

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6154031号
(P6154031)

(45) 発行日 平成29年6月28日(2017.6.28)

(24) 登録日 平成29年6月9日(2017.6.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-559313 (P2015-559313)
 (86) (22) 出願日 平成26年2月28日(2014.2.28)
 (65) 公表番号 特表2016-511043 (P2016-511043A)
 (43) 公表日 平成28年4月14日(2016.4.14)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/019428
 (87) 国際公開番号 WO2014/134454
 (87) 国際公開日 平成26年9月4日(2014.9.4)
 審査請求日 平成27年8月19日(2015.8.19)
 (31) 優先権主張番号 61/771, 285
 (32) 優先日 平成25年3月1日(2013.3.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 506192652
 ボストン サイエントフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管内超音波シーケンスにおける管腔境界検出のためのシステム及び非一時的コンピュータ可読媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波フレームのシーケンスを処理するためのプロセッサ実行可能命令を有する非一時的コンピュータ可読媒体であって、前記プロセッサ実行可能命令は、デバイス上にインストールされると、前記デバイスがアクションを実施することを可能にし、前記アクションは、

管腔を有する脈管の血管内超音波 (IVUS) フレームのシーケンスを受信することであって、前記シーケンスは第1のフレーム及び第2のフレームを含み、前記フレームのそれぞれは複数のスキャンラインを含み、かつ各スキャンラインは複数のピクセルを含む、受信することと、

前記第1のフレームの1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について1つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することであって、前記1つ又は複数のテクスチャ特徴のうち少なくとも1つは前記第1のフレームの隣接するピクセルの強度値の間の差を含む、確定することと、

前記第1のフレーム及び前記第2のフレームを比較することによって、前記1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも1つの流れ特徴を確定することと、

前記1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに前記少なくとも1つの流れ特徴を使用して前記第1のフレームについて管腔境界を導出することであって、それにより、前記脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして前記1つ又は複数の領域を特徴付ける、前記導出することと、

10

20

前記第 1 のフレームの超音波画像を前記管腔境界と共に表示することと、を含む、非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 2】

前記 1 つ又は複数の領域はそれぞれ、前記第 1 のフレームのピクセルである、請求項 1 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 3】

1 つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することは、前記第 1 のフレームの 2 つ以上の異なるスキャンラインのピクセルからの強度値の差を確定することを含む、請求項 2 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 4】

強度値の差を確定することは、2 つ以上の異なる非隣接スキャンラインのピクセルからの強度値の差を確定することを含む、請求項 3 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 5】

1 つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することは、前記第 1 のフレームの単一スキャンラインの少なくとも 2 つのピクセルからの強度値の差を確定することを含む、請求項 2 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 6】

強度値の差を確定することは、単一スキャンラインの少なくとも 2 つの非隣接ピクセルからの強度値の差を確定することを含む、請求項 5 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 7】

前記シーケンスは少なくとも 1 つの更なるフレームを更に含み、前記アクションは、前記少なくとも 1 つの更なるフレームのそれぞれについて、

前記更なるフレームの 1 つ又は複数の領域のそれぞれの領域について 1 つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することであって、前記 1 つ又は複数のテクスチャ特徴のうちの少なくとも 1 つは前記更なるフレームの隣接するピクセルの強度値の間の差を含む、確定することと、

前記シーケンス内で前記更なるフレームを別のフレームと比較することによって、前記 1 つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも 1 つの流れ特徴を確定することと、

前記 1 つ又は複数のテクスチャ特徴並びに前記少なくとも 1 つの流れ特徴を使用して前記更なるフレームについて管腔境界を導出することであって、それにより、前記脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして前記 1 つ又は複数の領域を特徴付ける、前記導出することと、

前記更なるフレームの超音波画像を、前記更なるフレームについて導出された前記管腔境界と共に表示することと、を更に含む、請求項 1 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 8】

少なくとも 1 つの流れ特徴を確定することは、前記第 1 のフレーム内の相関ウィンドウと前記第 2 のフレーム内の探索ウィンドウとの間の相関値を確定することによって、クロスフレーム流れ特徴を確定することを含む、請求項 1 に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項 9】

前記アクションは、

前記少なくとも 1 つの流れ特徴を使用して、管腔マスク又は脈管マスクの少なくとも一方を確定することと、

前記 1 つ又は複数の領域の少なくとも 1 つの領域について、前記少なくとも 1 つの領域について確定された前記 1 つ又は複数のテクスチャ特徴並びに前記少なくとも 1 つの流れ特徴を利用して、前記領域と前記管腔マスク又は前記脈管マスクとの間の少なくとも 1 つの特徴差を特徴空間内で確定することと、

前記少なくとも1つの特徴差を使用して前記管腔マスク又は前記脈管マスクを改訂することと、を更に含み、

前記管腔境界を導出することは、改訂された管腔マスク又は改訂された脈管マスクを使用して前記管腔境界を導出することを含む、請求項1に記載の非一時的コンピュータ可読媒体。

【請求項10】

超音波フレームのシーケンスを生成し処理するためのシステムであって、前記システムは、

カテーテルと、

前記カテーテル内に挿入可能な超音波画像化コアであって、少なくとも1つのトランスデューサを備え、超音波フレームのシーケンスを提供するため超音波画像化コアの少なくとも一部分を回転させるように構成され配置されている、超音波画像化コアと、

アクションをイネーブルするプロセッサ可読命令を実行するための、前記超音波画像化コアに結合可能なプロセッサとを備え、前記アクションは、

管腔を有する脈管の血管内超音波（IVUS）フレームのシーケンスを受信することであって、前記シーケンスは第1のフレーム及び第2のフレームを含み、前記フレームのそれぞれは複数のスキャンラインを含み、かつ各スキャンラインは複数のピクセルを含む、受信することと、

前記第1のフレームの1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について1つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することであって、前記1つ又は複数のテクスチャ特徴のうちの少なくとも1つは前記第1のフレームの隣接するピクセルの強度値の間の差を含む、確定することと、

前記第1のフレーム及び前記第2のフレームを比較することによって、前記1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも1つの流れ特徴を確定することと、

前記1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに前記少なくとも1つの流れ特徴を使用して前記第1のフレームについて管腔境界を導出することであって、それにより、前記脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして前記1つ又は複数の領域を特徴付ける、前記導出することと、

前記第1のフレームの超音波画像を前記管腔境界と共に表示することと、を含む、システム。

【請求項11】

少なくとも1つの流れ特徴を確定することは、前記第1のフレーム内の相関ウィンドウと前記第2のフレーム内の探索ウィンドウとの間の相関値を確定することによって、クロスフレーム流れ特徴を確定することを含む、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記アクションは、

前記少なくとも1つの流れ特徴を使用して、管腔マスク又は脈管マスクの少なくとも一方を確定することと、

前記1つ又は複数の領域の少なくとも1つの領域について、前記少なくとも1つの領域について確定された前記1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに前記少なくとも1つの流れ特徴を利用して、前記領域と前記管腔マスク又は前記脈管マスクとの間の少なくとも1つの特徴差を特徴空間内で確定することと、

前記少なくとも1つの特徴差を使用して前記管腔マスク又は前記脈管マスクを改訂することと、を更に含み、

前記管腔境界を導出することは、改訂された管腔マスク又は改訂された脈管マスクを使用して前記管腔境界を導出することを含む、請求項10に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者に挿入可能である画像化システム及び画像化システムから得られる超音

10

20

30

40

50

波画像を解析する方法の分野を対象とする。本発明はまた、血管内超音波シーケンスにおける管腔境界検出のための方法及び画像化システムを対象とする。

【背景技術】

【0002】

患者に挿入可能な超音波デバイスは種々の疾患及び障害についての証明された診断機能を有する。例えば、血管内超音波（「IVUS: intravascular ultrasound」）画像化システムは、閉塞した血管を診断し、医師が、血流を回復又は増加させるためステント及び他のデバイスを選択し留置するのを補助する情報を提供するための画像化モダリティとして使用されている。IVUS画像化システムは、血管内の特定の位置におけるアテローム性プラークの蓄積を診断するために使用されている。IVUS画像化システムは、血管内閉塞又は狭窄の存在、並びに閉塞又は狭窄の性質及び程度を判定するために使用することができる。IVUS画像化システムは、例えば、運動（例えば、鼓動する心臓）或いは1つ又は複数の構造（例えば、画像化されることが望ましくない1つ又は複数の血管）による妨害のために、血管造影法等の他の血管内画像化技法を使用して可視化することが困難となり得る血管システムのセグメントを可視化するために使用することができる。IVUS画像化システムは、血管造影及びステント留置等の進行中の血管内処置を実時間（ほぼ実時間）で監視又は評価するために使用することができる。更に、IVUS画像化システムは1つ又は複数の心腔を監視するために使用することができる。

10

【0003】

IVUS画像化システムは種々の疾患及び障害を可視化するための診断ツールを提供するために開発されてきた。IVUS画像化システムは、制御モジュール（パルス発生器、画像プロセッサ、及びモニタを有する）、カテーテル、及びカテーテル内に配設された1つ又は複数のトランスデューサを含むことができる。トランスデューサを含むカテーテルは、血管壁又は血管壁に近接する患者組織等の画像化される領域内の管腔又はキャビティ内に或いは画像化される領域に近接して位置決めすることができる。制御モジュール内のパルス発生器は電気パルスを発生し、このパルスは1つ又は複数のトランスデューサに送出され、音響パルスに変換され、音響パルスが患者組織内を透過する。透過した音響パルスの反射パルスは1つ又は複数のトランスデューサによって吸収されて電気パルスに変換される。変換された電気パルスは画像プロセッサに送出され、モニタ上で表示可能な画像に変換される。

20

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

医師が画像のシーケンスを評価することを可能にするためIVUS画像のシーケンスにおいて血管管腔を識別するためのシステム及び方法についての必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態は、表示のために超音波フレームのシーケンスを処理するための方法である。同方法は、管腔を有する脈管の血管内超音波（IVUS）フレームのシーケンスを受信することであって、シーケンスは第1のフレーム及び第2のフレームを含む、受信することと、第1のフレームの1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について1つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することと、第1のフレーム及び第2のフレームを比較することによって、1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも1つの流れ特徴を確定することと、1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに少なくとも1つの流れ特徴を使用して第1のフレームについて管腔境界を導出することであって、それにより、脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして1つ又は複数の領域を特徴付ける、導出することと、第1のフレームの超音波画像を管腔境界と共に表示することと、を含む。

40

【0006】

別の実施形態は、超音波フレームのシーケンスを処理するためのプロセッサ実行可能命

50

令を有する非一時的コンピュータ可読媒体である。プロセッサ実行可能命令は、デバイス上にインストールされると、デバイスがアクションを実施することを可能にし、アクションは、管腔を有する脈管の血管内超音波（IVUS）フレームのシーケンスを受信することと、シーケンスは第1のフレーム及び第2のフレームを含む、受信することと、第1のフレームの1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について1つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することと、第1のフレーム及び第2のフレームを比較することによって、1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも1つの流れ特徴を確定することと、1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに少なくとも1つの流れ特徴を使用して第1のフレームについて管腔境界を導出することと、それにより、脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして1つ又は複数の領域を特徴付ける、導出することと、第1のフレームの超音波画像を管腔境界と共に表示することと、を含む。

10

【0007】

更に別の実施形態は、超音波フレームのシーケンスを生成し処理するためのシステムである。システムは、カテーテルとカテーテル内に挿入可能な超音波画像化コアとを含む。超音波画像化コアは、少なくとも1つのトランスデューサを含み、超音波フレームのシーケンスを提供するために超音波画像化コアの少なくとも一部分を回転させるように構成され配置される。システムはまた、アクションをイネーブルするプロセッサ可読命令を実行するための、超音波画像化コアに結合可能なプロセッサを含み、アクションは、管腔を有する脈管の血管内超音波（IVUS）フレームのシーケンスを受信することと、シーケンスは第1のフレーム及び第2のフレームを含む、受信することと、第1のフレームの1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について1つ又は複数のテクスチャ特徴を確定することと、第1のフレーム及び第2のフレームを比較することによって、1つ又は複数の領域のそれぞれの領域について少なくとも1つの流れ特徴を確定することと、1つ又は複数のテクスチャ特徴並びに少なくとも1つの流れ特徴を使用して第1のフレームについて管腔境界を導出することと、それにより、脈管の管腔の内部にあるか又は外部にあるとして1つ又は複数の領域を特徴付ける、導出することと、第1のフレームの超音波画像を前記管腔境界と共に表示することと、を含む。

20

【0008】

本発明の非限定的で非網羅的な実施形態を、添付図面を参照して説明する。図面において、類似の参照番号は、別に指定しない限り種々の図面にわたって類似の部分を目指す。

30

本発明のよりよい理解のために、添付図面と関連して読まれる以下の詳細な説明を参照する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明による、患者に挿入するのに適する超音波画像化システムの一実施形態の概略図である。

【図2】本発明による、図1の超音波画像化システムと共に使用するのに適するカテーテルの一実施形態の概略側面図である。

【図3】本発明による、シース内で画定される管腔内に配設された画像化コアを有する、図2のカテーテルの遠位端の一実施形態の概略縦断面図である。

40

【図4】本発明による、管腔境界検出のための超音波画像のシーケンスを処理する方法の一実施形態の略フローチャートである。

【図5】本発明による、管腔境界検出のための超音波画像のシーケンスを処理する方法の別の実施形態の略フロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明は、患者に挿入可能である画像化システム及び画像化システムから得られる超音波画像を解析する方法の分野を対象とする。本発明はまた、血管内超音波シーケンスにおける管腔境界検出のための方法及び画像化システムを対象とする。

【0011】

50

本明細書で述べる方法、システム、及びデバイスは、多くの異なる形態で具現化することができ、本明細書で記載する実施形態に限定されるものと解釈されるべきでない。従って、本明細書で述べる方法、システム、及びデバイスは、完全なハードウェア実施形態、完全なソフトウェア実施形態、又はソフトウェア態様とハードウェア態様を組合せた実施形態の形態をとることができる。本明細書で述べる方法は、プロセッサを含むコンピュータ等の任意のタイプのコンピューティングデバイス、又はプロセスの少なくとも一部を各デバイスが実施するコンピューティングデバイスの任意の組合せを使用して実施することができる。

【0012】

適切なコンピューティングデバイスは、通常大容量メモリを含み、通常、デバイス間の通信を含む。大容量メモリは、1つのタイプのコンピュータ可読媒体、すなわち、コンピュータ可読記憶媒体を例証する。コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、又は他のデータ等の、情報を記憶するための任意の方法又は技術において実装される揮発性、不揮発性、取外し可能、及び取外し不可能な媒体を含むことができる。コンピュータ可読記憶媒体の例は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(DVD)又は他の光学ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージ、又は他の磁気記憶デバイス、又は所望の情報を記憶するために使用することができ、コンピューティングデバイスがアクセス可能な任意の他の媒体を含む。

【0013】

システムのデバイス又は構成要素間の通信方法、又は、システムと他のデバイスとの間の通信方法は、有線と無線(例えば、RF、光、又は赤外線)の両方の通信方法を含むことができ、こうした方法は、別のタイプのコンピュータ可読媒体、すなわち、通信媒体を提供する。通信媒体は、通常、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール、又は他のデータを、搬送波、データ信号、又は他の移送機構等の変調データ信号で具現化し、また、任意の情報送出媒体を含む。「変調データ信号」及び「搬送波信号」という用語は、情報、命令、データ等を信号内に符号化するような方法で設定又は変更された特性のうちの1つ又は複数の特性を有する信号を含む。例として、通信媒体は、ツイストペア、同軸ケーブル、光ファイバ、導波管、及び他の有線媒体等の有線媒体、並びに音響、RF、赤外線、及び他の無線媒体等の無線媒体を含む。

【0014】

適切な血管内超音波(IVUS)画像化システムは、患者内への経皮的挿入のために構成され配置されるカテーテルの遠位端に配設された1つ又は複数のトランスデューサを含むが、それに限定されない。カテーテルを有するIVUS画像化システムの例は、例えば、米国特許第6,945,938号明細書、第7,246,959号明細書、及び第7,306,561号明細書、並びに、米国特許出願公開第2006/0100522号明細書、第2006/0106320号明細書、第2006/0173350号明細書、第2006/0253028号明細書、第2007/0016054号明細書、及び第2007/0038111号明細書に見出され、これらの全てが参照により本明細書に組込まれる。

【0015】

図1は、IVUS画像化システム100の一実施形態を概略的に示す。IVUS画像化システム100は、制御モジュール104に結合可能なカテーテル102を含む。制御モジュール104は、例えば、プロセッサ106、パルス発生器108、ドライブユニット110、及び、1つ又は複数のディスプレイ112を含むことができる。少なくとも幾つかの実施形態において、パルス発生器108は、カテーテル102内に配設される1つ又は複数のトランスデューサ(図3の312)に入力することができる電気パルスを形成する。

【0016】

少なくとも幾つかの実施形態において、ドライブユニット110からの機械的エネルギー

10

20

30

40

50

ーは、カテーテル102内に配設される画像化コア(図3の306)を駆動するために使用することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又は複数のトランスデューサ(図3の312)から送信される電気信号は、処理のためにプロセッサ106に入力することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又は複数のトランスデューサ(図3の312)からの処理された電気パルスは、1つ又は複数のディスプレイ112上の1つ又は複数の画像として表示することができる。例えば、スキャンコンバータは、1つ又は複数のディスプレイ112上で1つ又は複数の画像を表示するため、2次元デカルト格子にスキャンラインサンプル(例えば、半径方向スキャンラインサンプル等)をマップするために使用することができる。

【0017】

10

少なくとも幾つかの実施形態において、プロセッサ106はまた、制御モジュール104の1つ又は複数の他の構成要素の機能を制御するために使用することができる。例えばプロセッサ106は、パルス発生器108から送信される電気パルスの周波数又は継続時間、ドライブユニット110による画像化コア(図3の306)の回転速度、ドライブユニット110による画像化コア(図3の306)の引戻しの速度又は長さ、或いは、1つ又は複数のディスプレイ112上で形成される1つ又は複数の画像の1つ又は複数の特性、のうちの少なくとも1つを制御するために使用することができる。

【0018】

図2はIVUS画像化システム(図1の100)のカテーテル102の一実施形態の概略側面図である。カテーテル102は細長い部材202及びハブ204を含む。細長い部材202は近位端206及び遠位端208を含む。図2において、細長い部材202の近位端206は、カテーテルのハブ204に結合され、細長い部材の遠位端208は、患者内への経皮的挿入のために構成され配置される。任意選択で、カテーテル102は少なくとも1つのフラッシュポート、例えばフラッシュポート210を画定することができる。フラッシュポート210はハブ204内に画定される。ハブ204は制御モジュール(図1の104)に結合するように構成され配置され得る。幾つかの実施形態において、細長い部材202及びハブ204は単一体として形成される。他の実施形態においては、細長い部材202及びハブ204は別々に形成され、その後、一緒に組立てられる。

20

【0019】

図3はカテーテル102の細長い部材202の遠位端208の一実施形態の概略斜視図である。細長い部材202は、長手方向軸303を有するシース302及び管腔304を含む。画像化コア306は管腔304内に配設される。画像化コア306は、手作業で又はコンピュータ制御式ドライブ機構を使用して回転可能なドライブシャフト310の遠位端に結合された画像化デバイス308を含む。1つ又は複数のトランスデューサ312は、画像化デバイス308に取付けられ、音響信号を送信及び受信するために使用することができる。シース302は、患者内への挿入に適した可撓性で生体適合性の任意の材料から形成することができる。適切な材料の例は、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、螺旋状にカットしたステンレス鋼、ニチノール製ハイボチューブ等、又はその組合せを含む。

30

【0020】

40

好ましい実施形態(図3に示す)においては、トランスデューサ312のアレイが画像化デバイス308に取付けられる。代替の実施形態において、単一のトランスデューサを使用することができる。任意の適切な数のトランスデューサを使用することができる。例えば、2、3、4、5、6、7、8、9、10、12、15、16、20、25、50、100、500、1000、又はそれより多い数のトランスデューサとすることができる。認識されるように、他の数のトランスデューサを使用することもできる。複数の数のトランスデューサ312が使用されるとき、トランスデューサ312は、例えば、環状配置構成、長方形配置構成等を含む任意の適切な配置構成になるよう構成することができる。

【0021】

1つ又は複数のトランスデューサ312は、印加された電気パルスを1つ又は複数のト

50

ランスデューサ 312 の表面上の圧力歪に変換することが可能であり、その逆も行うことが可能な 1 つ又は複数の知られている材料から形成することができる。適切な材料の例は、圧電セラミック材料、圧電複合材料、圧電プラスチック、チタン酸バリウム、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、ポリフッ化ビニリデン等を含む。他のランスデューサ技術は、複合材料、単結晶複合材、及び半導体デバイス（例えば、容量性微細加工超音波ランスデューサ（「cMUT: capacitive micromachined ultrasound transducer」）、圧電微細加工超音波ランスデューサ（「pMUT: piezoelectric micromachined ultrasound transducer」）等）を含む。

【0022】

1 つ又は複数のランスデューサ 312 の表面上での圧力歪みは、1 つ又は複数のランスデューサ 312 の共振周波数に基づく周波数の音響パルスを形成する。1 つ又は複数のランスデューサ 312 の共振周波数は、1 つ又は複数のランスデューサ 312 を形成するために使用されるサイズ、形状、及び材料によって影響を及ぼされる場合がある。1 つ又は複数のランスデューサ 312 は、カテーテル 102 内に位置決めするのに適し、かつ 1 つ又は複数の選択された方向に所望の周波数の音響パルスを伝搬させるのに適するどんな形状でも形成することができる。例えば、ランスデューサは、円板状、ブロック状、長方形状、長円状等とすることができる。1 つ又は複数のランスデューサは、例えば、ダイシング、ダイスアンドフィル、機械加工、及び微細加工等を含む任意のプロセスによって所望の形状に形成することができる。

【0023】

一例として、1 つ又は複数のランスデューサ 312 のそれぞれは、整合層と、音響吸収材料（例えば、タングステン粒子を含むエポキシ基材）から形成された導電性裏当て材との間に挟まれた圧電材料層を含むことができる。動作中、圧電層は電氣的に励起されて音響パルス放出をもたらすことができる。

【0024】

1 つ又は複数のランスデューサ 312 は、周囲空間の半径方向断面画像を形成するために使用することができる。従って、例えば、1 つ又は複数のランスデューサ 312 がカテーテル 102 内に配設され患者の血管に挿入されるとき、1 つ又は複数のランスデューサ 312 は血管の壁及び血管を囲む組織の画像を形成するために使用することができる。

【0025】

画像化コア 306 は、カテーテル 102 の長手方向軸 303 の回りに回転する。画像化コア 306 が回転するとき、1 つ又は複数のランスデューサ 312 は異なる半径方向に（すなわち、異なる半径方向スキャンラインに沿って）音響信号を放出する。例えば、1 つ又は複数のランスデューサ 312 は、1 回転当たり 256 半径方向スキャンラインのような一定（又は不定）増分で音響信号を放出することができる。代わりに、他の数の半径方向スキャンラインを、1 回転毎に放出することができることが理解されるであろう。

【0026】

十分なエネルギーを有する放出される音響パルスが 1 つ又は複数の組織境界のような 1 つ又は複数の媒質境界に遭遇するとき、放出される音響パルスの一部分はエコーパルスとして放出用ランスデューサに戻るよう反射される。検出されるのに十分なエネルギーを持ってランスデューサに達する各エコーパルスは受信用ランスデューサ内で電気信号に変換される。1 つ又は複数の変換された電気信号は制御モジュール（図 1 の 104）に送信され、そこでプロセッサ 106 は電気信号特性を処理して、送信される音響パルス及び受信されるエコーパルスのそれぞれからの情報の収集物（collection）に少なくとも部分的に基づいて、画像化領域の表示可能な画像を形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コア 306 の回転は、制御モジュール（図 1 の 104）に配設されたドライブユニット 110 によって駆動される。代替の実施形態において、1 つ又は複数のランスデューサ 312 は、所定の場所に固定され回転しない。その場合、ドラ

10

20

30

40

50

イブシャフト 310 は、代わりに、固定された 1 つ又は複数のトランスデューサ 312 へ、固定された 1 つ又は複数のトランスデューサ 312 から、音響信号を反射するミラーを回転させることができる。

【0027】

1 つ又は複数のトランスデューサ 312 が音響パルスを放出しながらカテーテル 102 の長手方向軸 303 の回りに回転するとき、複数の画像が形成され、複数の画像は、関心のある血管の壁及び血管を囲む組織等の、1 つ又は複数のトランスデューサ 312 を囲む領域の一部分の半径方向断面画像（例えば、断層撮影画像）を全体として形成する。半径方向断面画像は、任意選択で、1 つ又は複数のディスプレイ 112 上に表示することができる。画像化コア 306 の少なくとも 1 つの画像化コアは、手作業で回転することができるか、又は、コンピュータ制御式機構を使用して回転することができる。

10

【0028】

画像化コア 306 はまた、カテーテル 102 が挿入される血管に沿って長手方向に移動することができるため、複数の断面画像を、血管の長手方向長さに沿って形成することができる。画像化プロシージャ中に、1 つ又は複数のトランスデューサ 312 を、カテーテル 102 の長手方向長さに沿って後退させる（即ち、引戻す）ことができる。カテーテル 102 は、1 つ又は複数のトランスデューサ 312 の引戻し中に後退できる少なくとも 1 つの入れ子式セクションを含むことができる。少なくとも幾つかの実施形態において、ドライブユニット 110 は、カテーテル 102 内での画像化コア 306 の引戻しを駆動する。画像化コアのドライブユニット 110 の引戻し距離は、例えば、少なくとも 5 cm、10 cm、15 cm、20 cm、25 cm、又はそれ以上を含む任意の適切な距離である可能性がある。カテーテル 102 全体は、画像化プロシージャ中に、画像化コア 306 がカテーテル 102 に無関係に長手方向に移動する状態で又は移動しない状態で後退させることができる。

20

【0029】

ステッピングモータは、任意選択で、画像化コア 306 を引戻すために使用することができる。ステッピングモータは、画像化コア 306 を別の短い距離だけ引戻し、かつ別の画像又は一連の画像を取込む前に、画像化コア 306 を短い距離だけ引戻し、1 つ又は複数のトランスデューサ 312 が画像又は一連の画像を取込むのに十分長く停止することができる等である。

30

【0030】

1 つ又は複数のトランスデューサ 312 から異なる深さにおいて生成される画像の品質は、例えば、音響パルスの帯域幅、トランスデューサ焦点、ビームパターン並びに周波数を含む 1 つ又は複数の因子によって影響を及ぼされる場合がある。1 つ又は複数のトランスデューサ 312 から出力される音響パルスの周波数はまた、1 つ又は複数のトランスデューサ 312 から出力される音響パルスの侵入深さに影響を及ぼす場合がある。一般に音響パルスの周波数が下がると、患者組織内への音響パルスの侵入深さが増加する。少なくとも幾つかの実施形態において、IVUS 画像化システム 100 は、5 MHz ~ 100 MHz の周波数範囲内で動作する。

【0031】

40

1 つ又は複数の導電体 314 がトランスデューサ 312 を制御モジュール（例えば図 1 参照）に電気的に結合することができる。その場合、1 つ又は複数の導電体 314 は、回転可能なドライブシャフト 310 の長手方向長さに沿って延びることができる。

【0032】

画像化コア 306 の遠位端 208 に取付けられた 1 つ又は複数のトランスデューサ 312 を有するカテーテル 102 は、画像化される血管等の選択された領域の選択された部分から離れた部位において、大腿動脈、大腿静脈、又は頸静脈等のアクセス可能な血管を介して患者内に経皮的に挿入することができる。次にカテーテル 102 は、患者の血管を通して、選択された血管の一部分等の選択された画像化部位まで進めることができる。

【0033】

50

複合画像の画像フレーム（「フレーム（frame）」）は、1つ又は複数の音響信号が周囲組織に出力され、1つ又は複数の対応するエコー信号がイメージャ308によって受信されプロセッサ106に送信されるたびに生成することができる。複数（例えば、或るシーケンス）のフレームは、画像化デバイス308の任意のタイプの移動中に所定の期間にわたって採取することができる。例えば、フレームは、ターゲット画像化位置に沿う画像化デバイス308の回転及び引戻し中に採取することができる。画像化デバイス308の回転が無い又は有る状態で、また、引戻しが無い又は有る状態で、フレームを採取することができることが理解されるであろう。更に、画像化デバイス308の回転又は引戻しの少なくとも一方に加えて又はその代わりに他のタイプの移動プロシーダを使用して、フレームを採取することができることが理解されるであろう。

10

【0034】

少なくとも幾つかの実施形態では、引戻しは、一定速度であり、したがって、長手方向脈管/ブラーク測定値を計算できる潜在的なアプリケーション用のツールを提供することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.3 mm/sの一定速度で引戻される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.4 mm/sの一定速度で引戻される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.5 mm/sの一定速度で引戻される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.6 mm/sの一定速度で引戻される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.7 mm/sの一定速度で引戻される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化デバイス308は、少なくとも0.8 mm/sの一定速度で引戻される。

20

【0035】

少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又は複数の音響信号は、一定時間間隔で周囲組織に出力される。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又は複数の対応するエコー信号は一定時間間隔でイメージャ308によって受信されプロセッサ106に送信される。少なくとも幾つかの実施形態において、結果として得られるフレームは一定時間間隔で生成される。

【0036】

システムは、血管内超音波画像から管腔の幾何学的情報を自動的に抽出することができる。システムは、テクスチャ内の管腔と脈管壁との差、超音波周波数応答、及び連続する画像フレーム間の変化を利用して、管腔境界の内部にあるという各画像ピクセルの（又は或る部分集合の画像ピクセルの）確率を確定することができる。境界を、予め定義された曲率制約によって境界の内部の管腔確率を説明する管腔を示すように描画することができる。本明細書で述べる管腔境界検出のシステム及び方法は、上述したIVUSシステム及びカテーテルと共に、或いは、任意の他のIVUS画像化システム、カテーテル、又はデバイスと共に使用することができる。

30

【0037】

血管内超音波（IVUS）画像化は、血管の断面図を提供して、例えば、冠状動脈狭窄等の血管疾患の可視化を補助する。血管管腔境界は、IVUSにおける1つの臨床的に重要な定量的測定である。現在、自動管腔境界検出を提供する既存のデバイスは、ユーザが、管腔境界を正確に確定するためかなりの手作業による補正を行うことを要求する。手作業による測定がIVUSプロシーダ中にかかなりの時間をとる場合があるため、高精度を有する完全自動化システムは、プロシーダ時間を短縮し、ワークフローを改善し、時間を節約するためしばしば使用される「アイボーリング（eyeballing）」法より正確な推定を提供することができる。完全に自動の管腔検出を開発する試みが行われてきたが、どの方法も、大きな患者データベースにおいて十分な精度を提供することを証明していない。

40

【0038】

図4は、境界検出のための自動の超音波画像の方法及びシステムの一例を示すフローチ

50

ャートである。最初に、I V U Sのフレームのシーケンスが得られる(ステップ402)。フレームのシーケンスは、システムの一部であるI V U S画像化デバイス(例えば、カテーテル)から得ることができる、又は、フレームのシーケンスは、別のソースから得られ、任意の転送方法であって、有線又は無線転送、或いは、コンパクトディスク、フラッシュメモリ、又は任意の他の適切な媒体等のコンピュータ可読媒体を使用する転送を含むが、それに限定されない、任意の転送方法を使用して、システムに転送することができる。

【0039】

各フレームについて、又は、フレームの部分集合について、1つ又は複数のテクスチャ特徴が、フレーム内でピクセルについて又はピクセルの領域について確定される(ステップ404)。1つ又は複数のテクスチャ特徴は、例えば、ピクセル又は領域及びその近傍のうちの1つ又は複数の近傍に関連するフィルタリング済みの又は平均化済みの値であることができる。テクスチャ特徴は、組織のタイプの間の、また、組織と血液(管腔を流れる)との間の超音波応答の差(例えば、強度又は周波数の差)を利用する。

【0040】

単一ピクセルではなく、画像の領域を、テクスチャ特徴の確定のために選択することができる。更に、フレーム内のピクセル又は領域の全てについてのテクスチャ特徴(複数可)を確定することができる、又は、テクスチャ特徴(複数可)を、各フレームのピクセル又は領域の部分集合について確定することができる。ピクセル又は領域のこの部分集合を、ユーザが手作業で選択することができる、又は、システムが(例えば、或る強度閾値を超えるか、或る強度範囲内に入るか、画像の特定の部分内にあるか、又はその任意の組合せであるピクセル又は領域を選択することによって)自動的に選択することができる。

【0041】

テクスチャ特徴が、1つ又は複数のフィルタを使用して確定されて、ノイズの影響及び画像化異常を低減することができる。以下で提供されるテクスチャ特徴の例は、特徴値を確定するときにピクセル強度を利用するが、他の画像又はピクセル特性を、ピクセル強度の代わりに又はピクセル強度と組合せて使用することができることが認識されるであろう。

【0042】

1つのタイプのテクスチャ特徴は、近傍のスキャンラインの同じ位置でピクセルの値を結合するクロスライン又はラテラルフィルタを使用して確定される。スキャンラインは、互いに隣接させることができる、又は、1つ又は複数のスキャンラインによって分離させることができる。適切なラテラルフィルタの例は、以下の式：

【0043】

【数1】

$$F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i,n+3}|$$

【0044】

又は

【0045】

【数2】

$$F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i,n+4}|$$

【0046】

の一方を有し、ここで、 I_n は、スキャンライン n 内のピクセル i の強度であり、 $F_{i,n}$ は、スキャンライン n 内のピクセル i についてのテクスチャ値である。これらの特定のフィルタは、境界検出のために有用である。その理由は、同じ組織内にある2つのスキャンライン内のピクセルが、ほぼ0のテクスチャ値をもたらし、一方、異なる組織のタイプ

10

20

30

40

50

の間の又は組織と管腔との間の境界にまたがるピクセルは、実質的に 0 より大きい値を有することになるためである。テクスチャ値はまた、例えばボックスカーフィルタを使用して周囲領域にわたって平滑化することができる。テクスチャ値はまた、正規化することができる。テクスチャ値は、特徴値として使用することができる、又は、特徴値を計算するときに使用することができる。

【0047】

別のタイプのテクスチャ特徴は、同じスキャンラインに沿って近傍ピクセルの値を結合するクロスデプス又はアキシャルフィルタを使用して確定される。このアキシャルフィルタの 1 つの例は、以下の式：

【0048】

【数 3】

$$F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i+3,n}|$$

【0049】

を有し、ここで、 I_n は、スキャンライン n 内のピクセル i の強度であり、 $F_{i,n}$ は、スキャンライン n 内のピクセル i についてのテクスチャ値である。これらの特定のフィルタは、境界検出のために有用である。その理由は、同じ組織内にあるスキャンラインに沿う 2 つの位置のピクセルが、ほぼ 0 の値をもたらし、一方、異なる組織のタイプの間の又は組織と管腔との間の境界にまたがるピクセルは、実質的に 0 より大きい値を有することになるためである。テクスチャ値はまた、例えばボックスカーフィルタを使用して周囲領域にわたって平滑化することができる。テクスチャ値はまた、正規化することができる。テクスチャ値は、特徴値として使用することができる、又は、特徴値を計算するときに使用することができる。

【0050】

少なくとも 1 つの実施形態において、2 つのテクスチャ特徴が確定される。テクスチャ特徴の一方はラテラルフィルタを使用して確定され、他のテクスチャ特徴はアキシャルフィルタを使用して確定される。

【0051】

更に、各フレームについて、又は、フレームの部分集合について、少なくとも 1 つの流れ特徴 (flow feature) が、フレーム内のピクセルについて又はピクセルの領域について確定される (ステップ 406)。フレーム内のピクセル又は領域の全てについての流れ特徴 (複数可) を確定することができる、又は、流れ特徴 (複数可) を、各フレームのピクセル又は領域の部分集合について確定することができる。ピクセル又は領域のこの部分集合を、ユーザが手作業で選択することができる、又は、システムが (例えば、或る強度閾値を超えるか、或る強度範囲内に入るか、画像の特定の部分内にあるか、又はその任意の組合せであるピクセル又は領域を選択することによって) 自動的に選択することができる。

【0052】

流れ特徴 (複数可) は、2 つ以上のフレームの対応する部分を比較することによって確定される。比較される 2 つのフレームは、シーケンス内の 2 つの隣接するフレーム又はシーケンス内で 1 つ又は複数のフレームによって分離される 2 つのフレームであり得る。

【0053】

少なくとも幾つかの実施形態において、流れ特徴は、クロスフレーム相関を使用して確定される。一般に、組織領域は、フレーム間で比較的高い相関を示すが、血液領域 (すなわち、管腔) は、少なくとも部分的に血流のせいで、フレーム間で比較的低い相関を示すことになる。2 つのフレーム間の相関を確定することに関する 1 つの厄介な問題は、フレームとフレームとの間で組織の移動が存在する場合があることである。したがって、少なくとも幾つかの実施形態において、相関計算は、第 1 のフレーム内領域を第 2 のフレーム内のより大きな領域と比較して、その移動を調整することができる。

【 0 0 5 4 】

一例として、第1のフレームのピクセル (x, y) について、相関ウィンドウ W_c は、ピクセル (x, y) を中心とし、対応する軸において幅 w_x 、 w_y を有するものとして定義することができる。(必ずしもそのピクセルを中心としない他の相関ウィンドウを選択することができることが認識されるであろう。)例えば、相関ウィンドウは、ピクセル (x, y) を中心とした 7×7 ウィンドウである可能性がある。

【 0 0 5 5 】

対応する探索ウィンドウ W_s を、第2のフレーム内で定義することができる。この探索ウィンドウは、第2のフレーム内の対応するピクセル (x, y) 、又は、所望される場合(例えば、最初の領域の移動が知られているか又は見積もられる場合)、別のピクセルを中心とすることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、探索ウィンドウの幅 W_s は、 $w_x + 2s_x$ 、 $w_y + 2s_y$ であり、ここで、 s_x 、 s_y は相関ウィンドウを基準とした探索ウィンドウの境界の拡張である。例えば、相関ウィンドウ W_c は、第1のフレーム内でピクセル (x, y) を中心とした 7×7 ウィンドウであり、探索ウィンドウ W_s は、第2のフレーム内でピクセル (x, y) を中心とした 11×11 ウィンドウである可能性がある。(やはり、必ずしもそのピクセルを中心としない他の相関ウィンドウを選択することができることが認識されるであろう。)

第1のフレームの相関ウィンドウと第2のフレームの探索ウィンドウとの間の1つ又は複数の相関値は、任意の計算方法を使用して確定することができる。第1のフレーム n 及び第2のフレーム $n+1$ のピクセル (x, y) について、 δ_x $[-s_x, s_x]$ 及び δ_y $[-s_y, s_y]$ である場合の相関値 $C_n(x, y; \delta_x, \delta_y)$ の集合の確定の一例は、以下の方程式の集合を使用する。

【 0 0 5 6 】

【数4】

$$C_n(x, y; \delta_x, \delta_y) = \frac{\sum_{(i,j) \in W_c} [I_n(x+i, y+j) - \bar{I}_n(x, y)] \cdot [I_{n+1}(x+\delta_x+i, y+\delta_y+j) - \bar{I}_{n+1}(x+\delta_x, y+\delta_y)]}{A^2 \sqrt{\bar{I}_n^2(x, y) - (\bar{I}_n(x, y))^2} \cdot \sqrt{\bar{I}_{n+1}^2(x+\delta_x, y+\delta_y) - (\bar{I}_{n+1}(x+\delta_x, y+\delta_y))^2}}$$

【 0 0 5 7 】

ここで、

【 0 0 5 8 】

【数5】

$$A = \sum_{(i,j) \in W_c} 1 = w_x \cdot w_y, \quad \bar{I}_n(x, y) = \frac{1}{A} \sum_{(i,j) \in W_c} I_n(x+i, y+j), \quad \bar{I}_n^2(x, y) = \frac{1}{A} \sum_{(i,j) \in W_c} (I_n(x+i, y+j))^2$$

【 0 0 5 9 】

である。流れ特徴は、その後、相関値の集合の最大値：

【 0 0 6 0 】

【数6】

$$C_n^{\max}(x, y) = \max(C_n(x, y; \delta_x \in [-s_x, s_x], \delta_y \in [-s_y, s_y]))$$

【 0 0 6 1 】

を使用することによって確定することができる。

テクスチャ特徴及び流れ特徴が使用されて、対応するピクセル又は領域が脈管の管腔に

10

20

30

40

50

対応する確率を示す管腔確率マップ（ステップ408）又は他の解析的配列（analytical arrangement）を確定することができる。例えば、テクスチャ特徴及び流れ特徴の値を、管腔及び非管腔領域についてのこれらの特徴の典型的な値と比較して、管腔確率マップを確定するのを補助することができる。

【0062】

こうした比較は、定性的又は定量的であってもよい。定量的比較は、例えば、脈管についての特徴値又は管腔についての特徴値の平均から、特徴空間において距離を確定すること（又は、管腔値を基準にした距離及び脈管値を基準にした距離を確定すること）を含むことができる。この距離計算は、或る特徴に他の特徴より大きく重み付けをすることを含むことができる。こうした重み付けは、経験的に導出される重みを含むことができる。重み付けはまた、例えば、フレームのシーケンスを得るために使用される装置、観測される脈管のタイプ等のような因子に依存する場合がある。

10

【0063】

少なくとも幾つかの実施形態において、値を、ピクセル又は領域が管腔内に存在する確率に割当てることができる。例えば、その値は、-1（例えば、明確に管腔の外部）から+1（明確に管腔の内部）、又は、任意の他の適切な範囲（例えば、0から100又は0から1）に及ぶ場合がある。

【0064】

管腔確率マップが確定されると、境界を検出又は確定することができる（ステップ410）。例えば、境界内で総合管腔確率を最大にする境界を描画することができる。予想される境界幾何形状からの逸脱についてのペナルティ等の描画制約（例えば、2次補間）を、境界を平滑化するために使用することができる。別の例として、境界を、特定の閾値を超える（又は、より小さい）管腔確率を有する領域の周りに描画することができる。管腔確率マップから管腔の境界を確定するための任意の他の適切な方法を使用することができる。少なくとも幾つかの実施形態では、管腔確率マップを、境界検出の前に平滑化することができる。

20

【0065】

管腔境界の確定は、例えば、管腔断面積（管腔境界によって境界付けられる面積）、最小管腔径 D_{min} 、最大管腔径 D_{max} 、及び管腔偏心率 $(D_{max} - D_{min}) / D_{max}$ を含む臨床的に重要な他の測定値の確定を容易にすることができる。更に、画像化コアの引戻し中に得られる複数のフレームによる管腔境界の確定は、脈管に沿うこれらの測定値の比較を容易にすることができ、また、脈管の3次元ビューを作成するために使用することができる。管腔境界のマルチフレーム確定から、脈管の画像化部分に沿う最小管腔断面積を確定することができる。

30

【0066】

例えば、狭窄の近位にあるが依然として同じ脈管セグメント内（通常、介入分岐（intervening branch）がない状態で狭窄の10mm以内）にある最大管腔を有する近位参照部位、狭窄の近位にあるが依然として同じ脈管セグメント内（通常、介入分岐（intervening branch）がない状態で狭窄の10mm以内）にある最大管腔を有する遠位参照部位、近位参照部位又は遠位参照部位のいずれかの最大参照、及び、平均参照管腔サイズ（すなわち、近位参照部位及び遠位参照部位における管腔サイズの平均）を含む他の脈管情報を確定することができる。これから、管腔面積狭窄を、例えば（参照断面積 - 最小管腔断面積）/ 参照断面積として計算することができる。この管腔面積狭窄は、どの参照断面積が計算のために選択されるかに応じて、近位、遠位、最大、又は平均として分類することができる。

40

【0067】

上述したプロセスは、反復技法及び他の技法を使用して更に改良される可能性がある。図5は、境界検出の別のプロセスの一例を示す。この例では、特徴I 502及び特徴I I 504は、例えば、上述したようにラテラルフィルタ及びアキシャルフィルタをそれぞれ使用して得られたテクスチャ特徴である。特徴I I I 506は、例えばクロスフレ

50

ーム相関を使用して得られた流れ特徴である。他のタイプのテクスチャ特徴及び流れ特徴を、特徴Ⅰ、特徴Ⅱ、及び特徴Ⅲのために使用することができることが認識されるであろう。

【0068】

特徴Ⅲ 506は、管腔マスク (lumen mask) 又は脈管マスク (vessel mask) 510 (又は管腔マスクと脈管マスクの両方) を推定するために使用される。例えば、管腔マスクは、閾値 (例えば、正規化計算について0.2又は0.3) より小さい相関値を有する領域であると推定することができ、脈管マスクは、相関値が閾値より大きい領域であることができる。

【0069】

管腔/脈管マスクが、特徴Ⅰ 502、特徴Ⅱ 504、及び特徴Ⅲ 506と共に使用されて (矢印512)、特徴空間において特徴差確定514 (例えば、3つの次元に対応する3つの特徴を有する3次元特徴空間における、ピクセル又は領域から管腔マスク又は脈管マスクまでの距離等の特徴距離確定) を行うことができる。これらの特徴差確定 (feature difference determinations) 514は、その後、管腔/脈管マスク510を改良するために使用することができる (矢印516)。改良された管腔/脈管マスクは、その後、特徴Ⅰ、Ⅱ、及びⅢと共に使用されて (矢印518)、特徴差確定を改良することができる。管腔/脈管マスク及び特徴差確定の更なる反復的改良を実施することができることが理解されるであろう。

【0070】

改良された特徴差確定 (例えば、特徴空間における特徴距離確定) が、その後使用されて (矢印520)、上述した管腔確率マップ522を確定することができる。任意選択で、ガイドワイヤマスク524が同様に導入されて、管腔確率マップを確定するのを補助することができる。先に更に述べたように、境界検出526は、管腔確率マップを使用して実施することができる。

【0071】

例示的なブロック図の各ブロック及び例示的なブロック図内のブロックの組合せ、並びに本明細書で開示するシステム及び方法のあらゆる部分は、コンピュータプログラム命令によって実施することができることが理解されるであろう。これらのプログラム命令は、プロセッサ上で実行されるこれらの命令が、ブロック図の1つ又は複数のブロック内で指定されるか、又は、本明細書で開示するシステム及び方法について述べられるアクションを実施するための手段を作成するようなマシンが生成されるようにプロセッサに提供することができる。コンピュータプログラム命令は、プロセッサによって実行されて、プロセッサによって実施される一連の動作ステップが、コンピュータ実施式プロセスを生成するようにさせることができる。コンピュータプログラム命令はまた、動作ステップの少なくとも一部を並列に実施させることができる。更に、ステップの一部はまた、マルチプロセッサコンピュータシステムにおいて生じると思われるように、2つ以上のプロセッサにわたって実施することができる。更に、本発明の範囲又は精神から逸脱することなく、1つ又は複数のプロセスを他のプロセスと同時に、又は更に例示するシーケンスと異なるシーケンスで実施することができる。

【0072】

コンピュータプログラム命令は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ、又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク (DVD)、又は他の光学ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージ、又は他の磁気記憶デバイス、又は所望の情報を記憶するために使用することができてコンピューティングデバイスがアクセス可能であるあらゆる他の媒体を含むが、それに限定されないあらゆる適切なコンピュータ可読媒体上に記憶することができる。

【0073】

以上の仕様、例、及びデータは、本発明の構成物の製造及び使用の説明を提供する。本発明の多くの実施形態を本発明の精神及び範囲から逸脱することなく作成することができ

10

20

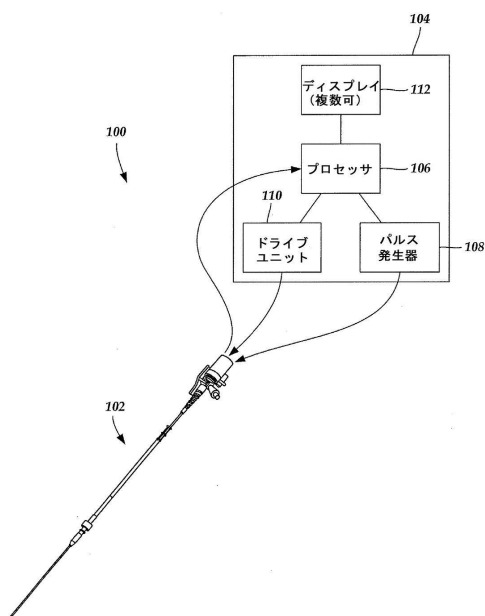
30

40

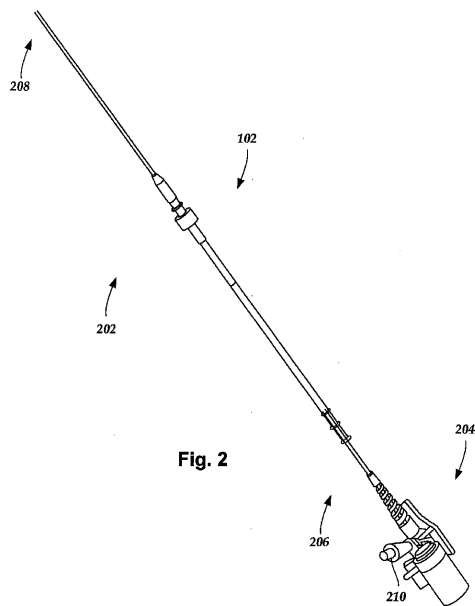
50

るため、本発明はまた、添付特許請求の範囲に存在する。

【図 1】



【図 2】



【図 3】

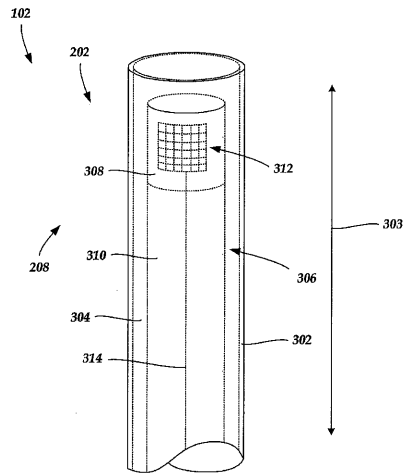
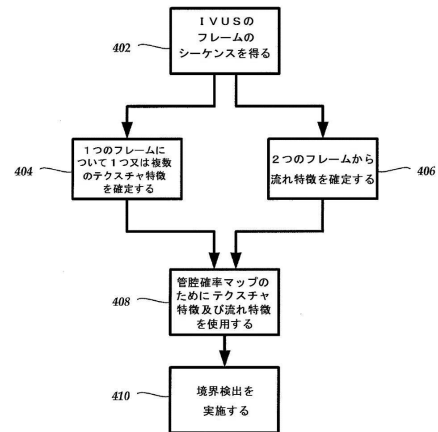
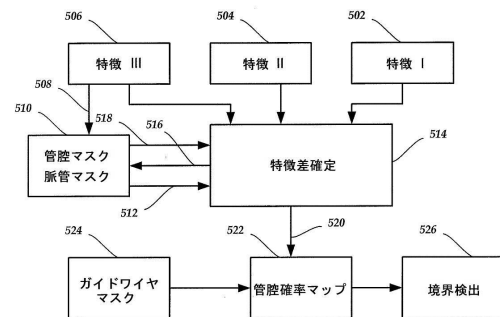


Fig. 3

【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (72)発明者 ツァイ、アンミン ホァ
アメリカ合衆国 9 5 1 2 9 カリフォルニア州 サンノゼ ヘックマン ウェイ 1 4 1 5
- (72)発明者 リー、ウェングアン
アメリカ合衆国 9 5 0 5 4 カリフォルニア州 サンタ クララ マーストン レーン 4 3 1
7
- (72)発明者 サティヤナラヤナ、シャシダール
アメリカ合衆国 9 4 5 6 6 カリフォルニア州 プレザントン アピー ストリート 5 3 0
- (72)発明者 トーマス、ルイス ジョーンズ ザ サード
アメリカ合衆国 9 4 3 0 6 カリフォルニア州 パロ アルト アルガー ドライブ 5 6 7

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 5 1 2 4 6 (J P , A)
米国特許第 0 6 1 5 2 8 7 8 (U S , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 7 1 1 1 0 (W O , A 1)
特開 2 0 0 6 - 1 6 7 2 5 6 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 1 9 4 2 3 9 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 7 9 2 5 2 (J P , A)
特開平 0 9 - 0 8 4 7 9 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 0 0
G 0 6 T	1 / 0 0
G 0 6 T	7 / 0 0

专利名称(译)	用于检测血管内超声序列和非暂时性计算机可读介质中的腔边界的系统		
公开(公告)号	JP6154031B2	公开(公告)日	2017-06-28
申请号	JP2015559313	申请日	2014-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ツアイアンミンホア リーウエングアン サティヤナラヤナシャシダール トーマスルイスジョーンズザサード		
发明人	ツアイ、アンミン ホア リー、ウエングアン サティヤナラヤナ、シャシダール トーマス、ルイス ジョーンズ ザ サード		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 G06T7/0012 G06T7/215 G06T2207/10016 G06T2207/10136 G06T2207/20076 G06T2207/20104 G06T2207/30101 G06T2207/30104 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	61/771285 2013-03-01 US		
其他公开文献	JP2016511043A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

接收血管内超声具有内腔，该序列第一帧和所述第二容器的所述序列的（IVUS）帧：用于处理的超声帧序列进行显示的方法，包括2，确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征，并将第一帧和第二帧与通过比较第一帧的一个或多个纹理特征和至少一个流特性，为一个或多个区域的每个区域建立至少一个流特征;导出空化边界，从而将一个或多个区域表征为在血管腔的内部或外部;并且导出第一个包含并与管腔边界显示所述帧的超声波图像中，。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6154031号 (P6154031)
(45) 発行日 平成29年6月28日 (2017. 6. 28)		(24) 登録日 平成29年6月9日 (2017. 6. 9)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006. 01)		F 1 A 6 1 B 8 / 1 2	
請求項の数 12 (全 18 頁)			
(21) 出願番号 特願2015-559313 (P2015-559313)		(73) 特許権者 506192652 ボストン サイエンティフィック サイム ド、インコーポレイテッド BOSTON SCIENTIFIC S C IMED, INC. アメリカ合衆国 5 5 3 1 1 - 1 5 6 6 ミネソタ州 メープル グローブ ワン シメッド プレイス (番地なし)	
(86) (22) 出願日 平成26年2月28日 (2014. 2. 28)		(74) 代理人 弁理士 恩田 誠 100105957	
(65) 公表番号 特表2016-511043 (P2016-511043A)		(74) 代理人 弁理士 恩田 博宣 100068755	
(43) 公表日 平成28年4月14日 (2016. 4. 14)		(74) 代理人 弁理士 本田 淳 100142907	
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/019428			
(87) 国際公開番号 W02014/134454			
(87) 国際公開日 平成26年9月4日 (2014. 9. 4)			
審査請求日 平成27年8月19日 (2015. 8. 19)			
(31) 優先権主張番号 61/771, 285			
(32) 優先日 平成25年3月1日 (2013. 3. 1)			
(33) 優先権主張国 米国 (US)			
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 血管内超音波シーケンスにおける管腔境界検出のためのシステム及び非一時的コンピュータ可読媒体			