

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5227001号  
(P5227001)

(45) 発行日 平成25年7月3日 (2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日 (2013.3.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 D

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2007-294991 (P2007-294991)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成19年11月14日 (2007.11.14)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2008-126071 (P2008-126071A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成20年6月5日 (2008.6.5)		クタディ、リバーロード、1番
審査請求日	平成22年11月8日 (2010.11.8)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	11/603, 854		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成18年11月22日 (2006.11.22)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(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、アパートメント・ナンバー・1
			4、サドル・ブルック・ドライブ、エヌ2
			4ダブリュ24330番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プレップレスCTコロノグラフィにおいてタギング素材を抑制するための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線発生源 1 4、検知器アレイ 1 8、画像プロセッサ 3 4、ディスプレイ 4 2、およびメモリ 3 8を有する医療用撮像装置 1 0であって、前記医療用撮像装置が、前記放射線発生源、前記検知器アレイ、前記画像プロセッサ、前記ディスプレイおよび前記メモリを使用して医療用画像（たとえば、3 0 2、4 0 2、5 0 2）を作成するために、前記医療用撮像装置を操作するように構成されたコンピュータ 3 6によって制御され、かつ前記メモリが、

患者の大腸のボクセル集合を含む患者の医療用画像内で、複数の密度クラス及び、強度クラスを識別および分割する（5 5）ように、

閾値を使用した適応閾値法を使用して、前記識別および分割された密度クラス及び、強度クラスに基づいて、患者の大腸のボクセル集合を複数のタイプ分類に分類する（5 6）ように、

結果画像（たとえば、3 0 4、4 0 4、5 0 4）を作成するために、前記タイプ分類に従って画像内のタギングされた素材（たとえば、3 0 6、4 0 6）を、減算、抑制、または放置する（5 7）ように、

前記コンピュータに命令するように構成された命令を、その中に保管している医療用撮像装置。

【請求項 2】

患者の大腸のボクセル集合を複数のタイプ分類に分類するように構成された前記命令が、

前記ボクセル集合のサイズおよび厚さを決定する(62)ための、および前記ボクセル集合をサイズおよび厚さにしたがって複数のタイプに分類するための命令をさらに含む請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記患者の医療用画像を取得する(54)ように、前記コンピュータに命令するように構成されたメモリ内に保管された命令をさらに有する請求項2に記載の装置。

【請求項4】

前記装置が、CT撮像装置(10)であり、および前記患者の医療用画像を取得するための前記命令が、前記患者のコンピュータ断層撮影(CT)画像を取得するようにコンピュータに命令するように構成された命令をさらに含む請求項3に記載の装置。

10

【請求項5】

患者の大腸のボクセル集合を含む患者の医療用画像内で複数の密度クラス及び、強度クラスを識別および分割(55)するステップ、  
閾値を使用した適応閾値法を使用して、識別および分割された密度クラス及び、強度クラスに基づいて、患者の大腸のボクセル集合を複数のタイプ分類に分類(56)するステップ、

結果画像を作成するために、前記タイプ分類に従って記画像内の前記タギングされた素材を減算、抑制、または放置する(57)ステップ、

および前記結果画像を可視化(58)するステップ

を含むタギングされた素材(たとえば、306、406)を抑制するための方法。

20

【請求項6】

前記患者のコンピュータ断層撮影(CT)画像(10、54)を取得するステップをさらに含み、

前記患者の大腸のボクセル集合を複数のタイプ分類に分類する前記ステップが、

前記ボクセル集合のサイズおよび最大厚さ(62)を決定するステップ、

前記ボクセル集合をサイズおよび厚さにしたがって複数のタイプに分類するステップ、

をさらに含む請求項5に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、一般に撮像に関する、およびより具体的には、医療用画像に対して、再構成された画像内の柔らかい物質の質量および体積を決定すること、画像内のタギングされた素材を抑制するおよび/または除去することに関する。本発明の構成は、医療用および診断用のコロノグラフィ検査において特に有用である。

【0002】

いくつかの公知のCT撮像システム構成では、X線発生源が、デカルト座標系の、一般に「撮像平面」と呼ばれるX-Y平面内にあるように視準された扇形のビームを投影する。X線ビームは、患者などの撮像されている被写体を通過する。ビームは、被写体によって減衰された後、放射線検知器のアレイに当たる。検知器アレイで受信された、減衰された放射線ビームの強度は、被写体によるX線ビームの減衰に依存する。アレイの各検知器要素が、検知器位置でのビーム強度の測定値である、別個の電気信号を作成する。すべての検知器からの強度測定値が、透過プロファイルを作成するために別個に取得される。

40

【0003】

第3世代のCTシステムでは、X線発生源および検知器アレイが、X線ビームが被写体と交差する角度が絶えず変化するように、撮像平面内で、かつ撮像される被写体の周りをガントリとともに回転する。1つのガントリ角度での検知器からのX線減衰測定値、すなわち投影データの群が、「ビュー」と呼ばれる。被写体の「スキャン」は、X線発生源および検知器の1回転中の異なるガントリ角度、すなわち視角で作成された1組のビューを備える。

50

## 【 0 0 0 4 】

軸方向スキャン（アキシヤル・スキャン）では、投影データが、被写体を通して取得された２次元スライスに対応する画像を構成するために処理される。１組の投影データから画像を再構成するための一方法は、当技術分野では、フィルタリング逆投影技術と呼ばれる。このプロセスは、スキャンからの減衰測定値を、ブラウン管ディスプレイ上の対応するピクセルの輝度を制御するために使用される、「ＣＴ数」または「ハウンスフィールド単位（ＨＵ）」と呼ばれる整数値に変換する。

## 【 0 0 0 5 】

全スキャン時間を減少させるために、「ヘリカル」スキャンが行われてもよい。「ヘリカル」スキャンを行うために、規定の数のスライスに対するデータが取得されている間、患者が移動される。このようなシステムは、ファンビームヘリカルスキャンから単一の螺旋を生成する。ファンビームによってマッピングされた螺旋は、各規定のスライス内の画像がそれから再構成される投影データをもたらす。

10

## 【 0 0 0 6 】

ヘリカルスキャンのための再構成アルゴリズムは通常、視角および検知器チャンネルインデックスの関数として、収集されたデータに重み付けする螺旋状重み付けアルゴリズムを使用する。特に、フィルタリング逆投影プロセスの前に、データが、ガントリ角度および検知器角度の両方の関数である螺旋状重み係数に従って重み付けされる。重み付けされたデータが次に、ＣＴ数を生成するために、および被写体を通じて取得された２次元スライスに対応する画像を構成するために、処理される。

20

## 【 0 0 0 7 】

全取得時間を減少させるために、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、投影データの複数の列が、いずれの時刻でも同時に取得される。ヘリカルスキャンモードと結合されるとき、システムは、コーンビーム投影データの単一の螺旋を生成する。単一スライス螺旋、重み付けスキームと同様に、フィルタリング逆投影アルゴリズムの前に重みを投影データに乗じるための方法が、導出されることができる。

## 【 0 0 0 8 】

大腸癌は、合衆国での癌に関連する死亡数の３番目に大きな原因であり、２００３年での算定された死亡数は、５７、０００人である。合衆国の癌統計は、人は、大腸癌になる５％の機会をその生涯の間に有することを示している。大腸ポリープは、病気の前癌段階を形成し、これらが適切な時期に人体内から取り除かれた場合、その人は、５年以上生存するチャンスが約９０％ある。

30

## 【 0 0 0 9 】

大腸内視鏡術が、大腸癌をスクリーニングするための好ましい従来技術の方法であった。大腸内視鏡術は、その侵襲性の性質の結果として、３７％の受け入れを有する。ＣＴコロノグラフィが、必要である人にもみ侵襲性の大腸内視鏡術スクリーニング手順の使用を制限することによって、大腸癌スクリーニングの受け入れを増加させることが、望まれてきた。しかし、公知のＣＴコロノグラフィ方法の報告された感受性（現在６０－７０％）は、大腸内視鏡術法に匹敵するレベルにはまだ到達していない。

40

## 【 0 0 1 0 】

大腸内視鏡術手順を受ける患者の共通の不満は、検査前の大腸洗浄の瀉下性の性質である。大部分の患者にとって、この瀉下性の大腸洗浄は、非侵襲性のＣＴコロノグラフィを侵襲性の大腸内視鏡術手順と同一にする。大部分の患者による不快感に回答して、デジタル減算アルゴリズムを使用して、続いての除去のために液体および固体の糞便にタギングする、非瀉下性の、または最小瀉下性の処方が、開発されてきた。

【特許文献１】米国特許第６，９４７，７８４号

【特許文献２】米国特許第６，４７７，４０１号

【特許文献３】米国特許第６，３３１，１１６号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【 0 0 1 1 】

しかし、これらの減算技術は、タギング素材をやみくもに除去する、または除去された素材と大腸内腔の間の表面を人工的に平滑化する。また、これらの技術のいずれかが、撮像プロセスによって生じる固有のシステム変形を組み込むことについての、教示または示唆はない。

## 【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 2 】

一態様では、本発明のいくつかの構成は、患者の大腸の体積を含む患者の容積測定用の医療用画像内で、複数の密度クラス、強度クラス、または両方を識別または分割すること、および識別および分割された密度クラス、強度クラス、または両方に基づいて、患者の大腸の体積を複数のタイプにおよび分類することを含む、プレップレス大腸内視鏡術においてタギングされた素材を抑制するための方法を提供する。方法は、結果画像を作成するためにタイプ分類に従って画像内のタギングされた素材を減算、抑制または放置すること、および結果画像を可視化することをさらに含む。

10

## 【 0 0 1 3 】

別の態様では、本発明のいくつかの構成は、プレップレスコロノグラフィのためのタギング素材を抑制して画像を可視化するようにコンピュータに命令するように構成された、その上に記録された命令を有する機械読取可能な媒体または複数の媒体を提供する。命令は、患者の大腸の容積を含む患者の容積測定用の医療用画像内で、複数の密度クラス、強度クラスまたは両方を識別および分割するように、および識別および分割された密度クラス、強度クラスまたは両方に基づいて、患者の大腸の体積を複数のタイプに分類するようにコンピュータに命令するように構成された命令を含む。命令は、結果画像を作成するためにタイプ分類に従って画像内のタギングされた素材を減算、抑制または放置するため、および結果画像を可視化するための命令をさらに含む。

20

## 【 0 0 1 4 】

さらに別の態様では、本発明のいくつかの構成は、放射線発生源、検知器アレイ、画像プロセッサ、ディスプレイ、およびメモリを有する医療用撮像装置を提供する。医療用撮像装置は、コンピュータによって制御される。コンピュータは、患者の大腸の体積を含む患者の容積測定用の医療用画像内で、複数の密度クラス、強度クラス、または両方を識別または分割するように、および識別および分割された密度クラス、強度クラス、または両方に基づいて、患者の大腸の体積を複数のタイプにおよび分類するように、コンピュータに命令するように構成されている。コンピュータは、結果画像を作成するためにタイプ分類に従って画像内のタギングされた素材を減算、抑制または放置するように、および結果画像を可視化するようにさらに構成されている。

30

## 【 0 0 1 5 】

本発明のいくつかの構成が、除去、視覚抑制、または非動作のためのタギング素材の知的な分類を提供し、かつ、コロノグラフィ手法の高い受容性を提供することが理解されよう。さらに、本発明のいくつかの構成は、タギング素材をやみくもに除去することなく、または除去された素材と大腸内腔の間の界面を人工的に平滑化することなく、液体および固体の糞便のデジタル減算を提供する。また、いくつかの構成は、撮像プロセスによって生じる固有のシステム変形を組み込み、修正することができる。

40

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【 0 0 1 6 】

前述の概要、ならびに以下の本発明のある実施形態の詳細な説明は、添付の図面と相俟って読まれれば、より良く理解されるであろう。図面が様々な実施形態の機能的なブロックの図を示している範囲では、機能的なブロックは、ハードウェア回路の間の区分を必ずしも示していない。したがって、たとえば、機能的なブロックの1つまたは複数（たとえば、プロセッサまたはメモリ）が、単体のハードウェア（たとえば、汎用信号プロセッサ、またはブロックまたはランダムアクセスメモリ、ハードディスクなど）に実装されてもよい。同様に、プログラムは、独立型プログラムであってよく、OS内にサブルーチンと

50

して組み込まれてもよく、インストールされたソフトウェアパッケージなどの中での機能であってよい。様々な実施形態は、図面に示された構成および手段に限定されないことを理解されたい。

【0017】

本明細書で使用されるとき、単体で述べられる、または「1つの」または「1つの」という単語の後に続く要素またはステップは、このような排除が明白に述べられなければ、複数の前記要素またはステップを排除しないとして理解されたい。さらに、本発明の「一実施形態」に対する参照は、述べられた特徴をまた組み込んでいる追加の実施形態の存在を排除するように解釈されることを意図されていない。さらに、逆に明白に述べられていない限り、特定の特性を有するある要素または複数の要素を「備える」または「有する」実施形態は、その特性を有さないような要素を追加で含んでもよい。

10

【0018】

また、本明細書で使用されるとき、「画像を再構成する」というフレーズは、その中で画像を表すデータが生成されるが、視覚可能な画像が生成されない、本発明の実施形態を排除することを意図されていない。しかし、多くの実施形態は、少なくとも1つの視覚可能な画像を生成する（または生成するように構成されている）。

【0019】

単一の被写体または動作についての言及は、別段の記載がない場合は、複数の前記被写体または前記動作を含む構成を特許請求の範囲から排除するように意図されていない。たとえば、数に関するさらなる限定がない「排他領域を識別する」という動作を述べる請求項は、複数の排他領域が識別される構成をその範囲内に含むように意図される。

20

【0020】

本発明の技術的な効果は、タギング素材を除去または抑制し、それによって大腸内の基底構造を可視化し、それによって大腸癌のためのスクリーニングでの非侵襲性のコノグラフィの効果を強化するための医療用画像の修正を含むが、それに限定されない。本明細書で使用されるとき、実際に表示されている画像と称されない場合、「画像」という用語によって称される本主題の範囲はまた、画像を表しているデータ、すなわち、コンピュータによって処理するために有用な形態での画像を含むように意図されている。

【0021】

図1および2を参照すると、マルチスキャン撮像システム、たとえば、コンピュータ断層撮影（CT）撮像システム10が、「第3世代の」CT撮像システムを代表するガントリ12を含むとして示されている。ガントリ12は、ガントリ12の反対側の検知器アレイ18に向かってX線のビーム16を投影するX線チューブ14（本明細書では、X線発生源14とも呼ばれる）を有する。検知器アレイ18は、アレイ18と発生源14の間の医療患者22などの被写体を通過する投影されたX線とともに感知する複数の検知器要素20を備える複数の検知器列（図示せず）によって形成されている。各検知器要素20は、衝突するX線の強度を表し、かつしたがって、被写体すなわち患者22を通過するときのビームの減衰を算定するために使用されることができ電気信号を作成する。X線投影データを取得するためのスキャン中、ガントリ12およびその中に装着された構成要素が、回転中心24の周りを回転する。図2は、単一列の検知器要素20（すなわち、検知器列）のみを示している。しかし、複数の疑平行なまたは平行なスライスに対応する投影データが、スキャン中に同時に取得されることができるよう、マルチ検知器アレイ18は、検知器要素20の複数の平行な検知器列を備えている。

30

40

【0022】

ガントリ12上での構成要素の回転およびX線発生源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって支配される。制御機構26は、X線発生源14へ電力およびタイミング信号を供給するX線コントローラ28、およびガントリ12上の構成要素の回転速度および位置を制御するガントリモータコントローラ30を備える。制御機構26内のデータ取得システム（DAS）32が、検知器要素20からのアナログデータをサンプリングし、かつ次の処理のためにデータをデジタル信号に変換する。画像再構成器34が、サ

50

ンプリングおよびデジタル化されたX線データをDAS32から受信し、かつ高速画像再構成を行う。再構成された画像が、コンピュータ36へ入力として付加され、コンピュータが、画像を保管デバイス38内に保管する。画像再構成器34は、特殊化されたハードウェア、またはコンピュータ36上で実行するコンピュータプログラムであってよい。

#### 【0023】

コンピュータ36はまた、コマンドおよびスキャンパラメータを、キーボードおよび/またはその他のユーザ入力および/または、マウス、トラックボール、またはライトペンなどのマーキングデバイスを有するコンソール40を介してオペレータから受信する。その例がブラウン管(CRT)ディスプレイ、液晶ディスプレイ(LCD)、またはプラズマディスプレイを含む、付随されているディスプレイ42が、オペレータがコンピュータ36から再構成された画像およびその他のデータを観察することを可能にする。ディスプレイ42は、圧力感知入力スクリーンなどのユーザポインティングデバイスを含んでもよい。オペレータ供給のコマンドおよびパラメータが、DAS32、X線コントローラ28、およびガントリモータコントローラ30に制御信号および情報を供給するために、コンピュータ36によって使用される。さらに、コンピュータ36は、テーブルモータコントローラ44を操作し、テーブルモータコントローラ44は、ガントリ12内で患者22を位置調整するために電動テーブル46を制御する。特に、テーブル46が、ガントリ開口48を通して患者22の位置を移動させる。

#### 【0024】

一実施形態では、コンピュータ36は、フレキシブルディスク、CD-ROM、DVDまたはネットワークまたはインターネット、ならびにまだ開発予定のデジタル手段などの別のデジタルソースなどの、コンピュータ読取可能な媒体52から命令および/またはデータを読み取るための、たとえば、フレキシブルディスクドライブ、CD-ROMドライブ、DVDドライブ、磁気光ディスク(MOD)デバイス、または一サネットデバイスなどのネットワーク接続デバイスを含む他のいずれかのデジタルデバイスなどのデバイス50を備える。別の実施形態では、コンピュータ36は、ファームウェア(図示せず)内に保管された命令を実行する。コンピュータ36は、本明細書に記載されている機能を実行するようにプログラムされており、本明細書で使用されるとき、コンピュータという用語は、当技術分野でコンピュータとして呼ばれる集積回路にのみに限定されず、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、プログラム可能な論理コントローラ、用途指定集積回路、およびその他のプログラム可能な回路を広く称する。これらの用語は、本明細書では交換可能に使用される。上述の特定の実施形態は第3世代のCTシステムを称するが、本明細書に記載されている方法は、第4世代のCTシステム(静止した検知器-回転するX線発生源)および第5世代のCTシステム(静止した検知器およびX線発生源)に等しく適用される。また、本発明の利点がCT以外の撮像モダリティを生み出すことが、企図されている。また、本明細書では、方法および装置は、医療用の設定で記載されているが、本発明の利点が、工業用設定、または、たとえば空港またはその他の輸送センターのための荷物スキャンシステムを含むがそれに限定されない輸送用設定において通常採用されるシステムなどの非医療用撮像システムを生み出すことが、企図されている。

#### 【0025】

従来技術の構成では、石灰化の質量および体積を決定するためのアルゴリズムは、以下の関係に頼っている。

#### 【0026】

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

ここで、 $m$ は質量であり、 $C$ はカルシウム校正係数であり、 $\mu_c$ は、閾値体積 $V$ の平均密度であり、ここで、 $\mu_c$ は校正されたユーザ定義の閾値(たとえば、ユーザが130を閾値として選択した場合、 $\mu_c = C \times 130$ )であり、 $\mu_w$ は水に対する平均密度値であり、体積 $V$ は、よりも大きいボクセルの数にボクセルの寸法 $x \times y \times z$ を乗ずることによって決定される。

## 【 0 0 2 7 】

図 3 でのフローチャート 5 3 によって説明される方法、およびそこで説明される変形形態を使用して、患者の大腸の C T 画像が、コンピュータを使用して解析される。コンピュータは、タギング素材を、除去、視覚的抑制または非動作に分類する。

## 【 0 0 2 8 】

特に、5 4 で、撮像装置が、患者 2 2 の容積測定用の医療用画像を取得するために使用される。画像は、患者の大腸の体積を含む。撮像装置は、上記の撮像システム 1 0 などのコンピュータ断層撮影 ( C T ) 撮像システムであってよい、または、これは、大腸のある体積を含む容積測定用画像を取得することができる、いずれかの他のタイプの撮像システム (たとえば、超音波または N M R ) であってよい。

10

## 【 0 0 2 9 】

次に、5 5 で、複数の密度クラス、強度クラス、または両方が、容積測定用の医療用画像内で識別および分割される。次に、5 6 で、大腸体積が、密度、強度、または両方に基づいて複数のタイプに分類される。本発明のいくつかの構成で使用される 5 5 および 5 6 で提供された機能に対する実施例が、図 4 および図 5 で提供され、図 3 の説明に続いて以下で詳細に議論される。

## 【 0 0 3 0 】

次に、5 7 で、タギングされた画像内のタギングされた素材が、画像内で、5 6 で決定された大腸体積のタイプ分類に応じて減算、抑制、または放置される。5 5、5 6、および 5 7 での手順が、結果画像を作成するための必要に応じて 1 回または複数回繰り返される。最後に、5 8 で、結果画像が可視化される、すなわち、図 2 に示されているディスプレイ 4 2 などのディスプレイ上に表示される。

20

## 【 0 0 3 1 】

図 3 の適応アルゴリズムは、大腸体積の様々な分類を識別するために、密度 / 強度に基づく階層的を使用する。初期閾値が、開始点として図 4 のフローチャート 6 3 で設定され、次に、図 5 の期待値最大化 ( E M ) アルゴリズムに依存するシステム解像度を使用して、最も高密度 / 高強度の被写体または複数の被写体の空間領域を適応的に局所化する。このようにして識別された領域が、大腸体積から除去され、次に高い密度の被写体の初期閾値が、プロセスを繰り返すために使用される。すべての分類が識別されるまで、プロセスが繰り返す。アルゴリズムの出力は、V R 抑制、定量化などのための分類内での、視覚表示および 1 組の被写体自身に対する各被写体クラスのための新しい閾値を含む。

30

## 【 0 0 3 2 】

5 5 および 5 6 で行われる識別および分割は、図 4 のフローチャート 6 3 に示されているコンピュータアルゴリズムによって解かれることができる特殊な 3 分類問題である。アルゴリズムは、いったん十分に当業者に理解されれば、強度で分割可能ないかなる数の分類にも容易に適応可能である。このようにして、フローチャート 6 3 は、図 3 の 5 5 および 5 6 の両方で行われるコンピュータ手順および機能の一構成を表している。

## 【 0 0 3 3 】

図 4 を参照すると、6 3 で、医療用画像のサブ体積 (必ずしも正確なサブ体積ではない) が、大腸の体積を含んでアクセスされる。このアクセスは、画像のサブ体積を表すメモリまたは保管デバイスの内容を回収することによって行われることができる。(この説明および添付の特許請求の範囲のために、画像を表しているメモリにアクセスすること、またはメモリを使用することは、画像にアクセスすること、または画像を使用することと同一であるとみなされる)。次に、6 4 で、クラス数「n」およびそれらの初期閾値が、クラスの密度 / 強度情報に対して降順でアクセスおよび並べられる。(フローチャート 6 2 は、図 3 の 5 5 および 5 6 で行われる機能および手順の一実施形態のみを表している。閾値を昇順で並べられることなどの設計選択の代替形態は、本明細書には記載されていない)。

40

## 【 0 0 3 4 】

次に、6 5 で、連結成分 ( C C ) 解析が、サブ体積内のボクセルに対して行われ、次に

50

、閾値体積に対する距離変換が行われ、次に、ＣＣが３つのクラスにビンニングされる。本発明のいくつかの構成で使用される距離変換は、ユークリッド式であるが、チェスボード計量またはシティブロック計量などの他の距離計量が、本発明の他の構成で使用されてもよい。６６で連結成分がない場合、６７で、サブ体積内のすべての当該被写体に手順が行われたかどうかを判定するためのチェックが行われる。行われなかった場合、次の密度の被写体が、６８で準備され、６５での解析が繰り返される。すべての当該被写体が、６７で処理された場合、結果が６９で表示される、また、本説明のためにより重要なことに、図５に示されている、フローチャート１０１によって表されている手順へ供給される。

#### 【００３５】

図４を再び参照すると、６６で、ＣＣがある場合、これらが７０、７１、および７２で示されているようなクラスに分割される。ボクセルの数において、およびボクセルでのシステム解像度の２倍よりも大きな厚さ（ユークリッド距離）を有する、大きくかつ厚いＣＣが、７０でクラス１に配置される。７０で、薄い構造がＣＣに接続されている場合、ブルーニングが行われてもよい。ブルーニングは、開放動作を使用して行われる。ボクセルの数に基づいて小さいＣＣが、クラス２に配置される。ユークリッド距離が、ボクセル内のシステム解像度の２倍よりも小さい場合、７１で、ＣＣがクラス２Ａに配置される。そうでない場合、ユークリッド距離が、ボクセル内のシステム解像度の２倍よりも大きい場合、ＣＣが７１でクラス２Ｂに配置される。ボクセル数が大きい、最大ユークリッド距離がシステム解像度の２倍未満である、大きくかつ薄いＣＣは、７２でクラス３に配置される。ユークリッド距離が、丁度システム解像度の２倍である場合、大きなＣＣが、クラス１またはクラス３のいずれかに任意に配置されてもよい。クラス２のＣＣが、システム解像度の２倍にまさに等しいユークリッド距離を有する場合、クラス２のＣＣが、クラス２Ａまたはクラス２Ｂに任意に割り当てられてもよい。

#### 【００３６】

次に、７３で（クラス１に対して）、７４で（クラス２Ａおよび２Ｂに対して）、および７５（クラス３に対して）で、分類に基づくシステム解像度指定の期待値最大化（ＥＭ）適応閾値が、クラス１に識別されたすべてのＣＣ（もしあれば）に対して行われ、クラス２およびクラス３の被写体の位置が識別される。次に、７６で、今の閾値体積内の被写体が、サブ体積から除去され、１つまたは複数の新しい閾値が、被写体クラスに対して保管される。７３から、手順が６５に継続する。

#### 【００３７】

適切なＥＭベースの分割アルゴリズムが、特定の閾値ですべてのクラス１被写体に対して図５のフローチャート１０１によって説明される。このＥＭベースの分割アルゴリズムは、ＣＴシステム解像度に対する値を使用する。ＥＭアルゴリズムは本質的に、初期閾値をつけられた被写体の平均値が正しいと仮定する。ＥＭアルゴリズムが次に、システム解像度領域の外の領域を見て、その「バックグラウンド」の平均値を計算する。２つの平均値に基づいて、ＥＭアルゴリズムが、新しい５０％閾値を算定し、かつそれを元の閾値と比較する。規定の許容誤差よりも大きい差がある場合、ＥＭアルゴリズムが、新しい閾値を初期閾値として使用し、手順が繰り返される。いったんアルゴリズムが、大腸内で異なるクラスのタギングされたアイテムを識別すると、クラス１被写体の大部分およびおそらくは、クラス２ｂ被写体を除去する決定がされる。クラス２ａおよびクラス３被写体は、これらの被写体を除去することがアーチファクトを生じさせるため、検査で視覚的に識別されて、放置される。本発明のいくつかの構成は大腸内のどのタギングされた領域を除去するかを決定する際に、撮像システム変換の機能を組み込んでいる。

#### 【００３８】

より具体的には、サブ体積内の被写体のすぐ隣の平均値が、１０４で、測定可能でない領域を除いてバックグラウンドを算定するために決定される。内部、移行部およびバックグラウンド領域が、次に１０６で、被写体の境界およびシステム伝達関数を使用して決定される。次に、ハイブリッドアルゴリズムが、１４０で、被写体の質量および／または体積を算定するために使用される。



## 【 0 0 3 9 】

より詳細には、104での平均値の決定のために、上側強度閾値 $T_0$ および下側強度閾値 $T_i$ が、134で設定される。除外領域または複数の除外領域内のボクセルを排除しながら、画像内の被写体（すなわち、被写体の内部）のボクセルが、上側強度閾値または下側強度閾値の少なくとも1つに従って、136で決定される。（被写体がその周囲よりも暗いまたは明るい、および/または画像が陰画像である）。たとえば、当該体積内の各ボクセル（1つのスライスのみを含み、したがって、所定の厚さを有する領域により類似している、または複数のスライスを含む）に対し、たとえば $T_0$ より大きいボクセルが、決定される。次に、被写体が、そのようにして決定されたボクセルによって定義された被写体の最大体積 $CC$ として定義される。次に、被写体の内殻および外殻が、138で、決定されたまたは定義された被写体およびシステム解像度に従って決定される。たとえば、ボクセル $IM1$ のアレイが、システム解像度に等しいボクセルの数だけ被写体を膨張させること（「拡張させること」）によって、被写体から決定される。たとえば、システム解像度が1ボクセルである場合、 $IM1$ は、被写体ボクセルから1ボクセル離れたすべてのボクセルを足した被写体ボクセルを含むボクセルの集合を表す。システム解像度が2ボクセルである場合、 $IM1$ は、この構成で2ボクセル膨張される。また、 $IM2$ は、 $IM1$ によるシステム解像度の2倍拡張されたアレイを表す。（ $IM2$ に対する2つのシステム解像度の拡張係数は、病変または石灰化が定量化されるべきである多くの用途に適しているが、 $IM1$ および $IM2$ のいずれかまたは両方に対する他の拡張係数が、他の構成においてまたは他の目的のために経験的に決定されることができる）。被写体の内殻が、 $IM1$ 内にボクセルの組を有する被写体内のボクセルの組（値ではない）から排除する（XOR）ことによって決定される。言い換えれば、 $IM1$ 内だけにあり、かつ被写体内にないボクセルのみが内殻内のボクセルになる。被写体の外殻が、 $IM1$ 内のボクセルの組を $IM2$ 内のものととも排除することによって決定される。

## 【 0 0 4 0 】

本発明のいくつかの構成が次に、被写体、内殻および外殻をさらに生成するための別の反復計算のための準備で、閾値の1つまたは複数の再設定する。より具体的には、表された構成では、閾値の1つが、以下のように書かれた値を使用して再設定される。

## 【 0 0 4 1 】

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

ここで、平均値が、被写体内および被写体の外殻内のボクセルの強度で得られる。平均値および標準偏差（STD）もまた、後の使用のためにいくつかの構成で決定される。

## 【 0 0 4 2 】

$$\text{STD\_OUTER\_SHELL} = \text{STD}(\text{OUTER\_SHELL})$$

$$\text{MEAN\_OUTER\_SHELL} = \text{MEAN}(\text{OUTER\_SHELL})$$

$$\text{MEAN\_OBJECT} = \text{MEAN}(\text{OBJECT})$$

ここで、それぞれの関数は、外殻および/または被写体内のボクセルの強度の関数である。

## 【 0 0 4 3 】

また、いくつかの構成が、提供される算定値を決定するために、決定された内殻のまたは決定された外殻の強度を利用して画像内での、被写体の1つの測定値または、質量（148、150、および108での）または体積（110での）のうちの少なくとも1つの測定値を提供する。

## 【 0 0 4 4 】

いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、かつ136および138が、144での精度試験が満足されるまで繰り返される。

## 【 0 0 4 5 】

体積算定が行われる様々な構成では、体積算定を行うことが、146で、決定された被写体の体積内でのボクセルの数および各ボクセルのサイズに応じて、被写体のボクセルを使用すること、および被写体の体積を決定することを含む。より具体的には、いくつかの

構成では、可変な  $T\_VOL$  が、次のように書かれた関係によって決定される。

【0046】

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

ここで、平均関数が、被写体および外殻内のボクセルの強度にわたって取得される。次に、(マルチスライスまたは3Dシステム内の)各スライスに対して、 $T\_VOL$ よりも大きい強度を有するボクセルから被写体が選択される。(被写体が周囲よりも暗く見える場合、または被写体が周囲よりも暗く見える陰画像が使用される場合、より小さい強度を有するボクセルが選択される。)体積の算定値は、(ボクセル強度基準に合うボクセルの数での)被写体のサイズにボクセルのサイズ(体積)をかけたものに等しい

10

質量算定値が提供される様々な構成では、質量算定値を提供することは、148で、被写体の調整された内部領域を決定することを含む。また、被写体の調節された内殻が、150で、被写体のサイズに従って決定される。被写体の質量が、各ボクセルのサイズ、被写体の調節された内部領域のサイズ、および被写体の調節された内部領域の代表的な強度と被写体の調節された外殻領域の強度の間の差に従って108で決定される。

【0047】

より具体的には、いくつかの構成では、可変な  $T\_OBJECT$  が、被写体およびその外殻の平均強度の関数として定義される。たとえば、被写体内部への移行傾斜上の15%(0.15)点を使用することは、過度のノイズ(他の構成で調整されることができる)を含むことなく、被写体の密度の大部分を捕捉する。

20

【0048】

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

次に、経験的に決定されることができパラメータ  $K$  を使用して、以下のテストが行われ、かつテストが成功した場合、 $T\_OBJECT$  が、平均外殻の強度および外殻の標準偏差の関数として、別の値に設定される。

【0049】

IF  $T\_OBJECT < MEAN\_OUTER\_SHELL + K * STD\_OUTER\_SHELL$

THEN SET  $T\_OBJECT = MEAN\_OUTER\_SHELL + K * STD\_OUTER\_SHELL$

30

いったん  $T\_OBJECT$  が決定された後、強度が  $T\_OBJECT$  の値よりも大きい(またはいくつかの構成では、小さい)ボクセルとして、(各スライス内で、マルチスライス3D画像内で)被写体が定義される。

【0050】

いくつかの構成では、質量算定値を提供することはまた、150で、被写体の調節された内殻および被写体の調節された外殻を決定すること、および108で、各ボクセルのサイズに応じた被写体の質量、被写体の調節された内部空間のサイズ、および被写体の調節された内部領域の代表的な強度および被写体の調節された外殻の強度を決定することを含む。

40

【0051】

より具体的には、いくつかの構成は、148で調節された  $OBJECT[SLICE]$  が、138での関係または同様の関係を使用して、内殻および外殻を調節するために使用される。次に、被写体の質量が、以下に書かれている関係を使用して決定される。

【0052】

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

ここで、 $C$  は、被写体の素材に従って選択される定数であり(たとえば、石灰化を構成する素材の公知の密度)、 $VOX\_SIZE$  は、ボクセルの体積であり、 $SIZE\_OBJECT$  は、被写体(すなわち、その内部領域、たとえば石灰化領域)のサイズであり、

50

平均値は、被写体内のボクセルの強度および被写体の外殻の強度の関数である。

【 0 0 5 3 】

内殻の質量は、以下に書かれた関係に従っていくつかの構成で決定される。

【 0 0 5 4 】

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

ここで、 $SIZE(INNER\_SHELL)$  は、内殻を含むボクセルの数であり、かつ平均値は、内殻および外殻内のボクセルの強度平均値である。内殻の決定された質量は、修正された質量が、本発明のいくつかの構成で決定および出力されることを可能にする

10

【 0 0 5 5 】

$MASS\_CORRECTED = MASS\_OBJECT + MASS(INNER\_SHELL)$

「未満」試験値は、画像のタイプ（陽または陰）および被写体のタイプ（明または暗）に応じて反転されることがあることを理解されよう。

【 0 0 5 6 】

いったん修正された閾値が決定されると、ハイブリッド定量化アルゴリズムが、140で、当該被写体の質量および体積を計算する。

【 0 0 5 7 】

20

被写体の密度D、体積V、および質量mは、 $m = DV$ の関係によって関連付けられる。CT撮像は、単位ボクセル  $x \ y \ z$  のサイズによって定義される単位体積の平均密度を表すボクセルのためのハウンスフェルド単位での値を作成する。ボクセルの密度は、単位体積内で吸収される光子の量を示す、複数の列のフィルタリング逆投影によって決定される。（簡略化のために、複数の波長の影響および再構成アルゴリズムにおけるその他の近似は考慮されないが、再構成フィルタ、視野、すなわちFOV、およびスライスの厚さは考慮される。）したがって、ボクセル値は、ボクセルの体積の平均密度であり、および平均密度はさらに、その体積内の物質の量および組成に関連する。単位ボクセル体積  $x \ y \ z$  が、金属によって占有されている場合、この体積内の物質は密であり、かつそれを通過する放射線の大部分を吸収し、大きな数のハウンスフィールド単位（HU）を結果として生じさせる。単位体積が、2つの構成要素、たとえば、カルシウムおよび水の混合物を含む場合、体積は、混合物内の構成要素の量に比例して光子を吸収する。したがって、信号遮断またはノイズがないと仮定するならば、ボクセルのHUは、ボクセル体積内の物質の平均密度の算定値である。しかし、CT撮像システムは、完全ではなく、図6のモデル200に示されているように、何らかのノイズを導入する。ここで、 $h_{ct}$  は、追加の光子ノイズを表し、 $h_{ct}$  は、CT再構成伝達関数を表し、 $h_{sp}$  は、部分的な体積に対する有効伝達関数を表し、

30

【数1】

⊗

40

は、畳み込みを表す。

【 0 0 5 8 】

本発明のいくつかの構成の効果が、図7～9に示されている。図7は、タギングフィールド306が、左側302に見えており、右側304にはなく、本発明の構成によって画像から除去されている、同じ大腸セクション300の2つの軸方向図302および304を表している。図8は、左側図402でのタギング流体406および右側図404での画像からのその除去を示す、大腸の同じタギング領域の2つのナビゲータ（3D）図402および404を示している。図9は、図面502ではその除去前に、および図504ではタギングされた画像からのその除去後に示された、図8のタギングされた流体406の1

50

対の見かけ上の解剖図 5 0 2 および 5 0 4 を示している。図 8 および 9 での基底構造が、タギングされた流体 4 0 6 が除去された後、明白に見えていることに注意されたい。

【 0 0 5 9 】

本発明は、様々な特定の実施形態について説明されたが、本発明は、特許請求の精神および範囲内で修正を行われることができることを当業者なら認識されよう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 0 】

【図 1】本発明のコンピュータ化断層撮影（CT）撮像システムの構成を示す図である。

【図 2】図 1 の CT 撮像システムの概略ブロック図である。

【図 3】当該体積を含む取得された患者の容積測定用画像から、ブラスコア（およびその他の測定）を決定することを示す、本発明のいくつかの構成を表すフローチャートである。

10

【図 4】それによってブラスコ領域が局所化され、容積測定用画像のサブ体積が分割される、本発明の方法の一構成を示すフローチャートである。

【図 5 A】被写体境界および撮像装置の伝達関数を使用して内部領域、移行領域およびバックグラウンド領域の決定を、さらに詳細に示すフローチャートである。

【図 5 B】被写体境界および撮像装置の伝達関数を使用して内部領域、移行領域およびバックグラウンド領域の決定を、さらに詳細に示すフローチャートである。

【図 6】図 1 および 2 の CT 撮像システムのシステム伝達関数を表す図である。

【図 7】タギングフィールドが左側では見えており、右側にはない減算の軸方向図である

20

【図 8】左側でのタギング流体および、右側でのその除去を示すナビゲータ（3D）図である。

【図 9】図 9 の上部ではその除去前に、および図 9 の底部ではタギングされた画像からのその除去後に示された図 8 のタギングされた流体の見かけ上の解剖図を示している。

【符号の説明】

【 0 0 6 1 】

1 0 コンピュータ断層撮影（CT）撮像システム

1 2 ガントリ

1 4 X線チューブ（本明細書でX線発生源 1 4 とも呼ばれる）

30

1 6 X線のビーム

1 8 検知器アレイ

2 0 検知器要素

2 2 医療患者

2 4 回転中心

2 6 制御機構

2 8 X線コントローラ

3 0 ガントリモータコントローラ

3 2 データ取得システム（DAS）

3 4 画像再構成器

40

3 6 コンピュータ

3 8 保管デバイス

4 0 コンソール

4 2 付随するディスプレイ

4 4 テーブルモータコントローラ

4 6 電動テーブル

4 8 ガントリ開口

5 0 デバイス

5 2 コンピュータ読取可能な媒体

5 3 フローチャート

50

- 5 4 撮像装置が、患者の体積測定用の医療用画像を取得するために使用される
- 5 5 複数の密度クラス、強度クラス、または両方が、体積測定用の医療用画像内で識別および分割される
- 5 6 大腸体積が、密度、強度、または両方に基づいて複数のタイプに分類される
- 5 7 タギングされた画像内のタギングされた素材が、5 6 で決定された大腸体積のタイプ分類に応じて、画像内で減算、抑制、または放置される
- 5 8 結果画像が、可視化される、すなわち、ディスプレイ 4 2 などのディスプレイ上に表示される
- 6 2 フローチャート
- 6 3 医療用画像のサブ体積（必ずしも正確なサブ体積ではない）が、大腸の体積を含んでアクセスされる 10
- 6 4 クラスの数「n」およびそれらの初期閾値が、クラスの密度 / 強度情報に対して降順に、アクセスおよび並べられる。
- 6 5 連結成分（CC）解析が、サブ体積内のボクセルに対して行われ、閾値体積への距離変換がそれに続き、CC が次に、3 つのクラスにピニングされる
- 6 6 連結成分がない場合、6 7 でサブ体積内のすべての当該被写体に手順が行われたかどうかを判定するためのチェックが行われる
- 6 7 サブ体積内のすべての当該被写体
- 6 8 そうでない場合（6 6 参照）、次の密度の被写体が準備され、6 5 での解析が繰り返される。 20
- 6 9 すべての当該被写体が処理された場合、結果が表示されることができる
- 7 0 ブルーニングが、開口動作を使用して行われる
- 7 1 ボクセルの数に基づいて小さい CC のものが、クラス 2 に配置される。ユークリッド距離が、ボクセル内のシステム解像度の 2 倍よりも小さい場合、CC がクラス 2 A に配置される。そうでない場合、ユークリッド距離が、ボクセル内のシステム解像度の 2 倍よりも大きい場合、CC がクラス 2 B に配置される。
- 7 2 それに対するボクセルの数が大きい、最大ユークリッド距離がシステム解像度の 2 倍よりも小さい、大きくかつ薄い CC が、クラス 3 に配置される
- 7 3 （クラス 1 に対して）システム解像度特定の期待値最大化（EM）適応閾値に基づく分割が、クラス 1 に識別されたすべての CC（もしあれば）に対して行われ、およびクラス 2 およびクラス 3 被写体の位置が識別される。7 3 から、手順が 6 5 で継続する。 30
- 7 4 （クラス 2 A および 2 B に対して）
- 7 5 （クラス 3 に対して）
- 7 6 次に、今の閾値体積内の被写体が、サブ体積から除去され、1 つまたは複数の新しい閾値が、被写体クラスに対して保管される
- 1 0 1 フローチャート
- 1 0 4 測定不可能領域
- 1 0 6 内部、移行部およびバックグラウンド領域が、被写体の境界およびシステム変換機能を使用して決定される。
- 1 0 8 いくつかの構成が、提供される算定値を決定するために、ある測定値または、決定された内殻のまたは決定された外殻の強度を利用して画像内での被写体の質量（1 4 8、1 5 0、および 1 0 8 で）または体積（1 1 0 で）のうちの少なくとも 1 つの測定値を提供する。 40
- 被写体の質量が、各ボクセルのサイズ、被写体の調節された内部領域のサイズ、および調節された内部領域の代表的な強度と調節された被写体の外殻の強度の間の差に従って 1 0 8 で決定される。
- いくつかの構成では、質量算定値を提供することはまた、1 5 0 で、被写体の調節された内殻および被写体の調節された外殻を決定すること、および 1 0 8 で、各ボクセルのサイズに応じた被写体の質量、被写体の調節された内部領域のサイズ、および被写体の調節された内部領域の強度と被写体の調節された外殻の強度の差を決定することを含む。 50

110 いくつかの構成が、提供される算定値を決定するために、ある測定値または、決定された内殻のまたは決定された外殻の強度を利用して画像内での被写体の質量（148、150、および108での）または体積（110での）のうちの少なくとも1つの測定値を提供する。

134 より詳細には、104での平均値の決定のために、上側強度閾値 $T_o$ および下側強度閾値 $T_i$ が、134で設定される。

136 除外領域または複数の除外領域内のボクセルを排除している間、画像内の被写体（すなわち、被写体の内部）のボクセルが、上側強度閾値または下側強度閾値の少なくとも1つに従って、136で決定される

いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、および136および138が、144での精度テストが満足されるまで繰り返される。

138 次に、被写体の内殻および外殻が、決定または定義された被写体およびシステム解像度に従って、138で決定される。

いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、および136および138が、144での精度テストが満足されるまで繰り返される。

より具体的には、いくつかの構成では、148で調節されたOBJECT [SLICE] が、138での関係または同様の関係を使用して、内殻および外殻を調節するために使用される。

139 いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、および136および138が、144での精度テストが満足されるまで繰り返される。

140 ハイブリッドアルゴリズムが、被写体の質量および/または体積を算定するために使用される。

いったん正確な閾値が決定された後、ハイブリッド定量化アルゴリズムが、140で、当該被写体の質量および体積を計算する

142 いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、および136および138が、144での精度テストが満足されるまで繰り返される。

144 いくつかの構成では、上側および/または下側閾値が、139および142で調節され、および136および138が、144での精度テストが満足されるまで繰り返される。

146 体積算定が提供される様々な構成では、体積算定値を提供することが、146で、決定された被写体の体積内でのボクセルの数および各ボクセルのサイズに応じて、被写体のボクセルを使用すること、および被写体の体積を決定することを含む

148 いくつかの構成が、提供される算定値を決定するために、1つの測定値または、決定された内殻のまたは決定された外殻の強度を利用して画像内での被写体の質量（148、150、および108での）または体積（110での）のうちの少なくとも1つの測定値を提供する。

質量算定値が提供される様々な構成では、質量算定値を提供することは、148で、被写体の調節された内部領域を決定することを含む。

より具体的には、いくつかの構成では、148で調節されたOBJECT [SLICE] が、138での関係または同様の関係を使用して、内殻および外殻を調節するために使用される。

150 いくつかの構成が、提供される算定値を決定するために、1つの測定値または、決定された内殻のまたは決定された外殻の強度を利用して画像内での被写体の質量（148、150、および108での）または体積（110での）のうちの少なくとも1つの測定値を提供する。

また、被写体の調節された内殻が、被写体のサイズに従って150で決定される。

いくつかの構成では、質量算定値を提供することはまた、150で、被写体の調節された内殻および被写体の調節された外殻を決定すること、および108で、各ボクセルのサイ

10

20

30

40

50

ズに応じた被写体の質量、被写体の調節された内部領域のサイズ、および被写体の調節された内部領域の代表的な強度と被写体の調節された外殻の強度の差を決定することを含む。

- 200 モデル
- 300 大腸セクション
- 302、304 軸方向図
- 306 タギングフィールド
- 402、404 (3D) ナビゲータ図
- 406 タギング流体
- 502、504 見かけ上の解剖図

10

【図1】

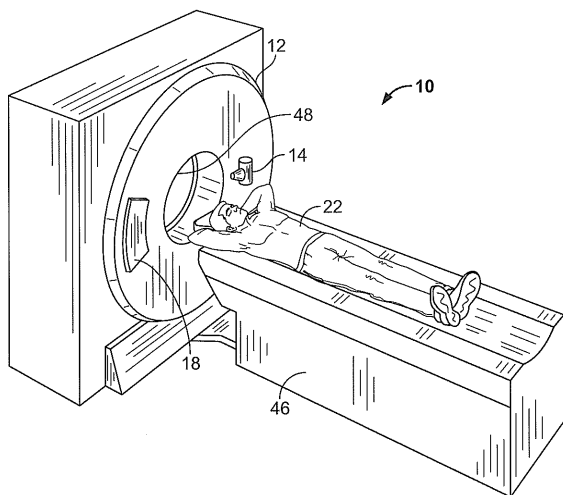


FIG. 1

【図2】

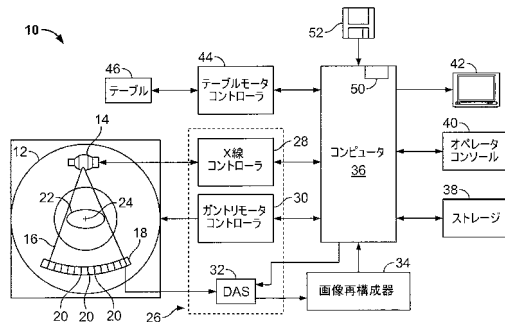


FIG. 2

【図 3】

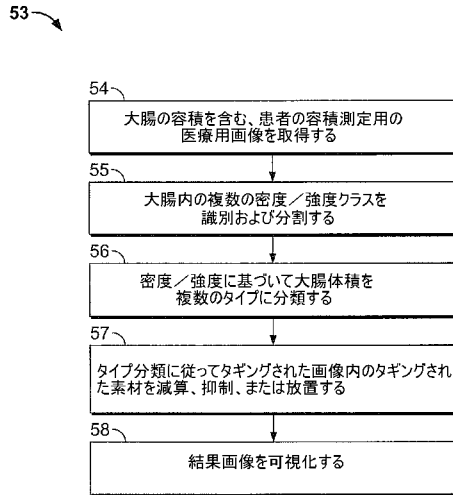


FIG. 3

【図 4】

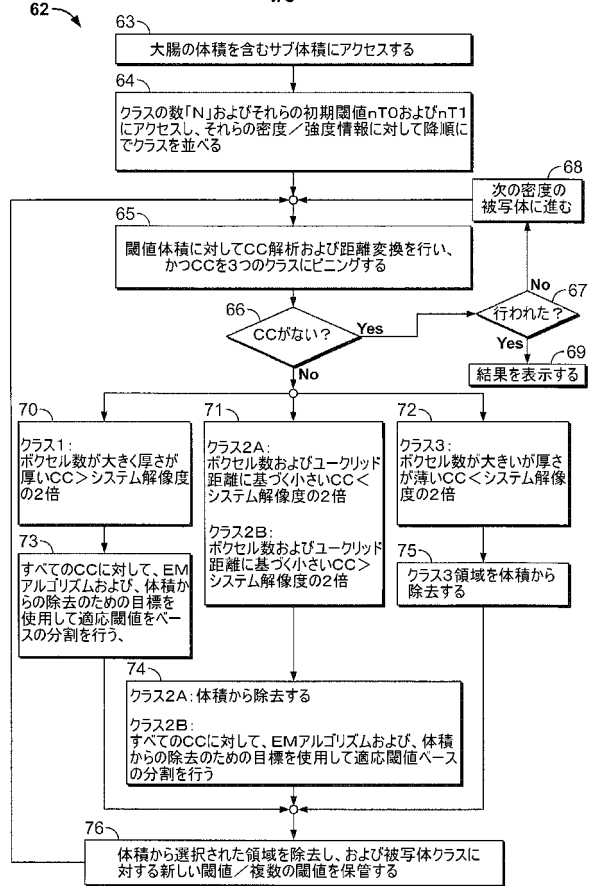


FIG. 4

【図 5 A】

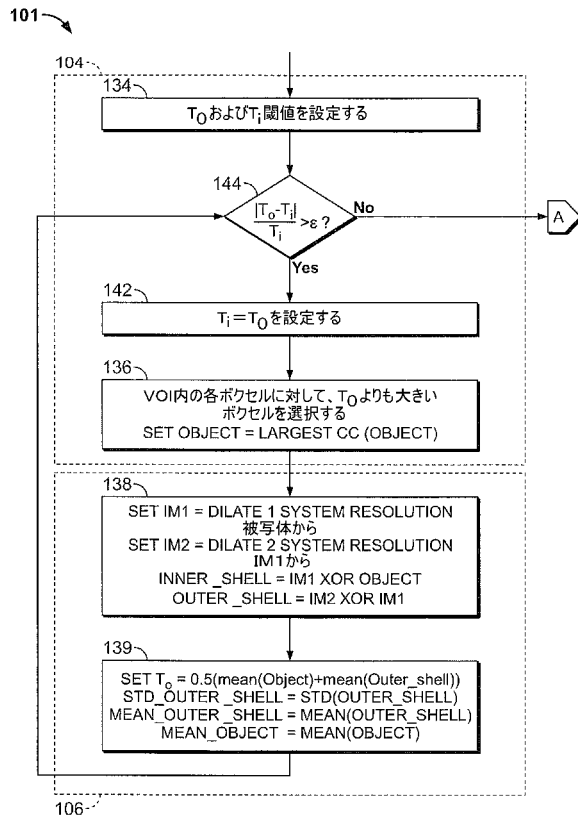


FIG. 5A

【図 5 B】

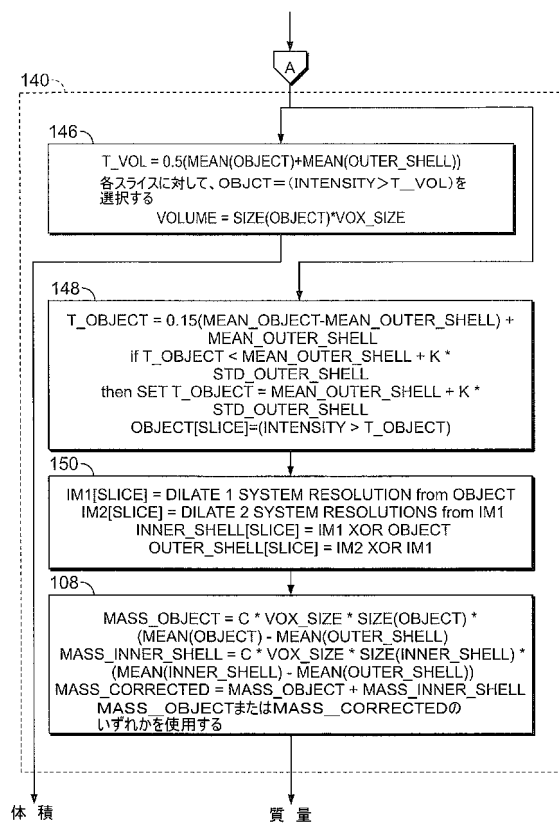


FIG. 5B



【図 6】

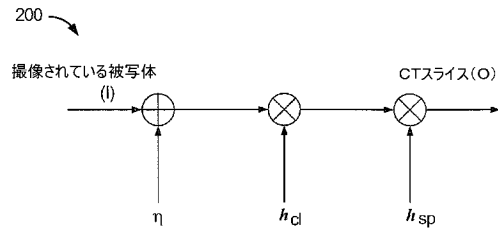


FIG. 6

【図 7】

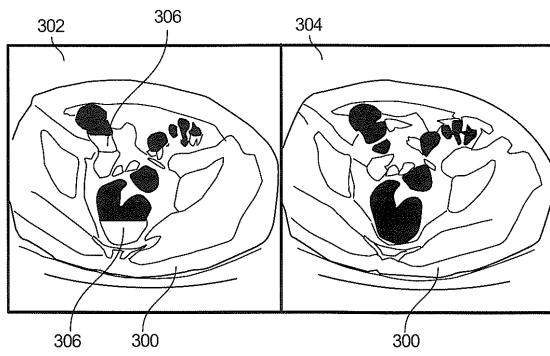


FIG. 7

【図 8】

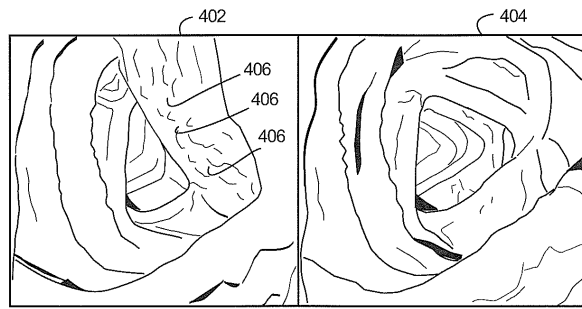


FIG. 8

【図 9】

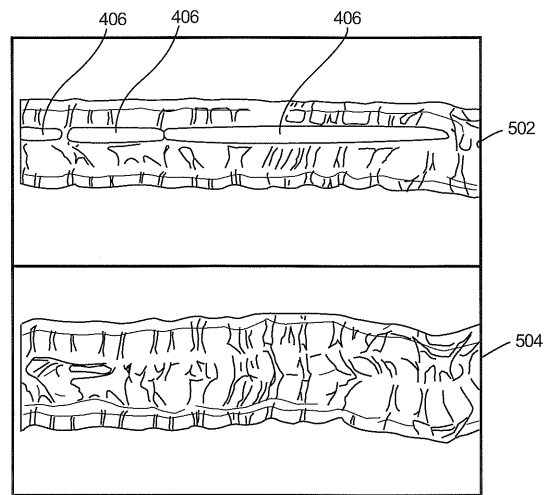


FIG. 9

---

フロントページの続き

(72)発明者 ルノー・カボランギ

フランス、ヴァンヴ、ヴィラ・デ・ラ・ギャー、10ビ番

(72)発明者 ヒュイ・ナム・ドーン

フランス、サヴィニー・シュール・オルジュ、リュ・ジュール・ギュード・7番

審査官 泉 卓也

(56)参考文献 特開2006-198059(JP, A)

米国特許出願公開第2007/0127804(US, A1)

国際公開第2005/114566(WO, A1)

Zigang Wang, et al., An Improved Electronic Colon Cleansing Method for Detection of Colonic Polyps by Virtual Colonoscopy, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 米国, IEEE, 2006年 8月, VOL. 53, NO. 8, 1635-1646

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14