

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5203952号
(P5203952)

(45) 発行日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(24) 登録日 平成25年2月22日(2013.2.22)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 G
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 7 5
			G 0 6 T	1/00	2 9 0 B

請求項の数 55 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2008-535809 (P2008-535809)	(73) 特許権者	592017633
(86) (22) 出願日	平成18年10月17日 (2006.10.17)		ザ ジェネラル ホスピタル コーポレイ ション
(65) 公表番号	特表2009-511216 (P2009-511216A)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ O2 114, ボストン, フルーツ ストリ ート 55
(43) 公表日	平成21年3月19日 (2009.3.19)	(74) 代理人	100106002
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/060038		弁理士 正林 真之
(87) 国際公開番号	W02007/048091	(74) 代理人	100120891
(87) 国際公開日	平成19年4月26日 (2007.4.26)		弁理士 林 一好
審査請求日	平成21年10月14日 (2009.10.14)	(74) 代理人	100127328
(31) 優先権主張番号	60/727, 946		弁理士 八木澤 史彦
(32) 優先日	平成17年10月17日 (2005.10.17)	(72) 発明者	ザリス マイケル
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ニ ュートンビル オーティス パーク 15 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 コンピュータトモグラフィーコロノグラフィー画像のデジタルデジタル洗浄用の構造解析システム、方法、ソフトウェア構成及びコンピュータがアクセス可能な媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

仮想的な大腸内視鏡検査時に取得された患者の画像情報の電子的洗浄を提供する方法であって、画像を処理するための処理部が、

(a) 患者の少なくとも一つの関心領域の少なくとも一つのコロノグラフィー画像を生成するステップであって、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含むステップと、

(b) 解剖学的特徴を分類するために、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の一以上の形態的特徴を分類するステップと、

(c) 前記画像情報の電子的洗浄を提供するために、形態的分类に基づいて、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去の少なくとも一つを行って情報を画像化するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

患者の大腸主要部の前記腸内容物は、患者が造影剤を摂取することによってタグ付けされたものである、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記処理部が、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像を背景、結腸管腔、結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割するステップをさらに含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

10

20

前記処理部が、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に分類するステップをさらに含む、請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

構造解析ステップは、前記処理部が、ヘッセ演算子を前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像の前記少なくとも一つの関心領域に適用するステップを含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記処理部が、前記ヘッセ演算子の固有値および固有ベクトルを決定するステップをさらに含む、請求項 5 記載の方法。

【請求項 7】

前記処理部が、前記少なくとも一つの関心領域の一以上の形態的特徴に対応する一以上の固有値署名を定義するステップをさらに含む、請求項 6 記載の方法。

【請求項 8】

前記処理部が、前記少なくとも一つの関心領域の一以上の襞を強調するステップをさらに含み、襞は前記一以上の固有値署名の一つで定義される、請求項 7 記載の方法。

【請求項 9】

前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像のタグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、前記処理部が、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像に形状ベース速度関数を適用するステップをさらに含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 10】

前記形状ベース速度関数が、形態的分類に基づく閾値化速度関数を含む、請求項 9 記載の方法。

【請求項 11】

前記形状ベース速度関数が、閾値と範囲を含む、請求項 10 記載の方法。

【請求項 12】

前記閾値と前記範囲は、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像の動的ヒストグラム解析を実行することによって、算出される、請求項 11 記載の方法。

【請求項 13】

前記処理部が、前記ステップ(c)を実行した後、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜を再構築するステップをさらに含む、請求項 1 記載の方法。

【請求項 14】

仮想的な大腸内視鏡検査時に取得された患者の画像情報の電子的洗浄を提供するシステムであって、

患者の少なくとも一つの関心領域の少なくとも一つのコロノグラフィ画像を生成し、解剖学的特徴を分類するために、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像の一以上の形態的特徴を分類し、

前記画像情報の電子的洗浄を提供するために、形態的分類に基づいて、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去の少なくとも一つを行って情報を画像化するように構成された処理部を備え、

前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含む、システム。

【請求項 15】

さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィ画像を蓄積するように構成された画像データベースをさらに備える、請求項 14 記載のシステム。

【請求項 16】

前記処理部と相互作用するように構成されたユーザインタフェースをさらに備える、請求項 14 記載のシステム。

【請求項 17】

ポリープを定義するように構成された自動ポリープ検出処理部をさらに備える、請求項

10

20

30

40

50

1 4 記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像を、背景、結腸管腔、結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割するように構成された、請求項 1 4 記載のシステム。

【請求項 1 9】

前記処理部が、さらに、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に分類するように構成された、請求項 1 8 記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記形態的特徴を、ヘッセ演算子を前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の前記少なくとも一つの関心領域に適用して、分類する、請求項 1 4 記載のシステム。

10

【請求項 2 1】

前記ヘッセ演算子が、固有値の群と対応する固有ベクトルの群を含む、請求項 2 0 記載のシステム。

【請求項 2 2】

前記固有値の群が、前記少なくとも一つの関心領域の一以上の形態的特徴に対応する一以上の固有値署名を含む、請求項 2 1 記載のシステム。

【請求項 2 3】

前記一以上の固有値署名の一つが襞に対応する、請求項 2 2 記載のシステム。

【請求項 2 4】

前記襞を前記関心領域内で強調する、請求項 2 3 記載のシステム。

20

【請求項 2 5】

前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像のタグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像に形状ベース速度関数を適用するように構成された、請求項 1 4 記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記形状ベース速度関数が、形態的分類に基づく閾値化速度関数を含む、請求項 2 5 記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記形状ベース速度関数が、閾値と範囲を含む、請求項 2 5 記載のシステム。

30

【請求項 2 8】

前記閾値と前記範囲が、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像に動的ヒストグラム解析を実行することによって決定される、請求項 2 7 記載のシステム。

【請求項 2 9】

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去を行った後、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜の再構築を実行するようにさらに構成された、請求項 1 4 記載のシステム。

【請求項 3 0】

仮想的な大腸内視鏡検査時に取得された患者の画像情報の電子的洗浄を提供する方法であって、画像を処理するための処理部が、

40

(a) 患者の少なくとも一つの関心領域の少なくとも一つのコロノグラフィー画像を生成するステップであって、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含むステップと、

(b) 前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の前記タグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、形状ベース速度関数を前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の少なくとも一部分に適用するステップと、

(c) 前記画像情報の電子的洗浄を提供するために、前記形状ベース速度関数の適用に基づいて、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去の少なくとも一つを行うステップと、を含む方法。

50

【請求項 3 1】

前記処理部が、前記少なくとも一つのコログラフィ画像を背景、結腸管腔、結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割するステップをさらに含む、請求項 3 0 記載の方法。

【請求項 3 2】

前記処理部が、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に分類するステップをさらに含む、請求項 3 1 記載の方法。

【請求項 3 3】

前記処理部が、前記少なくとも一つのコログラフィ画像の形態的特徴を分類するステップをさらに含む、請求項 3 0 記載の方法。

10

【請求項 3 4】

前記形状ベース速度関数が、形態的分類に基づく閾値化速度関数を含む、請求項 3 3 記載の方法。

【請求項 3 5】

前記形状ベース速度関数が、閾値と範囲を含む、請求項 3 4 記載の方法。

【請求項 3 6】

前記閾値と前記範囲は、前記少なくとも一つのコログラフィ画像の動的ヒストグラム解析を実行することによって、決定される、請求項 3 5 記載の方法。

【請求項 3 7】

前記ステップ (c) を実行した後、前記少なくとも一つのコログラフィ画像の患者の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜を再構築するステップをさらに含む、請求項 3 0 記載の方法。

20

【請求項 3 8】

仮想的な大腸内視鏡検査時に取得された患者の画像情報の電子的洗浄を提供するシステムであって、

患者の少なくとも一つの関心領域の少なくとも一つのコログラフィ画像を生成し、前記少なくとも一つのコログラフィ画像の前記タグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、形状ベース速度関数を前記少なくとも一つのコログラフィ画像の少なくとも一部分に適用するように構成された処理部を備え、

前記少なくとも一つのコログラフィ画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含み、前記処理部はさらに、

30

前記画像情報の電子的洗浄を提供するために、前記形状ベース速度関数の適用に基づいて、前記少なくとも一つのコログラフィ画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去の少なくとも一つを行うように構成された、システム。

【請求項 3 9】

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコログラフィ画像を背景、結腸管腔、結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割するように構成された、請求項 3 8 記載のシステム。

【請求項 4 0】

前記処理部が、さらに、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に分類するように構成された、請求項 3 9 記載のシステム。

40

【請求項 4 1】

前記処理部が、さらに、解剖学的特徴を分類するために、前記少なくとも一つのコログラフィ画像の形態的特徴を分類するように構成された、請求項 3 8 記載のシステム。

【請求項 4 2】

前記形状ベース速度関数が、形態的分類に基づく閾値化速度関数を含む、請求項 4 1 記載のシステム。

【請求項 4 3】

前記形状ベース速度関数が、閾値と範囲を含む、請求項 4 2 記載のシステム。

【請求項 4 4】

50

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像に動的ヒストグラム解析を実行することによって、前記閾値と前記範囲を決定するように構成された、請求項 4 3 記載のシステム。

【請求項 4 5】

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去を行った後、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の患者の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜の再構築を実行するように構成された、請求項 3 8 記載のシステム。

【請求項 4 6】

患者の少なくとも一つのコロノグラフィー画像を電子的に洗浄する、コンピュータに実行させるプログラムであって、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含み、該コンピュータは、

前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の前記タグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、処理部によって実行される、形状ベース速度関数を前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の少なくとも一部分に適用する第 1 のモジュールと、

前記画像情報を電子的に洗浄するために、前記処理部によって実行される、前記形状ベース速度関数の適用に基づいて、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算又は除去の少なくとも一つを実行する第 2 のモジュールと、を含む、プログラム。

【請求項 4 7】

前記コンピュータは、前記処理部によって実行される、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像を背景、結腸管腔、結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割する、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の初期分割を実行する第 3 のモジュールをさらに含む、請求項 4 6 記載のプログラム。

【請求項 4 8】

前記処理部によって実行される、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に初期分類する第 4 のモジュールをさらに含む、請求項 4 7 記載のプログラム。

【請求項 4 9】

解剖学的特徴を分類するために、前記処理部によって実行される、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の形態的特徴を分類する第 5 のモジュールをさらに含む、請求項 4 6 記載のプログラム。

【請求項 5 0】

前記処理部によって実行される、患者の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜の再構築を実行する第 6 のモジュールをさらに含む、請求項 4 6 記載のプログラム。

【請求項 5 1】

患者の少なくとも一つのコロノグラフィー画像を電子的に洗浄する命令群を含む、コンピュータがアクセス可能な記録媒体であって、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像が患者の大腸主要部の少なくとも一部のタグ付けされた腸内容物を含み、

処理部は前記命令群を実行すると、

前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像のタグ付けされた腸内容物に対応する領域の境界を定義するために、形状ベース速度関数を前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像に適用し、

前記画像情報を電子的に洗浄するために、形態的分类と前記形状ベース速度関数の適用に基づいて、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像からタグ付けされた腸内容物の減算及び除去の少なくとも一つを実行するためのプログラムを記録したコンピュータがアクセス可能な記録媒体。

【請求項 5 2】

前記処理部が、さらに、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像を背景、結腸管腔、

10

20

30

40

50

結腸壁、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む領域に分割する、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の初期分割を実行するためのプログラムを記録した、請求項 5 1 記載のコンピュータがアクセス可能な記録媒体。

【請求項 5 3】

前記処理部が、さらに、前記領域を、空気、軟組織、タグ付けされた腸内容物領域の少なくとも一つを含む物質に初期分類するためのプログラムを記録した、請求項 5 2 記載のコンピュータがアクセス可能な記録媒体。

【請求項 5 4】

前記処理部が、さらに、解剖学的特徴を分類するために、前記少なくとも一つのコロノグラフィー画像の形態的特徴を分類するためのプログラムを記録した、請求項 5 1 記載のコンピュータがアクセス可能な記録媒体。

10

【請求項 5 5】

前記処理部が、さらに、患者の大腸主要部の少なくとも一部の粘膜の再構築を実行ためのプログラムを記録した、請求項 5 1 記載のコンピュータがアクセス可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、広くは、コンピュータトモグラフィー（CT）コロノグラフィー画像のデジタル洗浄に関わる。具体的には、画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄するために局所的形状署名を用いた構造解析技法を採用するシステム、方法、ソフトウェア構成およびコンピュータがアクセス可能な媒体に関する。

20

【背景技術】

【0002】

本発明は、国立衛生研究所の助成第 C A 9 8 4 2 2 による助成を受け米国政府の支援によりなされたものである。それ故、米国政府は本出願に記載の発明ならびに本明細書に記載の特許請求に対して特定の権利を主張するものである。

（関連出願の相互参照）

【0003】

本出願は 2005 年 10 月 17 出願の米国特許出願第 60 / 727, 946 に基づき優先権を主張するものであり、その全ての開示内容を本明細書の一部として援用する。

30

（連邦政府支援の生命）

【0004】

結腸直腸癌は、米国ならびにヨーロッパにおける癌死亡の第二の主要な共通要因であることが知られている。結腸直腸癌のスクリーニングは、癌死亡率を著しく低減することができる。現在、大腸の主要部を可視化するために最も一般的な検査は大腸内視鏡検査であって、この検査は侵襲性であり、苦痛を伴うものである。大腸内視鏡検査は、結腸直腸癌およびそれ以外のクローン病、過敏性腸症候群等数多くの大腸（結腸）病変のスクリーニングを行うために実施することができる。しかしながら、検査の性格上そのスクリーニングを薦められても大衆は概してこれを無視するものである。

40

【0005】

当業者には知られているように、大腸内視鏡検査は、一般的に、大腸主要部の組織におけるポリープ、腫瘍、あるいは炎症プロセスなどの異常を検出するための医療処置である。大腸内視鏡検査は、大腸内視鏡と呼ばれる、一端に光ファイバあるいはビデオ記録機能を有する可撓性の管状用具を用いて直接大腸主要部の内視鏡検査を行うものである。この大腸内視鏡は、患者の肛門から挿入し、大腸の長さ方向に沿って導く。これによって腸内部のポリープ、例えば大腸主要部の異常増殖や腫瘍を内視鏡により直接可視化できるようにして、またある場合には、内視鏡による生検やポリープの切除の機能も備えるようにしている。

【0006】

50

大腸内視鏡検査は大腸を精密な検査する方法ではあるが、実施するためには、一般的に多くの時間を要し、高額であり、かつ医療検査者には細心の注意と熟練が要求される。さらに、このような手法には、下剤の服用、浣腸の他に通常は弱い麻酔処置も含む患者側の万全の準備も必要とされる。大腸内視鏡検査は侵襲的手法であるために、大腸を損傷し兼ねない大きな危険性、および致命的な大腸の穿孔ならびに腹膜炎を惹起する可能性がある。

【0007】

これらの課題を克服するため、仮想的な大腸内視鏡検査手法が開発された。例えば、仮想的な大腸内視鏡検査法は、コンピュータ支援トモグラフィー（CAT）画像形成システムとも呼ばれるコンピュータトモグラフィー（CT）画像形成システムによって生成した画像を利用する。CTあるいはCAT画像形成システムでは、計算装置を用いて、人体の断面を通過したX線の減衰測定値を用いて人体の領域の断面画像を生成することができる。仮想的な大腸内視鏡検査法では、CT画像形成システムは通常、腸内部の二次元画像を生成する。一連のこのような二次元画像を合成して、大腸主要部の三次元画像を生成することができる。

10

【0008】

このCTあるいはCATは患者に内視鏡を挿入することを必要としないため、大腸の損傷、大腸穿孔および腹膜炎を惹起する可能性の危険を回避できるが、このような手法はなお下剤や浣腸など患者側の万全の準備を必要とする。一般的に、患者は摂食制限を受け、かつかなり大量の下剤を摂取することにより（通常は飲むことにより）腸内を一掃する。仮想的な大腸内視鏡検査法による他の問題点は、仮想的な大腸内視鏡技術を用いた検査および診断は期待するほどには精度が高くないことである。これは、少なくとも部分的には、医療検査者（例えば医師）は大腸主要部にポリープ、腫瘍および/または異常が存在するか否かを決定するために比較的大量の画像を検査しなくてはならないことに起因する。

20

【0009】

最近の仮想的な大腸内視鏡検査空間法の進歩によって、画像処理技術を用いて、手法開始に先行する腸内洗浄を不要とする可能性があることを示唆している。例えば、その全ての開示内容を引用により本明細書の一部として援用する、米国特許第6,947,784号および米国特許公報第2005/0107691号には、患者に経口投与した造影剤による大腸内容物の標識化、ならびに標識化大腸内容物の電子洗浄（EC）技術を記載している。

30

【0010】

これら公報のいずれかあるいは両方に開示されたこのEC技術は、閾値化およびフィルタ技術の組み合わせを含むものである。代表的な手法では、大域的閾値を最初に標識化腸内容物に対して設定する。例えば、CT画像内でこの閾値よりも減衰の大きなピクセルは画像から減算する。さらに、画像中の原画像領域と減算された領域との間の急激な変化を平均化するために、平滑フィルタを用いることができる。

【0011】

研究により、EC技術はCT大腸内視鏡検査の診断能力を向上させることが示されている。例えば、参照により全ての開示内容を本明細書の一部として援用する、Pickart, P. and Choi, J., "Electronic Cleansing and Stool Tagging in CT Colonography: Advantages and Pitfalls with Primary Three Dimensional Evaluation (CTコロノグラフィーにおける電子洗浄と排泄物標識化：予備3次元評価の利点と落とし穴)"、Am. J. Roentgenol., September 1, 2003, 181(3): 799-805を参照されたい。しかしながら、既存のEC技術は異常の結果ではない、あるいは異常に関連していない腸内容物を全ては除外することができないという限界がある。

40

【0012】

特に、既存のEC技術は、ECを実行後のCT画像中に現れる3種類のアーチファクト

50

: (i) 擬似ポリープ、(ii) 低洗浄アーチファクト、および(iii) 劣化襞 (degraded folds) を処理することができない場合がある。

【0013】

擬似ポリープは真性ポリープのように見えるが、これらは一般的には空気と標識化腸内容物との間の部分容積効果により生ずる。既存の閾値に基づく方法は、腸内容物を完全には洗浄していない場合がある。例えば、図1はCT画像100において標識化腸内容物110を洗浄するための代表的な従来のEC手法を実行した後にCT画像105に残留した擬似ポリープアーチファクト115を図示している。

【0014】

低洗浄アーチファクトは、一般的に、閾値化では除去されない低減衰物質となる傾向がある標識化コントラストの不均一性により生じる。例えば、図2は、ECを実行してCT画像200の標識化腸内容物210を洗浄した後、CT画像205に不均一性に混濁した大腸内容物215が残留していることを示している。

【0015】

従来のEC手法を用いることにより、一般に標識化腸内容物に包囲された膨起襞として現れる劣化襞は、不適切に除去されるか、あるいは、これらの極端に薄い構成体に影響する、標識化腸内容物の過剰分割および潜在的な擬似強調のために粘膜ポリープを量かされてしまうことがある。例えば、図3に、ECを実行して、CT画像300の標識化腸内容物310を洗浄した後に、劣化襞315がCT画像305に残留していることを示している。擬似強調のために、腸内容物310の隣に存在する薄い襞の一部は不適切に除去され、画像305の劣化襞315となっている。

【0016】

これらのアーチファクトは視覚的に困惑させるものであるため、CTコロノグラフィー画像の臨床的な解釈に対して現在利用可能なEC技術の有用性を限定的なものとしている。これらの懸念に対処するために、EC手法を実行した後に残留するアーチファクトを除去する画像処理技術が開発された。

【0017】

例えば、擬似ポリープあるいはその他のアーチファクトとなりうる部分容積効果に対処するために、その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Chen, D., et al., "A novel Approach to Extract Colon Lumen from CT Images for Virtual Colonoscopy (仮想的な直腸結腸内視鏡検査のためのCT画像から結腸管腔を抽出する新手法)"、IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 19, pp. 1220 - 26、に記載の技術が開発された。この文献に記載の技術は、各ボクセルをその局所特徴ベクトルにより特徴づけるためにマルコフ確率場を用いている。

【0018】

過剰分割の問題に対処するために、その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Zalis et al., "Digital Subtraction Bowel Cleansing for CT Colonography Using Morphological and Linear Filtration Methods (形態的方法および線形濾波法を用いたCTコロノグラフィーのためのデジタル減算腸内洗浄法)"、IEEE Trans on Medical Imaging, Vol. 23, pp. 1335 - 43、2000には、アーチファクトを有する領域を特定し、かつ過剰減算領域を加算して平滑化以前に戻すためのエッジフィルタを使用することが示唆されている。

【0019】

これらの二つの画像処理技術は、標識化腸内容物を分割するために閾値化と領域拡張法とを用いている。しかしながら、これらの技術は未だ標識化腸内容物の不均一性(図2参照)により齟齬された問題および劣化襞(図3参照)により齟齬された問題を解決することが

10

20

30

40

50

できない。

【 0 0 2 0 】

上記に記載の課題を克服することが必要である。

【 発 明 の 開 示 】

【 0 0 2 1 】

上述の説明から、本発明は、患者にとって手間のかかる不快な準備の必要性を少なくしながら、不要なアーチファクトを除去すると同時に、大腸主要部内のポリープ、腫瘍及びその他の異常を高い精度で検出することを目的とする。

【 0 0 2 2 】

本発明は、CTコロノグラフィー画像に局所的形状署名を用いて、これらの画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄することをもう一つの目的とする。

【 0 0 2 3 】

本発明は、さらに、CTコロノグラフィー画像の局所的形状署名を、レベルセット分割の形状ベース速度関数と組み合わせる用いて、大腸主要部のポリープ、腫瘍およびその他の異常の正確な検出に影響を与えずに、画像から標識化腸内容物を識別し、除去することをさらなる目的とする。

【 0 0 2 4 】

本発明のこれらの目的及びその他の目的は、画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄するためにCTコロノグラフィー画像に局所的形状署名を使用する構造解析方法を採用したEC技術の、代表的な実施の形態のシステム、方法、ソフトウェア構成及びコンピュータがアクセス可能な媒体を用いて達成することができる。

【 0 0 2 5 】

本発明に従うと、仮想的な大腸内視鏡検査を実行するシステムは、CTコロノグラフィー画像を生成するCT画像形成システム、CTコロノグラフィー画像を蓄積する記憶装置、例えば、データベース、及び記憶装置からCTコロノグラフィー画像を取得し、取得した画像を処理してCT画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄する、EC処理部（ECP）を含んでもよい。この代表的な構成によると、患者側の手間のかかる万全な準備を不用としながらも、大腸主要部のポリープ、腫瘍、及びその他の異常を正確に検出するシステムを提供することができる。

【 0 0 2 6 】

本発明の代表的な実施の形態では、ECPは、画像データベースから画像データを取得して、画像データを処理し、画像から腸管内容物を電子的に洗浄する。ECPは、画像を画像データベースに蓄積して戻すことができる。ECPは腸内容物を電子的に洗浄するので、仮想的な大腸内視鏡検査を実行する患者は、患者に不快なことで知られる従来の方法のように、腸管を洗浄する必要はない。

【 0 0 2 7 】

本発明の他の代表的な実施の形態では、ECPで実施する代表的なEC技術を用いて、CTコロノグラフィー画像を電子的に洗浄してもよい。この代表的なEC技術は、(i)画像の大腸主要部を初期分割するステップ、(ii)画像の分割した大腸主要部を初期分類するステップ、(iii)画像の局所的形状署名を算出するステップ、(iv)軟部組織構造体（ポリープと襞）を検出しながら、画像の標識化領域を減算するステップ、(v)粘膜を再構築するステップを含んでもよい。

【 0 0 2 8 】

初期分割ステップは、CT画像中で大腸主要部をその背景から分割することができる。分割された大腸主要部は、(i)結腸壁、(ii)結腸管腔、(iii)標識化腸内容物を含む。初期分類ステップを、初期分割ステップに続いて実行して、分割されたCT画像を、複数の異なる物質、例えば、(i)空気、(ii)軟組織、(iii)標識化腸内容物の三つの物質に分類することができる。初期分割ステップも初期分類ステップも、閾値化、連結度、形態的演算を含む従来の画像処理技術と標準偏差、局所的ヒストグラム、エントロピー、エネルギーなどのテクスチャ特徴を組み合わせる用いて実行してもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

C T画像の局所的形状署名は、識別を向上し、標準化領域に埋もれた襞とポリープを保存するため、分割されたC T画像に適用したハッセ演算子の固有値を用いて算出してもよい。構造的洗浄手法は、大腸主要部の表面の境界および輪郭を正確に識別し、標識化腸内容物を高い精度で除去できるように、画像内の局所的形状署名に基づく形状ベース速度関数を採用してもよい。その後、粘膜を再構築するステップを適用して、正確に除去した標識化腸内容物を空気で置換し、結腸壁を再構築してもよい。

【 0 0 3 0 】

本発明の他の代表的な実施の形態によると、データベースから画像を受け取り、受け取った画像を処理して大腸主要部のポリープ、腫瘍、及びその他の異常を検出する自動ポリープ検出処理部 (A P D P) を提供できる。A P D P は、データベースの各画像を事前に選別することができるので、例えば医師などの医療検査者が全ての画像を検査する必要をなくし、むしろ、ポリープ又はその他の不規則性を有する可能性のある画像の小集団に注意を集中できるようにする。かかる本発明の代表的な実施の形態は、仮想的な大腸内視鏡検査を行う患者毎に比較的大量の画像を生成することができ、医療検査者は、大腸主要部にポリープ又はその他の不規則性が検出される可能性の最も高い画像により多くの時間を集中して費やすことができる。A P D P は、従来の仮想的な大腸内視鏡検査技術、例えば、患者がC Tスキャンを行う前に腸管を洗浄する技術を用いて生成した画像を処理することができ、又は、A P D P は、腸内容物を電子的に洗浄した画像、例えば、E C P によって処理した画像を処理して、データベースに戻して蓄積することができる。

【 0 0 3 1 】

本発明によると、標識化腸内容物をC Tコロノグラフィー画像から正確に除去することができるので、仮想的な大腸内視鏡検査を、患者側の万全の準備を必要とせず、患者に容易に実施することができる。

【 0 0 3 2 】

本発明の上述の目的及びその他の目的は、添付の図面を参照して以下の詳細な説明を考察すれば明らかである。同様の構成には同様の参照符号を付している。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 3 】

一般的に、本発明の代表的な実施の形態に従えば、大腸主要部内のポリープ、腫瘍およびその他の異常を高い精度を保ちながら検出することができ、画像の構造解析と局所形状署名を組み合わせて画像から標識化腸内容物を識別して除去する、C Tコロノグラフィー画像のE C用のシステム、方法、ソフトウェア構成およびコンピュータがアクセス可能な媒体が提供される。本明細書に記載のように、E C は、仮想的な大腸内視鏡検査時のC Tコロノグラフィー画像からの標識化腸内容物およびその他のアーチファクトの除去に関する。レベルセット法で設計された形状ベース速度関数は、通常、特定の大腸主要部面に影響を与え、かつ面位置を決定するために解かれる「レベルセット」偏微分方程式 (P D E) を任意の時点で定義する。形状ベース速度関数は、標識化腸内容物に対応する大腸主要部の表面領域の輪郭および境界を決定するために用いられ、その結果これらはC Tコロノグラフィー画像から正確に除去することができる。当業者には理解されるように、本発明の原理ならびに実施の形態は、患者側の万全の準備を必要とすることなく仮想的な大腸内視鏡検査を実行するために用いられることは明らかである。

【 0 0 3 4 】

図4は、C Tコロノグラフィー画像のE Cおよび自動ポリープ検出を実行するための本発明の代表的な実施の形態のシステム/処理装置400のブロックズである。図4に示すように、仮想的な大腸内視鏡検査を実行するためのシステム400は、記憶装置、例えばC Tシステム410に接続された画像データベース405を有するC Tシステム410を含む。当業者には周知のように、C Tシステム410は、体の断面を透過したX線の減衰を計測することにより人体領域の断面の二次元画像を生成することができる。この画像は、デジタル画像または他のデータとして画像データベースに蓄積してもよい。一連のこの

ような二次元画像は既存の技術を用いて組み合わせ、患者の大腸主要部の三次元画像を提供することができる。ユーザインタフェース425により、ユーザ、例えば医療検査者、はCTシステム410を操作し、画像データベース405に蓄積された画像にアクセスし閲覧することができる。

【0035】

電子洗浄処理部(ECP) 415は、画像データベース405とユーザインタフェース425とに接続することができる。ECP415は、画像データベース405からデータを受け取り、この画像データを処理して、画像から患者の腸内容物を除去する。ECP415は、次いで腸内容物を除去した処理画像を画像データベース405に蓄積する。ECP415が画像から腸内容物を差し引くまたは除去するためにこの画像に行う特有の処理方法について以下、詳細に説明する。

10

【0036】

特に、画像データベース405に蓄積された画像から腸内容物を除去するためにECP415で実行されるEC技術は、これに限定されないが、(i) 画像中の大腸主要部の初期分割、(i i) 画像中の分割された大腸主要部の初期分類、(i i i) 画像中の局所形状署名の算出、(i v) 画像中の標識化領域の減算の実行と軟組織構造(ポリプと襞) の検出；および(v) 粘膜の再構築を含んでもよい。ECP415は、以下にさらに詳述するこれらの代表的なステップを用いて画像から腸内容物をデジタル的に減算または除去するものである。仮想的な大腸内視鏡検査システム/処理装置400を用いて仮想的な大腸内視鏡検査を受ける患者は、患者にとって不快であることが知られている通常の方法により、検査に先立って腸管を洗浄する必要はない。

20

【0037】

自動ポリプ検出処理部(APDP) 420は、画像データベース405とユーザインタフェース425との間に接続される。このAPDP420は、画像データを画像データベース405から受け取って、画像データベース405からの画像データを処理して、ポリプ、腫瘍、炎症過程、あるいはその他の患者の大腸主要部組織の不規則性を検出および/または特定する。APDP420は、かくして、画像データベース405の画像毎に事前選別を行って、医療検査者、例えば医師がそれぞれの画像を調べることを不要とし、ポリプあるいはその他の不規則性がありそうな画像の小集団に注意を集中させることができる。CTシステム410は、仮想的な大腸内視鏡検査システム/処理装置400を用いた仮想的な大腸内視鏡検査を受けるそれぞれの患者に対し比較的大量の画像を生成することができるため、医療検査者は、APDP420がポリプあるいはその他の大腸主要部の不規則性を検出する傾向が最も強いこれらの画像に集中する時間的余裕を持つことができる。

30

【0038】

本発明の代表的な実施の形態のAPDP420は米国特許第6,497,784号および米国特許公報第2005/0107691号に開示されており、その全ての開示内容は参照により本明細書の一部として援用する。APDP420は、従来の仮想的な大腸内視鏡検査技術、例えば、例えばCTスキャンに先立ち患者が腸腔を洗浄する技術を用いて生成された画像、または腸内容物がデジタル的に除去された、例えばECP415によって生成された画像を処理できることが当業者により理解されるべきである。

40

【0039】

図5は、本発明に従って実行される代表的な実施の形態の仮想的な大腸内視鏡検査手法のフロー図である。図4の代表的な仮想的な大腸内視鏡検査システム/処理装置400を用いて患者に実行する仮想的な大腸内視鏡検査は、ステップ505で、患者の大腸主要部の検査領域に造影剤を送り込んで開始する。典型的には、患者は造影剤を摂取して腸内容物に印又は標識をつける。しかしながら、腸管に造影剤を送ることができるのなら如何なる技術を用いてもよいことは明らかである。造影剤は、検査予定の約48時間前から食事とともに少量ずつ摂取を開始してもよい。造影剤は、例えばガストログラトフィン、バリウム、またはオキシランなどの市販のものでもよい。

50

【0040】

さらに、ステップ510に示すようにCT検査を行い、身体部位、例えば腹部全体の画像を生成する(ステップ515)。次いで画像データを解析システムに送信して解析する(ステップ520)。一以上の画像、例えば単一の薄片あるいは一連の薄片を選択して解析する。これは、Vital Images、Inc.社、ミネソタ州ミネアポリスのVitreia Systemなどの市販品を用いて行うことができる。

【0041】

次いで、ステップ525に示すように、患者の腸内容物を、後に詳細に説明する図4に示すECP415を用いてCT画像からデジタル的に減算する。ECP415を用いてデジタル減算手法を実行した後、処理した画像は、画像データベース405へ戻して蓄積してもよい。続いて、腸内容物をデジタル的に除去した画像の結果を画面に表示する(ステップ530)。

10

【0042】

図6Aは、CTコログラフィ画像のECを実行する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図である。図4に示すECP415は、以下の処理を実行することによりCTコログラフィ画像から腸内容物を除去することができる。(i)画像中の大腸主要部の初期分割(ステップ605)、(ii)画像中の分割した腸の初期分類(ステップ610)、(iii)画像中の特徴の形態解析(ステップ615)、(iv)画像中の局所的粗度解析(ステップ617)、(v)レベルセット法を用いた画像の構造ベースEC解析(ステップ620)、および(vi)粘膜再構築(ステップ625)。本発明の他の代表的な実施の形態として、ステップ615-620を画像中の局所形状署名の算出と、続く形態的情報を用いた構造EC解析に置き換えおよび/またはこれを含むことができる。

20

【0043】

例えば、ステップ605において、ECP415は(i)結腸壁、(ii)結腸管腔および(iii)標識化腸内容物を含むCT画像中の大腸主要部分を分割する。この分割は、閾値化、連結度(connectivity)、形態的演算子、特に標準偏差、局所的ヒストグラム、エントロピー、エネルギー等のテクスチャ特徴を含む周知技術を組み合わせ用いて実行してもよい。上記CT画像中の大腸主要部分を分割するための代表的な閾値化として、米国特許第6,947,784号および米国特許公報第2005/0107691号に記載の技術を挙げることができる。

30

【0044】

さらに、ステップ610において、ECP415は分割したCT画像中の各ボクセルをいくつもの(例えば3つの)異なる物質:(i)空気、(ii)軟組織および(iii)標識化腸内容物に分類する。画像分割ステップ605と同様に、画像分類ステップは、閾値化、連結度および形態的演算子を用いて実行してもよい。対象とするボクセルを囲むカーネル中のボクセル群の標準偏差の算出値に対応する、局所的三次元テクスチャ解析を用いて、標識化腸内容物をさらに特徴解析してもよい。標識化腸内容物は水と混合された空気を含むことにより、標準偏差値を増大させることがある。この分類方法において、カーネルは最初、事前に閾値化を用いて軟組織として特徴解析されたボクセルを通過してもよい。高い標準偏差が現れるある領域は、次いで標識化腸内容物として再分類してもよい。

40

【0045】

軟組織と空気との境界に沿って、即ち、結腸粘膜に沿って、統計的カーネル(statistical kernel)における領域の対称性を用いて、以下のように再分類をさらに限定してもよい。標識化内容物はほぼ均一に変であるが、軟組織は(例えば大腸粘膜中のように)空気に接すると、変性は適合カーネル中で制限される傾向がある。例えば、カーネル中、特にカーネルの隅部において、準領域標準偏差は小さくなることある。これは、カーネルの全ての領域にわたって均一に高い標準偏差を有する傾向がある標識化腸内容物には当てはまらないことがある。

50

【 0 0 4 6 】

ステップ 6 1 0 において各ボクセルを空気、軟組織または標識化腸内容物のいずれかに分類する際には、ステップ 6 1 5 で C T 分割画像中の特徴の形態的分類が行われ、次いでステップ 6 1 7 で局所的粗度解析が行われる。図 6 A のステップ 6 1 5 および 6 1 7 の詳細を図 6 B に図解する。例えば、画像の局所的粗度を評価して、ボクセルが管腔と組織の境界にあるのか、あるいは標識化物質と空気との間に齎された薄い軟組織構造体の上にあるかを決定することができる。この代表的な手法は、L - T 境界により生成された面が、標識化領域と空気との間に位置する境界面上で P V E の容積平均が局所的に非線形であるためにしばしば軟組織構造体の面より不規則であるという観察に基づく。

【 0 0 4 7 】

例えば、薄い軟組織構造体が標識化領域と空気との中間に位置する場合は、軟組織構造体の表面が滑らかであるため、このような表面不規則性は減少する。一般的に、L - T 境界上の等値面はしばしば不連続であるが、薄い軟組織構造体の等値面は接続して、滑らかでありうる。これは、L - T 境界が標識化領域と管腔との間に挟まれた薄い軟組織構造体よりも不規則的であることを示唆するものであると推定される。このように、局所等値面の粗度は、不規則性を測定するために用いることができる。

【 0 0 4 8 】

図 6 B に示すように、ステップ 6 0 5 b で、標識化領域の境界を生成する。次いで、ステップ 6 1 0 b で、境界領域の湾曲度を決定する。さらに、ステップ 6 1 5 b で、局所的粗度を湾曲度に基づいて算出することができる。特に、ポイント x における局所的粗度は以下のように局所的に生成した等値面湾曲度 $CV(x)$ の、隣接するスケールの間の累積的な差分として定義する：

【 0 0 4 9 】

【数 1】

$$R_j = \sum_{i=1}^n (B_i \cdot \Delta CV_i^2), \tag{1}$$

ここに $CV_i = CV_i(x) - CV_{i-1}(x)$ はスケール i と i - 1 における湾曲値の差分を表し、 B_i は各スケールで湾曲値の差分に重みを与えるスケールに従属する関数である。

ボクセル x における局所的な等値面湾曲度は (2) 式で定義できる：

【 0 0 5 0 】

【数 2】

$$CV_\sigma(x) = \sqrt{\frac{\kappa_{\min}^\sigma(x)^2 + \kappa_{\max}^\sigma(x)^2}{2}}, \tag{2}$$

ここに

κ_{\max}^σ

と

κ_{\min}^σ

とはそれぞれ、スケール σ における最大主曲率および最小主曲率である (J . J . K o e n d e r i n k , S o l i d S h a p e , C a m b r i d g e , M a s s a c h u s e t t s : M I T P r e s s , 1 9 9 0 ; a n d G . L o h m a n n , V o l u m e t r i c i m a g e a n a l y s i s , J o h n W i l e y & S o n L t d . , 1

10

20

30

40

50

998に記載)。この湾曲度 CV は、ステップ615bにおいて、例えばスケールを 0 (0_0)からスケール n (0_n)まで増大変化させながら画像のフィルタリングを行い、次いで各スケール i においてその画像に対してサイズが i の第一および第二の微分フィルタを適用して算出できる。ステップ620bにおいて、標識化部分と管腔との間の軟組織を、上記に記載の情報をを用いて強調できる。

【0051】

この構造解析は、ポリープおよび襞の様々な異なる局所形状署名を考慮して、画像中の各ボクセルが画像のポリープ中か又は襞領域にある確率を決定できる。この確率は、後に図8を参照して詳細に説明する、分割したCT画像に適用したヘッセ演算子 (Hessian Operator) の固有値の固有の署名解析を用いて決定してもよい。

10

【0052】

代表的な確率マトリクスを、ステップ620で説明した構造ベースEC解析に用いて、標識化腸内容物に対応する領域の輪郭及び境界を決定し、CT画像から正確に除去することができる。ステップ620で説明したように、構造ベースEC解析は形状ベース速度関数を用いて、CT画像中の標識化腸内容物に対応する領域を正確に識別する。形状ベース速度関数は、通常、与えられた大腸主要部の表面に影響を与えることができ、また、その解が表面の位置、従って、その輪郭および境界を決定する「レベルセット」偏微分方程式 (PDE) を任意の時点で定義してもよい。

【0053】

本発明の代表的な実施の形態では、与えられた大腸主要部表面に対する形状ベース速度関数の速度および方向を、画像中の形態的情報、例えばステップ620で得られた確率マトリクスに基づいて決定することができる。この形状ベース速度関数は、後に図11A-Bを参照して詳細に説明する、動的ヒストグラム解析に従って決定した閾値を用いた閾値ベース関数を用いて各ポイントの速度を調節する。PDEの初期条件は、初期分割および分類ステップ605~610に従って指定できる。

20

【0054】

ステップ615で構造ベースEC解析を実行することにより標識化腸内容物に相当するCT画像中の領域を正確に識別した後に、ステップ620でCT画像から標識化腸内容物をデジタル的に減算してもよい。除去した腸内容物に相当する領域は、次いで空気で置き換え、かつそれらの境界を再構築する。標識化腸内容物を削除した画像は、表示、医療検査者による解析のために画像データベース405に戻して蓄積する。

30

特徴の形態的分類

【0055】

CT画像中の形態的情報を用いて、襞やポリープなどの画像中の特徴を分類してもよい。特に、形態的情報は、標識化腸内容物に囲まれた極めて薄い襞およびポリープを擬似強調する、又は不適切に削除することを回避するために役立つことがある。

【0056】

本発明の代表的な一実施の形態では、画像中の特徴の形態的情報を、画像中の「関心領域 (ROI)」における二次導関数を解析することによって抽出してもよい。画像中のこのROIは、サイズがROIのサイズに対応し、そのボクセルに対応する成分を有するマトリクスで表してもよい。

40

【0057】

当業者には周知のように、画像処理では、一次導関数を用いて画像内に含まれるエッジを検出することが一般的である。一次導関数は一般的にはグラジエント演算子、即ち

$$I = (I_x, I_y, I_z)$$

で表される。

【0058】

画像中の更なる情報、例えば特徴の形態的情報をエンコードする場合は、一般的に二次導関数を用いられる。画像中のROIの二次導関数を解析するための通常の手法は、ヘッセマトリクス演算子を用いてもよい。ヘッセマトリクス演算子を H ですると H は、次式で

50

与えられる：
 【 0 0 5 9 】
 【 数 3 】

$$H = \begin{pmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{pmatrix} \quad (3)$$

ここに、各成分は二次導関数、例えば

【 0 0 6 0 】
 【 数 4 】

$$I_{xx} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} I$$

【 0 0 6 1 】
 【 数 5 】

$$I_{xy} = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} I$$

などに相当する。

【 0 0 6 2 】

Hは対称マトリクスであるため、回転に対して不変な3組の実固有値を有する。対応する固有ベクトルは、一般的には「主方向」と呼ばれ、直交する。固有値および対応する固有ベクトルは、解析するROI中のピクセル変動性の大きさおよび主方向を表すと考えることができる。この固有値は 1、 2 および 3、但し 1 2 3、対応する固有ベクトルはそれぞれ 1、 2 および 3 で表すことができる。

【 0 0 6 3 】

画像中の与えられたROIのヘッセ演算子Hを利用し、固有値間の関係を解析すれば、そのROI中の形態的特徴を分類することができる。例えば、以下の表1に示すように、これまでにヘッセ演算子Hは3種類の解剖学的特徴を形態的に解析するために用いられてきた。

【 0 0 6 4 】

10

20

30

【表 1】

解剖学的特徴	形態的分類	固有値条件	分解条件
大脳皮質	シート状	$\lambda_3 \ll \lambda_2 \equiv \lambda_1 = 0$	$\lambda_3 \ll 0$ 及び $\lambda_3 \leq \lambda_2 \equiv 0$ and $\lambda_3 \ll \lambda_1 \equiv 0$
血管	線状	$\lambda_3 \equiv \lambda_2 \ll \lambda_1 = 0$	$\lambda_3 \ll 0$ 及び $\lambda_3 \equiv \lambda_2$ and $\lambda_2 \ll \lambda_1 \equiv 0$
小結節	球状塊	$\lambda_3 \equiv \lambda_2 \equiv \lambda_1 \ll 0$	$\lambda_3 \ll 0$ 及び $\lambda_3 \equiv \lambda_2$ and $\lambda_2 \equiv \lambda_1$

10

20

表 1 - 解剖学的特徴の形態的分類のための従来固有値署名

【0065】

表 1 に示すように、各解剖学的特徴に固有値条件、即ち固有値署名に従って形態的分類が当てはめられる。即ち、もしヘッセ演算子 H の固有値が、所与の ROI に対する特定の条件、所与の形態的特徴で既知固有値署名に相当する条件を満たす場合、ROI 内部のピクセルはその形態的特徴に属するとして特徴付けられる。即ち、その ROI はその画像中の形態的特徴を含む領域の一部分であると見做される。

30

【0066】

固有値署名は、従来、医療画像における血管構造の分割を補強するために用いられており（例えば、Sato et al., "3D Multi-Scale Line Filter for Segmentation and Visualization of Curvilinear Structure in Medical Structure (医療画像における曲線構造の分割と可視化のための三次元マルチスケール・ラインフィルタ)"、Medical Image Analysis, Vol. 2, pp. 143 - 168, 1998、および Frangi et al., "Multiscale Vessel Enhancement Filtering (マルチスケール血管強調フィルタリング)"、Lecture Note in Computer Science, 1496: 130 - 137, 1998 を参照)、その全ての開示内容を本明細書の一部として援用する。このアプローチは、血管構造は管状であるという事実を活かしている。

40

【0067】

本発明に従う代表的な一実施の形態では、固有値署名は CT コロノグラフィー画像におけるポリープおよび襞の識別を向上するために用いてもよい。画像全体を繰り返し遍く移動する ROI 上でヘッセ演算子を用いることにより、ポリープが両凸の特徴を有し、襞は大腸主要部の粘膜から隆起した凸状の縁であると識別することができる。特に、襞はほぼ円弧に相当する以下の固有値署名によって識別できる：

【0068】

50

【数 6】

$$\lambda_1 \gg 0 \text{ and } \lambda_3 \ll \lambda_1 \text{ and } \lambda_3 \ll \lambda_2 \equiv 0 \quad (4)$$

ポリープに対しては、下記の固有値署名を用いることができる：

【0069】

【数 7】

$$\lambda_1 \gg 0 \text{ and } \lambda_3 \ll \lambda_1 \text{ and } \lambda_3 \ll \lambda_2 \ll 0 \quad (5) \quad 10$$

【0070】

襞およびポリープに対応する固有値署名を用いて、標識化腸内容物の除去に先立ちこれらを強調することができる。これによって、識別された襞およびポリープ、特に、標識化腸内容物に包囲された極めて薄い襞を不適切な除去することを防止できる。代表的な一実施の形態では、上記方程式(4)の固有値署名を用いて識別した襞に以下の関数を適用して標識化腸内容物の除去に先立って襞を強調してもよい。

【0071】

【数 8】

$$\text{Fold} = \text{Linear}(\lambda_3, \lambda_1) \cdot \text{Arch}(\lambda_1, \lambda_2) \quad (6) \quad 20$$

ここに Linear は線形従属関数であり Arch は円弧形状従属関数である。

【0072】

図7に示すように、上記方程式(6)を用いて襞を強調すると、標識化腸内容物中に埋もれた襞をこの代表的なCT画像中に保存することができる。図7のCTコロノグラフィー画像705は、強調手法を用いた後の襞710を表す。CTコロノグラフィー画像700中に示されているように、この襞70は部分的に標識化腸内容物中に埋もれていたものである。これらを強調することにより、標識化腸内容物の除去を行う際に襞を保存することができる。 30

【0073】

後に詳細に説明するが、固有値署名を用いて特徴を形態的に分類して、形状ベース速度関数の速度を調整してもよい。これを行う場合、確率マトリクスを生成して、画像中の各ボクセルに、そのボクセルが固有値署名を用いて分類された形態的特徴に属する確率、即ち、そのボクセルが襞又はポリープの一部である確率を付与することができる。

【0074】

図8に、CTコロノグラフィー画像中の特徴の形態的分类に基づき所与のROIについて確率マトリクスを生成する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図を示す。例えば、ステップ805において、所与のROIについてヘッセマトリクスHを構築する。さらに、ステップ810において、Hの固有値および固有ベクトルを決定または算出する。次いで、固有値署名をROIに適用して、ROI中の形態的特徴を識別する(ステップ815)。ステップ820において、襞が存在する場合、識別した襞を強調する。さらに、ステップ825でROIに対する確率マトリクスPを生成する。後に詳細に説明するが、確率マトリクスPを用いて形状ベース速度関数を調節することができる。 40

形状ベース速度関数

【0075】

標識化腸内容物に対応するCTコロノグラフィー画像中の領域の輪郭および境界を正確に識別するために形状ベース速度関数を用いてもよい。一般に、速度関数は、その全ての開示内容を本明細書の一部として援用する、Osher et al., "Fronts Propagating with Curvature-Dependent Sp 50

eed: Algorithms Based on Hamilton - Jacobi Formulation (曲率従属性速度で伝播する前線: ハミルトン - ヤコブ公式に基づいたアルゴリズム) ”、Journal of Computational Physics, 79, pp. 12 - 49、1988に記載の境界解析へのレベルセットアプローチに用いることができる。レベルセットアプローチでは、偏微分方程式(「PDE」)のフレームワークを用いてひとつの面を他の面に対して移動させて、面境界を算出する。

【0076】

この代表的なフレームワークでは、面の運動又は伝播を、速度関数の群により制御してもよい。速度関数の群は、一般的に、面に影響を与え、面の位置および、それ故、その輪郭および境界を決定するために解く「レベルセット」偏微分方程式(PDE)を任意の時点において定義することができる。速度関数は用途に応じて数多の方法で定義することができる(例えば、その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Setthian, J., “Level Set Methods: Evolving Interface in Geometry (レベルセット手法: 表面形状における境界面の発展)” Fluid Mechanics, Computer Vision and Material Sciences, Cambridge University Press, 1996を参照)。

10

【0077】

境界解析に対するレベルセットアプローチは、 R^{N+1} 空間に埋め込んだn次元の面として数学的に説明できる。 (x, t) と記述されるスカラー関数は面Sの埋め込みを定義するものであり、ここに $x \in R^{N+1}$ であって、tは時間を表す。

20

面S上のポイントの群は によって以下のように写像できる:

$$S = \{ x \mid \phi(x) = k \} \tag{7}$$

ここでkは任意のスカラー値(ゼロのレベルセットに対してはゼロ)である。

【0078】

二次元面を三次元空間に埋め込む本発明の代表的なレベルセット表現を図9Aおよび9Bに図解する。レベルセット面900は、図9Aの面内の各ポイント(x, y)から境界面905にいたる距離を描画する。速度関数Fを各時点で用いて新しい境界面を生成してもよい。例えば、境界面905は時刻t = 0で生成されるのに対して図9Bの新しい境界面915は時刻t = 1で生成される。時間とともにレベルセットを伝播させることにより面900の輪郭および境界が正確に生成される。

30

【0079】

時間とともに ϕ を伝播する場合、以下の一次PDEを定義してもよい。

【0080】

【数9】

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = F |\nabla \phi| \tag{8}$$

40

ここで、Fは任意のポイントで ϕ に対する法線方向の速度を定義する符号付速度関数である。Fは最終的な面境界の所望の特性を最大化するため、(用途に応じて)様々な形式をとることができる。

【0081】

Fが確立されている場合には、レベルセットおよび ϕ の分解境界面は、以下のPDEに従って更新できる:

$$\phi(x, t + \Delta t) = \phi(x, t) + \Delta t F | \nabla \phi | \tag{9}$$

【0082】

κ の平均曲率、あるいは簡単に曲率を、通常、 ϕ を伝播する速度関数として用いる。曲率速度関数はしばしば平滑化制約として用いられ、他の速度関数と組み合わせて、本来な

50

ら粗い表面解を平滑化する。

アップ・wind・スキーム（その全ての開示内容を本明細書の一部として援用する、Osher et al., "Fronts Propagating with Curvature-Dependent Speed: Algorithms Based on Hamilton-Jacobi Formations" (曲率従属性速度で伝播する前線：ハミルトン-ヤコブ公式に基づいたアルゴリズム)、Journal of Computational Physics, 79, pp. 12-49を参照)を用いて、上記方程式(9)のPDEの一次差分を近似して、有限前進差分に付随する行き過ぎを回避してもよい。

【0083】

レベルセット手法は面を次元高い空間に埋め込むため、次元の増加により算出が一層複雑になっている。しかしながら、ゼロレベルセットのような単一レベルセットは、狭帯域（その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Adalsteinsson et al., "A Fast Level Set Method for Propagating Interfaces (伝播境界面に対する高速レベルセット法)"、J. Comp. Physics, 118, pp. 269-277, 1995を参照)、およびスパース・フィールド(sparse-field)アプローチ（その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Whitaker, R., "A Level Set Approach to 3D Reconstruction from Range Data (領域データから3D再構築へのレベルセットアプローチ)"、International Journal of Computer Vision, 29(3), pp. 203-231, 1998を参照)は、サイズが R^{N+1} である空間よりも面（境界面）の領域で発展方程式を解くことがより効率的と考えられる。

【0084】

レベルセット手法は、従来、MRI画像中の血管構造の分割を改善するために用いられてきた（例えば、その全ての開示内容を参照により本明細書の一部として援用する、Suri et al., "Shape Recovery Algorithms Using Level Sets in 2D/3D Medical Imagery: a State-of-Art Review (2D/3D医療画像におけるレベルセットを用いた形状修復アルゴリズム：先端技術の概説)"、IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed., 6(1): 8-28, March 2002を参照)。しかしながら、現在のところ、レベルセット手法を具体的に大腸構造の分割に応用したか否かは知られていない。

【0085】

本発明の代表的な一実施の形態によると、CTコリノグラフィー画像のECを実行するレベルセット手法を提供する。図10に、CTコリノグラフィー画像から、特徴の形態的分類を用いて構造解析ECを実行する、本発明の代表的な実施の形態のかかる手法のフロー図を示す。

【0086】

例えば、ステップ1005において、 (x, t) と表されたレベルセットのスカラー関数を、上述の方程式(7)で定義する。さらに、ステップ1010において、レベルセット関数の伝播速度を調節する形状ベース速度関数 F を指定する。既に図8を参照して説明したように、形状ベース速度関数 F は、動的閾値 T と特定のボクセル x が固有値署名を用いて分類されたある形態的特徴に属する確率、即ち、そのボクセルが襞又はポリープの一部分である確率 $P(x)$ との差を用いて伝播速度を調節する。この形状ベースの速度関数 F は以下のようにして得てもよい。

$$F(x) = \text{sign}(x) \cdot |x|^n \quad (10)$$

ここで $|x|$ はスカラー量、 $\text{sign}(x)$ は符号関数、 n は速度の平滑性を制御するファクタで、例えば $n = 2$ 又は 3 、および x は方程式(11)で与えられる正規化された差分

10

20

30

40

50

である：

【 0 0 8 7 】

【 数 1 0 】

$$x = \begin{cases} -1; & x < \text{threshold} - \text{range} \quad \text{の場合} \\ \frac{P(x) - \text{threshold}}{\text{range}}; & \text{threshold} - \text{range} < x < \text{threshold} + \text{range} \quad (11) \quad \text{の場合} \\ 1; & x > \text{threshold} + \text{range} \quad \text{の場合} \end{cases}$$

10

【 0 0 8 8 】

方程式 (1 1) は、レベルセット前進移動を推進する速度関数であることが好ましい。確率は 0 と 1 の間の実数値である。例えば、あるボクセルが確率の閾値 (例えば 0 . 8 など) より大きな巜形状確率を持てば、そのボクセルを巜として扱うことができる。

【 0 0 8 9 】

変数 T および範囲は、後に図 1 1 A および 1 1 B を参照して説明する、動的ヒストグラム解析に基づいて決定することができる。

【 0 0 9 0 】

速度関数 F は、その他の平滑化制約、平均曲率、およびレベルセット関数 に加え更なる均一平滑化と均衡を必要としてもよい。さらに、ステップ 1 0 1 5 において、レベルセット関数 を伝播して、標識化腸内容物を適切に除去できるように、対応する領域の境界を検出する。 の伝播は次の P D E を解いて実行する。

20

【 0 0 9 1 】

【 数 1 1 】

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = F_{\text{threshold}}(x) |\nabla \phi| + C_{\text{curvature}} \nabla \cdot \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) |\nabla \phi| + C_{\text{SM}} \nabla^2 \phi \quad (12)$$

【 0 0 9 2 】

上記方程式 (1 2) の P D E を解いて標識化腸内容物に相当する領域の境界を決定した後、これらの標識化腸内容物を除去し、それらの領域を空気で置換する (ステップ 1 0 2 0) 。次いで結腸壁を再構築する。 C T 画像は図 4 の E C P 4 1 5 により画像データベース 4 0 5 に戻してもよい。

30

動的ヒストグラム解析

【 0 0 9 3 】

上述したように、動的ヒストグラム解析を C T 画像上で実行して、速度関数 F の範囲と適切な閾値 T を決定することができる。ヒストグラム解析は、異なる減衰レベルを持つ対象と対象の間の境界を確立するための一層柔軟な方法を提供することができる。簡単化した一例として、ある画像が対象 A と背景 B で構成され、それぞれが明確に異なる平均ピクセル値および減衰率を有する場合、その画像中の減衰率のヒストグラムは対応する 2 つのピークを持つ傾向がある。理想的には、 A と B との境界を選択してこれらのピークの間の谷を識別することができる。

40

【 0 0 9 4 】

一般に、画像のヒストグラムはピークが高く、狭く、対称であり、かつ深い谷で分離されている場合に、代表的な閾値手法によって適切な境界を確立することができる。実際には、ヒストグラムの形状は、一般的に画像中の対象の相対的大きさ、各対象中のピクセル値の分散、画像中の対象の数、および各対象の組みの間のギャップに影響される。これらの影響によって、ヒストグラムの谷は、閾値を用いて得られたものと常に対応するとは限らない可能性がある。この現象は「閾値バイアス」と呼ばれ、対象が小さいほど、対象に向かう谷 (推定境界) をシフトさせることがある。

50

【 0 0 9 5 】

境界推定におけるこの閾値バイアスの問題は、その全ての開示内容を参照によって本明細書の一部として援用する、2対象問題について減衰率のガウス分布を仮定した、Kittler et al., "Minimum Error Thresholding (最小誤り閾値)", Pattern Recognition, 19:41-47, 1986の中で扱っている。この代表的なアプローチでは、対象間の最適な境界は、ガウス曲線に合わせた場合の誤差が最小になるように算定する。境界推定のその他の手法には、インタラ-オブジェクト-クラス分散最小化手法、インター-オブジェクトクラス分散最大化手法、および画像エントロピー最大化手法が含まれていた。

【 0 0 9 6 】

しかしながら、これらの代表的な手法は、画像データ中の全ての対象を含む静的ヒストグラムにおけるバイアスを制御しようとするものである。実際、このフレームワークを用いたバイアスの推定は、ヒストグラムはしばしば単峯性であるため依然として困難である。

【 0 0 9 7 】

閾値バイアスを制限するために、関心境界における移動型の解析領域を用いた動的ヒストグラム解析アプローチを用いることができる。この解析領域は反復して移動することができるので、解析の範囲に包含された対象およびその背景の断片にわたって制御を行うことができる。この結果、移動領域内で観測されたヒストグラムは、正確な境界推定を容易にする突出した谷間とピークとを保持する。二次元の場合の一例として、境界解析が、唯2つの特徴部、A(対象)とB(その背景)のみを有する領域に限定され、通常、背景対前景(B t F)比と呼ばれる解析領域におけるこれら二つの特徴部のサイズの比率が略1である場合、閾値バイアスは位置Tにおいて以下の式に従って最小化することができる。

【 0 0 9 8 】

【数12】

$$T = \frac{M_B + M_A}{2} + \Delta Th, \quad \Delta Th = -\sigma^2 \cdot f \cdot \ln(C_r) \quad (13)$$

ここに、MAとMBとはそれぞれ対象Aと背景Bの期待減衰値であり、 σ^2 は観測された白色雑音の分散であり、fはこれら二つの期待減衰値のスケールファクタであり、

【 0 0 9 9 】

【数13】

$$f = \frac{1.0}{M_B - M_A}$$

とする。またCrはB t F比であって次の式で与えられる：

【 0 1 0 0 】

【数14】

$$C_r = \frac{R_B}{R_A}$$

ここにRAとRBとは2つの物質のボクセルの数である。

【 0 1 0 1 】

上記方程式(13)は一般的には二つの対象の制限と略単一のB t Fとを用いる。これら2つの想定される要件は、解析領域が二次元で帯状である場合に満される。

【 0 1 0 2 】

図11Aは、本発明の代表的な実施の形態に従う動的ヒストグラム解析により形成される、対象の境界周辺の代表的な帯状体1100の説明図である。この帯状体1100は対

10

20

30

40

50

象 A と背景 B との間の境界近傍に位置している。帯状体 1 1 0 0 は、内側部分、外側部分およびこれら両者を分離している境界（中間軸）の 3 つの部分から構成されている。この帯状体 1 1 0 0 は移動可能であり、その反復運動を符号付速度関数により制御してもよい。例えば、この関数は、正の符号の場合、境界上のポイントを外側へ押し進め、また負の符号の場合にはポイントを内側へ押し進める。

【 0 1 0 3 】

以下の説明において、対象 A は背景よりも平均減衰率が高い、即ち、 $M_A > M_B$ であると仮定する。帯状体 1 1 0 0 は最初、その境界が対象 A の内側にあるように位置しているとした場合、帯状体内の包含範囲の割合が対象の方向にシフトするため、 $B_t F$ は 1 より小さくなると考えられる。この帯状のヒストグラムから推定される閾値は、最初は背景方向にシフトされる。境界に沿った減衰率の測定値と境界における推定閾値との差は、境界ポイントを対象 A から外側へ反復して伝えるスカラー「速度」を定義する。帯状体は拡大するに従いさらに多くの背景ピクセルを包含し、 $B_t F$ を 1 に近づける。帯状体の $B_t F$ 比が 1 に近づくにつれて、境界と推定閾値との差が減少し、シエルの伝播速度はゼロに収斂する。この結果生じる境界の最終位置が、対象 A とその背景との間のバイアスが最小値の区切り（デリミタ）と見做される。

10

【 0 1 0 4 】

帯状体 1 1 0 0 の伝播の結果得られる動的ヒストグラムを、図 1 1 B の代表的なグラフ 1 1 0 5 に示す。上述の方程式（10）および（11）の速度関数 F で用いる閾値 T はグラフ 1 1 0 5 の中点として与えられ、他方、範囲はグラフ 1 1 0 5 の二つのピーク間の領域として与えられる。

20

【 0 1 0 5 】

上述の例は二次元で説明したが、帯状体に代えて、解析の伝播領域を拡大するシェルとすることができるように三次元に拡張することができる。

実験結果

【 0 1 0 6 】

形状ベース速度関数において構造解析および動的ヒストグラム解析を利用することにより、標識化腸内容物を CT コログラフィ画像から正確に除去することができるので、容易に患者に仮想的な大腸内視鏡検査を行うことができ、患者側が万全の準備をする必要はなくなる。

30

【 0 1 0 7 】

図 1 2 A ~ 図 1 2 E に、本発明に従って EC によって被験者のために取得した、代表的な CT コログラフィ画像を示す。図 1 2 A に示すように、画像 1 2 0 0 は腸内容物 1 2 0 5 に標識を付した後に取得された CT コログラフィ画像である。画像 1 2 0 0 は図 6 A のステップ 6 0 5 で分割され、図 6 A のステップ 6 1 0 で画像 1 2 0 0 の空気、軟組織および標識化腸内容物への初期分類が行われ、この結果、図 1 2 B に示された画像 1 2 1 0 中の軟組織 1 2 1 5 ~ 1 2 2 0 の画像が生成される。

【 0 1 0 8 】

本発明の特に代表的な実施の形態によると、初期分類をステップ 6 1 0 で実行した後、図 6 A のステップ 6 1 5 で CT 画像 1 2 1 0 に対してその特徴の形態的分類を実行する。次いで、既に説明したように、CT 画像 1 2 1 0 の形状ベース EC を図 6 のステップ 6 2 0 で実行する。この結果、図 1 2 C に示す画像 1 2 2 5 に見られる襞 1 2 3 0 の強調がなされる。ついで、図 1 2 D に示す画像 1 2 3 5 中のボクセル 1 2 4 0 に表されているように、標識化腸内容物を除去し、図 6 A のステップ 6 2 5 で結腸壁を再構築する。こうして図 1 2 E に示す画像 1 2 4 5 が得られる。

40

【 0 1 0 9 】

画像 1 2 4 5 に見られるように、標識化腸内容物 1 2 0 5 は正確に除去され、図 1 2 C の画像 1 2 2 5 に見られる襞 1 2 3 0 のように、襞の劣化は発生していない。CT コログラフィ画像に対して上述の手法を実行することにより、患者に正確かつ容易に仮想的な大腸内視鏡検査を行うことができ、患者側が万全の準備をする必要はなくなる。

50

【 0 1 1 0 】

図 1 3 A ~ 図 1 3 D に、図 6 B の代表的手法を用いて取得することができる粗度と L - T 境界との間の関係を表す代表的な画像を示す。図 1 3 A の画像 1 3 0 5 と図 1 3 B の画像 1 3 1 0 とをそれぞれ図 1 3 C の画像 1 3 1 5 と図 1 3 D の画像 1 3 2 0 と比較すると、L - T 境界（図面中の黒い矢印）、特に重力に逆らう標識化された排泄物の L - T 境界（例えば図 1 3 B の画像 1 3 1 0 中の黒い矢印）は平均化されるのに対して、標識化対象の下に埋没した薄い壁（図面の白い矢印を参照）はほぼ強調されている。

【 0 1 1 1 】

上述の本発明の個別の実施の形態ならびに最良の態様は図解および解説のためにのみ提示したものである。これらは排他的または本発明を限定することを意図するものではない。即ち本発明の権利範囲は開示された具体的形式にのみ限定されるものではない。簡便にするため本発明の個別の特徴を一部の図面に示し、他の図面には示していないが、本発明によれば、どの特徴も他の特徴と組み合わせてもよい。本明細書に記載の処理ステップは、順序を変えてもよく、組み合わせてもよく、他のステップを含んでもよい。本発明の原理及びその実際の用途を最もよく説明するために上述の実施の形態を選択して説明したが、当業者であれば、本発明及び種々の実施の形態に個別の用途に最適となるように様々な修正を加えることができる。当業者であれば、添付の特許請求の範囲およびそれらの均等物の範囲から逸脱することなく、本開示およびその変形態様を考慮して本発明のさらなる変形態様が可能であることは明らかである。上述の引用文献は、参照によって本明細書の一部として援用する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 1 2 】

【 図 1 】 従来の E C 技術を用いて画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄した代表的な C T コロノグラフィー画像を示す図である。

【 図 2 】 従来の E C 技術を用いて画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄した他の代表的な C T コロノグラフィー画像を示す図である。

【 図 3 】 従来の E C 技術を用いて画像から標識化腸内容物を電子的に洗浄した他の代表的な C T コロノグラフィー画像を示す図である。

【 図 4 】 C T コロノグラフィー画像の E C 及び自動ポリープ検出を実行する本発明の代表的な実施の形態のシステムのブロック図である。

【 図 5 】 本発明の代表的な実施の形態の仮想的な大腸内視鏡検査手法のフロー図である。

【 図 6 A 】 C T コロノグラフィー画像の E C を実行する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図である。

【 図 6 B 】 図 6 A の手法で説明した粗度決定を実行する、本発明の代表的な実施の形態の手法の詳細なフロー図である。

【 図 7 】 本発明による、画像の局所的形状署名の解析によって識別した壁を強調する前と後に生成した代表的な C T コロノグラフィー画像を示す図である。

【 図 8 】 C T コロノグラフィー画像の局所的形状署名の解析に基づいて個別の関心領域（ R O I ）の確率マトリクスを生成する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図である。

【 図 8 B 】 C T コロノグラフィー画像の局所的形状署名の解析に基づいて個別の関心領域（ R O I ）の確率マトリクスを生成する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図である。

【 図 9 A 】 本発明による、形状ベース速度関数を用いる代表的なレベルセット表現を示す図である。

【 図 9 B 】 本発明による、形状ベース速度関数を用いる代表的なレベルセット表現を示す図である。

【 図 1 0 】 C T コロノグラフィー画像から局所的形状署名を用いて構造解析 E C を実行する、本発明の代表的な実施の形態の手法のフロー図である。

【 図 1 1 A 】 本発明による、代表的な動的ヒストグラム解析を用いて形成した対象の境界

10

20

30

40

50

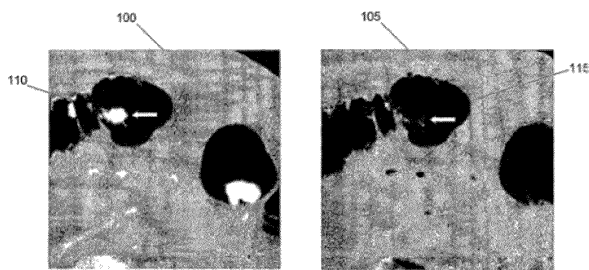
周辺の、代表的な移動可能な帯状体を示す図である。

【図 1 1 B】本発明による、動的ヒストグラム解析を用いて生成した代表的な帯状ヒストグラムのグラフである。

【図 1 2】本発明の実施の形態に従って実行した EC を用いた個別の被験者について取得した代表的な CT コロノグラフィー画像を示す図である。

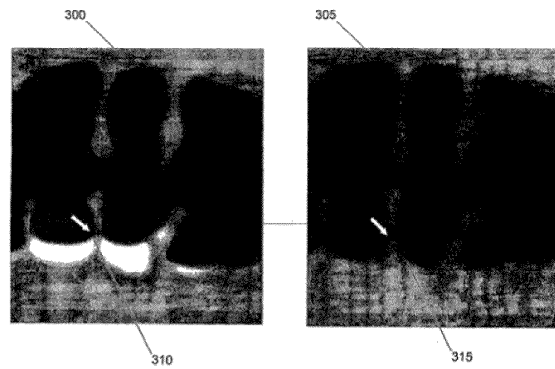
【図 1 3】本発明の実施の形態に従って、粗度と境界との代表的な関係を表す代表的な CT コロノグラフィー画像を示す図である。

【図 1】



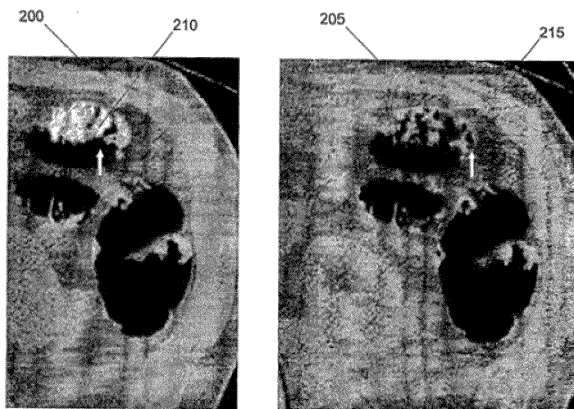
従来技術

【図 3】



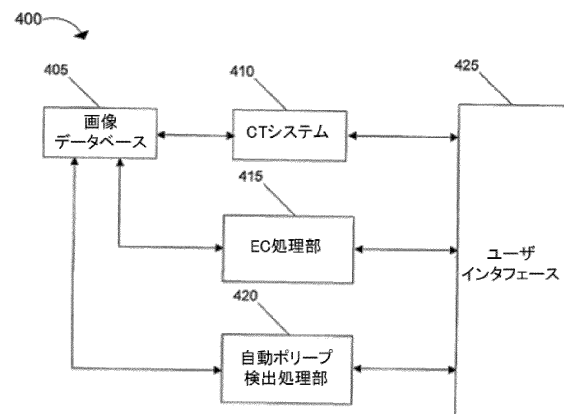
従来技術

【図 2】

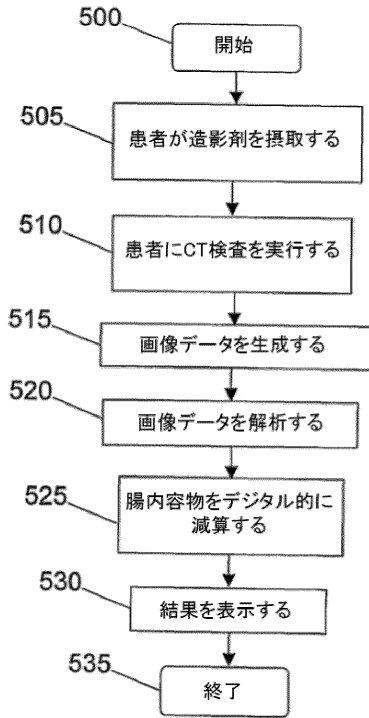


従来技術

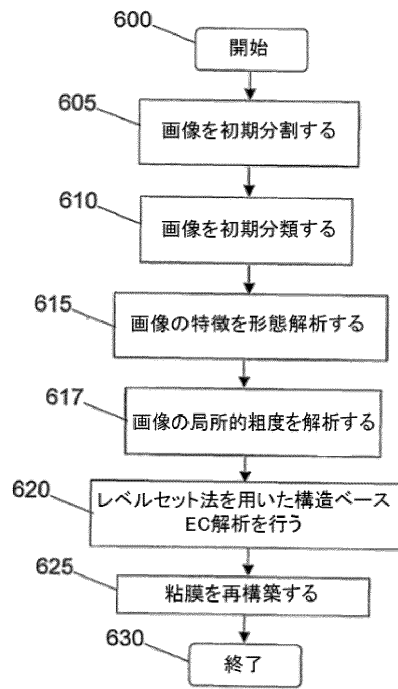
【図 4】



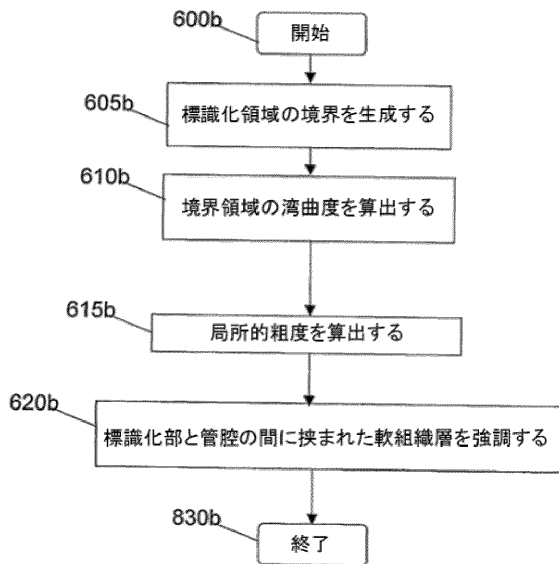
【図5】



【図6A】



【図6B】



【図7】

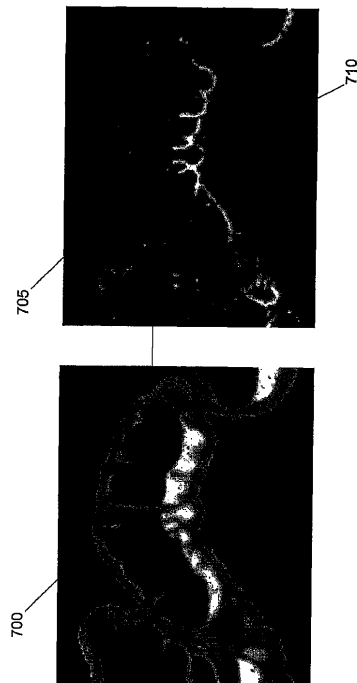
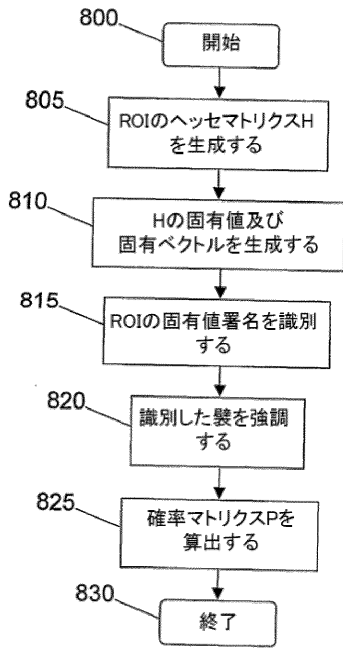
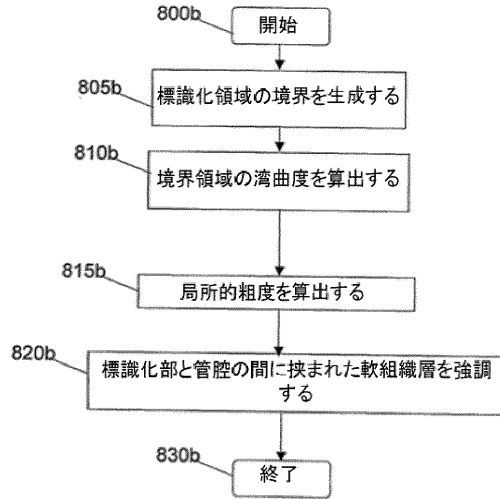


FIG. 7

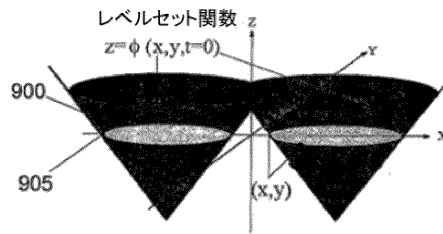
【図8】



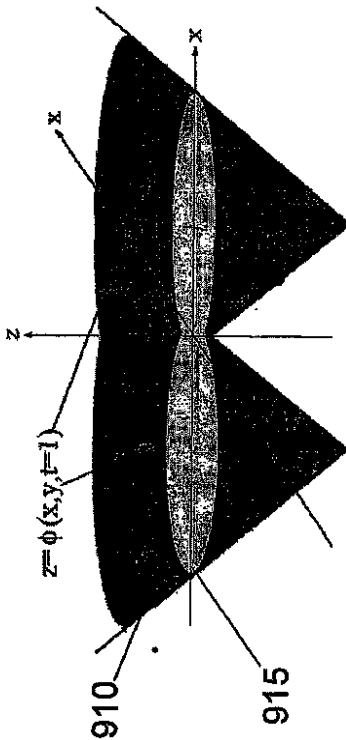
【図8B】



【図9A】



【図9B】



【図10】

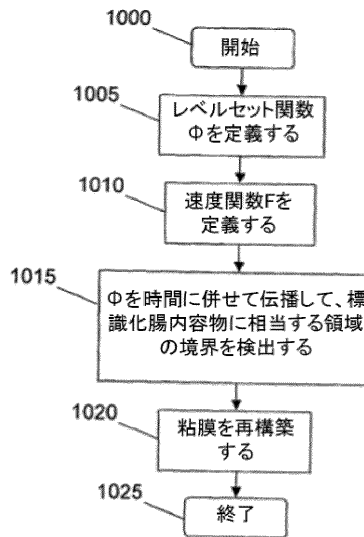
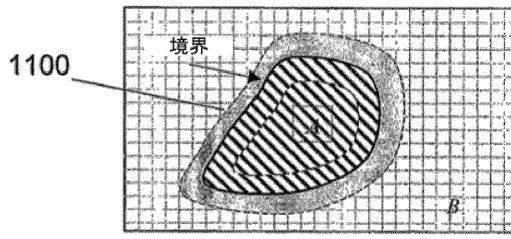
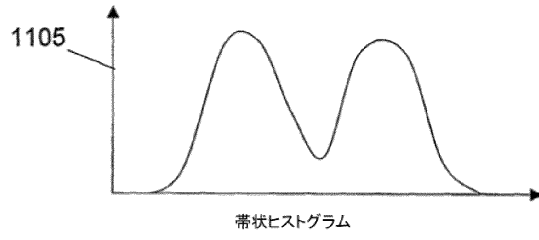


FIG. 9B

【図 1 1 A】



【図 1 1 B】



【図 1 2 A】



FIG. 12A

【図 1 2 B】



FIG. 12B

1210
1215
1220

【図 1 2 C】



FIG. 12C

1225
1230

【 12 D 】



1235

1240

FIG. 12D

【 12 E 】



1245

FIG. 12E

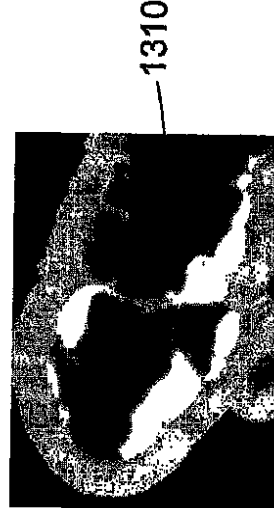
【 13 A 】



1305

FIG. 13A

【 13 B 】



1310

FIG. 13B

【 13 C】



1315

FIG. 13C

【 13 D】



1320

FIG. 13D

フロントページの続き

(72)発明者 チャイ ウェンリイ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 ドーチェスター ソーヤー アヴェニュー 46 アパー
トメント 1

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特表2002-539568(JP,A)
特開2005-013279(JP,A)
特表2004-500213(JP,A)
米国特許第06514082(US,B1)
米国特許第06477401(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14
G06T 1/00

专利名称(译)	计算机断层扫描结构分析系统，方法，软件配置和计算机可访问介质，用于数字数字清洁结肠成像图像		
公开(公告)号	JP5203952B2	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	JP2008535809	申请日	2006-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	总医院集团		
申请(专利权)人(译)	总医院集团		
当前申请(专利权)人(译)	总医院集团		
[标]发明人	ザリス マイケル チャイ ウエンリイ		
发明人	ザリス マイケル チャイ ウエンリイ		
IPC分类号	A61B6/03 G06T1/00		
CPC分类号	G06T5/005 G06F19/321 G06T7/12 G06T7/149 G06T7/155 G06T2207/10081 G06T2207/20161 G06T2207/30032 G16H50/50		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B6/03.375 G06T1/00.290.B		
代理人(译)	Seihayashi正幸 和义林		
优先权	60/727946 2005-10-17 US		
其他公开文献	JP2009511216A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于执行CT结肠成像图像的电子清洁的系统，方法，软件布置和计算机可访问介质。在该系统，方法，软件布置和计算机可访问介质中，可以执行数字肠清洁以从图像中移除标记的肠内容物。数字肠清洁可以在整个图像中应用局部形状分析，并使用基于形状的速度函数来检测折叠和息肉结构，同时移除标记的肠内容物区域。该系统，方法，软件布置和计算机可访问介质可以使医学检查者能够对患者执行准确的虚拟结肠镜检查，而无需彻底的患者准备。

