（すなわちプラーク沈着物の）正確な測定を提供し、かかる測定ステップは、CTシステム10によってコンピュータ20等によって自動的に又はシステム操作者によって手動での何れかで実行される。

20

【0026】

本発明のもう一つの実施形態に従って、高密度プラークに関連するビーム・ハードニングを最小にする目的で血管開通性画像を形成する手法80を図6に掲げる。手法80はステップ82から開始し、このステップではプラーク沈着物の撮像時の滲み現象/ビーム・ハードニングを最小にする最適な高い単色エネルギー・レベルを識別するための較正を先ず実行する。代替的には、手法60（図5）に関連して上述したように、較正を実行せずに臨床的に許容されるkeV設定（例えば130 keV）において高エネルギー画像を取得し得ることも認められる。図6に示す手法80に戻り、較正の後に、ステップ84では、二重エネルギー走査法/画像取得に従って低エネルギー設定及び高エネルギー設定の各々においてCT画像データを取得する。例えば、低エネルギー画像を65 keVにおいて取得し、高エネルギー画像を130 keVにおいて取得することができるが、他の適当なエネルギー・レベルを用いてもよいことが認められる。

30

【0027】

低及び高エネルギー・レベルの各々でのCT画像データの取得の後に、ステップ86において高エネルギー・レベル画像データを処理して、関心領域の単色画像を再構成する。次いで、ステップ88において高エネルギー・レベル画像を解析して、高エネルギー・レベル画像からプラーク領域ピクセルをセグメント分割する。滲み効果は高エネルギー画像において最小であるため、プラーク領域ピクセルは高エネルギー画像データから選択される。次いで、ステップ90において低エネルギー・レベル画像データを処理して、CT画像での血管/組織及び造影剤の相対的に良好な信号対雑音比を強調するようにして低エネルギー設定（例えば65 keV）において全体CT画像を形成する。すなわち、ステップ90では、血管及び他の組織、並びに高密度プラーク沈着物を含む画像が低エネルギー・レベル画像データから形成される。このことは、選択されたマスク部分を低レベル・エネルギー・データの画像

40

50

再構成から除外して部分画像のみが再構成されるようにした図5に示す手法60と対照的である。

【0028】

全体CT画像の形成の後に、ステップ92において、高エネルギー・レベル画像データからセグメント分割されたブランク領域ピクセルを処理して、単色低エネルギー・レベル画像に重ね合わせる。実施形態の一例によれば、処理されて単色低エネルギー・レベル画像に重ね合わされる高エネルギー・レベル画像データからセグメント分割されたブランク領域ピクセルは、カラーで形成される。ブランク領域のカラー・オーバーレイは、視覚化の際にキーストローク又はボタン選択によって選択的にオン/オフ表示され得る。オーバーレイは、例えば利用者が狭窄の測定を行なう準備ができると作動状態になり得る。ステップ94では、狭窄した領域の測定が実行され、かかる測定は利用者によって手動で又はカラー・ブランク・オーバーレイ領域の範囲に基づいて自動的に（例えば図1のコンピュータ20によつて）の何れかで行なわれる。

10

【0029】

図7には、血管での高密度ブランクに関連するビーム・ハードニングを最小にしたCT画像を形成する手法100を示す。手法100によれば、ステップ102において、ブランク沈着物の撮像時のビーム・ハードニングを最小にする最適な高い単色エネルギー・レベルを識別するための較正を先ず実行する。次いで、ステップ104では、二重エネルギー走査法/画像取得に従って低エネルギー設定及び最適な高エネルギー設定の各々においてCT画像データを取得する。例えば、低エネルギー画像を65keVにおいて取得し、高エネルギー画像を130keVにおいて取得することができるが、他の適当なエネルギー・レベルを用いてもよいことが認められる。

20

【0030】

ステップ106では、最適な高エネルギー・レベルで取得されたCTデータからブランク領域ピクセルを識別する。高エネルギー画像でのブランク領域ピクセルのかかる識別の後に、ステップ108では低エネルギー・レベル画像データにおいてブランク領域ピクセルが単離され、「修正済み低エネルギー画像データ」集合を形成するように低エネルギー走査データに再投影される。次いで、ステップ110において、修正済み低エネルギー・レベル画像データを逆投影手法等を介して再構成することにより、無ブランク画像を形成する。このブランク領域ピクセルを含まない低エネルギー・レベル画像データの再構成は、画像がブランク・データを有しない未処理データ(raw data)から再構成されるため、画像のしみ効果又はビーム・ハードニングを減少させる。無ブランク画像の再構成の後に、ステップ112において、IBO又はビーム・ハードニング補正の場合と同様に、高エネルギー・レベル走査からのブランク・ピクセルを低エネルギー・レベル画像データから形成された無ブランク画像に加算し、このようにしてさらに正確な狭窄の視覚化を提供する真のブランク補正済み画像（又はブランク除去画像）を形成する。次いで、ステップ114において、再構成された画像に基づいて血管狭窄の測定が行なわれ、かかる測定ステップは自動的に又はシステム操作者によって手動での何れかで実行される。

30

【0031】

上述のように、図5～図7の手法60、80、100の各々について、血管構造及びブランク沈着物を示す再構成画像に基づいて血管狭窄の測定を行なうことができる。手法60、80、100の各々において実行される狭窄測定又は標準的に取得されたCT画像に対して行なわれる狭窄測定について、再構成画像のブランク沈着物の量のあらゆる過大推定を補正する狭窄測定の補正を行なうことができる。すなわち、CT画像に対して行なわれる狭窄測定が、当該画像エネルギー・レベルにおいて通常観察されるブランク沈着物の過大推定の量を補正することにより修正される。二重エネルギーCTを利用して異なる単色エネルギー・レベルで形成された各画像について、ブランク沈着物を横断するプロファイルの半値全幅(FWHM)を取得して、これらのFWHMプロファイルをブランク沈着物の実測寸法に対して比較することにより、単色エネルギー・レベルとしみの量との間の関係を決定することができる。二重エネルギーCTの利用から、全ての場合についてFWHMはエネ

40

50

ルギ・レベルが高まるほど減少することが分かる。FWHMに対する単色エネルギー・レベルの効果（滲み効果の指標となる）に加えて、プラーク沈着物のプロファイルを解析するための臨床での視覚化設定（ウィンドウ幅及びこれらの標本を含む画像のレベル）を利用すると、FWHMとプラーク沈着物の実際の寸法との間のこの関係がさらに強化される。

【0032】

以上に鑑みて、標本密度、寸法及び視覚化設定を考慮に入れることにより、異なる単色エネルギー・レベルでのプラーク沈着物の実測値からプラーク沈着物のプロファイル測定値の誤差を予測することが可能である。この情報は、CTシステムの較正ステップとして用いられ得る適当に設計されたファントムを用いることにより、実験に基づいて容易に表としてまとめることができる。

10

【0033】

図8には、本発明の一実施形態に従って狭窄の測定値を補正する手法120が示されている。手法120によれば、ステップ122において、血管狭窄の測定が血管及び血管の内部のプラーク沈着物の再構成されたCT画像に基づいて先ず行なわれ、かかる測定ステップは自動的に又はシステム操作者によって手動での何れかで実行される。血管狭窄の測定の後、ステップ124において、複数の画像エネルギー・レベルの各々において通常見受けられるプラーク沈着物の過大推定の量を相関させたルックアップ・テーブルにアクセスする。ルックアップ・テーブルにおけるかかる相関は、異なる単色エネルギー・レベルにおいて形成される画像のプラーク沈着物を横断するプロファイルのFWHMをプラーク沈着物の実測寸法に対して比較する事前較正/実験に基づくものであってよく、単色エネルギー・レベルと滲みの量との間の関係を決定することができる。ルックアップ・テーブルは、画像データが取得されたときの画像エネルギー・レベルに基づいて血管狭窄に対して示唆される補正を示し、ステップ126においてこの補正を適用して補正済み血管狭窄測定値を生成する。

20

【0034】

手法120の代替的な実施形態によれば、測定された血管狭窄に対する補正は、ルックアップ・テーブルにアクセスするのではなく数式によって決定されることが認められる。かかる数式は、測定誤差と、用いられる画像ウィンドウ幅及びウィンドウ・レベルの臨床での視覚化設定と、ハンスフィールド単位(HU)で表わしたプラーク沈着物の密度と、測定されている画像のエネルギー・レベルとの間の関係を考慮に入れたものである。

30

【0035】

本発明のもう一つの実施形態によれば、図5～図7の手法60、80、100の各々において追加のステップ（例えばFWHMによる手法に加えて）を実行して、識別された/セグメント分割されたプラーク沈着物ピクセルを精密化し得ることが認められる。例えば、システムの伝達関数について精密化済みの識別されたプラーク物質を精密化するように、識別された/セグメント分割されたプラーク沈着物ピクセルに対して逆畳み込み（デコンボリューション）工程を実行することができる。デコンボリューションは、用いられた再構成カーネルの点拡がり関数によって適用される。従って、高エネルギーにおいて識別されたカルシウム領域を単離/セグメント分割した後でのかかる領域のデコンボリューションは、識別されたカルシウムを補正し又は精密化し、次いでこの補正済み情報を低エネルギー画像に加算すると、最終画像において高密度カルシウム沈着物のさらに正確な寸法決定を行ない、さらに正確な狭窄測定を行なえるようになる。

40

【0036】

図5～図7に示す手法60、80、100の各々において、手法にさらに追加の改良及び/又は変更を施して狭窄の視覚化及び定量化工程を改善し得ることが認められる。例えば、異なる配向で血管を視覚化して比較するために、低keV画像からの中心線情報を、他のエネルギー・レベルでの他の共通の点を再利用しつつ用いることができ、全てのkeV設定においてコントラストによって血管の中心線を再処理する必要がない。最適コントラスト・レベルの画像を用いて最も正確な中心線追尾を行なうことができ、結果を他の全てのkeV設定に用いて、このようにして血管パラメータの改善された定量化を可能にする

50

ことができる。

【0037】

開示された方法及び装置の技術的な寄与は、正確な血管狭窄の視覚化及び定量化を提供する二重エネルギーCTスペクトル撮像のコンピュータ実装型の方法及び装置を提供することである。

【0038】

当業者は、本発明の各実施形態が、コンピュータ・プログラムを記憶したコンピュータ可読の記憶媒体に結び付けられて制御され得ることを認められよう。コンピュータ可読の記憶媒体は、電子的構成要素、ハードウェア構成要素、及び/又はコンピュータ・ソフトウェア構成要素の1又は複数のような複数の構成要素を含んでいる。これらの構成要素は、連鎖を成す1若しくは複数の具現化形態又は実施形態の1若しくは複数の部分を実行するソフトウェア、ファームウェア、及び/又はアセンブリ言語のような命令を一般に記憶する1又は複数のコンピュータ可読の記憶媒体を含み得る。これらのコンピュータ可読の記憶媒体は一般的には、非一時的であり且つ/又は有形である。かかるコンピュータ可読の記憶媒体の例としては、コンピュータの記録可能なデータ記憶媒体及び/又は記憶装置等がある。コンピュータ可読の記憶媒体は例えば、磁気式、電気式、光学式、生物式、及び/又は原子式のデータ記憶媒体の1又は複数を用いてよい。さらに、かかる媒体は例えば、フロッピー・ディスク、磁気テープ、CD-ROM、DVD-ROM、ハード・ディスク・ドライブ、及び/又は電子メモリの形態を取り得る。列挙されていない他の形態の非一時的であり且つ/又は有形であるコンピュータ可読の記憶媒体を本発明の各実施形態と共に用いてもよい。

【0039】

多数のかかる構成要素がシステムの具現化形態において結合され又は分割され得る。さらに、かかる構成要素は、当業者には認められるように多数のプログラミング言語の任意のもので書かれ又は具現化された一組及び/又は一連のコンピュータ命令を含み得る。

【0040】

従って、本発明の一実施形態によれば、CTシステムが、走査される患者を収容する開口を有する回転式ガントリと、回転式ガントリに配置されて、狭窄状態にありプラーク物質を内部に有する血管を含む患者の関心領域へ向けてX線を投射するように構成されているX線源とを含んでいる。CTシステムはまた、回転式ガントリに配置されて、X線源によって放出され関心領域によって減弱されたX線を受光するように配置されているX線検出器と、X線検出器に接続されて動作するデータ取得システム(DAS)とを含んでいる。CTシステムはさらに、第一の色エネルギー・レベルにおいて関心領域の第一のCT画像データ集合を取得し、第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルにおいて関心領域の第二のCT画像データ集合を取得して、第二のCT画像データ集合を解析することにより関心領域のプラーク物質を識別するようにプログラムされたコンピュータを含んでいる。

【0041】

本発明のもう一つの実施形態によれば、非一時的なコンピュータ可読の記憶媒体が、命令を含むコンピュータ・プログラムを記憶しており、命令はコンピュータによって実行されると、計算機式断層写真法(CT)システムのX線源に、第一の色エネルギー・レベル及び第一の色エネルギー・レベルよりも高い第二の色エネルギー・レベルの各々にあるX線を、それぞれの第一及び第二の走査時に患者へ向けて放出させることをコンピュータに行なわせる。命令はまた、高密度プラーク物質を内部に含む狭窄状態にある血管を含む患者の関心領域の第一のCT画像データ集合及び第二のCT画像データ集合を、それぞれの第一及び第二の走査から取得することをコンピュータに行なわせる。命令はさらに、関心領域の高密度プラーク物質に対応するピクセルを単離するように第二のCT画像データ集合の解析を実行し、少なくとも血管の画像を含む第一のCT画像データ集合から関心領域の部分画像及び全体画像の一方を再構成して、関心領域の最終画像を形成するように高密度プラーク物質に対応する単離されたピクセルを第一のCT画像データ集合から形成された部分

10

20

30

40

50

画像及び全体画像の一方に適用することをコンピュータに行なわせる。

【 0 0 4 2 】

本発明のさらにもう一つの実施形態によれば、スペクトル計算機式断層写真法（ＣＴ）撮像の方法が、狭窄状態にあり高密度プラーク物質を内部に有する血管構造を含む患者の関心領域の第一のＣＴ画像データ集合を低い色エネルギー・レベルにおいて取得するステップを含んでいる。この方法はまた、関心領域の第二のＣＴ画像データ集合を、低い色エネルギー・レベルに比較して高められたエネルギー・レベルにある高い色エネルギー・レベルにおいて取得するステップと、関心領域の血管構造に対応するピクセルを識別するように第一のＣＴ画像データ集合を解析するステップとを含んでいる。この方法はさらに、血管構造の内部の高密度プラーク沈着物に対応するピクセルを識別するように第二のＣＴ画像データ集合を解析するステップと、第一のＣＴ画像データ集合において識別された血管構造に対応するピクセル及び第二のＣＴ画像データ集合において識別された高密度プラーク沈着物に対応するピクセルから関心領域の画像を再構成するステップとを含んでいる。

10

【 0 0 4 3 】

この書面の記載は、最適な態様を含めて発明を開示し、また任意の装置又はシステムを製造して利用すること及び任意の組み込まれた方法を実行することを含めて当業者が本発明を実施することを可能にするように実例を用いている。発明の特許付与可能な範囲は特許請求の範囲によって画定され、当業者に想到される他の実例を含み得る。かかる他の実例は、特許請求の範囲の書字言語に相違しない構造的要素を有する場合、又は特許請求の範囲の書字言語と非実質的な相違を有する等価な構造的要素を含む場合には、特許請求の範囲にあるものとする。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 4 4 】

- 1 0 計算機式断層写真法（ＣＴ）イメージング・システム
- 1 2 ガントリ
- 1 4 X線源
- 1 6 X線ビーム
- 1 7 レール
- 1 8 検出器アセンブリ
- 1 9 コリメート用ブレード又はプレート
- 2 0 検出器
- 2 2 患者
- 2 4 回転中心
- 2 6 制御機構
- 2 8 X線発生器
- 3 0 ガントリ・モータ制御器
- 3 2 データ取得システム（ＤＡＳ）
- 3 4 画像再構成器
- 3 6 コンピュータ
- 3 8 大容量記憶装置
- 4 0 コンソール
- 4 2 表示器
- 4 4 テーブル・モータ制御器
- 4 6 電動テーブル
- 4 8 ガントリ開口
- 5 0 ピクセル素子
- 5 1 パック
- 5 2 ピン
- 5 3 背面照射型ダイオード・アレイ
- 5 4 多層基材

30

40

50

- 5 5 スペース
- 5 6 軟質回路
- 5 7 多層基材の面
- 5 9 複数のダイオード
- 6 0、8 0、1 0 0、1 2 0 手法

【図 1】

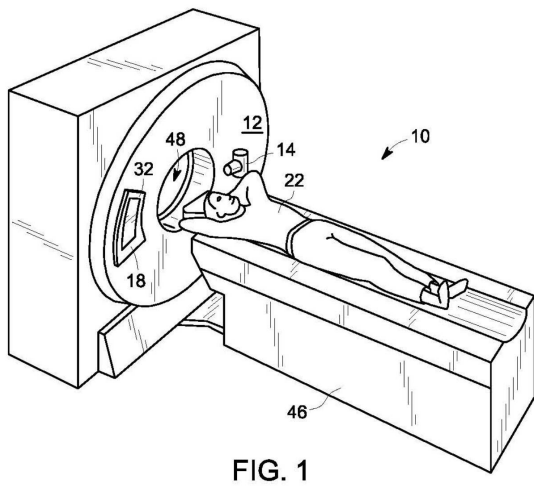


FIG. 1

【図 2】

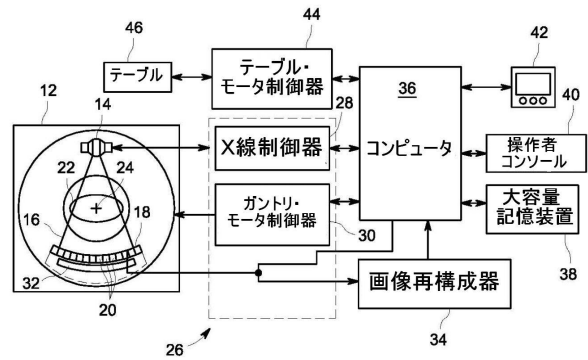


FIG. 2

【図 3】

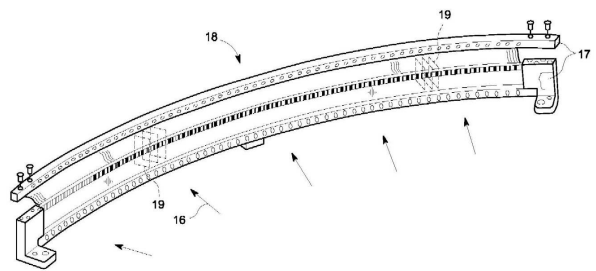


FIG. 3

【 図 4 】

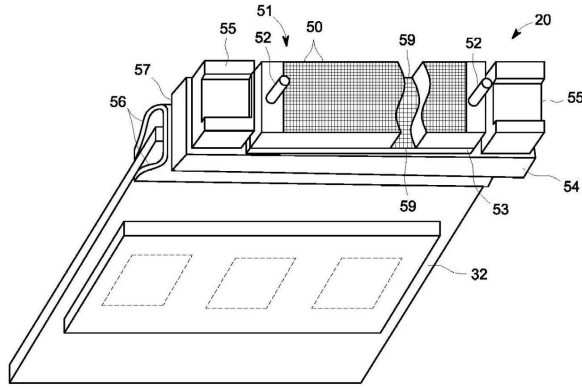


FIG. 4

【 図 5 】

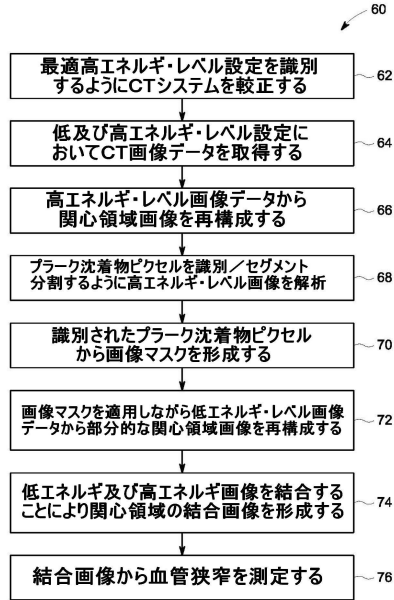


FIG. 5

【 図 6 】

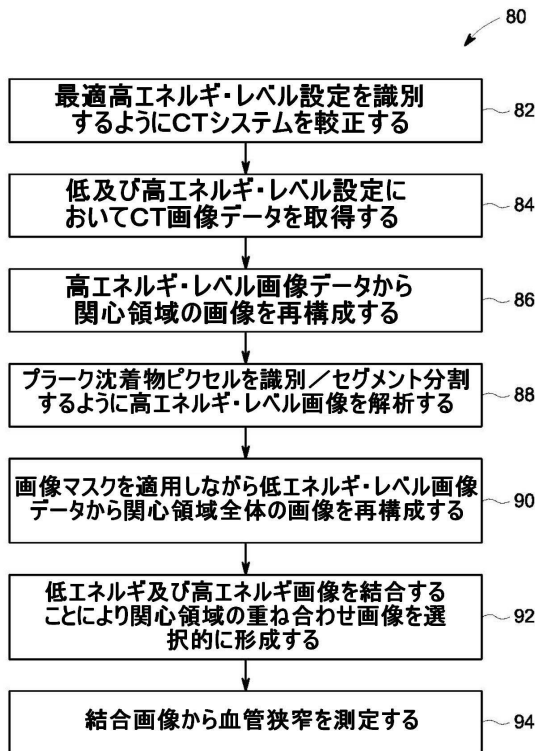


FIG. 6

【 図 7 】

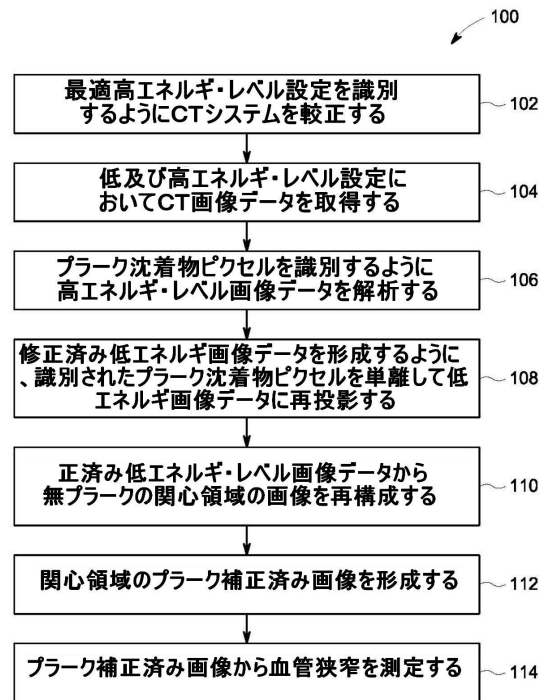


FIG. 7

【 図 8 】

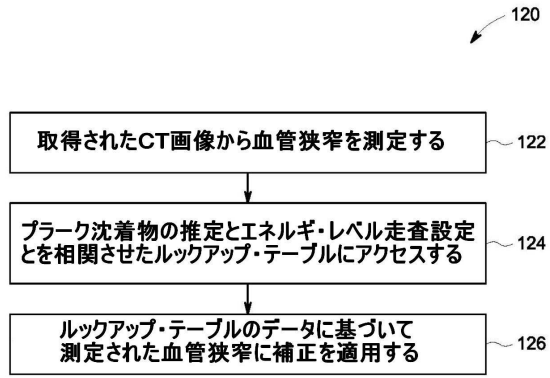


FIG. 8

フロントページの続き

- (72)発明者 ダリン・ロバート・オーカーランド
アメリカ合衆国、ワイオミング州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300
0番
- (72)発明者 トシヒロ・リフ
アメリカ合衆国、ワイオミング州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・ブルバード、300
0番

審査官 湯本 照基

- (56)参考文献 特開2004-065975(JP,A)
特開2009-034494(JP,A)
特開2006-320464(JP,A)
特開2009-195561(JP,A)
特開2009-178493(JP,A)
米国特許出願公開第2004/0022359(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03