

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5188154号  
(P5188154)

(45) 発行日 平成25年4月24日(2013.4.24)

(24) 登録日 平成25年2月1日(2013.2.1)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 6 0 E

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-297458 (P2007-297458)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成19年11月16日(2007.11.16)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開2008-126078 (P2008-126078A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、リバーロード、1番
(43) 公開日	平成20年6月5日(2008.6.5)	(74) 代理人	100137545
審査請求日	平成22年11月9日(2010.11.9)		弁理士 荒川 聡志
(31) 優先権主張番号	11/603,490	(74) 代理人	100105588
(32) 優先日	平成18年11月22日(2006.11.22)		弁理士 小倉 博
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	サード・アーメッド・シロヘイ
			アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ピワアーキー、エイピーティ・ナンバー・14、サドル・ブルック・ドライブ、エヌ24ダブリュ24330番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内部のソフトプラークに対するリスク計測基準を作成するための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

コンピュータ(36)に対して冠動脈内のソフトプラークに対するスコア(57)を作成するように指令するように構成された命令をその上に記録して有する1つまたは複数の機械読み取り可能媒体(52)であって、該命令は、  
 医用画像(54)内に表された少なくとも1つの対象物(55)の内部にあるソフトプラーク含量を推定すること(56)、  
 少なくとも1つの対象物に関する前記推定ソフトプラーク含量に依存するプラークスコアを決定すること(57)、  
 前記プラークスコアを報告すること(61)、  
 を行うようにコンピュータに指令するように構成された命令を含んでおり、  
 前記ソフトプラーク含量の推定はさらにソフトプラークの質量及び体積(58)を含む、  
 1つまたは複数の機械読み取り可能媒体(52)。

【請求項2】

前記命令はさらに、ソフトプラークの位置とソフトプラークの質量及び体積の両者に依存する重篤度状態を決定する(58)ようにコンピュータに指令するように構成された命令を含む、請求項1に記載の1つまたは複数の媒体。

【請求項3】

前記重篤度状態はさらに、ソフトプラークがMCIに通じる状況を生成する性向に依存する(202、204)、請求項2に記載の1つまたは複数の媒体。

## 【請求項 4】

前記命令はさらに、ソフトブランクの組成、ソフトブランクのサイズ及び質量、並びにソフトブランクの枝血管からの距離に依存する脆弱性指標を決定する(59)ようにコンピュータに指令するように構成された命令を含む、請求項3に記載の1つまたは複数の媒体。

## 【請求項 5】

放射線源(14)、検出器アレイ(18)、画像プロセッサ(34)、ディスプレイ(42)及びメモリ(38)を有する医用撮像装置(10)であって、該医用撮像装置を操作して該放射線源、検出器アレイ、画像プロセッサ、ディスプレイ及びメモリを用いて医用画像を作成する(54)ように構成されたコンピュータ(36)によって制御を受けており、かつ該メモリは冠動脈内のソフトブランクに対するスコアを作成するようにコンピュータに指令するように構成された命令をその内部に保存して有しており、該命令は、医用画像(54)内に表された少なくとも1つの対象物(55)の内部にあるソフトブランク含量を推定すること(56)、

少なくとも1つの対象物に関する前記推定ソフトブランク含量に依存するブランクスコアを決定すること(57)、

前記ブランクスコアを報告すること(61)、

を行うようにコンピュータに指令するように構成された命令を含んでおり、

前記ソフトブランク含量の推定はさらにソフトブランクの質量及び体積(58)を含む、医用撮像装置。

## 【請求項 6】

前記命令はさらに、ソフトブランクの位置とソフトブランクの質量及び体積の両者に依存する重篤度状態を決定する(58)ようにコンピュータに指令するように構成された命令を含む、請求項5に記載の装置。

## 【請求項 7】

前記重篤度状態はさらに、ソフトブランクがMCIに通じる状況を生成する性向に依存する(202、204)、請求項6に記載の装置。

## 【請求項 8】

前記命令はさらに、ソフトブランクの組成、ソフトブランクのサイズ及び質量、並びにソフトブランクの枝血管からの距離に依存する脆弱性指標を決定する(59)ようにコンピュータに指令するように構成された命令を含んでおり、かつ該脆弱性指標を決定させる命令は患者に対するソフトブランクの潜在的脅威を関連付けする冠状アトラスベースモデル(202、204)を用いて脆弱性指標を決定するように構成された命令を含んでいる、請求項7に記載の装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、全般的には撮像に関し、さらに詳細には再構成画像内でソフト物質の質量及び体積を決定すること、また医用画像ではソフト物質がソフトブランクであるときに患者に対するリスク計測基準を決定することに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

本発明の構成は、石灰化及び/または病変を定量化するための医学及び診断用コンピュータ断層(CT)の用途で特に有用であるが、本発明は医学的用途やCTに限定されるものではない。

## 【0003】

周知のCTシステム構成の幾つかでは、X線源は、デカルト座標系のX-Y平面(一般に「撮像面」と呼ばれる)内に位置するようにコリメートされた扇形状ビームを放出する。X線ビームは、例えば患者など撮像しようとする対象を透過する。ビームは、この対象

10

20

30

40

50

によって減衰を受けた後、放射線検出器のアレイ上に入射する。検出器アレイで受け取った減衰したビーム状放射線の強度は、対象によるX線ビームの減衰に依存する。このアレイの各検出器素子は、それぞれの検出器位置でのビーム強度の計測値に相当する電気信号を別々に発生させる。すべての検出器からの強度計測値を別々に収集し、透過プロフィールが作成される。

#### 【0004】

第3世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが撮像対象を切る角度が一定に変化するようにして、撮像面内でこの撮像対象の周りをガントリと共に回転する。あるガントリ角度で検出器アレイより得られる一群のX線減衰量計測値（すなわち、投影データ）のことを「ビュー（view）」という。また、撮像対象の「スキャン（scan）」は、X線源と検出器が1回転する間に様々なガントリ角度（すなわち、ビュー角度）で得られるビューの集合からなる。

10

#### 【0005】

アキシャルスキャンでは、この投影データを処理し、撮像対象を切るようにして得た2次元スライスに対応する画像を構成する。投影データの組から画像を再構成するための一方法に、当技術分野においてフィルタ補正逆投影法（filtered back projection）と呼ぶものがある。この処理方法では、スキャンにより得た減衰量計測値を「CT値」または「ハウンスフィールド値（HU）」と呼ぶ整数に変換し、これらの整数値を用いて陰極線管ディスプレイ上の対応する画素の輝度を制御する。

#### 【0006】

20

総スキャン時間を短くするため、「ヘリカル（らせん）」スキャンを実行することがある。「ヘリカル」スキャンを実行するには、所定のスライス数だけのデータを得る間に患者を移動させる。こうしたシステムではファンビームの1回のヘリカルスキャンで単一らせんが1つ描かれる。ファンビームがマッピングしたらせんによって投影データが得られ、これを用いて所定の各スライス位置で画像が再構成される。

#### 【0007】

ヘリカルスキャン向けの再構成アルゴリズムは典型的には、収集したデータに対してビュー角度及び検出器チャンネル指標の関数とした重み付けをするヘリカル重み付けアルゴリズムを使用する。具体的にはフィルタ補正逆投影処置の前に、そのデータに対してガントリ角度と検出器角度の両者の関数であるヘリカル重み付け係数に従って重みが付けられる。この重み付けデータは次いでCT値を作成するため、並びに対象物を切るようにして得た2次元スライスに対応する画像を構成するための処理を受ける。

30

#### 【0008】

総収集時間をさらに短縮するために、マルチスライスCTが導入されている。マルチスライスCTでは、ある任意の時点で投影データの複数の横列が同時に収集される。ヘリカルスキャンモードと組み合わせると、このシステムによって円錐ビーム投影データの単一らせん形が得られる。単一スライスのヘリカル重み付けスキームと同様に、フィルタ補正逆投影アルゴリズムの前にこの投影データと重みを掛け算するような方法を導出することができる。

#### 【0009】

40

米国心臓病協会によれば、心臓血管関連の死亡者数は米国内において年間500000人を超えており、また全世界ではこれよりはるかに多い。これらの主たる部分は、プラークの堆積（具体的には、ソフトプラークとその断裂（rupture））が主原因であるような冠動脈疾患に起因したものである。X線や非造影式CTでは、ソフトプラークを容易に検出できない。石灰化したプラークが断裂したプラークの生成物であることに基づいて、石灰化プラークがソフトプラークの有無に関する代用として使用されてきた。冠動脈プラークはStaryスケールに従って6つの段階に分類されている。全体の共通認識では、段階4及び5にあるプラーク（こうしたプラークは危険ラベル「脆弱プラーク」に相当する）を決定することは極めて重要である。脆弱プラークはプラークの断裂や転移に繋がり、これにより心筋梗塞（MI）に繋がるような閉塞を生じさせる可能性がある。プラ

50

ーク及びその関連物を決定するためのいわゆる「ゴールドスタンダード」は脈管内超音波（IVUS）であるが、IVUSは侵襲的性格であるため、症状が現れた患者に対してしか実施されない。症状が現れた患者では既に、段階が進んでおり、また非侵襲的治療の選択時機を過ぎている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

心臓ボリュームコンピュータ断層（心臓VCT）が出現しその空間及び時間分解能がさらに増大しつつあると共に高精細（HD）心臓VCTが出現しようとしていることにより、心臓の動きを抑えるようにゲート制御した心臓に対する造影検査撮像が可能になった。これらの画像を用いればプラークを血管や石灰化から識別することが可能であるが、標準化の際に支援となるような自動化方式でこれを実施すること、並びに放射線医や心臓専門医の生産性を向上させることは未だ可能となっていない。

10

【課題を解決するための手段】

【0011】

一態様では、本発明の幾つかの構成は、冠動脈内のソフトプラークに関するスコアを作成するための方法を提供する。本方法は、コンピュータを用いて医用画像内に表された少なくとも1つの対象物の内部にあるソフトプラーク含量を推定する工程と、コンピュータを用いて少なくとも1つの対象物の推定ソフトプラーク含量に依存するプラークスコアを決定する工程と、コンピュータを用いてこのプラークスコアを報告する工程と、を含む。

20

【0012】

別の態様では、本発明の幾つかの構成は、コンピュータに対して冠動脈内のソフトプラークに関するスコアを作成するように指令するように構成された命令をその上に記録して有する1つまたは複数の機械読み取り可能媒体を提供する。本命令は、医用画像内に表された少なくとも1つの対象物の内部にあるソフトプラーク含量を推定すること、少なくとも1つの対象物の推定ソフトプラーク含量に依存するプラークスコアを決定すること、並びにこのプラークスコアを報告すること、を行うようにコンピュータに指令するように構成された命令を含む。

【0013】

さらに別の態様では、本発明の幾つかの構成は、放射線源、検出器アレイ、画像プロセッサ、ディスプレイ及びメモリを有する医用撮像装置を提供する。本医用撮像装置は、放射線源、検出器アレイ、画像プロセッサ、ディスプレイ及びメモリを用いて医用画像を作成するように該医用撮像装置を操作するように構成されたコンピュータによって制御されている。このメモリは、コンピュータに対して冠動脈内のソフトプラークに関するスコアを作成するように指令するように構成された命令をその上に保存して有する。これらの命令は、医用画像内に表された少なくとも1つの対象物の内部にあるソフトプラーク含量を推定すること、少なくとも1つの対象物の推定ソフトプラーク含量に依存するプラークスコアを決定すること、並びにこのプラークスコアを報告することを行うようにコンピュータに指令するように構成された命令を含む。

30

【0014】

本発明の幾つかの構成は、少なくともプラークスコア（また幾つかの構成では、重篤度状態及び/または脆弱性指標）に関する決定及び表示を提供しており、これらのすべては患者のボリュームトリック医用画像に基づいていることを理解されたい。決定し表示されたスコアは患者の心臓などの臓器の健全性を非侵襲的に決定するために有用である。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

上述した要約、並びに本発明のある種の実施形態に関する以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。これらの図面が様々な実施形態の機能ブロックからなる図を表している場合も、必ずしもこれらの機能ブロックがハードウェア回路間で分割されることを意味するものではない。したがって例えば、1つま

50

たは複数の機能ブロック（例えば、プロセッサやメモリ）を単一のハードウェア（例えば、汎用の信号プロセッサ、ブロックまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスク、その他）の形で実現させることがある。同様にそのプログラムは、スタンドアロンのプログラムとすること、オペレーティングシステム内のサブルーチンとして組み込まれること、インストールしたソフトウェアパッケージの形で機能させること、その他とすることができる。こうした様々な実施形態は図面に示した配置や手段に限定されるものではないことを理解すべきである。

【0016】

本明細書で使用する場合、単数形で「a」や「an」の語を前に付けて記載した要素や工程は、これに関する複数の要素または工程も排除していない（こうした排除を明示的に記載している場合を除く）と理解すべきである。さらに、本発明の「一実施形態」に対する言及は、記載した特徴も組み込んでいる追加的な実施形態の存在を排除すると理解されるように意図したものではない。さらに特に明示的に否定する記述をしない限り、ある具体的な性状を有する1つまたは複数の構成要素を「備える（comprising）」または「有する（having）」実施形態は、こうした構成要素で当該性状を有しない追加的な構成要素も含むことがある。

10

【0017】

さらに本明細書で使用する場合、「画像を再構成させる」という表現は、画像を表すデータは作成するが観察可能な画像は作成していないような本発明の実施形態を排除することを意図したものではない。しかし、多くの実施形態では少なくとも1つの観察可能な画像を作成している（または、作成するように構成している）。

20

【0018】

単一の対象物や操作に関する記述は、明示的に否定の記述をしていない限り、複数の前記対象物や前記操作に関連する構成を特許請求範囲から除外することを意図するものではない。例えば、数についての追加的な限定を伴わずに「除外領域を特定すること」という操作を記述した請求項は、複数の除外領域が特定されるような構成もその趣旨域内に含むように意図している。

【0019】

本発明の技術的効果には、医用画像を用いてブランクスコアまた幾つかの構成では重篤度状態及び/または脆弱性指標（これらのすべては患者の心臓などの臓器の健全性を非侵襲的に決定するために有用である）を決定し表示すること（ただし、これに限らない）が含まれる。本明細書で使用する場合、実際に表示されている画像に対する言及を除けば、「画像」という語で言及している対象範囲は、画像を表しているデータすなわちコンピュータが処理するのに有用な形態をした画像も含むように意図している。

30

【0020】

図1及び2を参照すると、マルチスライススキャン撮像システム（例えば、コンピュータ断層（CT）撮像システム10）を、「第3世代」CT撮像システムに典型的なガントリ12を含むように図示している。ガントリ12は、ガントリ12の対向面上にある検出器アレイ18に向かってX線ビーム16を投射するX線管14（本明細書では、X線源14とも呼ぶ）を有している。検出器アレイ18は、アレイ18と線源14の間にある患者22などの対象を通過して投射されたX線を一体になって検知している複数の検出器素子20を含む複数の検出器横列（図示せず）によって形成されている。各検出器素子20は、入射するX線ビームの強度を表す、したがって対象または患者22を通過する際のビーム減衰を推定するために使用できる電気信号を発生させる。X線投影データを収集するためのスキャンの間に、ガントリ12及びこれに装着させた各構成要素は回転中心24の周りに回転する。図2は、検出器素子20からなる単一の横列（すなわち、1つの検出器横列）のみを表している。しかし、マルチスライス検出器アレイ18は、1回のスキャン中に複数の疑似並列スライスまたは並列スライスに対応する投影データが同時に収集できるだけの検出器素子20の複数の並列検出器横列を含んでいる。

40

【0021】

50

ガントリ 1 2 上の構成要素の回転及び X 線源 1 4 の動作は、C T システム 1 0 の制御機構 2 6 により制御される。制御機構 2 6 は、X 線源 1 4 に電力及びタイミング信号を供給する X 線制御装置 2 8 と、ガントリ 1 2 上の構成要素の回転速度及び位置を制御するガントリモータ制御装置 3 0 と、を含む。制御機構 2 6 内にはデータ収集システム ( D A S ) 3 2 があり、これによって検出器素子 2 0 からのアナログデータをサンプリングし、このデータを後続の処理のためにデジタル信号に変換している。画像再構成装置 3 4 は、サンプリングしデジタル化した X 線データを D A S 3 2 から受け取り、高速で画像再構成を行う。再構成した画像はコンピュータ 3 6 に入力として与えられ、コンピュータにより記憶デバイス 3 8 内に格納される。画像再構成装置 3 4 は特殊なハードウェアとすることや、コンピュータ 3 6 上で実行させるコンピュータプログラムとすることができる。

10

## 【 0 0 2 2 】

コンピュータ 3 6 はさらに、キーボード、及び / またはマウス、トラックボール、ライトペンなどの別のユーザ入力デバイス及び / またはマーキングデバイスを有するコンソール 4 0 を介してオペレータからコマンド及びスキャンパラメータを受け取る。付属のディスプレイ 4 2 ( その例には、陰極線管 ( C R T ) ディスプレイ、液晶ディスプレイ ( L C D ) 、プラズマディスプレイが含まれる ) により、オペレータはコンピュータ 3 6 からの再構成画像やその他のデータを観察することができる。ディスプレイ 4 2 は圧力検知入力画面などのユーザポインティングデバイスを含むことがある。コンピュータ 3 6 は、オペレータの発したコマンド及びパラメータを用いて、D A S 3 2 、 X 線制御装置 2 8 及びガントリモータ制御装置 3 0 に対して制御信号や制御情報を提供する。さらにコンピュータ 3 6 は、モータ駆動式テーブル 4 6 を制御してガントリ 1 2 内に患者 2 2 を位置決めするためのテーブルモータ制御装置 4 4 を操作している。詳細には、テーブル 4 6 により患者 2 2 の各部分をガントリ開口 4 8 に通過させている。

20

## 【 0 0 2 3 】

一実施形態ではコンピュータ 3 6 は、コンピュータ読み取り可能媒体 5 2 ( フレキシブルディスク、C D - R O M 、 D V D あるいはネットワークやインターネットなどの別のデジタル源、並びにこれから開発されるであろうデジタル手段 ) から命令及び / またはデータを読み取るためのデバイス 5 0 ( 例えば、フレキシブルディスク駆動装置、C D - R O M 駆動装置、D V D 駆動装置、光磁気ディスク ( M O D ) デバイス、あるいはイーサネット ( 商標 ) デバイスなどのネットワーク接続デバイスを含む別の任意のデジタルデバイス ) を含む。別の実施形態ではコンピュータ 3 6 は、ファームウェア ( 図示せず ) 内に格納されている命令を実行する。コンピュータ 3 6 は本明細書に記載した機能を実行するようにプログラムされていると共に、本明細書で使用する場合にコンピュータという語は単に当技術分野においてコンピュータと呼ばれる集積回路だけに限定するものではなく、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラム可能論理制御装置、特定用途向け集積回路、及びその他のプログラム可能な回路を広く意味しており、またこれらの用語は本明細書において区別なく使用している。上で言及した具体的な実施形態は第 3 世代 C T システムに関するものであるが、本明細書に記載する方法は、第 4 世代の C T システム ( 静止式検出器 - 回転式 X 線源 ) や第 5 世代の C T システム ( 静止式の検出器及び X 線源 ) にも等しく適用される。さらに本発明の恩恵は C T 以外の撮像様式にも生じることが企図される。さらに、本明細書に記載した方法及び装置は医学的環境で記述しているが、本発明の恩恵は、例えば空港やその他の輸送基地向けの荷物走査装置 ( ただし、これに限らない ) など、典型的には工業的環境や運輸環境で利用されるような撮像システムなどの非医学的な撮像システムにも生じることが企図される。

30

40

## 【 0 0 2 4 】

対象物の密度  $D$ 、体積  $V$  及び質量  $m$  は関係式  $m = D V$  で関連付けされる。C T 撮像はあるボクセルに対して単位ボクセル  $x \ y \ z$  のサイズによって規定される単位体積の平均密度を表すハウンスフィールド値を生成させる。このボクセルの密度は、単位体積内で吸収された光子の量を示す複数の線束のフィルタ補正逆投影によって決定される ( 簡略とするため、再構成アルゴリズムにおける複数の波長及び別の近似の影響は考慮していない

50

が、再構成フィルタ、視野域すなわちF O V、及びスライス厚さは考慮している)。したがってこのボクセル値はボクセル体積の平均密度であり、また一方平均密度は当該体積内の物質の量及び組成に関連する。単位ボクセル体積  $x \ y \ z$  が金属で占有されている場合、この体積内の物質は高密度であって内部を通過する放射線の大部分を吸収するため、ハウンスフィールド値(HU)が大きな値となることがある。単位体積が2つの成分(例えば、カルシウムと水など)からなる混合物である場合は、その体積は該混合物の成分量の比率に従って光子を吸収することになる。したがって信号の破損やノイズがなければ、ボクセルのHUはそのボクセル体積内の物質の平均密度に関する推定値となる。

【0025】

従来技術の構成では、石灰化の質量及び体積を決定するためのアルゴリズムは次の関係式に依拠している。

【0026】

$$m = C V (\mu_c - \mu_w)$$

上式において、 $m$ は質量であり、 $C$ はカルシウム校正補正值であり、 $\mu_c$ はしきい値体積 $V$ の平均密度(ここで $\mu_c$ は校正済みのユーザ規定しきい値であり、例えばユーザがしきい値として130と選択した場合は $\mu_c = C \times 130$ となる)であり、 $\mu_w$ は水の平均密度値であり、かつ体積 $V$ はより大きいボクセルの数とボクセルの寸法 $x \ y \ z$ を乗算することによって決定される。

【0027】

図3の流れ図53で示した方法や本明細書に記載した変形形態を使用すると、冠状血管体積に対するアクセス、ソフトプラークの特定、体積及び質量の両者に関するプラーク含量の定量化、並びにプラーク含量を患者心臓の健全性と関連させるスコアの生成が可能となる。血管関心対象体積が生成された後、適応アルゴリズムを実行して石灰化プラークとなった領域あるいはソフトプラークを有する領域を特定する。次いで質量/体積複合計測アルゴリズムがこの石灰化及びソフトプラークを定量化する。血管ごとに1つの質量及び体積が報告される。ついでこれが、石灰化プラーク及びソフトプラークの総質量及び総体積になるようにまとめられる。石灰化プラーク含量、並びにソフトプラークスコアと呼ぶ新たな尺度(ソフトプラークスコアの算出はソフトプラークの質量及び体積の計算による)を報告するために元のカルシウムスコアを使用する報告が作成される。

【0028】

さらに詳細に本発明の幾つかの構成は、患者の臓器(例えば、心臓)の健全状態に関する情報が取得されて表示される方法を提供する(「表示される」という表現は、特に限定がない限り、図2のディスプレイ42などの過渡的な表示とプリントアウトした報告の両方を包含するように意図したものである)。患者のポリュメトリック医用画像は、図3の流れ図53の54において取得される。このポリュメトリック画像は、患者心臓などの臓器を包含した関心対象体積を含む(説明目的で一般性を損うことなく、この説明全体で使用する関心対象臓器は患者の心臓としている)。このポリュメトリック医用画像は図1及び2のCT撮像システム10などの医用撮像装置によって取得することができる。

【0029】

次に55において、このポリュメトリック医用画像及びコンピュータを用いて、関心対象体積内で複数の密度/強度クラスが特定されかつセグメント分割される。この特定されたクラスから、56においてソフトプラークが特定されると共に、ポリュメトリック医用画像内に表された少なくとも1つの対象物(例えば、血管)内部でソフトプラーク含量が推定される。幾つかの構成ではこのソフトプラーク推定値は、ソフトプラークの質量及び体積に関する推定値を含む。次に57において、推定されたソフトプラーク含量に依存するようなプラークスコアが決定される。本発明の幾つかの構成は58、59及び60において示した手順を実行しておらず、これに代えて直接61におけるこのプラークスコアの報告に進む。しかし幾つかの別の構成は、58におけるソフトプラークの位置とソフトプラークの質量及び体積の両者に依存するような重篤度状態の決定に進む。さらに幾つかの構成では、この重篤度状態はさらにソフトプラークが心筋梗塞(MI)につながる可能性

10

20

30

40

50

のある状況を創成させる性向にさらに依存する。様々な状況に関する性向は、実験研究や適当な別の任意の方法から、並びに解析した医用画像内で決定されたソフトプラーク含量に対してコンピュータ36によってパターン認識アルゴリズムを実行させることによって認識した状況から事前決定されることがある。

【0030】

本発明の幾つかの構成ではこの時点で、このプラークスコア及び重篤度指標を報告する61に進む。しかし幾つかの別の構成では、59における脆弱性指標の決定に進む。この脆弱性指標は、ソフトプラークの組成（プラークの密度に関連する）、ソフトプラークのサイズ及び質量、並びにソフトプラークの枝血管からの距離（解析中の医用画像上の枝血管の位置によって決定できる）に依存する。脆弱性指標は実験研究または適当な別の任意の方法から事前決定することができる。本発明の幾つかの構成では、冠状アトラスベースモデルを利用し患者に対してソフトプラークの潜在的脅威を関連付けしている。

10

【0031】

本発明の幾つかの構成ではこの時点で、61までスキップし、決定したプラークスコア、重篤度状態及び脆弱性指標が報告される。しかし別の構成では60においてさらに、プラークスコア、重篤度状態及び脆弱性指標の重みを付けた組み合わせに基づいた全体的リスク性向が決定される。全体的リスク性向を決定するのに使用する重みは、実験研究や適当な別の任意の方法から決定することができる。本発明のこれらの構成は62において、プラークスコア、重篤度状態及び脆弱性指標を報告するのみならず、決定した全体的リスク性向も報告することが可能である。

20

【0032】

一実施形態では、58で決定される重篤度状態は、3つの重篤度状態から選択される。プラークの総質量及び/または体積を重篤度状態に対応するように3つの別々のしきい値が設定される。

【0033】

別の実施形態では、58で決定した重篤度状態はn個の重篤度状態のうちの一つである。これらのn個の重篤度状態は、プラークの質量及び/または体積、プラークから離れた位置にあるものを基準としたプラークの位置、並びにプラークがMIにつながる状況を生成する性向に依存してプラーク含量に対して割り当てられる。

【0034】

別の実施形態では、59で決定した脆弱性指標は、予測結果に関するアプリアリの知見をグラフィック感覚（例えば、心臓アトラス）で用いて潜在的脅威を患者に関連付けているモデルベースの指標である。

30

【0035】

60では、全体的リスク性向を重みを付けた組み合わせ内の上述の係数すべてに基づいて評価することができる。61では、心臓健全性に関するリスク計測値を提供するために、プラークスコアを単独で作成することや、石灰化スコアに対する随伴スコアとして作成することが可能である。

【0036】

55及び56で実施した冠動脈プラークの特徴付けは、図4の流れ図63で示したコンピュータアルゴリズムによって解くことが可能な1つの特殊4クラス問題（4 class problem）である。当業者であればこのアルゴリズムを十分に理解すれば、強度に関して分類可能な任意の数のクラスに対して容易に適用可能である。したがって流れ図63は、図3の55と56の両方で実施されるコンピュータ手順及び機能の構成の1つを表している。

40

【0037】

図4を参照すると、63において医用画像のうちそのプラークを貯留させることになる血管を包含しているサブボリューム（必ずしも適正なサブボリュームである必要はない）がアクセスを受ける。このアクセスは、メモリまたは記憶デバイスからその画像のサブボリュームを表しているコンテンツを取り出すことによって実施することができる（この説

50



明及び添付の特許請求の範囲の目的においては、ある画像を表しているメモリに対するアクセスまたは使用は当該画像に対するアクセスまたは使用と同じであると見なしている)。次に64において、クラスの数「n」及びその初期しきい値が、当該クラスの密度/強度情報に関する降順でアクセスを受けかつ整理される(流れ図62は図3の55及び56において実施される機能及び手順に関する実施形態のうちの1つだけを表している。しきい値を昇順で整理するなど設計選択上の代替方法は本明細書では記載していない)。

#### 【0038】

次に65において、サブボリューム内のボクセルに対して連結成分(CC)解析が実施され、続いてしきい値体積に対して距離変換が実施され、次いでこのCCが3つのクラスに区分される。本発明の幾つかの構成で使用する距離変換はユークリッド型であるが、本発明の別の構成ではチェス盤型計測基準や都市ブロック型計測基準などの別の距離計測基準も使用可能である。66において連結成分が存在しない場合は、67においてサブボリューム内のすべての関心対象物に対して手順を実施し終えたか否かを決定するためのチェックが実施される。実施し終わっていない場合は、68において次の密度対象物が準備されて、65において解析が反復される。67においてすべての関心対象物の処置が済んでいれば、69において結果を表示させることがあり、また(この説明にとってより重要であるが)図5に示す流れ図101に示した手順に対して結果が供給される。

#### 【0039】

図4に戻ると、66においてCCが存在する場合は、これらを70、71及び72に示すようにしてクラスに分類する。ボクセル数に関してCCが大きくかつ厚みがありかつボクセル単位でシステム分解能の2倍を超える厚さ(ユークリッド距離から)を有する場合は70においてクラス1に配置される。70では、CCに薄い構造が接続されている場合に切り詰めを実施することがある。この切り詰めはオープニング演算(opening operation)を用いて実施されることがある。ボクセル数に基づいてCCが小さい場合はクラス2に配置される。ユークリッド距離がボクセルのシステム分解能の2倍より小さい場合は、71においてCCはクラス2Aに配置される。そうでないときは、ユークリッド距離がボクセルのシステム分解能の2倍より大きく、71においてCCはクラス2Bに配置される。ボクセル数は多いがその最大ユークリッド距離がシステム分解能の2倍より小さいような大きく薄いCCは72においてクラス3に配置される。ユークリッド距離がシステム分解能のちょうど2倍になっているときは、大きなCCはクラス1またはクラス3のいずれかに随意に配置することができる。クラス2のCCがシステム分解能の2倍にちょうど等しいユークリッド距離を有する場合は、クラス2のCCはクラス2Aとクラス2Bのいずれかに随意に割り当てることができる。

#### 【0040】

次に73において(クラス1に関する)、74において(クラス2A及び2Bに関する)、並びに75において(クラス3に関する)、クラス1(存在する場合)に特定されたすべてのCCに対してシステム分解能特異的な期待値最大化(EM)適応しきい値ベースのセグメント分割が実施され、またクラス2及びクラス3の対象物の位置が特定される。次に76において、目下のしきい値体積内の対象物がサブボリュームから除去されると共に、この対象物クラスに対する1つまたは複数の新たなしきい値が保存される。73に続いて、手順は65で継続される。

#### 【0041】

あるしきい値におけるすべてのクラス1対象物に対して適したEMベースのセグメント分割アルゴリズムを図5の流れ図101によって記載している。このEMベースのセグメント分割アルゴリズムは、CTシステム分解能に関する値を使用している。さらに詳細には104において、計測不能領域を除外したバックグラウンド領域を推定するために、サブボリューム内の対象物の隣接部の平均値が決定される。106では、対象物の境界及びシステム伝達関数を用いて内部領域、遷移領域及びバックグラウンド領域が決定される。次に140において、複合アルゴリズムを用いて対象物の質量及び/または体積が推定される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 2 】

より詳細には、104における平均値の決定のために、134において上側強度しきい値 $T_0$ 及び下側強度しきい値 $T_i$ が設定される。136において、除外領域（複数のこともある）内部にあるボクセルを除外しながら、上側強度しきい値と下側強度しきい値の少なくとも一方に従って画像内で対象物のボクセル（すなわち、対象物の内部）が決定される（対象物はその周辺と比べてより明るいことやより暗いことがあり、かつ/または画像がネガ画像であることもある）。例えば関心対象体積（1スライスだけを含みこれにより所定の厚さを有する領域により類似することや、複数のスライスを含むことがある）内の各ボクセルごとに、例えば $T_0$ より大きいボクセルが決定される。次いで、こうして決定したボクセルにより規定される対象物の最大体積 $CC$ として対象物が規定される。次に138において、決定または規定した対象物及びシステム分解能に従って対象物の内側シェル及び外側シェルが決定される。例えば、システム分解能に等しいボクセル数だけ対象物を拡張（「膨張（dilatation）」）させることによってボクセルのアレイ $IM1$ が決定される。例えばシステム分解能が1ボクセルであれば、 $IM1$ は対象物ボクセルと該対象物ボクセルから1ボクセルの距離にあるボクセルのすべてを含むボクセルの収集を表している。システム分解能が2ボクセルであれば、 $IM1$ はこの構成において2ボクセルだけ膨張されることになる。さらに $IM2$ は、 $IM1$ からシステム分解能の2倍だけ膨張させたアレイを表している（病変や石灰化を定量化しようとする多くの用途では $IM2$ に関し2システム分解能の膨張係数が適当であるが、 $IM1$ と $IM2$ のいずれか、あるいはこれら両方に関して別の構成や別の目的では別の膨張係数を実験的に決定することもできる）。対象物の内側シェルは、対象物内のボクセルの組（値ではなく）を $IM1$ 内のボクセルの組とで除外処理する（XORをとる）ことによって決定される。換言すると、対象物内にはなく $IM1$ 内だけにあるボクセルが内側シェルのボクセルとなる。対象物の外側シェルは、 $IM1$ 内のボクセルの組を $IM2$ 内のボクセルの組とで除外処理することによって決定される。

10

20

## 【 0 0 4 3 】

本発明の幾つかの構成は次いで、対象物、内側シェル及び外側シェルをさらに精細にするために別の反復の準備としてしきい値のうちの一つまたは幾つかをリセットする。さらに詳細に代表的な構成では、しきい値のうちの一つが次式で記述される値を用いてリセットされる。

30

## 【 0 0 4 4 】

$$T_0 = 0.5 (\text{mean}(\text{Object}) + \text{mean}(\text{Outer\_shell}))$$

上式において $\text{mean}$ は、対象物内及び外側シェル内のボクセル強度に関して適用される。幾つかの構成では、後で使用するために平均及び標準偏差（ $STD$ ）も決定される。

## 【 0 0 4 5 】

$$STD\_OUTER\_SHELL = STD(OUTER\_SHELL)$$

$$MEAN\_OUTER\_SHELL = MEAN(OUTER\_SHELL)$$

$$MEAN\_OBJECT = MEAN(OBJECT)$$

上式において、それぞれの関数は外側シェル及び/または対象物の内部にあるボクセルの強度の関数である。

40

## 【 0 0 4 6 】

さらに幾つかの構成は、決定した内側シェルの強度または決定した外側シェルの強度を利用して提供される推定値の決定することによって、画像内の対象物の質量（148、150及び108）と体積（110）のうちの一つに関する尺度を提供する。

## 【 0 0 4 7 】

幾つかの構成では、139及び142において上側及び/または下側しきい値が調整されると共に、144において確度テストが満たされるまで136及び138が反復される。

## 【 0 0 4 8 】

体積推定値を提供するような様々な構成では、その体積推定値の提供は、146におい

50

て対象物のボクセルを利用し、決定された対象物の体積内のボクセル数及び各ボクセルのサイズに従って対象物の体積を決定することを含む。さらに詳細に幾つかの構成では、次式で記述される関係式によって変数  $T\_VOL$  が決定される。

【0049】

$$T\_VOL = 0.5 (MEAN(OBJECT) + MEAN(OUTER\_SHELL))$$

上式において、 $mean$  関数は対象物及び外側シェル内のボクセル強度全体にわたって適用される。次いで各スライスごとに（マルチスライスまたは3Dシステムの場合）、 $T\_VOL$  を超える強度を有するボクセルから対象物が選択される（対象物が周囲と比べてより暗い場合や、対象物が周囲と比べてより暗いようなネガ画像が使用される場合、強度がより小さいボクセルが選択される）。体積の推定値は、対象物のサイズ（強度基準を満たすボクセル数）にボクセルのサイズ（体積）を掛け合わせたものに等しい。

10

【0050】

質量推定値が提供される様々な構成では、その質量推定値の提供には、148における対象物の調整済み内部領域の決定が含まれる。さらに150において、対象物のサイズに従って対象物の調整済み内側シェルが決定される。108において、各ボクセルのサイズ、対象物の調整済み内部領域のサイズ、並びに対象物の調整済み内部領域の代表強度値と対象物の調整済み外側シェルの代表強度値の差に従って対象物の質量が決定される。

【0051】

より具体的に幾つかの構成では、対象物及びその外側シェルの平均強度の関数として変数  $T\_OBJECT$  が規定される。例えば、対象物内部に対する遷移の傾斜上の15%（0.15）点を用いることによって、過剰なノイズを含むことなく（別の構成では調整が可能）対象物の密度の大部分が取り込まれることになる。

20

【0052】

$$T\_OBJECT = 0.15 * (MEAN\_OBJECT - MEAN\_OUTER\_SHELL) + MEAN\_OUTER\_SHELL$$

次に、実験的に決定することが可能なパラメータ  $K$  を用いて次の判定を実施し、これが諾ならば  $T\_OBJECT$  に対して平均外側シェルの強度及び外側シェル標準偏差の関数として別の値を設定する。

【0053】

```
IF T_OBJECT < MEAN_OUTER_SHELL + K * STD_OUTER_SHELL
THEN SET T_OBJECT = MEAN_OUTER_SHELL + K * STD_OUTER_SHELL
```

30

$T\_OBJECT$  を決定し終えた後、その強度が値  $T\_OBJECT$  より大きい（また幾つかの構成では、より小さい）ボクセルとして（各スライスにおいて、マルチスライス3D画像において）対象物が規定される。

【0054】

幾つかの構成では、質量推定値を提供することはさらに、150において対象物の調整済み内側シェル及び対象物の調整済み外側シェルを決定すること、並びに108において、各ボクセルのサイズ、対象物の調整済み内部領域のサイズ、並びに対象物の調整済み内部領域の代表強度値と対象物の調整済み外側シェルの強度の差に従って対象物の質量を決定すること、を含む。

40

【0055】

さらに詳細には幾つかの構成では、148において調整済み  $OBJECT[SLICE]$  を使用することによって、138にある関係式や同様の関係式を用いて内側シェル及び外側シェルを調整する。次いで下に記載した関係式を用いて対象物の質量が決定される。

【0056】

$$MASS\_OBJECT = C * VOX\_SIZE * SIZE\_OBJECT * (MEAN(OBJECT) - MEAN(OUTER\_SHELL))$$

50

上式において、Cは対象物の素材に従って選択された定数（例えば、石灰化を構成する素材に関する既知の密度）であり、VOX\_SIZEはボクセルの体積であり、SIZE\_OBJECTは対象物のサイズ（すなわち、その内部領域（例えば、石灰化領域））であり、またmeanは対象物内部及び対象物の外側シェル内部にあるボクセルの強度の関数である。

【0057】

幾つかの構成では、次の関係式に従って内側シェルの質量が決定される。

【0058】

$$\text{MASS\_INNER\_SHELL} = C * \text{VOX\_SIZE} * \text{SIZE}(\text{INNER\_SHELL}) * (\text{MEAN}(\text{INNER\_SHELL}) - \text{MEAN}(\text{OUTER\_SHELL}))$$

上式において、SIZE(INNER\_SHELL)は内側シェルを構成するボクセルの数であり、またmeanは内側シェル及び外側シェル内のボクセルの強度平均値である。本発明の幾つかの構成では、内側シェルについて決定された質量によって補正済み質量を決定し出力することが可能である。

【0059】

$$\text{MASS\_CORRECTED} = \text{MASS\_OBJECT} + \text{MASS\_INNER\_SHELL}$$

画像のタイプ（ポジ像かネガ像か）及び対象物のタイプ（明るい暗い）に応じて、この「less than」テストは反対になる可能性があることを理解すべきである。

【0060】

正しいしきい値が決定された後、複合定量化アルゴリズムは140において関心対象物の質量及び体積を計算する。

【0061】

図6を参照すると流れ図200は、脆弱性指標を決定できるようにする冠状アトラスベースモデルを構築するため（202）、並びに冠状アトラスを用いて閉塞を生じさせる影響を受けた体積を決定するため（204）の適当な手順を表している。モデル生成は製造者が一度だけ実施し（得られたモデルをコピーし複数の装置に提供可能）、また必要に応じて改良または更新するだけでよい。

【0062】

より詳細には、心臓アトラスの生成は、特定ラベル付けされた対応点を伴った解剖学構造を有する多数のデータ組に基づくことがある。さらに、このアトラスに基づいた各血管の様々な点における様々な血管の閉塞の影響に対する推定が提供される。

【0063】

例えば206における心臓アトラスモデルの作成には、主冠状血管系を含む心臓モデルを用いている。アトラスの検討によって、アトラス内において血管閉塞が起こりそうな点が決定される。次いで、血管樹の下流部分はあたかも別の血管であるかのように取り扱われる。次いで208において、閉塞を追跡しながら血管を体積成長させて体積交差に至らせることによって、閉塞を生じさせる影響を受けた体積が決定される。202で使用方法は、複数の血管あるいは血管樹の任意の部分における閉塞の影響を決定するように拡張することができる。心臓モデルを生成させる過程の図表現を図7及び8に示す。

【0064】

上述の解析の特殊ケースは、ケース依存性の側副血管の有無に関する被影響領域の決定である。さらに、目下のデータからの側副部をアトラスデータに追加し、血管閉塞の影響を以前と同様にして計算し直すことによって、このモデル内に追加として側副部の存在を組み入れることができる。

【0065】

可能であれば自動でそうでなければ手作業で一般的な幾何学特性を取り込めるようなアトラスデータベースに対するデータ入力を提供することができる。アトラスモデルは患者年齢、体重、性別などの様々な患者プロフィールに関して構築することができる。より特

異的なアトラスモデルによれば、より大きな予測能力が提供される。

【 0 0 6 6 】

アトラスモデルを使用する適当な方法を 2 0 4 に表している。さらに詳細には 2 1 0 において、例えば目下の患者の冠動脈の全般的な位置に関連する解剖学標識を用いて心臓及び支持血管系の標準モデルに対して目下の患者の 3 次元データを位置合わせすることによって、血管内部のプラーク沈着の位置が決定される。この初期位置合わせを適正に実施し終えた後、2 1 2 においてプラーク位置を 2 0 6 でアトラスモデルの作成に使用した閉塞が起こりそうな点に対応させると共に、当該閉塞について決定した影響を受けた体積を用いて脆弱性指標を決定することによって、閉塞を生じさせる影響のある体積が決定される。例えば血管内部のプラーク沈着の位置が決定され、またこのモデルから、目下のプラーク沈着の位置から離れた位置にある血管に沿った閉塞に由来する血液供給の喪失が典型的な心臓機能に対して生じさせる影響が決定される。

10

【 0 0 6 7 】

本発明を、具体的な様々な実施形態に関して記載してきたが、当業者であれば、本発明が本特許請求の範囲の精神及び趣旨の域内にある修正を伴って実施できることを理解するであろう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【 図面の簡単な説明 】

20

【 0 0 6 8 】

【 図 1 】 本発明のコンピュータ断層 ( C T ) 撮像システムの構成を表した外観図である。

【 図 2 】 図 1 の C T 撮像システムのブロック概要図である。

【 図 3 】 関心対象体積を含む患者に関する収集ボリュメトリック画像からプラークスコア ( 及び、別の計測基準 ) を決定する工程を表している、本発明の幾つかの構成を示す流れ図である。

【 図 4 】 プラーク領域が特定されると共にボリュメトリック画像のサブボリュームがセグメント分割されている本発明の方法の一構成を表した流れ図である。

【 図 5 】 対象物境界及び撮像装置の伝達関数を用いた内部領域、遷移領域及びバックグラウンド領域の決定に関してさらに詳細に表した流れ図である。

30

【 図 6 】 本発明の幾つかの構成における心臓アトラスモデルの構築及び使用に適した方法の流れ図である。

【 図 7 】 閉塞に起因する影響領域を表した心臓アトラスモデルの図である。

【 図 8 】 図 7 に示した心臓アトラスモデル内に血管の影響領域を表した図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 9 】

- 1 0 撮像システム
- 1 2 ガントリ
- 1 4 X 線源
- 1 6 X 線
- 1 8 検出器アレイ
- 2 0 検出器素子
- 2 2 患者
- 2 4 回転中心
- 2 6 制御機構
- 2 8 X 線制御装置
- 3 0 ガントリモータ制御装置
- 3 2 データ収集システム ( D A S )
- 3 4 画像再構成装置
- 3 6 コンピュータ

40

50

3 8	記憶デバイス	
4 0	コンソール	
4 2	ディスプレイ	
4 4	テーブルモータ制御装置	
4 6	モータ式テーブル	
4 8	ガントリ開口	
5 0	コンピュータ読み取り可能な媒体から命令及び/またはデータを読み取るためのデバイス	
5 2	コンピュータ読み取り可能な媒体	
5 3	流れ図(図3)	10
5 4	関心対象体積を含む患者のポリュメトリック医用画像を収集する	
5 5	関心対象体積内で複数の密度/強度クラスを特定しセグメント分割する	
5 6	ポリュメトリック医用画像内に表された少なくとも1つの対象物の内部でソフトプラークを特定しソフトプラーク含量を推定する	
5 7	推定ソフトプラーク含量に依存するプラークスコアを決定する	
5 8	ソフトプラークの位置とソフトプラークの質量及び体積の両者に依存する重篤度状態を決定する	
5 9	ソフトプラークの組成、ソフトプラークのサイズ及び質量、ソフトプラークの枝管腔からの距離に依存する(また、患者に対するソフトプラークの潜在的脅威を関連付ける冠状アトラスベースモデルを利用して)脆弱性指標を決定する	20
6 0	プラークスコア、重篤度状態及び脆弱性指標の重みを付けた組み合わせに基づいて全体的リスク性向を決定する	
6 1	少なくとも決定された脆弱性指標を報告/表示する	
6 2	流れ図(図4)	
6 3	管腔を包含するサブポリュームにアクセスする	
6 4	クラスの数及びその初期しきい値にアクセスし、これらのクラスをその密度/強度情報に関する降順で整理する	
6 5	しきい値処理済み体積に対してCC解析及び距離変換を実施し、CCを3つのクラスに区分する	
6 6	判断(CCが存在しない?)	30
6 7	判断(完了か?)	
6 8	次の密度対象物に進む	
6 9	結果を表示する	
7 0	クラス1: ボクセル数に関してCCが大きくかつ厚みがあり、かつ厚さ>システム分解能の2倍である	
7 1	クラス2 A: ボクセル数に基づいてCCが小さく、かつユークリッド距離<システム分解能の2倍である	
	クラス2 B: ボクセル数に基づいてCCが小さく、かつユークリッド距離>システム分解能の2倍である	
7 2	クラス3: CCが大きくて薄くボクセル数は大きい、厚さ<システム分解能の2倍である	40
7 3	すべてのCCに関してEMアルゴリズム及び体積から除去するための標的物を用いた適応しきい値ベースのセグメント分割を実施する	
7 4	クラス2 A: 体積から除去する	
	クラス2 B: すべてのCCに関してEMアルゴリズム及び体積から除去するための標的物を用いた適応しきい値ベースのセグメント分割を実施する	
7 5	クラス3領域を体積から除去する	
7 6	選択した領域を体積から除去し、対象物クラスに関する新たなしきい値(複数のこともある)を保存する	
1 0 1	流れ図(図5)	50

104 計測不能領域を除外したバックグラウンド領域を推定するためにサブボリューム内の対象物の隣接部の平均値を決定する

106 対象物の境界及びシステム伝達関数を用いて内部領域、遷移領域及びバックグラウンド領域を決定する

108 各ボクセルのサイズ、対象物の調整済み内部領域のサイズ、並びに対象物の調整済み内部領域の代表強度値と対象物の調整済み外側シェルの代表強度値の差に従って対象物の質量を決定する

110 決定した内側シェルのまたは決定した外側シェルの強度を利用して提供する推定値を決定することによって、画像内の対象物の体積に関する尺度を提供する

134 しきい値を設定する

10

136 除外領域（複数のこともある）内部にあるボクセルを除外しながら、上側強度しきい値と下側強度しきい値の少なくとも一方に従って画像内にある対象物のボクセルを決定する

138 決定または規定した対象物及びシステム分解能に従って対象物の内側シェル及び外側シェルを決定する

139 しきい値を調整する

140 複合アルゴリズムを用いて対象物の質量及び/または体積を推定する

142 しきい値を調整する

144 判断（確度テスト）

146 対象物のボクセルを利用し、決定された対象物の体積内のボクセル数及び各ボクセルのサイズに従って対象物の体積を決定する

20

148 対象物の調整済み内部領域を決定する

150 対象物のサイズに従って対象物の調整済み内側シェルの決定する

200 流れ図（図6）

202 脆弱性指標を決定できるようにする冠状アトラスベースモデルを構築するのに適した手順

204 冠状アトラスを用いて閉塞を生じさせる影響を受けた体積を決定するのに適した手順

206 主冠状血管系を含む心臓アトラスを用いて、アトラスモデル内で閉塞が起こりそうな点を決定し血管樹の下流部分を別の血管として扱う

30

208 閉塞を追跡しながら血管を体積成長させて体積交差に至らせることによって閉塞を生じさせる影響を受けた体積を決定する

210 血管内部のプラーク沈着の位置を決定する

212 プラーク沈着の位置を206でアトラスモデルの作成に使用した閉塞が起こりそうな点に対応させると共に当該閉塞について決定した影響体積を用いて脆弱性指標を決定することによって脆弱性指標が決定される

【図1】

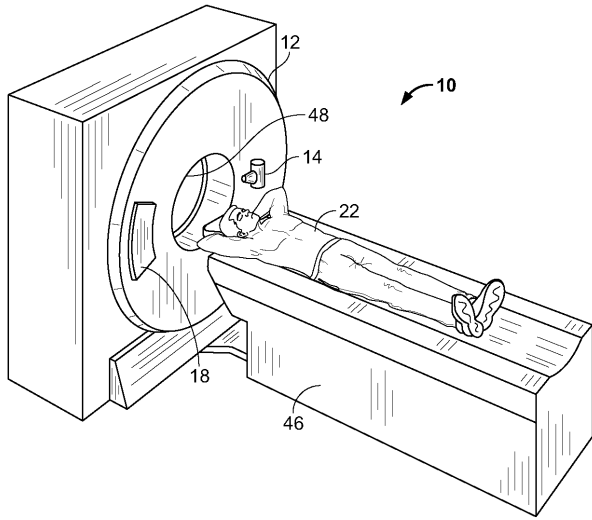


FIG. 1

【図2】

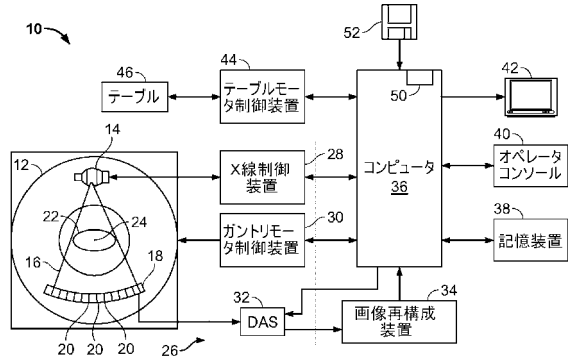


FIG. 2

【図3】

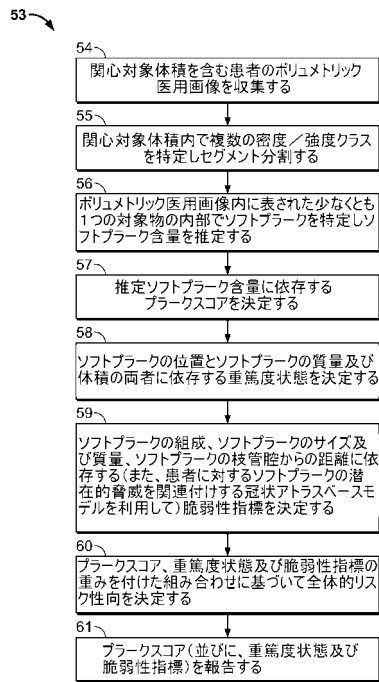


FIG. 3

【図4】

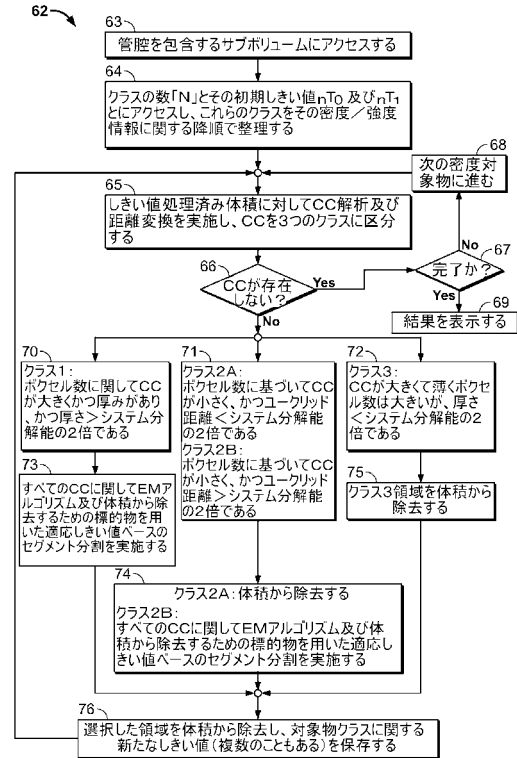


FIG. 4



【図5】

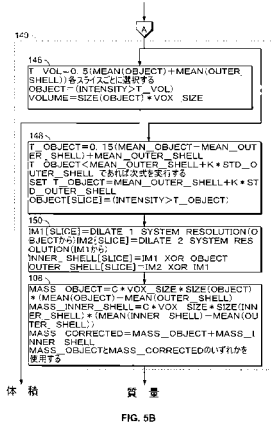


FIG. 5B

【図6】

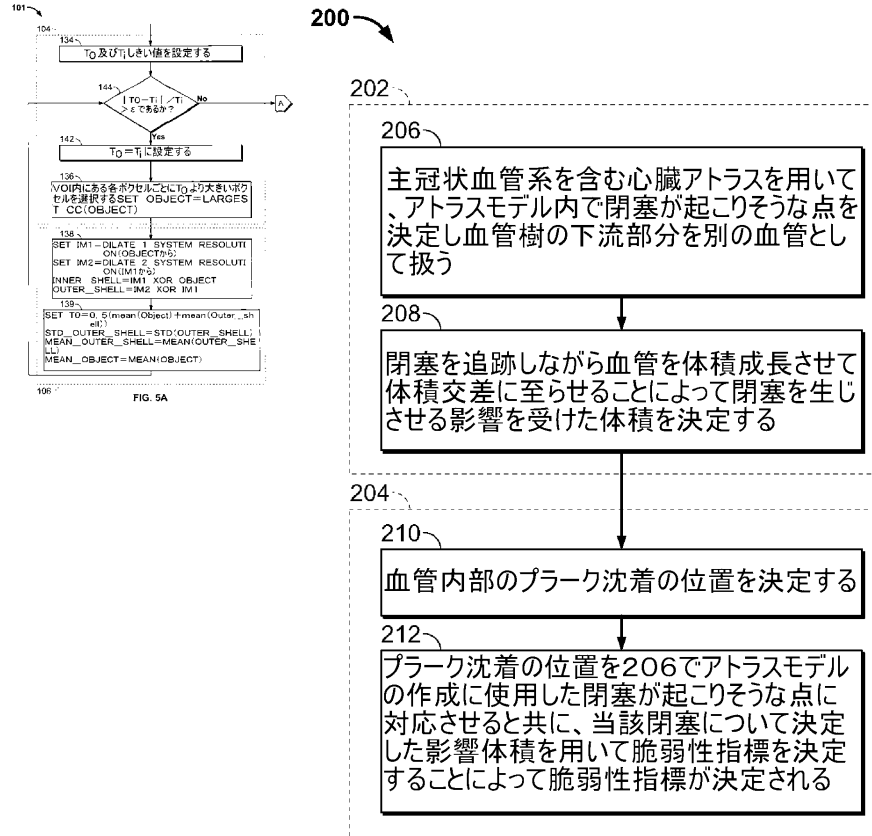


FIG. 5A

FIG. 6

【図7】

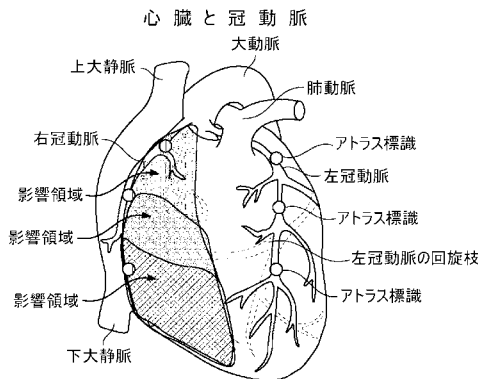


FIG. 7

【図8】

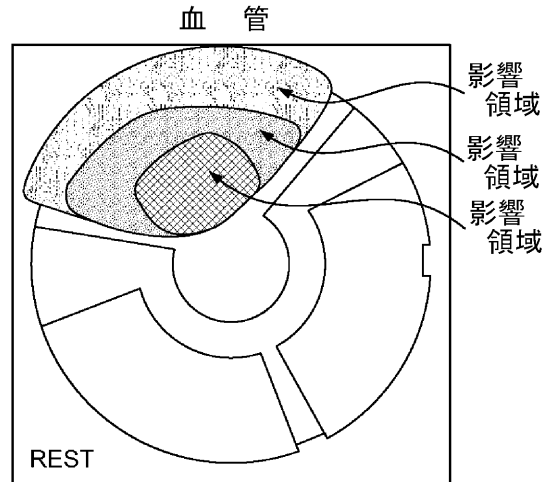


FIG. 8

---

フロントページの続き

- (72)発明者 ゴパール・ビー・アヴィナッシュ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、エス・ラディソン・コート、4915番
- (72)発明者 ジョン・ヴィ・スキナー  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、エス・ラッセル・コート、3345番
- (72)発明者 サンディーブ・ドゥッタ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウケシャ、レジェンド・ヒル・レーン、1678番
- (72)発明者 パトリシア・ル・ネゼット  
フランス、ル・ベック、シャルル・デュ・ゴール・エスカリエー・アッシュ・アベニュー、8番
- (72)発明者 ディーン・マリー・ハース  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ポート・ワシントン、ヒルクレスト・コート、419番

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2006-110341(JP,A)  
特表2005-533564(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/03