

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第5944917号  
(P5944917)

(45) 発行日 平成28年7月5日 (2016.7.5)

(24) 登録日 平成28年6月3日 (2016.6.3)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/12

請求項の数 15 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2013-540947 (P2013-540947)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成23年9月23日 (2011.9.23)		ボストン サイエнтиフィック サイム
(65) 公表番号	特表2013-543786 (P2013-543786A)		ド, インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成25年12月9日 (2013.12.9)		BOSTON SCIENTIFIC S
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/053116		CIMED, INC.
(87) 国際公開番号	W02012/071110		アメリカ合衆国 55311-1566
(87) 国際公開日	平成24年5月31日 (2012.5.31)		ミネソタ州 メープル グローブ ワン
審査請求日	平成26年9月19日 (2014.9.19)		シメッド プレイス (番地なし)
(31) 優先権主張番号	61/416,947	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成22年11月24日 (2010.11.24)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100068755
(31) 優先権主張番号	61/510,014		弁理士 恩田 博宣
(32) 優先日	平成23年7月20日 (2011.7.20)	(74) 代理人	100142907
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 身体内腔分岐を検出及び表示するためのコンピュータ可読媒体及び同コンピュータ可読媒体を含むシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波画像を生成するためのプロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体であって、

プロセッサ実行可能命令が、デバイス上にインストールされた時に、該デバイスが、血管内超音波 (I V U S) 撮像器が身体内腔を通して移動する時に取得される I V U S データのシーケンスを受信する段階と、

前記 I V U S データのシーケンスから前記身体内腔の少なくとも 1 つの分岐を識別する段階と、

前記身体内腔の 2 つの枝の間の分岐角度を推定する段階と、

前記 I V U S データを使用して前記身体内腔の縦方向図を表示し、かつ前記分岐角度を組み込んで該身体内腔の前記 2 つの枝に対応する該縦方向図の各部分を角度的に整列させる段階と、

を含むアクションを行うことを可能にする、  
ことを特徴とするコンピュータ可読媒体。

【請求項 2】

分岐角度を推定する段階は、

前記身体内腔の血管造影投影を取得する段階と、

前記血管造影投影から前記分岐角度を求める段階と、

を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 3】

前記アクションは、

前記少なくとも 1 つの分岐を通る前記 I V U S データのための中心線を求める段階と、  
前記少なくとも 1 つの分岐を通る前記血管造影投影のための中心線を求める段階と、  
前記 I V U S データのための前記中心線を前記血管造影投影のための前記中心線に整列させる段階と、

を更に含むことを特徴とする請求項 2 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 4】

前記 I V U S データのシーケンスは、I V U S データの複数のフレームを含み、  
少なくとも 1 つの分岐を識別する段階は、フレームが身体内腔の分岐を含有するか否かを識別するように訓練された分類器に前記 I V U S データのフレームのうちの少なくとも 1 つを適用する段階を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 5】

前記 I V U S データのシーケンスは、I V U S データの複数のフレームを含み、  
少なくとも 1 つの分岐を識別する段階は、前記 I V U S データの 1 つ又はそれよりも多くのフレームにおける内腔の偏心度を観察する段階を含む、

ことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 6】

前記 I V U S データのシーケンスは I V U S データの複数のフレームを含み、かつ前記アクションは、前記血管内超音波データのフレームを修正して 1 つ又はそれよりも多くの運動アーチファクトを補償する段階を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 7】

前記アクションは、

前記 I V U S データのシーケンスを処理して運動アーチファクトを補償する段階と、  
前記 I V U S データのシーケンスの各領域を複数の特徴に基づいて分類する段階と、  
前記 I V U S データのシーケンスの前記領域の前記分類を積み重ね逐次学習を使用して精緻化する段階と、

を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 8】

前記 I V U S データのシーケンスを処理して運動アーチファクトを補償する段階は、心臓周期の同じ相に属する該 I V U S データのシーケンスからフレームを選択する段階を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 9】

前記 I V U S データのシーケンスを処理して運動アーチファクトを補償する段階は、前記 I V U S 撮像器の運動から生じる空間ミスアラインメントに対処するために該 I V U S データのフレームを平行移動する段階を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 10】

前記複数の特徴は、G a b o r フィルタ又はローカルバイナリパターンのうちの少なくとも一方を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 11】

前記複数の特徴は、特定のフレームに対する自己相関特徴又は連続フレーム間の相互相関特徴のうちの少なくとも一方を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 12】

前記 I V U S データのシーケンスの領域を複数の特徴に基づいて分類する段階は、該 I V U S データのシーケンスの少なくとも一部分を分類のための A d a B o o s t アルゴリ

10

20

30

40

50

ズムに従わせる段階を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 13】

前記 I V U S データのシーケンスの領域を複数の特徴に基づいて分類する段階は、該 I V U S データのシーケンスの少なくとも一部分を分類のためのランダムフォレストアルゴリズムに従わせる段階を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

【請求項 14】

前記 I V U S データのシーケンスの領域を複数の特徴に基づいて分類する段階は、該 I V U S データのシーケンスの少なくとも一部分を分類のためのサポートベクトルマシンアルゴリズムに従わせる段階を含むことを特徴とする請求項 7 に記載のコンピュータ可読媒体。

10

【請求項 15】

超音波画像を生成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、

前記カテーテルの中に挿入可能な超音波撮像コアであって、該超音波撮像コアが、少なくとも 1 つの変換器を含み、かつ複数の半径方向走査線を提供するために該超音波撮像コアの少なくとも一部分の回転を得るように構成かつ配置された前記超音波撮像コアと、

前記超音波撮像コアに結合可能なプロセッサであってプロセッサ可読命令を実行するためのプロセッサと、

超音波画像を生成するためのプロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体であって、

20

前記超音波撮像コアが身体内腔を通過して移動する時に取得される該超音波撮像コアからの血管内超音波 ( I V U S ) データのシーケンスを受信する段階、

前記 I V U S データのシーケンスから前記身体内腔の少なくとも 1 つの分岐を識別する段階、

前記身体内腔の 2 つの枝の間の分岐角度を推定する段階、及び

前記 I V U S データを使用して前記身体内腔の縦方向図を表示し、かつ前記分岐角度を組み込んで該身体内腔の前記 2 つの枝に対応する該縦方向図の各部分を角度的に整列させる段階、

を含むアクションを前記プロセッサが実行することを可能にする前記プロセッサ実行可能命令を有するコンピュータ可読媒体と、

30

を含むことを特徴とするシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願への相互参照〕

本出願は、2010 年 11 月 24 日出願の米国特許仮出願出願番号第 61 / 416 , 947 号及び 2011 年 7 月 20 日出願の米国特許仮出願出願番号第 61 / 510 , 014 号の恩典を請求するものであり、その両方は、引用により本明細書に組み込まれている。

【0002】

本発明は、患者の中に挿入可能な撮像システム及び撮像システムを製造及び使用方法の分野に関する。本発明はまた、血管分岐のような身体内腔の分岐を検出及び表示する方法及びそのための撮像システムに関する。

40

【背景技術】

【0003】

患者の中に挿入可能な超音波デバイスは、様々な病気及び疾患のための診断機能を証明している。例えば、血管内超音波 (「I V U S」) 撮像システムは、閉鎖血管を診断して情報を提供するための画像診断法として使用され、血流を回復又は増加させるためにステント及び他のデバイスを選択及び設置するのに開業医の助けになっている。I V U S 撮像システムを使用して、血管内の特定の位置に蓄積されたアテローム性プラークが診断されている。I V U S 撮像システムを使用して、血管内閉塞又は狭窄の存在、並びにかかる閉

50

塞又は狭窄の性質及び程度を判断することができる。I V U S 撮像システムを使用して、例えば、運動（例えば、心臓の鼓動）又は1つ又はそれよりも多くの構造体（例えば、撮像することが望ましくない1つ又はそれよりも多くの血管）による妨害のために血管造影法のような他の血管内撮像技術を使用することによって可視化することが困難な場合がある血管系のセグメントを可視化することができる。I V U S 撮像システムを使用して、実（又は殆ど実）時間に血管造影法及びステント設置のような現在進行中の血管内処置をモニタ又は評価することができる。更に、I V U S 撮像システムを使用して、1つ又はそれよりも多くの心腔をモニタすることができる。

#### 【0004】

I V U S 撮像システムが開発され、様々な病気又は疾患を可視化するための診断ツールを提供している。I V U S 撮像システムは、制御モジュール（パルス発生器、画像処理プロセッサ、及びモニタを有する）、カテーテル、及びカテーテルに配置された1つ又はそれよりも多くの変換器を含むことができる。変換器格納カテーテルは、血管壁又は血管壁の近くの患者組織のような撮像すべき領域内又はこの近くの内腔又は空洞に位置することができる。制御モジュールのパルス発生器は、1つ又はそれよりも多くの変換器に送出され、患者組織を通して送信された音響パルスに変換された電気パルスを生成する。送信された音響パルスの反射パルスは、1つ又はそれよりも多くの変換器によって吸収され、電気パルスに変換される。変換された電気パルスは、画像処理プロセッサに送出され、モニタ上に表示可能な画像に変換される。

#### 【0005】

一例として、アテローム性動脈硬化症は、血管の特定の分岐に影響を与える血管病変である。異なる臨床治療処置の間の選択肢は、主要血管と分岐の間の角度及びプラークの分布に依存する場合がある。I V U S 撮像は、このような情報を提供することができるが、分岐可視化のための視野の選択は、オペレータ主観的とすることができる。更に、I V U S の視野は、血管の実際の形態的曲げ及び捩れを完全に表示することはできない。最終的に、I V U S 検査は、典型的には簡単でなく、それは、多くの場合、情報を抽出して分岐処置に関する臨床判断を行うために高度に訓練された人を必要とする。

#### 【0006】

本発明の非限定的及び非網羅的实施形態は、以下の図面を参照して説明される。図面では、同様の参照番号は、別に定めない限り、様々な図にわたって同様の部分を意味する。

#### 【0007】

本発明をより良く理解するために、添付の図面に関連して読むべきである以下の「発明を実施するための形態」を参照する。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0008】

【特許文献1】米国特許第7,246,959号明細書

【特許文献2】米国特許第7,306,561号明細書

【特許文献3】米国特許第6,945,938号明細書

【特許文献4】米国特許出願公開第2006/0100522号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2006/0106320号明細書

【特許文献6】米国特許出願公開第2006/0173350号明細書

【特許文献7】米国特許出願公開第2006/0253028号明細書

【特許文献8】米国特許出願公開第2007/0016054号明細書

【特許文献9】米国特許出願公開第2007/0038111号明細書

【特許文献10】米国特許出願出願番号第12/898,437号明細書

【特許文献11】米国特許第7,460,716号明細書

【特許文献12】米国特許第7,680,307号明細書

【特許文献13】米国特許第7,729,533号明細書

【特許文献14】米国特許出願出願番号第12/253,471号明細書

【特許文献15】米国特許出願出願番号第12/429,005号明細書

【特許文献16】米国特許出願出願番号第12/563,754号明細書

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】Ciompi他、「Med Image Comput Assist Interv」,12,869-76(2009)

【非特許文献2】Magjarevic他、「13th International Conference on Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings」,pp.22-26(2009)

【非特許文献3】Gatta他、「IEEE Trans Inf Technol Biomed」,13,1006-1011(Nov.2009)

【非特許文献4】Bovik他、「IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence」,12,55-73(1990)

【非特許文献5】Ojala他、「IEEE Transactions of Pattern Analysis and Machine Intelligence」,24,971-987(2002)

【非特許文献6】Kudo他、「Proc. of the 20th Annual International Conf. of the IEEE」,2,830-831(1998)

【非特許文献7】Li他、「Ultrasound in Medicine and Biology」,22,583-590(1996)

【非特許文献8】Loy他、「7th European Conference on Computer Vision」,p.358, Springer(2002)

【非特許文献9】Zhang他、「IEEE Transaction on Medical Imaging」,17(6):889-899(1998)

【非特許文献10】Pujol他、「Functional Imaging and Modeling of the Heart: Lecture Notes in Computer Science」,pp.242-251(2003)

【非特許文献11】Caballero他、「Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS」,2167-2170(2007)

【非特許文献12】Rotger他、「IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine」,14(2):535-537(2010)

【非特許文献13】Ciompi他、「International Journal of Cardiovascular Imaging」,26:763-779(2010)

【非特許文献14】O'Malley他、「Proceedings of the 10th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Part I」,pages 202-209, Springer-Verlag(2009)

【非特許文献15】Ojala他、「IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence」,24(7),971-987(2002)

【非特許文献16】Freund他、「Journal of Computer and System Sciences」,55(1):119-139(1997)

【非特許文献17】Breiman、「Mach. Learn.」,45:5-32(2001)

10

20

30

40

50

【非特許文献18】Cortés他、「Mach. Learn.」, 20:273-297 (1995)

【非特許文献19】Pujol他、「Proceedings of the 8th International Workshop on Multiple Classifier Systems」, pages 262-271, Springer-Verlag (2009)

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明による患者の中に挿入するのに適する超音波撮像システムの一実施形態の概略図である。

10

【図2】本発明による図1の超音波撮像システムで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】本発明による撮像コアがシースに形成された内腔に配置された図2のカテーテルの遠位端の一実施形態の概略縦方向断面図である。

【図4】短軸図及び縦方向図の2つのIVUS図を示す概略図である。

【図5】本発明による身体内腔の分岐を識別して分岐を示す修正IVUS縦方向図を準備する方法の一実施形態のためのワークフローを示す概略ブロック図である。

【図6A】本発明による分岐の識別による概略的なIVUS縦方向図である。

【図6B】本発明による分岐の識別による概略的なIVUS短軸図である。

【図7】本発明による縦方向図の各部分が分岐角度に対して配置された概略的な修正IVUS縦方向図である。

20

【図8】本発明による分岐を識別するようにIVUSデータを分類する方法の一実施形態を示す概略ブロック図である。

【図9】本発明による分岐を識別するようにIVUSデータを分類する方法の別の実施形態の概略ブロック図である。

【図10】本発明による運動アーチファクト補償を示すいくつかのIVUS縦方向図を含む図である。

【図11】本発明による分類器を訓練及び使用方法の一実施形態の概略ブロック図である。

【図12】本発明による特徴抽出の方法の一実施形態の概略ブロック図である。

30

【図13】本発明による積み重ね逐次学習の一実施形態の概略ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明は、患者の中に挿入可能な撮像システム、及び撮像システムを製造及び使用方法の分野に関する。本発明はまた、血管分岐のような身体内腔の分岐を検出及び表示する方法及びそのための撮像システムに関する。

【0012】

本明細書に説明する方法、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、本明細書に説明する実施形態に限定すると解釈すべきではない。従って、本明細書に説明する方法、システム、及びデバイスは、全体的にハードウェア実施形態、全体的にソフトウェア実施形態、又はソフトウェア及びハードウェア態様を組み合わせた実施形態の形態を取ることができる。本明細書に説明する方法は、各デバイスが処理の少なくとも一部を実施するプロセッサ又は計算デバイスのあらゆる組合せを含むコンピュータのようなあらゆるタイプの計算デバイスを使用して実施することができる。

40

【0013】

好ましい計算デバイスは、典型的には大容量メモリを含み、典型的にはデバイスの間の通信を含む。大容量メモリは、あるタイプのコンピュータ可読媒体、つまりコンピュータストレージ媒体を示している。コンピュータストレージ媒体は、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、又は他のデータのような情報を格納するためのあらゆる方法又は技術に実施された揮発性、不揮発性、取り外し可能、及び取り外し不能媒体

50

を含むことができる。コンピュータストレージ媒体の例は、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)又は他の光学式メモリ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクメモリ又は他の磁気記憶デバイス、又は望ましい情報を格納するのに使用することができて計算デバイスによってアクセス可能なあらゆる他の媒体を含む。

【0014】

システムのデバイス又は構成要素の間の通信の方法は、有線及び無線(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、このような方法は、別のタイプのコンピュータ可読媒体、つまり通信媒体を提供する。通信媒体は、典型的には、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、又は搬送波、データ信号、他の伝達機構のような変調データ信号の他のデータを具現化するあらゆる情報送出媒体を含む。用語「変調データ信号」及び「搬送波信号」は、信号において情報、命令、データなどを符号化するような方式で設定又は変更した特性のうちの1つ又はそれよりも多くを有する信号を含む。一例として、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、及び他の有線媒体のような有線媒体と、音響、RF、赤外線、及び他の無線媒体のような無線媒体とを含む。

10

【0015】

好ましい血管内超音波(「IVUS」)撮像システムは、以下に限定されるものではないが、患者の中への経皮的挿入に対して構成かつ配置されたカテーテルの遠位端上に配置された1つ又はそれよりも多くの変換器を含む。カテーテルを有するIVUS撮像システムの例は、例えば、米国特許第7,246,959号明細書、米国特許第7,306,561号明細書、及び米国特許第6,945,938号明細書、並びに米国特許出願公開第2006/0100522号明細書、米国特許出願公開第2006/0106320号明細書、米国特許出願公開第2006/0173350号明細書、米国特許出願公開第2006/0253028号明細書、米国特許出願公開第2007/0016054号明細書、及び米国特許出願公開第2007/0038111号明細書に見出され、当該特許の全ては、引用により本明細書に組み込まれている。

20

【0016】

図1は、IVUS撮像システム100の一実施形態を概略的に示している。IVUS撮像システム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、駆動ユニット110、及び1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112を含むことができる。少なくとも一部の実施形態において、パルス発生器108は、カテーテル102に配置された1つ又はそれよりも多くの変換器(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。

30

【0017】

少なくとも一部の実施形態において、駆動ユニット110からの機械的エネルギーを使用して、カテーテル102に配置された撮像コア(図3の306)を駆動することができる。少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの変換器(図3の312)から送信された電気信号は、処理するためにプロセッサ106に入力することができる。少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの変換器(図3の312)からの処理された電気信号は、1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に1つ又はそれよりも多くの画像として表示することができる。例えば、走査コンバータを使用して、走査線サンプル(例えば、半径方向走査線サンプルなど)を2次元直交格子にマップし、1つ又はそれよりも多くの画像を1つ又はそれよりも多くのディスプレイ112上に表示することができる。

40

【0018】

少なくとも一部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の他の構成要素のうちの1つ又はそれよりも多くの機能を制御するのに使用することができる。例えば、プロセッサ106を使用して、パルス発生器108から送信された電気パ

50

ルスの周波数又は持続期間のうちの少なくとも一方、駆動ユニット 110 による撮像コア（図 3 の 306）の回転速度、駆動ユニット 110 による撮像コア（図 3 の 306）の引き戻しの速度又は長さ、又は 1 つ又はそれよりも多くのディスプレイ 112 上に形成された 1 つ又はそれよりも多くの画像のうちの 1 つ又はそれよりも多くの特性を制御することができる。

#### 【0019】

図 2 は、IVUS 撮像システム（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 では、細長い部材 202 の近位端 206 は、カテーテルハブ 204 に結合され、細長い部材の遠位端 208 は、患者の中に経皮的に挿入するように構成かつ配置される。任意的に、カテーテル 102 は、洗浄ポート 210 のような少なくとも 1 つの洗浄ポートを形成することができる。洗浄ポート 210 は、ハブ 204 に形成することができる。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かつ配置することができる。一部の実施形態において、細長い部材 202 及びハブ 204 は、単一の本体として形成される。他の実施形態において、細長い部材 202 及びカテーテルハブ 204 は、個別に形成され、その後互いに組み付けられる。

#### 【0020】

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、縦軸線 303 及び内腔 304 を有するシース 302 を含む。撮像コア 306 は、内腔 304 に配置される。撮像コア 306 は、手動又はコンピュータ制御駆動機構を使用して回転可能な駆動シャフト 310 の遠位端に結合された撮像デバイス 308 を含む。1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 は、撮像デバイス 308 に装着され、音響信号を送信して受信するために使用することができる。シース 302 は、患者の中に挿入するのに適するあらゆる可撓性の生体適合性材料から形成することができる。好ましい材料の例は、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、螺旋状に切断したステンレス鋼、ニチノールハイポチューブなど、又はそれらの組合せを含む。

#### 【0021】

好ましい実施形態（図 3 に示すような）では、変換器 312 のアレイが、撮像デバイス 308 に装着される。代替的な実施形態において、単一変換器を使用することができる。あらゆる適切な数の変換器 312 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、又はそれよりも多くの変換器がある場合がある。認識することができるように、他の数の変換器を使用することもできる。複数の変換器 312 を使用する時に、変換器 312 は、例えば、環状配置、矩形配置などを含むあらゆる適切な配置に構成することができる。

#### 【0022】

1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 は、印加された電気パルスで 1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 の表面上の圧力歪みに変換することができる 1 つ又はそれよりも多くの公知の材料から形成することができ、逆も同じである。好ましい材料の例は、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、チタン酸ジルコン酸鉛、メタニオブ酸鉛、及びポリフッ化ビニリデンなどを含む。他の変換器の技術は、複合材料、単一結晶複合材、及び半導体素子（例えば、容量性マイクロマシン加工超音波変換器（「cMUT」）、圧電マイクロマシン加工超音波変換器（「pMUT」）など）を含む。

#### 【0023】

1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 の表面上の圧力歪みは、1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 の共振周波数に基づいて周波数の音響パルスを形成する。1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 の共振周波数は、1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 を形成するのに使用するサイズ、形状、及び材料の影響を受ける場合がある。1 つ又はそれよりも多くの変換器 312 は、カテーテル 102 内に位置するのに、かつ 1 つ又はそれより

10

20

30

40

50



も多くの選択方向に望ましい周波数の音響パルスを伝播するのに適するあらゆる形状に形成することができる。例えば、変換器は、ディスク形、ブロック形、矩形状、長円形などとすることができる。１つ又はそれよりも多くの変換器は、例えば、ダイスカット、ダイス及び充填、機械加工、及び微細加工などを含むあらゆる処理によって望ましい形状に形成することができる。

#### 【 0 0 2 4 】

一例として、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 の各々は、整合層と音響吸収性材料（例えば、タングステン粒子を有するエポキシ基板）から形成された導電性裏当て材料との間に挟まれた圧電材料の層を含むことができる。作動中に、圧電層は、音響パルスを放出させるために電氣的に励起させることができる。

10

#### 【 0 0 2 5 】

１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 を使用して、周囲空間の半径方向断面画像を形成することができる。従って、例えば、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 がカテーテル 1 0 2 に配置されて患者の血管の中に挿入される時に、別の変換器 3 1 2 を使用して、血管及び血管を取り囲む組織の壁の画像を形成することができる。

#### 【 0 0 2 6 】

撮像コア 3 0 6 は、カテーテル 1 0 2 の縦軸線 3 0 3 の周りで回転する。撮像コア 3 0 6 が回転すると、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 は、異なる半径方向に（すなわち、異なる半径方向走査線に沿って）音響信号を放出する。例えば、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 は、１回転当たり 2 5 6 の半径方向走査線のような規則的（又は不規則的）区分で音響信号などを放出することができる。その代わりに１回転当たり他の数の半径方向走査線を放出することができる点は、理解されるであろう。

20

#### 【 0 0 2 7 】

十分なエネルギーを有する放出された音響パルスが、１つ又はそれよりも多くの組織境界のような１つ又はそれよりも多くの媒体境界に遭遇する時に、放出された音響パルスの一部分は、エコーパルスとして放出変換器に反映される。検出するのに十分なエネルギーを有する変換器に到達する各エコーパルスは、受け入れ変換器において電気信号に変換される。１つ又はそれよりも多くの変換された電気信号は、制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）に送信され、ここでプロセッサ 1 0 6 は、電気信号の特性を処理し、送信した音響パルス及び受信したエコーパルスの各々からの情報の収集に少なくとも部分的に基づいて撮像領域の表示可能な画像を形成する。少なくとも一部の実施形態において、撮像コア 3 0 6 の回転は、制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）に配置された駆動ユニット 1 1 0 によって駆動される。代替的な実施形態において、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 は、所定位置に固定され、回転しない。その場合には、駆動シャフト 3 1 0 は、代替的に、固定された１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 に出入りする音響信号を反射する鏡を回転させることができる。

30

#### 【 0 0 2 8 】

１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 が音響パルスを放出するカテーテル 1 0 2 の縦軸線 3 0 3 の周りで回転する時に、複数の画像を形成することができ、それらは、対象になる血管及び血管を取り囲む組織の壁のような１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 を取り囲む領域の一部分の半径方向断面画像（例えば、断層画像）を集合的に形成する。半径方向断面画像は、任意的に、１つ又はそれよりも多くのディスプレイ 1 1 2 上に表示することができる。撮像コア 3 0 6 の少なくとも１つは、手動で回転するか又はコンピュータ制御機構を使用して回転するかのいずれでもよい。

40

#### 【 0 0 2 9 】

撮像コア 3 0 6 はまた、複数の断面画像を血管の縦方向長さに沿って形成することができるように、カテーテル 1 0 2 を挿入する血管に沿って縦方向に移動することができる。撮像手順中に、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 は、カテーテル 1 0 2 の縦方向長さに沿って後退（すなわち、引き戻し）することができる。カテーテル 1 0 2 は、１つ又はそれよりも多くの変換器 3 1 2 の引き戻し中に後退することができる少なくとも１つの

50

伸縮部分を含むことができる。少なくとも一部の実施形態において、駆動ユニット 110 は、カテーテル 102 内に撮像コア 306 を引き戻す。撮像コアの駆動ユニット 110 引き戻し距離は、例えば、少なくとも 5 cm、10 cm、15 cm、20 cm、25 cm、又はそれよりも長いものを含むあらゆる適切な距離とすることができる。カテーテル 102 全体は、カテーテル 102 とは無関係に縦方向に移動する撮像コア 306 の有無に関わらず撮像手順中に後退することができる。

#### 【0030】

ステップモータは、任意的に、撮像コア 306 を引き戻すのに使用することができる。ステップモータは、撮像コア 306 を短距離引き戻し、1つ又はそれよりも多くの変換器 306 に対して十分長く停止し、撮像コア 306 を別の短距離引き戻し、更に別の1つの画像又は一連の画像を捕捉する前に1つの画像又は一連の画像を捕捉することができる等々である。

10

#### 【0031】

1つ又はそれよりも多くの変換器 312 と異なる深さで生成する画像の品質は、例えば、帯域幅、変換器焦点、ビームパターン、並びに音響パルスの周波数を含む1つ又はそれよりも多くのファクタによって影響を受ける場合がある。1つ又はそれよりも多くの変換器 312 から出力された音響パルスの周波数はまた、1つ又はそれよりも多くの変換器 312 から出力された音響パルスの侵入深さに影響を与える場合がある。一般的に、音響パルスの周波数が低下する時に、患者組織内の音響パルスの侵入深さは増大する。少なくとも一部の実施形態において、IVUS撮像システム 100 は、5 MHz から 100 MHz

20

#### 【0032】

1つ又はそれよりも多くの導体 314 は、変換器 312 を制御モジュール 104 (例えば、図1参照)に電氣的に接続することができる。その場合には、1つ又はそれよりも多くの導体 314 は、回転可能駆動シャフト 310 の縦方向長さに沿って延びることができる。

#### 【0033】

撮像コア 308 の遠位端 208 に装着された1つ又はそれよりも多くの変換器 312 を有するカテーテル 102 は、撮像すべき血管のような選択領域の選択部分から離れた部位において、大腿動脈、大腿静脈、又は頸静脈のようなアクセス可能な血管を通じて患者の中に経皮的に挿入することができる。カテーテル 102 は、次に、選択血管の一部分のような選択撮像部位に患者の血管を通して進むことができる。

30

#### 【0034】

複合画像の画像フレーム(「フレーム」)は、1つ又はそれよりも多くの音響信号が周囲組織に出力され、1つ又はそれよりも多くの対応するエコー信号が撮像器 308 によって受信され、かつプロセッサ 106 に送信される毎に生成することができる。複数の(例えば、シーケンス)フレームは、撮像デバイス 308 のあらゆるタイプの移動中に時間と共に取得することができる。例えば、フレームは、ターゲット撮像位置に沿って撮像デバイス 308 の回転及び引き戻し中に取得することができる。フレームは、撮像デバイス 308 の回転の有無に関わらず及び引き戻しの有無に関わらず取得することができる点は理解されるであろう。更に、フレームは、撮像デバイス 308 の回転又は引き戻しのうちの少なくとも一方に加えて又はこの代わりに他のタイプの移動手順を使用して取得することができる点は理解されるであろう。

40

#### 【0035】

少なくとも一部の実施形態において、引き戻しが行われる時に、引き戻しは、一定の速度にすることができ、従って、縦方向血管/プラーク測定値を計算することができる潜在的用途のためのツールを提供する。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.3 mm/s の一定の速度で引き戻される。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.4 mm/s の一定の速度で引き戻される。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.5

50

mm/s の一定の速度で引き戻される。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.6 mm/s の一定の速度で引き戻される。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.7 mm/s の一定の速度で引き戻される。少なくとも一部の実施形態において、撮像デバイス 308 は、少なくとも 0.8 mm/s の一定の速度で引き戻される。

【0036】

少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの音響信号は、一定の時間間隔で周囲組織に出力される。少なくとも一部の実施形態において、1つ又はそれよりも多くの対応するエコー信号は、一定の時間間隔で撮像器 308 によって受信され、プロセッサ 106 に送信される。少なくとも一部の実施形態において、得られるフレームは、

10

【0037】

図4は、2つの在来のIVUS撮像図である。短軸図402は、シーケンスの単一画像を表し、縦方向図(又は長軸図)404は、3次元引き戻しの横方向切断を表している。ここでの縦方向図は、カテーテル位置に沿って中心に置かれた2次元パイプとして引き戻しを表し、血管の実際の形態的曲げ及び捩れを示していない。

【0038】

対照的に、主要血管及びその枝分かれの両方の解剖学的形態は、血管造影撮像によって評価される。殆どの適切な血管処理の最良の選択肢に対して、臨床医は、血管造影投影におけるIVUSフレームとその位置との間の対応を思想的に見出すために、IVUSと血管造影可視化の間でスイッチを切り換えることができる。

20

【0039】

本発明は、少なくとも部分的に、血管の分岐点での血管の曲げを示す修正非線形IVUSの縦方向図をもたらし血管造影投影とのIVUS縦方向画像のアラインメントに関する。得られる修正IVUS縦方向図は、IVUSロードマップ図と呼ぶことができ、IVUSによって提供された高解像度ブランク解析を血管造影投影の解剖学的形態情報と組み合わせることができる。

【0040】

図5は、IVUSデータを解析し、分岐に関する形態学的情報を組み込む修正IVUS縦方向図を表示するための流れの一実施形態を示している。本方法は、同じ身体内腔(例えば、血管)に対するデータのIVUS引き戻しシーケンス502(例えば、引き戻し手順中に取得されるIVUSフレームのシーケンス)と血管造影投影504の2つのシーケンスの取得を示している。あらゆる適切なIVUS及び血管造影法、並びにデバイスを使用して、IVUS引き戻しシーケンス及び血管造影投影を取得することができる。このような方法及びデバイスは公知である。

30

【0041】

IVUS引き戻しシーケンスを解析し、身体内腔における分岐を識別する(ボックス506)。手動又は自動検出又はそれらの組合せを含む分岐のためのあらゆる適切な方法を使用することができる。分岐検出のためのIVUSフレームの解析は、例えば、分岐を識別するように訓練された自動分類器の使用を含むことができる。一実施形態において、分類器は、分岐を含有するIVUSフレームの角度セクターを他のものと区別するためにバイナリ分類器として形成される。一部の実施形態において、この分類は、シーケンスの各画像フレームがテキスト解析を使用して自動的に分類されるコンピュータビジョン手法を使用して達成される。少なくとも一部の実施形態において、分類器は、手動で識別されているIVUSフレームのデータベースを使用して訓練される。

40

【0042】

分類の例として、IVUS引き戻しシーケンスでは、血内腔偏心は、典型的には分岐領域で増大する。従って、分類器は、偏心変動量を識別するために、血管の1つ又はそれよりも多くの多重スケールのテキスト及び半径方向特性を解析することができる。分類器及び分類手法の付加的な例は、以下に説明する。

50

## 【0043】

少なくとも一部の実施形態において、IVUS引き戻しシーケンスは、心臓の鼓動が引き起こす運動アーチファクトを補償するように分類の前に安定化される。引用により本明細書に組み込まれている米国特許出願出願番号第12/898,437号明細書に説明する技術を含むあらゆる適切な運動安定化技術を使用することができる。その結果、分類は、分類器が予め解析されたIVUSフレームのデータベースを使用して訓練される機械学習技術を使用して行われる。好ましくは、それらのIVUSフレームは、手動で専門家によって既にラベル付けされているものである。各引き戻しシーケンスに対して、分岐及び分岐角度セクターの間の分類の結果は、任意的に、例えば、引き戻しシーケンスに沿った角度及び縦方向位置が水平及び垂直軸線上にそれぞれ表されている1つ又はそれよりも多くのパラメータ分類マップMとして図形で表すことができる。1つのパラメータマップ又は複数のパラメータマップMは、このようなマップを生成するための公知の方法を使用して取得することができる。

10

## 【0044】

分類の結果は、分岐領域の時空的連続性を考慮して精緻化することができ、従って、1つのパラメータマップ又は複数のパラメータマップのピクセルの近傍関係を利用する。各分岐に対して、各分岐の中心及び縦方向（時間）及び角度（向き）延長の両方の推定を取得することができる。

## 【0045】

x及びyが直交IVUSフレームの垂直及び水平座標であり、tが引き戻しに沿った縦方向座標であるI(x, y, t)として定めることができるIVUS画像の引き戻しシーケンスが与えられると、1つ又はそれよりも多くの分岐縦方向図を選択することができる（ボックス508）。各分岐の縦方向図は、分岐が見えるシーケンスの2次元切断I(, t)に対応し、ここで、は、IVUSフレームの角度座標である。座標は、好ましくは、例えば、手動で、自動的に、又はパラメータマップMから識別されている分岐の中心として取得される。

20

## 【0046】

図6Aは、識別された分岐区域604にグレースケールのIVUS引き戻し縦方向図上に影をつけている縦方向図602の一例を示している。図6Bでは、分岐区域に属する単一フレーム606が示されている。線608は、図6Aの縦方向図を生成する選択角度を表している。

30

## 【0047】

内腔区域は、自動セグメンテーション法（例えば、引用により本明細書に組み込まれているCiompi他、「Med Image Comput Assist Interv」, 12, 869-76（2009）参照）を使用して選択分岐縦方向図から確実に抽出ことができ、対応する血管中心線は、内腔輪郭から計算される（ボックス510）。好ましい方法は、自動セグメンテーション及び血管中心線の計算のために使用することができる。中心線の及び分岐位置の合体情報は、血管造影法及びIVUSアラインメントのための目印を表している。

## 【0048】

血管造影投影504に移ると、単一平面血管造影シーケンスからの血管の解剖学的形態の抽出は、対象になる血管が見えるフレームの選択を含む。少なくとも一部の実施形態において、フレームは、フレームの選択により血管造影システムによって移出されたデータのみを使用する時に使用するX線撮像器とは無関係である。中心線は、主要血管及びその枝の骨格を提供するように単一平面の血管造影投影（例えば、引用により本明細書に組み込まれているMagjarevic他、「13th International Conference on Biomedical Engineering, IFMBE Proceedings」, pp. 22-26（2009）参照）から抽出される（ボックス512）。あらゆる適切な中心線抽出法を使用することができる。分岐が次に検出され（ボックス514）、分岐角度の推定（ボックス516）は、2つの枝の中心線から

40

50

計算される。

【0049】

I V U S 分岐縦方向図のアラインメント及び血管造影投影は、上述したように両画像診断法における中心線及び分岐形状の抽出を含む。2つの画像診断法の幾何学的アラインメントは、あらゆる適切な技術を使用して取得することができる（ボックス518）。例えば、少なくとも一部の実施形態において、幾何学的アラインメントは、I V U S データを血管造影投影から抽出した血管形状に変換する中心線の間で非剛性変換Tを計算することによって取得することができる。任意的に、分岐位置（すなわち、分岐）を目印として使用して、両形状の間にロバースト一致を作り出すことができる。

【0050】

アラインメントから（例えば、幾何学的変換Tから）、血管造影投影の形態を使用してI V U S 縦方向画像の部分を変形する修正I V U S 画像を取得することができる（ボックス520）。例えば、I V U S 縦方向画像の部分は、Bスプライン規則化に基づく非剛性位置合わせ法を使用して変形することができる。図7は、この処理を使用して形成された修正I V U S 画像の一例を示している。動脈の向きは、血管造影画像の解剖学的形態に従う。

【0051】

修正I V U S 縦方向画像は、I V U S 撮像システムの臨床価値を高めることができる。この修正図は、プラーク成長及び破裂に対して重要な位置である可能性がある血管分岐領域を診断する機能を高めることができる。

【0052】

上述したように、修正I V U S 縦方向画像を形成する処理の1つの部分は、I V U S データの分岐の識別である。I V U S データにおいて構造を分離する方法を含むあらゆる適切な識別方法を使用することができる。このような分類方法は、組織分類のために使用されており、分岐の識別に適合することができる。適用することができる組織分類方法の例は、以下に限定されるものではないが、米国特許第7,460,716号明細書、米国特許第7,680,307号明細書、及び米国特許第7,729,533号明細書、並びに米国特許出願出願番号第12/253,471号明細書、米国特許出願出願番号第12/429,005号明細書、及び米国特許出願出願番号第12/563,754号明細書に説明されている方法を含み、当該特許の全ては、引用により本明細書に組み込まれている。

【0053】

図8は、分類の方法の一実施形態のためのワークフローを示している。I V U S フレーム又はフレームのシーケンスが準備される（ボックス802）。I V U S フレーム又はシーケンスは、任意的に、例えば、心臓の鼓動による運動アーチファクトに対して補償される（ボックス804）。次に、引き戻しの各角度セクターは、分岐の有無で分類され（ボックス806）、分岐が検出される（ボックス808）。本手順に関する更なる詳細は、以下で提供される。

【0054】

図示のように、I V U S データは、運動アーチファクトを補償することができる。I V U S 引き戻し取得中に、カテーテルは、いくつかの運動アーチファクトの影響を受ける可能性がある。1つの特に関連付けられた運動アーチファクトは、心臓の鼓動によって引き起こされ、心臓の鼓動は、血管の軸線に沿ってカテーテルの反復縦方向首振り（揺動効果）を生じる場合があり、同じ血管位置の可能な多重サンプリングをもたらす。血管横方向部分の固有の再構成を取得するために、1つの可能な解決法は、例えば、引用により本明細書に組み込まれている米国特許出願出願番号第12/898,437号明細書に説明されているような画像ベースのゲーティングによって実施される最適な安定フレームの選択である。第2の望ましくない運動アーチファクトは、実際の血管形態に対して連続フレームの空間ミスアラインメントを引き起こすカテーテル変動によって表される。連続フレームにおいて血管中心を整列させるために、I V U S 位置合わせ方法を使用することができ

10

20

30

40

50

る。以下に限定されるものではないが、ゲートシーケンスの後続フレームの剛性平行移動を含むあらゆる適切な位置合わせ方法を使用することができる。好ましい位置合わせ方法の一例は、引用により本明細書に組み込まれている G a t t a 他、「I E E E T r a n s I n f T e c h n o l B i o m e d」, 13, 1006-1011 (Nov. 2009)に見出される。

【0055】

I V U S 引き戻しシーケンスの分岐を識別するために、分類の1つの方法は、他のものからの分岐を含有するフレームの間の区別に狙いを定めたバイナリ分類問題を定める段階を含む。このタスクは、分類器が、手動でラベル付けされた I V U S フレームのデータベースを使用することによって最初に訓練され、次に、分類器が、I V U S 引き戻しシーケンスのフレームに適用されるパターン認識技術を使用することにより達成することができる。一実施形態において、決定スタンプ弱分類器を有する A d a B o o s t アルゴリズムが、その計算の簡素化及び速度のために選択される。他の分類器及びアルゴリズムを含む他のパターン認識方法を使用することができることは認識されるであろう。

【0056】

一例として、I V U S 引き戻しシーケンスでは、血内腔偏心度が、典型的には分岐に対応して増加する。従って、血管テクスチャの半径方向特性を解析し、偏心度変動を識別することができる。少なくとも一部の実施形態において、I V U S 引き戻しは、極座標に変換することができ、ここで、角度セクターは、コラムに対応する。

$$I(x, y) \in \mathbb{R} \rightarrow I(\rho, r) \in \mathbb{R}^{N_m}$$

ここで、I は I V U S 画像であり、x 及び y は、直交座標系の水平及び垂直座標であり、r 及び  $\theta$  は、極座標系の半径方向及び角度座標である。

【0057】

テクスチャ解析手法の後で、1つ又はそれよりも多く ( $N_m$ ) のパラメータマップ M のセットを抽出することができる。

$$I(\rho, r) \in \mathbb{R} \rightarrow M(\rho, r) \in \mathbb{R}^{N_m}$$

あらゆる適切な方法を使用して、パラメータマップを準備することができる。例えば、このようなマップは、G a b o r フィルタ (例えば、引用により本明細書に組み込まれている B o v i k 他、「I E E E T r a n s a c t i o n s o n P a t t e r n A n a l y s i s a n d M a c h i n e I n t e l l i g e n c e」, 12, 55-73 (1990) 参照)、ローカルバイナリパターン (L B P) (例えば、引用により本明細書に組み込まれている O j a l a 他、「I E E E T r a n s a c t i o n s o f P a t t e r n A n a l y s i s a n d M a c h i n e I n t e l l i g e n c e」, 24, 971-987 (2002) 参照)、及び相互相関変換 (例えば、当該文献の両方が引用により本明細書に組み込まれている K u d o 他、「P r o c . o f t h e 20th A n n u a l I n t e r n a t i o n a l C o n f . o f t h e I E E E」, 2, 830-831 (1998) 及び L i 他、「U l t r a s o u n d i n M e d i c i n e a n d B i o l o g y」, 22, 583-590 (1996) 参照) を極座標図に適用することによって計算することができる。グレーレベル画像は、同様にマップの1つと考えることができる。

【0058】

パラメータマップの1つ又はそれよりも多くの (好ましくは、各) コラムに対して、1組の基本的な統計的特徴 (例えば、最大値の位置、標準偏差、中央値、及び最大値) を計

算することができる：

$$M(\rho, r) \in \mathbb{R}^{N_m} \rightarrow f(\rho) \in \mathbb{R}^{N_F}$$

ここで、 $N_F$ は、抽出特徴の総数である。最終的に、各コラムの は、全ての特徴  $f_i = f_1, \dots, f_{N_F}$  を連結させることによって取得される特徴ベクトルによって説明することができる。特徴ベクトル又はパラメータマップ又はそれらの組合せを使用して、I V U S データの部分进行分类し、分岐を検出することができる。

10

【0059】

本方法は、冠動脈からの10のI V U Sシーケンスに対して試験され、各シーケンスは、平均3000フレームを含有した。分類器の性能は、 $NP = 10$ シーケンスにわたって「Leave-One-Patient-Out (LOPO)」の交差検証技術によって評価された。各検証フォールドにおいて、手動及び自動分岐検出が比較され、性能は、精度(A)、感受性(S)、特殊性(K)、精度(P)、正規化精度(NP)、誤警報率(FAR)の観点から評価される。自動分岐検出は、少なくとも感受性及びより低い誤警報率に対して優れているように見えた。残りのスコアは、手動及び自動分岐検出の両方に対して比較することができる。

【0060】

20

図9は、分類方法の別のワークフローを示している。本方法は、3つの連続ステージに分けられる。第1のステージ902では、I V U Sシーケンス910は、運動によるアーチファクトに対して補償される。第2のステージ904では、シーケンスの各角度セクターは、分岐の有無で分類され、空間( ; t)において2次元表示でシーケンスを編集することによってI V U S引き戻しシーケンスの新しい可視化をもたらす。ここで、 は短軸図の角度位置であり、tは、引き戻しに沿った縦方向(時間的)位置である。最終的に、第3のステージ906では、積み重ね逐次学習(SSL)手法を使用して角度及び時間次元の両方においてサンプル間の空間近傍関係が利用され、分類結果は、分岐の幾何学形状及び寸法に関する先験的情報を使用して引き続いて改良される。分類マップ912は、処理を通して生成することができる。

30

【0061】

上述したように、I V U Sシーケンスの取得中に、カテーテルは、運動によるいくつかのアーチファクトの影響を受ける可能性があり、取得したシーケンスの可視化、解釈、及び解析に干渉する。1つの関連のアーチファクトは、心臓の鼓動によって引き起こされ、心臓の鼓動は、血管の軸線に沿ってカテーテルの反復首振り(揺動効果)を発生させ、同じ血管位置の可能な多重サンプリングをもたらす。動脈の横方向部分に対して固有の再構成を取得するために、1つの可能な解決法は、その後のフレームにおいて、血管が類似の位置及び回転を有するという方法での最適な安定フレームの選択である。このようなタスクは、ゲーティングアルゴリズムを使用することにより、ECG信号(それが利用可能である時に)を利用することによるか又は画像ベースのゲーティングによるかのいずれかで

40

。

【0062】

第2の望ましくないアーチファクトは、実際の血管形態に対して連続フレームの空間ミスアラインメントを引き起こす血管の中心でのカテーテルの相対位置決めの変動量によって表される。この場合には、動脈軸線は、面内平行移動を受ける。連続フレームの血管中心を整列させるために、I V U S位置合わせ方法は、ゲートシーケンスのその後のフレームの剛性平行移動を使用して適用することができる。動脈軸線の最適アラインメントは、血管中心の部分及び動脈半径の両方を使用することによって計算され、それらは、例えば

50

、「高速半径方向対称」変換（例えば、引用により本明細書に組み込まれている Loy 他、「7th European Conference on Computer Vision」, p. 358, Springer (2002) を参照）の IVUS 調節バージョンを使用することによって推定される。図 10 は、縦方向図が (a) 運動アーチファクト補償の前に元のシーケンスに対応し、縦方向図が、(b) ゲーティングの適用後であり、かつ (c) 付加的な位置合わせ補償後である適用された運動アーチファクト補償の 2 つの連続ステージの結果を示している。

#### 【0063】

分岐識別タスクに対処する際に、医師によって行われる外観検査に始まる IVUS フレームの直感的な解析は、各フレームの半径方向テクスチャ変化の研究を含む。画像の各角度セクターに沿って計算した特徴は、抽出して解析することができる。角度セクターに対応するサンプルの選択肢により、分岐の角度位置及び角度延長部の定義を可能にし、それらは、臨床診療において分岐を特徴付けるために医師によって使用される。

#### 【0064】

この実施形態は、バイナリ分類器が、予め医師がラベル付けした IVUS シーケンスのデータセットに対して最初に訓練される（訓練相）パターン認識技術を利用する。分類器は、次に、新しいシーケンスにおいて分岐のシーケンスを識別するのに使用することができる（試験相）。このような配置は、図 11 のブロック図に示されている。

#### 【0065】

分類器を作り出す方法の一例では、IVUS シーケンスのデータセットは、一方が訓練のために使用され（訓練セット）、他方が試験のために使用される（試験セット）2 つの部分集合に分けられる。セットの両方に対して、ラベル付けした ground-truth サンプル（分岐及び非分岐サンプルを分離する）の信頼できるデータベースの生成から構成される ground-truth 収集が行われる。更に、各角度セクターを説明する数値情報は、特徴抽出によって計算される。この情報は、2 つのクラスの間を識別するのに使用される。訓練相中に、学習アルゴリズムは、抽出された訓練特徴及び対応するラベルを解析することによって訓練データの特性を学習し、学習アルゴリズムは、処理で学習した 1 組のパラメータによって出力として推測関数（分類器として定義された）を生成する。その結果、分類器は、新しいシーケンスを解析し、それらのラベルマップを生成することができる。分類の性能は、対応する試験ラベルによる分類結果と比較することによって評価することができる。

#### 【0066】

特徴抽出に関して、フレームの殆どにおいて、内腔は、短軸図で擬似楕円形状を有し、これは、典型的には、分岐の存在下で非分岐フレームよりも高い偏心性を示している。血液領域の半径方向延長部は、一般的に、分岐角度セクターに対応して増加する。この特性は、IVUS フレームの各半径に沿って計算した画像テクスチャの特性を抽出することによって利用することができる。適用した剛性位置合わせ技術は、血管中心を整列させ、従って、均一な半径方向特徴を抽出することができる。この目的のために、模擬した血液領域を有するカテーテルに起因して円形の「リングダウン」アーチファクトによって占められる領域を置き換えることができる。シーケンス  $S(x, y, t)$  [0, 1] を構成する正規化画像  $I(x, y)$  [0, 1] の各々は、最初に極座標に変換される。

$$\tilde{I}(\rho, \theta) = I(\rho \cdot \cos \theta, \rho \cdot \sin \theta)$$

ここで、 $x$  及び  $y$  は、直交座標系の水平及び垂直座標であり、 $\rho$  及び  $\theta$  は、極座標系の半径方向及び角度座標であり、 $t$  は、引き戻しに沿った縦方向（時間的）座標である。

#### 【0067】

1 組の  $N_T$  テックスチャ記述子が定義されている（例えば、当該文献の各々が引用により本明細書に組み込まれている Zhang 他、「IEEE Transaction on Medical Imaging」, 17 (6) : 889 - 899 (1998) ; Pujo 他、「Functional Imaging and Modeling o



f the Heart: Lecture Notes in Computer Science», pp. 242 - 251 (2003); Caballero 他、「Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS», 2167 - 2170 (2007); Rotger 他、「IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine», 14(2): 535 - 537 (2010); Ciompi 他、「International Journal of Cardiovascular Imaging», 26: 763 - 779 (2010); 及び O'Malley 他、「Proceedings of the 10th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Part I», pages 202 - 209, Springer-Verlag (2009) を参照)。各記述子は、マッピング機能を指定する。

10

$$F: \tilde{I}(\rho, \theta) \mapsto M_j(\rho, \theta)$$

$$M_j(\rho, \theta) \in \mathbb{R}$$

20

ここで、 $M_j(\rho, \theta)$  は、 $j$  番目のテクスチャ記述子、 $j = 1, 2, \dots, N_T$  によるパラメータ特徴マップである。引き続いて、血液領域の抽出及び偏心に関する情報を抽出するために、得られるパラメータマップの各コラムに関連付けられた統計値を可能にする。各角度セクター（コラム）に対して、例えば、 $(i)$  標準偏差、 $(ii)$  平均値、 $(iii)$  中央値、 $(iv)$  最大値、 $(v)$  最大値の半径方向位置、及び  $(vi)$  ヒストグラムのうちの 1 つ又はそれよりも多くのような基本的な統計的特徴を計算する。この目的のために、第 2 のマッピング機能  $D$  が適用される。

$$D: M_j(\rho, \theta) \mapsto f_i(\rho, \theta)$$

30

$$f_i(\rho, \theta) \in \mathbb{R}$$

ここで、 $i = 1, 2, \dots, N_S$  であり、 $N_S$  は、統計的記述子の総数である。

【0068】

考慮した問題に対して最も区別できる特徴を選択するために、大きなセットの特徴を導入することができ、次に、分類器は、最も関連するかつ有用なものを選択することができる。図 12 のブロック図は、特徴抽出処理のステージの一例を示している。2 つの群のテクスチャ記述子が、この実施形態で使用される。第 1 の群は、IVUS 画像における組織を特徴付けるその機能を明らかにし、一方、第 2 の群は、血液領域を特徴付けるために使用された。

40

【0069】

第 1 の特徴群は、以下から構成される。

- 複素正弦波によって変調された「ガウス」関数のウェーブレットの特別な場合に、Gabor フィルタ（例えば、引用により本明細書に組み込まれている Bovik 他、「IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence», 12, 55 - 73 (1990) 参照）。Gabor フィルタは、特定のフィルタの向きにより画像のテクスチャ特性を抽出する

50

ことができる。

- 4つの構成で適用された「ローカルバイナリパターン (LBP)」(例えば、引用により本明細書に組み込まれているOjala他、「IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence」, 24(7), 971-987(2002)参照)。LBPを使用して、角度空間及び空間解像度のいずれかの量子化によって円形近傍における均一なテクスチャパターンを検出し、それらは、輝度変化に対してロバストである。

【0070】

第2の特徴群は、以下から構成される。

- それぞれ同じIVUSフレーム内及び連続フレーム間で反復パターンを識別するように導入された自己相関及び相互相関。両測定は、3つの異なるサイズのスライド窓を使用することによって計算され、相互相関は、非ゲートシーケンスの所定のフレームと連続フレームとの間で計算される。IVUSデータでは、血液領域が、散乱を引き起こす血流の急速移動により組織よりもあまり相関性がないと予想されるので、自己相関及び相互相関は、有用な情報を提供することができる。逆に、血管境界の強度は、不変のままだと予想される。

【0071】

グレーレベル画像は、同様に特徴マップのうちの1つとして考えられる。グレーレベル画像から計算した統計的記述子の一部は、全体のフレームに対するそれらの平均値に対して連続的に正規化される。

【0072】

元のグレーレベル画像上及び第2群のパラメータマップ上に、すなわち、自己相関及び相互相関マップ上に2つの付加的な変換が適用され、入力特徴マップ $M_k(\rho, \theta)$ に対応する特徴マップ $S_{ek}(\rho, \theta)$ 及び $S_{ik}(\rho, \theta)$ の計算をもたらす。

$$S_{ek}(\rho, \theta) = \rho \frac{\sum_{m=\rho}^{\rho_{MAX}} M_k(\rho, \theta)}{\rho_{MAX} - \rho}$$

$$S_{ik}(\rho, \theta) = \rho \frac{\sum_{m=1}^{\rho} M_k(\rho, \theta)}{\rho}$$

ここで、 $\rho_{MAX}$ は、半径の最大値である。マップ $S_{ek}$ は、影の存在又は所定の半径方向深さに対して外部に存在する血液の定量化に関連することができ、一方、マップ $S_{ik}$ は、半径方向位置に対して内部に蓄積した血液の量に関する情報を与える。

【0073】

一実施形態において、 $N_T$ の総数 = 26のパラメータマップ $M_j(\rho, \theta)$ が取得される。全てのパラメータマップに対する統計的特徴の計算は、最終的に分岐の存在に関する情報を提供する。例えば、グレーレベル画像の最大値の位置は、一般的に、血管中心と血管境界の間の距離に対応し、それは、血管偏心率と共に増加するが、半径に沿った標準偏差及び平均値は、典型的には減少する。各角度セクターは、従って、特徴ベクトル $f_j(\rho, \theta) = [f_1(\rho, \theta), f_2(\rho, \theta), \dots, f_{N_F}(\rho, \theta)]$ であり、式中 $N_F$ は、考えられる特徴の総数である。

【0074】

分類に関して、監視学習手法が、ground-truthデータの利用可能性及びその結果としての例から学習する可能性が与えられる時に、そのより高いロバスト性及び精度により選択される。差別的分類方法は、特徴空間に対して仮説を立てる必要性を回避するために適用される。既存の差別的分類方法間で、一部は、分岐検出の特定のタスクに対して他のものよりも適切とすることができる。最先端の差別的分類の3つの例は、Ada Boost、「ランダムフォレスト」、及び「サポートベクトルマシン」である。

【0075】

10

20

30

40

50

分類器ラベル付けを超えて、上述の分類器によって提供することができる付加的な出力は、特徴空間では、決定境界からのサンプルの距離を表す分類マージン  $m \in [-1, +1]$  である。このようなマージン値は、ラベル付けの擬似確率と解釈することができ、それは、サンプルが分岐クラスに属する可能性の推定値  $p_b \in [0, 1]$  に変換することができる。

【0076】

AdaBoost アルゴリズム（例えば、引用により本明細書に組み込まれている Freund 他、「Journal of Computer and System Sciences」, 55(1): 119 - 139 (1997) を参照）は、簡単な弱分類器（基本学習器）の線形組合せとして強分類器を生成する。反復法は、訓練誤差が所定の値よりも低くなり又は反復の数が選択最大数に達するまで基本学習器を加え続けることを可能にする。AdaBoost の興味ある品質は、基本学習器が「決定スタンプ」である時に、訓練ステージ中に特徴に重みを割り当てるその機能であり、これは、特徴関連性に関連させることができ、特徴選択を行い、すなわち、ロバスト性モデルを構成するために関連特徴の部分集合を選択するのに使用することができる。実際に、「決定スタンプ」は、各反復でラベル付け誤差を最も良く低減する単一特徴を選択する。この研究で AdaBoost を適用することにより、その計算簡素化及び速度を利用することができる。

【0077】

一実施形態の一例として、各訓練反復において、「決定スタンプ」を有する AdaBoost アルゴリズムは、重みを各弱分類器（特徴）に割り当てる。このような重みを使用して、特徴関連性を評価することができる。シーケンスの数を  $N_p$ 、初期特徴の数を  $N_F$ 、 $i = 1, 2, \dots, N_F$  を各特徴のインデックス、及び

$\alpha_p^i$

を  $P$  番目引き戻しに対応する  $P$  番目 LOPO (Leave - One - Patient - Out) 検証フォールドにおいて  $i$  番目に割り当てられた重みとする。AdaBoost によって各特徴に割り当てられた正規化重み  $w_f$  は、以下のように表される。

$$w_f = \frac{1}{N_p} \sum_{p=1}^{N_p} \frac{\alpha_p^i}{\max\{\alpha_p^1, \dots, \alpha_p^{N_F}\}}$$

$N_F$  特徴の初期セット  $F = \{f_1, f_2, \dots, f_{N_F}\}$  は、最大の関連のものから最少の関連の記述子まで順序つけられ、対応する正規化重みは  $W_{\text{SORT}} = \{w_1, w_2, \dots, w_{N_F}\}$  を有する選別されたセット  $F_{\text{SORT}} = \{f'_1, f'_2, \dots, f'_{N_F}\}$  を生成する。その後、対応する正規化重み：

$$\tilde{W}_{\text{SORT}} = \{w'_1, w'_2, \dots, w'_{N_S}\}$$

を有する特徴部分集合：

$$\tilde{F}_{\text{SORT}} \subseteq F_{\text{SORT}}$$

$$\tilde{F}_{\text{SORT}} = \{f'_1, f'_2, \dots, f'_{N_S}\}$$

が選択され、 $F_{\text{SORT}}$  内の最も関連の  $N_S$  特徴を含み、その部分累積重み：

$$cw_p = \sum_{j=1}^{N_S} w'_j$$

は合計して 95% に設定された総累積重みのパーセントになる。

$$N_S : \sum_{j=1}^{N_S} w'_j = 0.95 \cdot \sum_{j=1}^{N_F} w_{jS}$$

一実施形態において、最も関連の記述子は、グレーレベル画像及びそのパラメータ表示の両方の最大値の半径方向位置、Gaborパラメータマップから計算した特徴、グレーレベル画像から計算した特徴、及び「相互」相関マップからの特徴を含む。

#### 【0078】

「ランダムフォレスト」(例えば、引用により本明細書に組み込まれているBreiman、「Mach. Learn.」, 45: 5-32 (2001) 参照) は、分類ツリーのアンサンブルを成長させ、ここで各ツリーはクラスを判断する。フォレストによる出力として生成されるクラスは、全ての個々のツリーの出力のモードである。「ランダムフォレスト」は、非常に多くの入力特徴を確実に処理することができる。AdaBoostのように、「ランダムフォレスト」は、ツリーを構成するように選択されたそれらのものの10  
中の関連特徴のランダム変化が分類に影響を与えるという考えに基づいて特徴の関連を測定することができるが、関連特徴の変化は分類に影響を与えない。

#### 【0079】

「サポートベクトルマシン(SVM)分類器(例えば、引用により本明細書に組み込まれているCortes他、「Mach. Learn.」, 20: 273-297 (1995) 参照) は、サンプルを2つのカテゴリに最適に分けるN次元超平面を構成することによってバイナリ分類を行う。最も簡単な場合には、超平面は直線である。そうでなければ、識別すべきデータが非線形領域によって分離される時に、非線形曲線をデータに当て嵌める代わりに、SVMは、カーネル関数を使用してデータを異なる空間にマップし、ここで、線形超平面を使用してそれらを分離することができる。SVMは、効率的な分類器と20  
考えられるが、高次元特徴空間の場合の訓練は、一般的に高メモリ使用量及び計算の複雑性を抱えている。更に、SVMモデルの精度は、全体的にカーネルパラメータの選択に依存し、カーネルパラメータを調節する必要がある、そのことは訓練中の高い計算費用を意味する。一般的に、AdaBoost及び「ランダムフォレスト」は、SVMよりも速い。

#### 【0080】

これまでに説明した学習システムでは、分類は、IVUS画像の各角度セクターが他のものとは無関係であるという仮定に基づいている。しかし、引き戻しシーケンスの枝の連続性は、それを追加的に考慮に入れて分類器の機能を高めることができる。シーケンスの縦方向及び角度寸法の両方において分岐存在に関して隣接する角度セクターサンプル間に30  
有意な関係がある。隣接するサンプルによって提供される文脈情報を利用することができる。文脈情報の使用は、場合によっては、正確性及び精度の両方の観点から機械学習システムの性能を増大させることができる。例えば、多重スケールの「積み重ね逐次学習(SSL)」手法(例えば、引用により本明細書に組み込まれているPujol他、「Proceedings of the 8th International Workshop on Multiple Classifier Systems」, pages 262-271, Springer-Verlag (2009) 参照) は、複数の空間スケールに広がった逐次相関を捕捉して利用する方法として使用することができる。SSL手法は、他の最先端の逐次法よりも良好に実施されることを明らかにしている。図13のブロック図に示すように、多重スケールSSL手法は、以前の分類で使用された特徴セットと分類器による出力として提供された分類マージンとを利用する。40

#### 【0081】

各引き戻しに対して、分類マージン値は、空間( $\theta$ ,  $t$ )の2次元擬似確率マップとして表すことができ、分岐存在の可能性の推定 $p_b(\theta, t) \in [0, 1]$ を示し、ここで、 $\theta$ は角度極座標であり、 $t$ は縦方向(時間的)位置である。多重スケールSSL手法では、このような擬似確率マップは、多重スケール(多重解像度)分解により表され、これは、1組の特徴を取得するようにサンプリングされる。付加的な特徴のこのセットは、近傍窓を考慮した基本的分類器によって生成された予想ラベルと元の訓練データ特徴とを接合する。一例として、一実施形態において、多重スケール分解は、9要素近傍を使用することによって45の付加的な特徴をもたらす5スケールを使用して適用される。50

## 【0082】

元の特徴セット及びSSLサンプリングからの付加的な特徴から構成される拡大特徴セットが作り出される。最終的に、分類は、拡大特徴セットで行われる。多重解像度分解は、空間均一性及び異なるスケールで識別分岐領域の規則性に関する情報を提供する。

## 【0083】

分類ステージ後、結果は、冠動脈分枝の幾何学形状及び主要及び分岐血管の特性寸法に関する先験的知識を利用することによって精緻化することができる。ガイドワイヤの影のような異なるアーチファクトは、分岐領域と混同される可能性がある。実際に、単一フレーム（短軸図）を見る時に、分岐の外観とガイドワイヤの影の外観は類似している場合がある。しかし、影のテクスチャパターンは、シーケンスのいくつかのフレームに沿って繰り返されるので、縦方向寸法が角度寸法よりも遥かに拡張している領域を分類マップから廃棄することによって2つの構造の間で識別することができる。検出領域の向きは、分類マップの縦方向及び角度軸線に対して評価し、所定の閾値よりも優れている軸線に対してある一定の角度を形成する領域を除去することができる。その後、結果をより均一にして分岐するには小さすぎる領域を除くために、形態学的フィルタリングをサイズ $[n_D, n_F]$ の矩形構造化要素で行うことができ、ここで $n_D$ は角度数であり、 $n_F$ はフレーム数である。モデルパラメータ、 $n_F$ 、及び $n_D$ を調節するために、交差検証処理を網羅的検索によって適用することができる。

## 【0084】

ブロック図の各ブロック及びブロック図のブロックの組合せ、並びに本明細書に開示するシステム及び方法のいずれの部分も、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点は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、1つ又は複数のブロック図に指定され、又は本明細書で開示するシステム及び方法に関して説明されたアクションを実施するための手段を生成するように、プロセッサに提供して機械を生成することができる。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行われるべき一連の作動ステップがコンピュータ実施処理を生じることが可能にすることができる。コンピュータプログラム命令はまた、作動ステップの少なくとも一部を並行して行うことを可能にすることができる。更に、ステップの一部はまた、多重プロセッサコンピュータシステムで行うことができるような1つよりも多くのプロセッサにわたって実施することができる。更に、1つ又はそれよりも多くの処理は、他の処理又は本発明の範囲又は精神から逸脱することなく例示したものと異なるシーケンスでも同時に実施することができる。

## 【0085】

コンピュータプログラム命令は、以下に限定されるものではないが、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)又は他の光学式メモリ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクメモリ又は他の磁気記憶デバイス、又は望ましい情報を格納するのに使用することができ、計算デバイスによってアクセス可能ないずれかの他の媒体を含むあらゆる適切なコンピュータ可読媒体に格納することができる。

## 【0086】

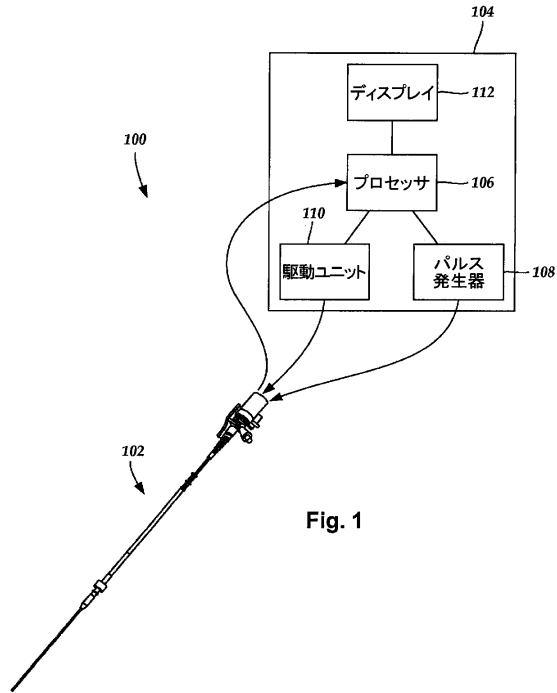
以上の仕様、実施例、及びデータは、本発明の構成物の製造及び用途の説明を提供するものである。本発明の多くの実施形態は、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく行うことができるので、本発明は、以下に添付する特許請求の範囲にも属するものである。

## 【符号の説明】

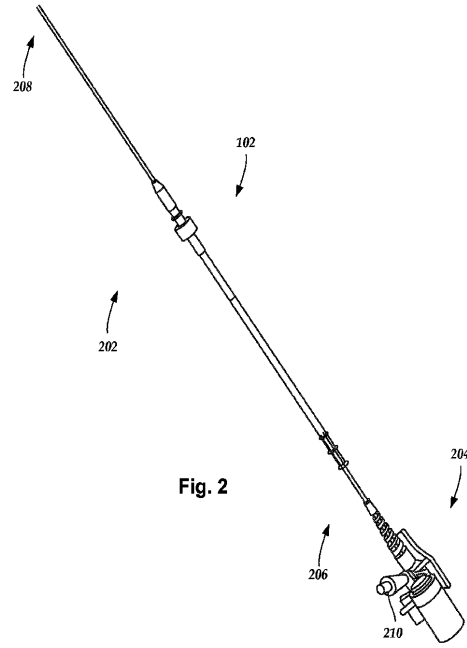
## 【0087】

- 502 IVUS引き戻し
- 504 血管造影投影
- 506 分岐検出
- 516 分岐角度の推定
- 520 修正IVUS画像の生成

【図 1】



【図 2】



【図 3】

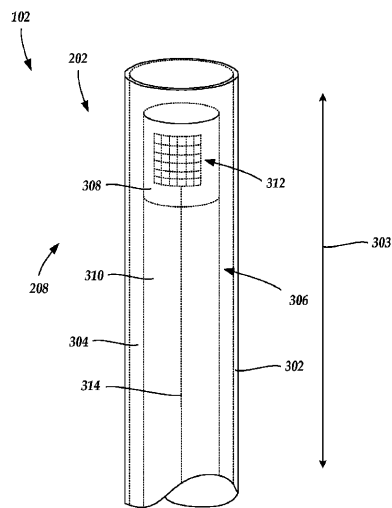


Fig. 3

【図 4】

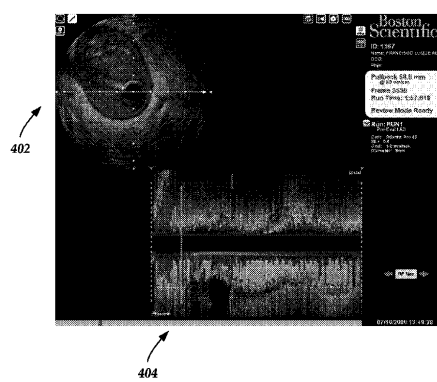


Fig. 4

【図 5】

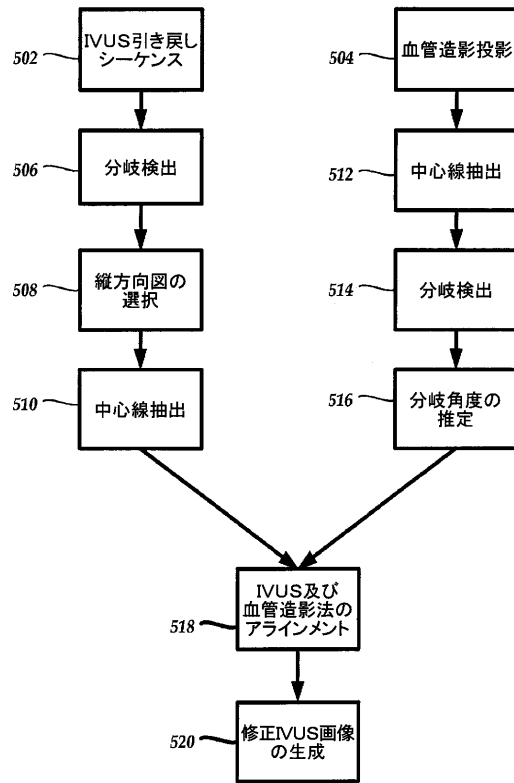


Fig. 5

【図 6 A】

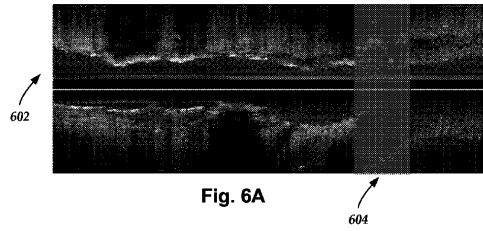


Fig. 6A

【図 6 B】

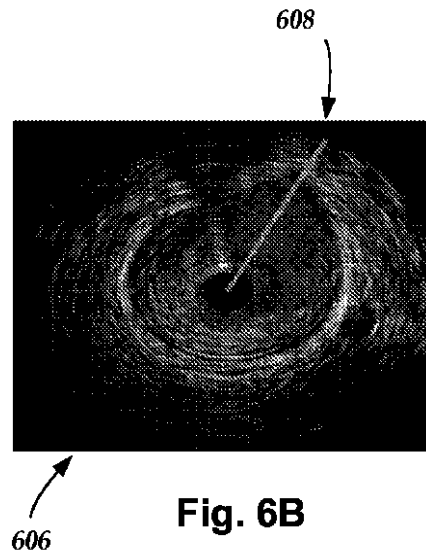


Fig. 6B

【図 7】

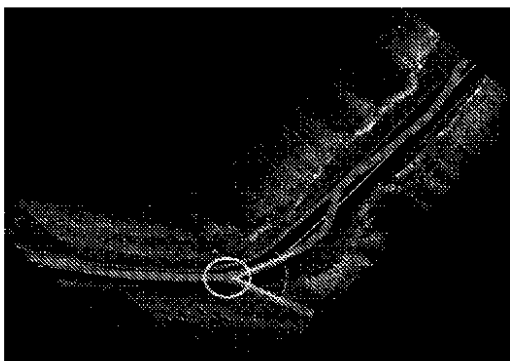


Fig. 7

【図 8】

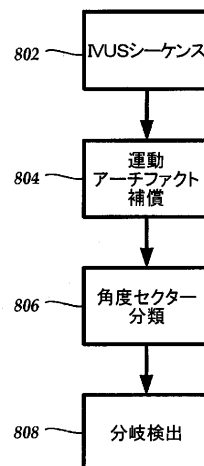


Fig. 8

【図 10】

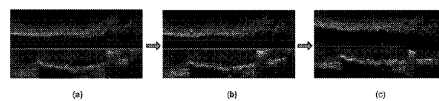


Fig. 10

【図 1 1】

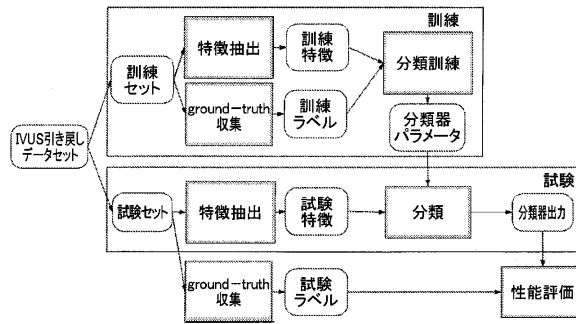


Fig. 11

【図 1 2】

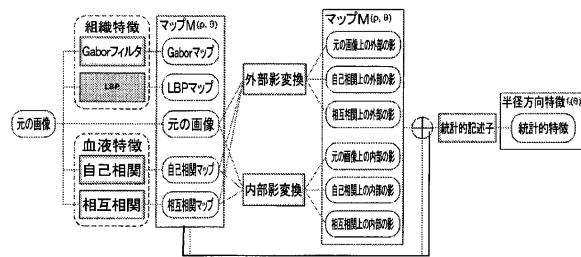


Fig. 12

【図 1 3】

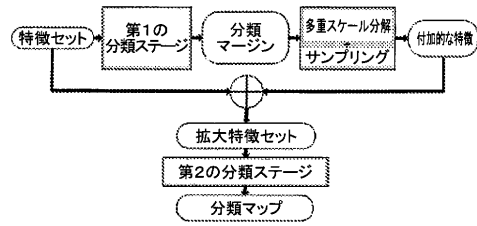


Fig. 13

【図 9】

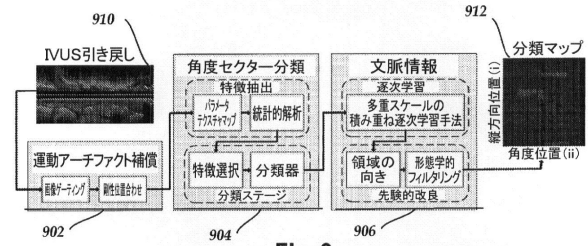


Fig. 9



## フロントページの続き

- (72)発明者 バロッコ シモーネ  
スペイン バダロナ トラヴ デ モンティガラ 7 3 - 1 イセタ
- (72)発明者 アルベルティ マリナ  
スペイン バルセロナ ヴィア デ レ コルツ カタラネス 5 8 8 6 - 1
- (72)発明者 ガッタ カルロ  
スペイン バルセロナ カレノデ ラルヘンテル 1 2 3 - 4
- (72)発明者 チオンピ フランチェスコ  
スペイン バルセロナ カレノブエナヴェントゥラ ムノス 3 1 5 - 2
- (72)発明者 プホル オリオル  
スペイン バルセロナ ロッセロ 3 5 0 5 - 2 デル
- (72)発明者 カリーリョ ハヴィエル  
スペイン バダロナ カレノドス デ マイグ 1 9 - 2 3 4 0 2 ア
- (72)発明者 フェレ ホセパ マウリ  
スペイン エ - 0 8 0 0 5 バルセロナ ラモン トゥッロ 1 0 5
- (72)発明者 ロドリゲス オリオル  
スペイン エ - 0 8 3 9 1 ティアナ ヴェルゲ デ ラ マルセ 2 8 エスカレラ ア 2 0  
1 0
- (72)発明者 フェルナンデス - ノフレリアス エデュアルド  
スペイン エ - 0 8 0 1 9 バルセロナ リュイ 3 5 0 トッレ ア 1 6 - 1
- (72)発明者 ラデヴァ ペティア  
スペイン サン クガ ペヘ . オルキディア 5 2

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2009 - 066430 (JP, A)  
特開2009 - 240359 (JP, A)  
特開2008 - 136850 (JP, A)  
米国特許出願公開第2008 / 0085042 (US, A1)  
特開2010 - 148778 (JP, A)  
特表2008 - 543511 (JP, A)  
米国特許出願公開第2007 / 0038061 (US, A1)  
特表2010 - 526556 (JP, A)  
国際公開第2008 / 062358 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	用于检测和显示体腔分叉的计算机可读介质和包括该计算机可读介质的系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5944917B2</a>	公开(公告)日	2016-07-05
申请号	JP2013540947	申请日	2011-09-23
[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	バロッコシモーネ アルベルティマリナ ガッタカルロ チオンピフランチェスコ プホルオリオル カリーリョハヴィエル フェレホセパマウリ ロドリゲスオリオル フェルナンデスノフレリアスエデュアルド ラデヴァベティア		
发明人	バロッコ シモーネ アルベルティ マリナ ガッタ カルロ チオンピ フランチェスコ プホル オリオル カリーリョ ハヴィエル フェレ ホセパ マウリ ロドリゲス オリオル フェルナンデス-ノフレリアス エデュアルド ラデヴァ ベティア		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B6/504 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/445 A61B8/4461 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/5276 A61B8/5284 G06T7/33 G06T2207/10116 G06T2207/10132 G06T2207/30172		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
审查员(译)	门田弘		
优先权	61/416947 2010-11-24 US 61/510014 2011-07-20 US		
其他公开文献	JP2013543786A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

产生超声图像的方法包括接收当IVUS成像器移动通过体腔时获取的血管内超声 ( IVUS ) 数据序列，并从至少一个体腔接收IVUS数据序列。从血管造影数据中识别一个分支，确定体腔两个分支之间的分叉角度，使用IVUS数据显示体腔的纵向视图，以及确定分叉角度并且成角度地对准纵向视图的每个部分，其对应于结合的体腔的两个分支。 点域5

(21) 出願番号	特願2013-540947 (P2013-540947)	(73) 特許権者	506192652
(86) (22) 出願日	平成23年9月23日 (2011. 9. 23)		ボストン サイエンティフィック サイム
(65) 公表番号	特表2013-543786 (P2013-543786A)		ド, インコーポレイテッド
(43) 公表日	平成25年12月9日 (2013. 12. 9)		BOSTON SCIENTIFIC S
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/053116		CIMED, INC.
(87) 国際公開番号	W02012/071110		アメリカ合衆国 55311-1566
(87) 国際公開日	平成24年5月31日 (2012. 5. 31)		ミネソタ州 メーブル グローブ ワン
審査請求日	平成26年9月19日 (2014. 9. 19)		シメッド プレイス (番地なし)
(31) 優先権主張番号	61/416, 947	(74) 代理人	100105957
(32) 優先日	平成22年11月24日 (2010. 11. 24)		弁理士 恩田 誠
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100068755
(31) 優先権主張番号	61/510, 014		弁理士 恩田 博宣
(32) 優先日	平成23年7月20日 (2011. 7. 20)	(74) 代理人	100142907
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 本田 淳
最終頁に続く			