

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-34983

(P2006-34983A)

(43) 公開日 平成18年2月9日(2006.2.9)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Z	4 C 0 9 3
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	
	A 6 1 B 6/03 3 7 0 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2005-219986 (P2005-219986)	(71) 出願人	390039413
(22) 出願日	平成17年7月29日 (2005.7.29)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(31) 優先権主張番号	102004036726.4		Siemens Aktiengesellschaft
(32) 優先日	平成16年7月29日 (2004.7.29)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン ヴィッテルスバッハープラッツ 2
(33) 優先権主張国	ドイツ(DE)	(74) 代理人	100075166
			弁理士 山口 巖
		(72) 発明者	クリスチアン アスベック
			ドイツ連邦共和国 96047 バンベルク グラーフ-シュタウフェンベルク-プラッツ 11

最終頁に続く

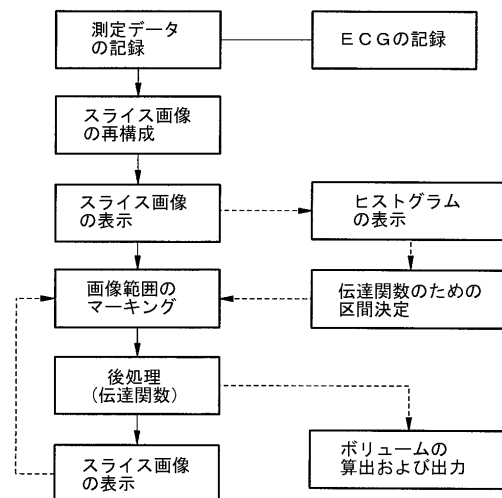
(54) 【発明の名称】 血管内の沈着の可視化方法および装置

(57) 【要約】

【課題】異なる型の沈着を観察者にとって良好に認識可能にする。

【解決手段】画像形成断層撮影装置により血管(21)の一連の2Dスライス画像のための測定データが記録され、測定データから2Dスライス画像が再構成されて表示され、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定のために2Dスライス画像の画像データの後処理が行なわれる血管内の沈着の可視化方法において、2Dスライス画像の表示のもとに2Dスライス画像内で対話式に移動可能でありかつ予め設定可能なマーキング範囲を規定するマーキング要素を位置決めすることによって、1つ又は複数の画像範囲(23, 24)をマーキングし、その1つ又は複数の画像範囲において後処理の際に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラー値を割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて、画素が自動的にカラーコード化されて表示される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像形成断層撮影装置により血管(21)の一連の2Dスライス画像のための測定データが記録され、測定データから2Dスライス画像が再構成されて表示され、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定のために2Dスライス画像の画像データの後処理が行なわれる血管内の沈着の可視化方法において、

2Dスライス画像の表示のもとに2Dスライス画像内で対話式に移動可能でありかつ予め設定可能なマーキング範囲を規定するマーキング要素を位置決めすることによって、1つ又は複数の画像範囲(23, 24)をマーキングし、その1つ又は複数の画像範囲において後処理の際に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラー値を割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて、画素が自動的にカラーコード化されて表示される

ことを特徴とする血管内の沈着の可視化方法。

【請求項 2】

伝達関数は、異なる型の沈着が異なるカラーで表示され及び/又は沈着と周囲組織とが異なるカラーで表示されるように選ばれることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項 3】

空間的に相前後する2Dスライス画像において重なり合っている画像範囲のマーキングから自動的に3次元範囲が形成され、3次元範囲における沈着全体のボリュームおよび/または特定の型の沈着のボリュームが算出され値として供給されることを特徴とする請求項2記載の方法。

【請求項 4】

異なる型の沈着の算出されたボリュームの1つ又は複数の相互関係および/または異なる型の沈着の算出されたボリュームと沈着全体のボリュームとの1つ又は複数の関係が算出され値として表示されることを特徴とする請求項3記載の方法。

【請求項 5】

2Dスライス画像は、それらの画像平面が表示された血管(21)の縦軸に対してほぼ垂直に向くように再構成されて表示されることを特徴とする請求項1乃至4の1つに記載の方法。

【請求項 6】

伝達関数に対する値範囲の対話式設定のために、2Dスライス画像に含まれている明度値のヒストグラムが表示されることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の方法。

【請求項 7】

画像形成断層撮影装置による測定データの記録が心電図(ECG)を同時に記録しながら行われ、レトロスペクティブECG同期技術を用いて2Dスライス画像が再構成されることを特徴とする請求項1乃至6の1つに記載の方法。

【請求項 8】

測定データの記録がマルチスライスコンピュータ断層撮影装置(1)により行なわれることを特徴とする請求項1乃至7の1つに記載の方法。

【請求項 9】

血管の一連の2Dスライス画像のための測定データを記録するための画像形成断層撮影装置と、測定データから2Dスライス画像を再構成すると共に2Dスライス画像を表示ユニット(12)に表示するための画像コンピュータ(11)と、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定を行なうための後処理モジュール(19)とを備えた血管内の沈着の可視化装置において、

後処理モジュール(19)は、2Dスライス画像の表示のもとに対話式に2Dスライス画像内で移動可能でありかつ予め設定可能なマーキング範囲を規定するマーキング要素の位置決めによって、1つ又は複数の画像範囲のマーキングを可能にすると共に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラーを割付ける

10

20

30

40

50

予め設定可能な伝達関数に基づいて、マーキングされた画像範囲内の画素を自動的にカラーコード化して表示するように構成されていることを特徴とする血管内の沈着の可視化装置。

【請求項 10】

後処理モジュール(19)は画像コンピュータ(11)に組み込まれていることを特徴とする請求項9記載の方法。

【請求項 11】

後処理モジュール(19)は請求項2乃至7の1つに記載の方法ステップを実行するように構成されていることを特徴とする請求項9又は10に記載の方法。

【請求項 12】

画像形成断層撮影装置はレトロスペクティブECG同期のために心電図記録装置(20)に接続されていることを特徴とする請求項9乃至11の1つに記載の方法。

【請求項 13】

画像形成断層撮影装置はマルチスライスコンピュータ断層撮影装置であることを特徴とする請求項9乃至12の1つに記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像形成断層撮影装置、特にマルチスライスコンピュータ断層撮影装置により血管の一連の2Dスライス画像のための測定データが記録され、測定データから2Dスライス画像が再構成されて表示され、2Dスライス画像の画像データの後処理が行なわれる血管内、特に心臓冠状血管内の沈着の可視化方法および装置に関する。

【背景技術】

【0002】

冠状血管の心臓病は工業国における主な死因の1つである。心臓病はしばしば、血管狭窄または血管閉塞をもたらすことがある冠状血管内のアテローム性動脈硬化プラークによって引き起こされる。アテローム性動脈硬化プラークは互いに異なる組成を有する種々の型に分類される。ソフトプラークとも呼ばれる脂質プラークまたは非石灰化プラークは、梗塞または突然心臓死のような冠状血管事象にとって特に高い危険に結びついている。なぜならば、プラーク破裂は高い確率で急性血管閉塞をもたらすからである。特定の薬いゆる脂質低下薬の使用によって、ソフトプラークが存在する場合に急性の冠状血管事象の危険が低減される。ソフトプラークとは違って、他のプラーク型としての石灰化プラークは稀にしか急性血管閉塞をひき起こさない。同じことが繊維性プラーク、すなわちソフトプラークと石灰化プラークとの間の中間段階についても当てはまる。

【0003】

従って、画像形成技術を使用する場合、患者の心臓冠状血管内でのソフトプラークの存在をできるだけ迅速に識別できることが重要である。心臓冠状血管内のソフトプラークを可視化するための公知の画像形成方法は、血管内超音波画像形成(IVUS)または光コヒーレント断層撮影(OCT)の侵襲性画像形成法である。この画像形成モダリティは、血管軸に対して垂直に向く画像平面を有するグレー値画像を作成する。血管は画像中心において同心リングとして認識することができ、異なるプラーク型が画像内での異なるグレー値範囲によって解明可能である。観察者は、プラークの存在を確実に認識して異なるプラーク型の区別を行ない得るためには、深い経験を持たなければならない。

【0004】

相応の検出器アレイによって4つ又はそれ以上のスライスを同時に検出することができるマルチスライスコンピュータ断層撮影装置の導入以来、心電図同期式の動作様式(いわゆるECGゲーティング)と関連して、心臓の非侵襲の画像形成も可能である。マルチスライスコンピュータ断層撮影装置の高い撮影速度と関連したECGゲーティングは、最小の運動アーチファクト(モーションアーチファクト)を有する冠状動脈の可視化を可能にする。記録された2Dスライス画像は引続いて種々の方式で、例えば3Dボリュームレン

10

20

30

40

50

ダリング（VRT）によって、または2次元薄スライスMIP（Maximal Intensity Projection、最大値投影表示法）によって可視化することができる。断層撮影によるこの種の画像形成についての例は刊行物から知ることができる（例えば、非特許文献1参照）。マルチスライスコンピュータ断層撮影により、石灰化および非石灰化の冠状動脈プラークをほぼ等方性のスライス画像データセットに基づいて表示することも公知である（例えば、非特許文献2参照）。本出願による請求項1の前文に記載された心臓冠状血管内の沈着の可視化方法は公知であり、この公知の方法では、再構成された2Dスライス画像の画像データにおけるCT密度値の算出によって、脂質プラーク、繊維性プラークおよび石灰化プラークを区別することができる（例えば、非特許文献3参照）。この場合、各プラーク範囲の少なくとも4つの異なるアキシャルスライス画像においてランダムに選択された16個の点で密度測定が行なわれる。

10

【0005】

しかし、画像形成断層撮影モダリティにより得られる検査対象範囲の2Dスライス画像の観察時において、しばしば、周囲を取巻く組織に対する、異なるプラーク型の不正確な識別性の問題が存在する。

【非特許文献1】B. Ohnesorgeほか著、「Cardiac Imaging by Means of Electrocardiographically Gated Multisection Spiral CT: Initial Experience」（心電図同期化多断面スパイラルCTによる心臓撮影法：初体験）, Radiology（2002）, 第217巻, 第564-571頁

20

【非特許文献2】C. R. Beckerほか著、「Current Development of Cardiac Imaging with Multidetector-Row CT」（多列検出器CTによる心臓撮影法の最新の発展）, European Journal of Radiology（2002）, 第36巻, 第97-103頁

【非特許文献3】S. Schroederほか著、「Non-invasive Detection and Evaluation of Atherosclerotic Plaque with Multi-Slice Computed Tomography」（マルチスライスコンピュータ断層撮影法によるアテローム性プラークの非侵襲の検出および評価）, Journal of the American College of Cardiology（2001）, 第37巻, 第1430-1435頁

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の課題は、異なる型の沈着が観察者にとって良好に認識可能である血管内、特に心臓冠状血管内の沈着の可視化方法および装置で提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

血管内、特に心臓冠状血管内の沈着の可視化方法に関する課題は、本発明によれば、画像形成断層撮影装置により血管の一連の2Dスライス画像のための測定データが記録され、測定データから2Dスライス画像が再構成されて表示され、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定のために2Dスライス画像の画像データの後処理が行なわれる血管内の沈着の可視化方法において、2Dスライス画像の表示のもとに2Dスライス画像内で対話式に移動可能でありかつ予め設定可能なマーキング範囲を規定するマーキング要素を位置決めすることによって、1つ又は複数の画像範囲をマーキングし、その1つ又は複数の画像範囲において後処理の際に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラー値を割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて、画素が自動的にカラーコード化されて表示されることによって解決される。なお、予め設定可能なマーキング範囲はマーキング要素の

40

50

周りに規定される。

【0008】

本発明による方法の実施態様は次の通り列記される。

伝達関数は、異なる型の沈着が異なるカラーで表示され及び/又は沈着と周囲組織とが異なるカラーで表示されるように選ばれる(請求項2)。

空間的に相前後する2Dスライス画像において重なり合っている画像範囲のマーキングから自動的に3次元範囲が形成され、3次元範囲における沈着全体のボリュームおよび/または特定の型の沈着のボリュームが算出され値として供給される(請求項3)。

異なる型の沈着の算出されたボリュームの1つ又は複数の相互関係および/または異なる型の沈着の算出されたボリュームと沈着全体のボリュームとの1つ又は複数の関係が算出され値として表示される(請求項4)。

2Dスライス画像は、それらの画像平面が表示された血管(21)の縦軸に対してほぼ垂直に向くように再構成されて表示される(請求項5)。

伝達関数に対する値範囲の対話式設定のために、2Dスライス画像に含まれている明度値のヒストグラムが表示される(請求項6)。

画像形成断層撮影装置による測定データの記録が心電図(ECG)を同時に記録しながら行われ、レトロスペクティブECG同期技術を用いて2Dスライス画像が再構成される(請求項7)。

測定データの記録がマルチスライスコンピュータ断層撮影装置により行なわれる(請求項8)。

【0009】

血管内、特に心臓冠状血管内の沈着の可視化装置に関する課題は、本発明によれば、血管の一連の2Dスライス画像のための測定データを記録するための画像形成断層撮影装置と、測定データから2Dスライス画像を再構成すると共に2Dスライス画像を表示ユニットに表示するための画像コンピュータと、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定を行なうための後処理モジュールとを備えた血管内の沈着の可視化装置において、後処理モジュールは、2Dスライス画像の表示のもとに対話式に2Dスライス画像内で移動可能でありかつ予め設定可能なマーキング範囲を規定するマーキング要素の位置決めによって、1つ又は複数の画像範囲のマーキングを可能にすると共に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラーを割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて、マーキングされた画像範囲内の画素を自動的にカラーコード化して表示するように構成されていることによつて解決される。

【0010】

本発明による血管内の沈着の可視化方法においては、画像形成断層撮影装置、特にマルチスライスコンピュータ断層撮影装置により血管の一連の2Dスライス画像のための測定データが記録され、測定データから2Dスライス画像が再構成されて表示される。2Dスライス画像の表示の際に、例えば対話式に1つ又は複数の画像範囲がマーキングされる。画像範囲、特に血管範囲は画像処理方法を介して自動的に決定することもできる。マーキングされた画像範囲において、自動後処理の際に、明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラーを割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて画素がカラーコード化されて2Dスライス画像内に表示される。

【0011】

血管の撮影された2Dスライス画像の観察時に、観察者は、例えばマウスポインタの如き対話式マーキング手段により、表示された2Dスライス画像内で、表示された血管内の関心範囲を対話式にマークする。この際にマーキングは、マウスポインタの位置の周りに予め設定された面がマーキングされた画像範囲とみなされるいわゆるピクセルレンズの技術を用いて行なわれる。このマーキングされた画像範囲内の全ての画素が、それぞれ予め設定された伝達関数に応じてカラー表示される。画像データの付属の後処理およびカラー表示は、画像範囲へマウスポインタを位置決めするだけで開始させてもよいし、あるいは

10

20

30

40

50

、例えばマウスクリックの如き入力指令によって初めて開始させてもよい。マウスポインタの位置の周りに予め設定された面は、円形、楕円形または矩形であってよく、もちろん任意のその他の予め設定可能な形を有していてもよい。このカラーピクセルレンズによって、観察者には画像分析時にいつでも即座に視覚的に画像中の血管におけるプラークを識別してそれらの形状および広さを認識することができる。画像内での対話式ナビゲーションによって、被検査対象ボリューム内のプラークの大きさおよび種類に関する迅速な把握が達成可能である。

【0012】

カラーコード化のための画像範囲に応じた他の有利な設定可能性は、画像内にこれらの画像範囲をマーキングする描画手段を使用することにある。これは公知のようにマウスポインタおよび描画プログラムを用いて行なうこともできる。マーキングされた範囲へのダブルクリックによって、後処理が開始させられると共に、これに基づいて伝達関数によるカラー表示が開始させられる。この構成の場合に、画像内に存在する全てのプラーク範囲を描画手段によってマーキングすることも可能である。

10

【0013】

この構成の発展形態では、プラークがマーキングされた範囲に基づいて定量的に検出される。この場合には、存在する全てのプラークまたは個々のプラーク型、特にソフトプラークの全ボリュームが算出されるとよい。このプラークの3次元ボリュームは個々のスライス画像間の3次元マッチングモジュールによって求めることができる。この場合、プラーク全体における個々のプラーク型の割合を表示することもできる。このようにして観察者は、問題にしているプラークが主として1つのプラーク型から成っているかどうかを即座に認識する。

20

【0014】

測定データを検出するための画像形成断層撮影装置は、例えばコンピュータ断層撮影装置、Cアーム装置、磁気共鳴断層撮影装置または超音波断層撮影装置であってよい。本発明による方法の使用時に重要なことは、異なるプラーク型を異なる明度値によって画像内で区別することを可能にする画像データが画像形成モダリティにより得られることだけである。たとえそうであるにしても、本発明による方法の有利な構成においては、測定データがマルチスライスコンピュータ断層撮影装置により記録される。この場合、心臓の血管撮影時に、等方性のサブミリメートルの分解能を有するボリュームデータセットを運動アーチファクトなしに得るために、ECGゲーティング技術が使用される。一連の2Dスライス画像は一般に100個以上のアキシャル2Dスライス画像を含む。特別な処理方法により、その都度、関心血管の血管軸に対して垂直な画像を得ることが可能であり、個別画像間には予め設定可能な間隔が守られる。存在するプラーク範囲全体の概観のために、できるだけ全ての血管を含む2Dスライス画像が再構成されなければならない。本発明による方法の有利な構成では、部分的に重ななる画像、従って高い再現性を隣接する画像間の間隔の削除によって得るために、厚い多断面変換表示(厚いMPR)の技術が使用される。ただし、個々のスライス画像のスライス厚は、冠状動脈に沿った分解能が低下するほど大きく選ばれるべきではない。もちろん、本発明による方法を実施する場合、関心プラーク範囲に対する画像コントラストを高めるために、造影剤の投与も可能である。

30

40

【0015】

コンピュータ断層撮影装置を使用する場合、異なるプラーク型の区別はCT値に基づいて行なわれる。この場合に次のクラスへの分類を行なうとよい。

- CT値が第1の区間内にある場合、非石灰化プラークまたは脂質プラーク。
- CT値が第2の区間内にある場合、繊維性プラーク。
- CT値が第3の区間内にある場合、血管内腔。
- CT値が第4の区間内にある場合、石灰化プラーク。

【0016】

この区間(インターバル)分類は、マーキングされた画像範囲において個々の区間に属する画素を、区間に割付けられているカラーでコード化する伝達関数に変換される。

50

【0017】

方法を実施するための本発明による装置は、血管の一連の2Dスライス画像のための測定データを記録するための画像形成断層撮影装置、特にマルチスライスコンピュータ断層撮影装置と、測定データから2Dスライス画像を再構成すると共に2Dスライス画像を表示ユニットに表示するための画像コンピュータと、2Dスライス画像における明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の局所的決定を行なうための後処理モジュールとを備えている。後処理モジュールは、好ましくは画像コンピュータに組み込まれ、2Dスライス画像の表示のもとに1つ又は複数の画像範囲の対話式マーキングを可能にし、そして明度値および/または明度値の基礎をなしている出発値の異なる値範囲に異なるカラーを割付ける予め設定可能な伝達関数に基づいて、マーキングされた画像範囲内の画素を自動的にカラーコード化して表示するように構成されている。従って、後処理モジュールは、グラフィックユーザインターフェースを介して観察者によってオリジナルの2Dスライス画像に入力されたマーキング範囲を検出して後処理のための基礎として受け取る対話式モジュールも含んでいる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下において本発明による方法を図面に関連した実施例に基づいて更に詳細に説明する。

図1は本発明による方法を実施するためのマルチスライスコンピュータ断層撮影装置の例を概略図で示し、

20

図2はピクセルレンズまたはマーキング手段によるカラーコード化された可視化の例を示し、

図3は本発明による方法を実施する際における方法ステップに関する概要を示す。

【0019】

図1には、第3世代のマルチスライスコンピュータ断層撮影装置1が概略的に示されている。この測定装置はX線源2とX線検出器5とを有する。X線源2はこれの前方に配置された線源近くの絞り装置3を備えている。X線検出器5は複数の行および列の検出器要素4の多行アレイもしくは面状アレイとして構成されている。図1の表示では見易くするために4行のみの検出器要素4が示されている。しかしながら、X線検出器はそれ以上の行の検出器要素4を有することができ、検出器要素幅bは異なってもよい。一方では絞り装置3を備えたX線源2が、他方では図示されていないX線絞りを有するX線検出器5が、回転枠に、コンピュータ断層撮影装置1の作動時にX線源2から出射して可調整絞り装置3によって絞り込まれ図1に符号6で示された縁部ビームを有するピラミッド状のX線束がX線検出器5に入射するように互いに対向して取付けられている。回転枠は、図示されていない駆動装置によりシステム軸線7の周りを回転することができる。システム軸線7は図1に示されている空間直交座標系のz軸に平行に延びている。X線検出器5の列は同様にz軸方向にあり、これに対してz軸方向に測った例えば1mm幅bを有する行はシステム軸線7もしくはz軸に対して直角方向に延びている。

30

【0020】

検査対象すなわち患者をX線束の経路中に運び込めるようにするために、システム軸線7に対して平行にすなわちz軸方向に移動可能である寝台装置9が設けられている。移動は回転枠の回転運動と寝台装置9の並進運動との間に同期が存在するように行なわれ、並進速度と回転速度との比は回転枠の1回転当たりの寝台装置9の送りhを所望値に設定することによって調整可能である。

40

【0021】

このコンピュータ断層撮影装置1の作動によって寝台9上にいる患者の対象ボリュームがボリューム走査により検査される。スパイラル走査の場合、回転枠の回転と同時に行なわれる寝台装置9の並進移動により回転枠の1回転当たりに多数の投影が異なる投影方向から撮影される。スパイラル走査の場合、X線源2の焦点8は寝台装置9に対して相対的にスパイラル軌道18上を移動する。このスパイラル走査の代わりにシーケンス走査も可

50

能である。

【0022】

スパイラル走査中にX線検出器5の各活性行の検出器要素4からパラレルに読出され個々の投影に対応する測定データは、データ処理ユニット10においてアナログデジタル変換を受け、シリアル変換されて生データとして画像コンピュータ11に伝送される。画像コンピュータ11は画像再構成の結果を表示ユニット12、例えばビデオモニタに表示する。

【0023】

X線源2、例えばX線管は高電圧発生ユニット13から必要な電圧および電流を供給される。これらの電圧および電流をそれぞれ必要な値に調整できるようにするために、高電圧発生ユニット13には、必要な設定を行なうキーボード15を備えた制御ユニット14が付設されている。コンピュータ断層撮影装置1のその他の操作および制御も、制御ユニット14およびキーボード15により行なわれる。とりわけ、検出器要素4の活性行の個数およびこれにともなう絞り装置3の位置およびオプションとしての検出器側X線絞りの位置を調整することができ、このために制御ユニット14は絞り装置3とオプションとしての検出器側X線絞りとに付設された操作ユニット16, 17に接続されている。更に、回転枠が完全な一回転に要する回転時間を調整することができる。

10

【0024】

ECG同期の画像処理の場合、コンピュータ断層撮影装置1により記録された2Dスライス画像から、患者の同じ心時相に対応する2Dスライス画像だけが表示される。このために、制御ユニット14に接続されているECG測定装置20からのECG信号がデータ検出に並行して記録される。このレトロスペクティブECGゲーティング(*retrospective ECG-Gating*)によって、心臓運動に起因する運動アーチファクトのない冠状血管系の画像を得ることができる。このマルチスライスコンピュータ断層撮影装置によるレトロスペクティブECGゲーティングに関しては、背景技術において既に挙げた文献を参照されたい。それらの文献の内容は明確に本願明細書に取込まれる。

20

【0025】

本発明による方法を実施する場合、まず、コンピュータ断層撮影装置1による測定データの記録がECGを同時に記録しながら行なわれる。方法経過が図3に概略的に示されている。得られた測定データから2Dスライス画像の再構成が画像コンピュータ11において行なわれる。この際に、患者の同じ心時相において撮影された画像のみが再構成され、引続いてモニタ12に表示される(レトロスペクティブECGゲーティング)。この画像表示において使用者が例えばコンピュータマウスの如きグラフィック入力装置を介して画像範囲をマーキングする。引続いて、この画像範囲は、画像コンピュータ11の特別にこのため構成された後処理モジュール19において後処理を受ける。この後処理の際に、この画像範囲においてCT値から得られる明度値を有する画素が、CT値の異なる区間を割付けられる。-50HU~+50HUの第1の区間は非石灰化プラークに相当し、50HU~150HUの第2の区間は繊維性プラークに相当し、150HU~300HUの第3の区間は血管内腔に相当し、300HU~1000HUの第4の区間は石灰化プラークに相当する。このために構成された伝達関数によって、CT値に基づいて画素が属する区間に応じて、画素にはそれぞれ1つの区間固有のカラーが割付けられる。例えば第1の区間に属する全ての画素は赤色でコード化される。同様にして、他の区間に属する画素は相応の他のカラーでコード化される。この後処理後にその都度2Dスライス画像全体の表示が行なわれ、マーキングされた範囲に後処理によって得られたカラー表示が示される。この表示から観察者はプラークの存在と個々のプラーク型の区別を異なるカラーに基づいて即座に認識することができる。マーキングされた範囲における個々のプラーク型の相互関係および個々のプラーク型とプラーク全体の広さとの関係が即座に明らかとなる。

30

40

【0026】

図2Aは、いわゆるピクセルレンズの使用時にマーキングされた範囲のカラーコード化表示を典型例で示す。図には、2つの血管21を横断面図で認識可能である2Dスライス

50

画像の一部が示されている。一方の血管の血管壁 22 上にマウスポインタを位置決めすることによって、自動的にマウスポインタの周りに、ピクセルレンズを表示する円形範囲 23 がマークされる。この円形範囲 23 において後処理が行なわれ、引続いて割付けられたプラーク型に応じて画素のカラーコード化された表示が行なわれる。これは図において異なるハッチングによってこの円形範囲 23 に示されている。従って、画像内でマウスポインタを移動させることによって、観察者は危険なプラーク型および血管の位置を探ることができる。もちろん、観察者を例えば画像表示でナビゲーションすることができる全ての記録されたスライス画像において同じ手順を実行することができる。図 2 A に示されたピクセルレンズはもちろん任意に設定可能な大きさを有することができ、その大きさは、例えば 3 × 3 ピクセルから 10 × 10 またはそれ以上のピクセルにまで及ぶこともできる。レンズの幾何学的形状は任意に選択可能である。

10

【0027】

図 2 B は、観察者が 2 D スライス画像内の範囲 24 をグラフィック描画手段でマーキングする例を示す。観察者によって囲われて描画された範囲 24 への入力指令、例えばマウスクリックによって、後処理およびカラーコード化画像表示が、既に図 2 A に関連して説明したのと同様に行なわれる。相前後する多数の 2 D スライス画像においてプラーク範囲にマーキングする場合、1 つの対応の入力指令によって、マーキングされたプラークまたは特定のプラーク型の全ボリュームを自動的に算出して出力することができる。個々のプラーク型のボリュームの相互関係または個々のプラーク型のボリュームとマーキングされた範囲に存在するプラークの全ボリュームとの関係もこのようにして出力することができる。このために、後処理モジュールにおいては、範囲がマーキングされている相前後するスライス画像から、マーキングされた範囲のボリュームが形成され、そこに含まれているプラーク型のボリュームが算出される。

20

【0028】

本発明による方法の有利な構成では、伝達関数を対話式に変更することもでき、特に区間境界を変化させたり、あるいは区間の個数を増減したりすることができる。このために、観察者には表示された画像のヒストグラムが示され、ヒストグラムにおいて観察者は種々のカラーに対する伝達関数の個々の区間境界を設定することができる。

【0029】

本発明による方法および装置により、使用者は迅速に非侵襲で血管構造内のプラークを認識して定量化することができる。種々のプラーク型のカラーコード化は、使用者により規定された予め設定可能な伝達関数に基づいて行なわれる。プラークによる患者の全負担を、2 D スライス画像内においてプラークを有する全ての範囲にマーキングすることによって自動的に算出して出力することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図 1】本発明による方法を実施するためのマルチスライスコンピュータ断層撮影装置の例示する概略図

【図 2】ピクセルレンズまたは描画手段によるカラーコード化された可視化の例を示す説明図

40

【図 3】本発明による方法を実施する際における方法ステップに関する概要を示すフローチャート

【符号の説明】

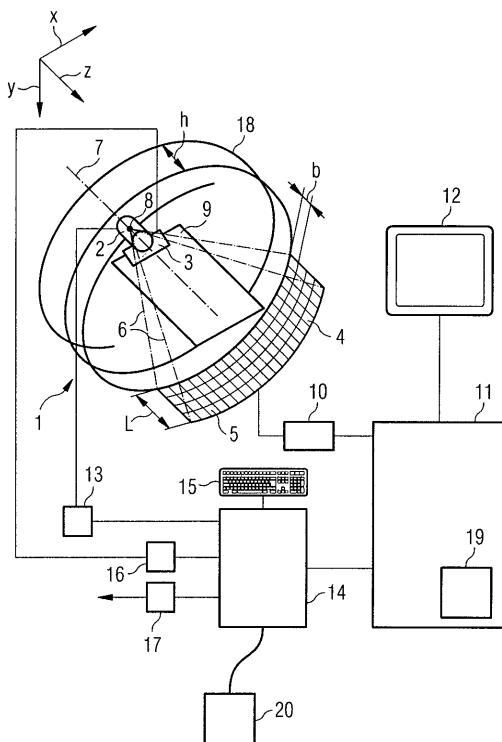
【0031】

- | | |
|---|---------------------|
| 1 | マルチスライスコンピュータ断層撮影装置 |
| 2 | X線源 |
| 3 | 絞り装置 |
| 4 | 検出器要素 |
| 5 | X線検出器 |
| 6 | 縁部ビーム |

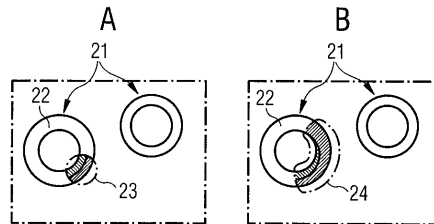
50

- 7 システム軸線
- 8 焦点
- 9 寝台装置
- 10 データ処理装置
- 11 画像コンピュータ
- 12 表示ユニット
- 13 高電圧発生ユニット
- 14 制御ユニット
- 15 キーボード
- 16 操作ユニット
- 17 操作ユニット
- 18 スパイラル軌道
- 19 後処理モジュール
- 20 ECG測定装置
- 21 血管
- 22 血管壁
- 23 範囲
- 24 範囲

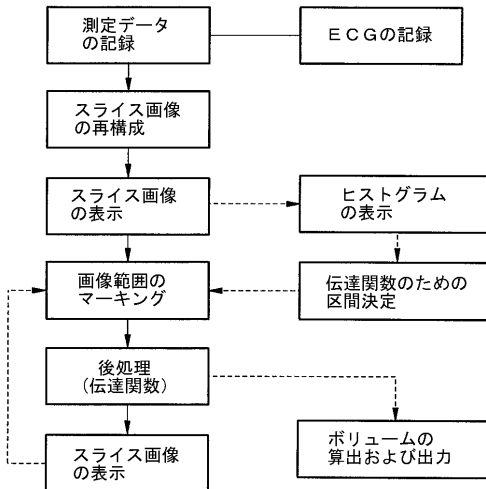
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

(72)発明者 ダニエル リンク

ドイツ連邦共和国 9 1 0 8 0 ウッテンロイト レントゲンシュトラッセ 1 7

(72)発明者 ミヒャエル ショイエリング

ドイツ連邦共和国 9 1 0 5 2 エルランゲン シューシュトラッセ 5 2

Fターム(参考) 4C093 BA08 CA21 DA02 FF42 FG01 FG05 FG13