

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2019-509852

(P2019-509852A)

(43) 公表日 平成31年4月11日(2019.4.11)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2018-551303 (P2018-551303)
 (86) (22) 出願日 平成29年3月28日 (2017. 3. 28)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年11月14日 (2018. 11. 14)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/057332
 (87) 国際公開番号 W02017/167762
 (87) 国際公開日 平成29年10月5日 (2017. 10. 5)
 (31) 優先権主張番号 62/315, 220
 (32) 優先日 平成28年3月30日 (2016. 3. 30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

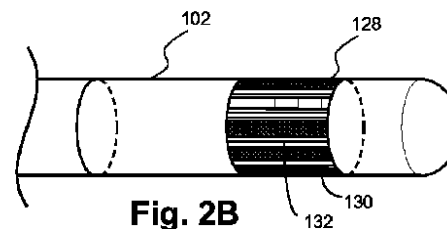
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響及び超音波技法を利用したフェーズドアレイ血管内デバイス、システム及び方法

(57) 【要約】

画像化デバイス、システム及び方法が提供される。本開示のいくつかの実施形態は特に、光音響様式及び超音波様式を用いて組織内の関心領域を画像化することを対象とする。いくつかの実施形態では、医療用感知システムが、1つ又は複数の外部光放出器と、血管経路内に配置されるように構成された測定装置とを含む。測定装置は、2つ以上のタイプのセンサを含むセンサアレイを含む。センサは、放出された光学パルスと組織との間の相互作用によって生成された音波を受信し、超音波信号を送受信するように構成されている。医療用感知システムはさらに、関心領域の画像を生成するように動作可能な処理エンジンと、関心領域の画像を視覚的に表示するように構成されたディスプレイとを備える。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心領域内の組織に光学パルスを放出する光放出器と、
関心領域の血管経路内に配置される測定装置であって、2つ以上のセンサ要素を含むセンサアレイを備える測定装置とを備える医療用感知システムであって、

前記測定装置は、

前記光学パルスと組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信し、

超音波信号を送信し、

送信された超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信する、医療用感知システム。

10

【請求項 2】

前記センサアレイが、前記測定装置の遠位部分の周囲に円周方向に配される、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 3】

前記 2 つ以上のセンサ要素は、トランスデューサアレイ上の表面積を等しく覆っている、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 4】

前記測定装置及び前記光放出器を制御するように動作可能な処理エンジンをさらに含む、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 5】

前記処理エンジンがさらに、前記光放出器と前記測定装置との動きを同期させるように動作可能である、請求項 4 に記載の医療用感知システム。

20

【請求項 6】

前記処理エンジンは、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づいて前記関心領域の画像を生成するように動作可能である、請求項 4 に記載の医療用感知システム。

【請求項 7】

前記 2 つ以上のセンサ要素が、少なくとも 1 つの光音響トランスデューサ及び少なくとも 1 つの超音波トランスデューサを備える、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが、超音波信号を送信し、送信された前記超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信する、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

30

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサがさらに、前記光学パルスと前記組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信する、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサが、前記光学パルスと前記組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信する、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

40

【請求項 11】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサ及び前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが、音波と超音波エコー信号とを交互に受信する、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

【請求項 12】

関心領域内の組織に光学パルスを放出する光放出器と、

前記関心領域の血管経路内に配置される測定装置であって、2つ以上のセンサ要素を含むセンサアレイを備える測定装置と、

前記測定装置と通信する処理エンジンと、

前記処理エンジンと通信するディスプレイであって、前記関心領域の画像を視覚的に表

50

示するディスプレイとを備える、医療用感知システムであって、

前記測定装置は、

前記光学パルスと前記組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信し、

超音波信号を送信し、

送信された前記超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信し、

前記処理エンジンは、

受信した前記音波及び受信した前記超音波エコー信号に基づいて前記関心領域の前記画像を生成する、医療用感知システム。

【請求項 13】

前記 2 つ以上のセンサ要素が、少なくとも 1 つの光音響トランスデューサ及び少なくとも 1 つの超音波トランスデューサを備える、請求項 12 に記載の医療用感知システム。

【請求項 14】

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが、超音波信号を送信し、送信された前記超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信する、請求項 13 に記載の医療用感知システム。

【請求項 15】

前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサがさらに、前記光学パルスと前記組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信する、請求項 13 に記載の医療用感知システム。

【請求項 16】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサが、前記光学パルスと前記組織との相互作用の結果として前記組織によって生成された音波を受信する、請求項 13 に記載の医療用感知システム。

【請求項 17】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサ及び前記少なくとも 1 つの超音波トランスデューサが、音波と超音波エコー信号とを交互に受信する、請求項 13 に記載の医療用感知システム。

【請求項 18】

関心領域をマッピングする方法であって、前記方法は、

患者の体外に配されたレーザ源を用いて、少なくとも 1 つの血管経路を有する関心領域内の組織上に集束レーザパルスを送信するステップと、

前記関心領域の前記血管経路内に置かれたトランスデューサアレイを用いて、前記集束レーザパルスと前記組織との相互作用によって生成された音波を受信するステップと、

前記トランスデューサアレイの少なくとも 1 つのトランスデューサを用いて、前記関心領域内の前記組織に向かって超音波信号を送信するステップと、

前記トランスデューサアレイの前記少なくとも 1 つのトランスデューサを用いて、送信された超音波信号の超音波エコー信号を受信するステップと、

受信した前記音波及び受信した前記超音波エコー信号に基づいて前記関心領域の画像を生成するステップと、

前記関心領域の画像をディスプレイに出力するステップとを含む、方法。

【請求項 19】

前記音波を受信するステップ中、前記超音波信号を送信するステップ中及び前記超音波エコー信号を受信するステップ中に、前記トランスデューサアレイを前記血管経路内で動かすステップをさらに含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記音波を受信するステップ中、前記超音波信号を送信するステップ中及び前記超音波エコー信号を受信するステップ中に、前記トランスデューサアレイを回転させるステップをさらに含む、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 21】

10

20

30

40

50

前記トランスデューサアレイは、2つ以上のタイプのトランスデューサ要素を含む、請求項18に記載の方法。

【請求項22】

前記2つ以上のトランスデューサ要素は、超音波トランスデューサ及び光音響トランスデューサを備える、請求項21に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001] 本開示は一般に画像化に関し、詳細には、多数の画像化様式を組み込むトランスデューサを用いて組織内の関心領域を画像化することに関する。

10

【背景技術】

【0002】

[0002] 疾患治療の診断及び成功のレベルの検証におけるイノベーションは、外部画像化プロセスから内部診断プロセスへと移行した。具体的には、カテーテルなどの可撓性の測定装置、又はカテーテル導入手技に使用されるガイドワイヤの遠位端に配置された超小型センサによって血管系の閉塞及び他の血管系疾患を診断する、診断機器及びプロセスが開発された。知られている医療用感知技法には例えば、血管造影、血管内超音波（IVUS）、前方視IVUS（FL-IVUS）、冠血流予備量比（FFR）決定、冠血流予備能（CFR）決定、光干渉断層撮影（OCT）、経食道超音波心エコー検査、画像誘導治療などがある。

20

【0003】

[0003] 例えば、血管内超音波（IVUS）画像化は、治療の必要性を判定し、介入を誘導し、且つ/又はその有効性を評価するために人体内の病気にかかった血管、例えば病気にかかった動脈を評価する診断ツールとして、介入性心臓病学において幅広く使用されている。現在使用されているIVUSデバイスには大きく分けて、回転IVUSデバイスと固体状態IVUSデバイス（合成開口フェーズドアレイとしても知られている）の2つのタイプがある。典型的な回転IVUSデバイスについて言うと、関心の血管に挿入されたプラスチックのシースの内側でスピン回転する可撓性駆動シャフトの先端に単一の超音波トランスデューサ要素が位置する。側方視回転デバイスでは、デバイスの長手軸に対して概ね垂直に超音波ビームが伝搬するようにトランスデューサ要素の向きが決められる。前方視回転デバイスでは、超音波ビームが先端に向かってより多く伝搬する（いくつかのデバイスでは長手方向の中心線に対して超音波ビームが平行に放出される）ように遠位先端に向けてトランスデューサ要素がピッチングされる。流体で満たされたシースは、スピン回転するトランスデューサ及び駆動シャフトから血管組織を保護し、同時に、超音波信号が、トランスデューサから組織内へ及び組織内からトランスデューサへ伝搬することを許容する。駆動シャフトが回転すると、トランスデューサは、高電圧パルスによって定期的に励振されて、短い超音波バーストを放出する。次いで、同じトランスデューサが、さまざまな組織構造体から反射されて戻って来たエコーを感知する。IVUS医療用感知システムは、トランスデューサの1回の回動の間に実施されたパルス/取得サイクルのシーケンスから、組織、血管、心臓構造体などの2次元表示を組み立てる。ある長さの血管を画像化するために、トランスデューサ要素がスピン回転しながら、血管内でトランスデューサ要素が引き寄せられる。

30

40

【0004】

[0004] 対照的に、固体状態IVUSデバイスは、1組のトランスデューサコントローラに接続された超音波トランスデューサのアレイを含むスキャナアセンブリを利用する。側方視及び一部の前方視IVUSデバイスでは、デバイスの外周を取り巻いてトランスデューサを分布させる。他の前方視IVUSデバイスでは、トランスデューサが、遠位先端に配列された直線アレイであり、トランスデューサは、長手方向の中心線に対してより平行に超音波ビームが伝搬するようにピッチングされる。トランスデューサコントローラは、超音波パルスを送信するトランスデューサセット及びエコー信号を受信するトランスデ

50

ユーサセットを選択する。送信 - 受信セットのシーケンスを段階的に実施することによって、固体状態 I V U S システムは、可動部品なしで、機械的にスキャンされたトランスデューサ要素の効果を合成によって得ることができる。回転する機械要素がないため、血管外傷の危険性を最小限に抑えつつ、血液及び血管組織と直接に接触してトランスデューサアレイを配置することができる。さらに、回転する要素がないためインタフェースが単純になる。この固体状態スキャナは、単純な電気ケーブル及び分離可能な標準的な電気コネクタを用いて医療用感知システムに直接に配線することができる。このスキャナアセンブリのトランスデューサはスピン回転しないが、ある長さの血管を画像化するために、送信 - 受信セットを段階的に実施して一連の半径方向スキャンを作成する間、血管内でスキャナアセンブリを引き寄せるという点で、操作は回転システムの操作と同様である。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

[0005] 回転 I V U S 及び固体状態 I V U S は単に、環境の狭い領域をサンプリングし、その結果から 2 次元又は 3 次元画像を組み立てる画像化様式のいくつかの例にすぎない。他の例は光干渉断層撮影 (OCT) を含み、OCT は、超音波システムとともに使用されている。これらの様式を血管経路内で使用する際の鍵となる課題の 1 つは、それらの様式においては、血管壁の向こう側の解剖学的構造に関するデータを集める際に制限があるということである。OCT 画像化は、I V U S 画像化よりも高い分解能を与えるが、OCT は、特に限定された浸透深さを有し、組織の領域を画像化するのにより多くの時間がかかる。

20

【0006】

[0006] 近代の別の生医学的画像化様式が光音響画像化である。光音響画像化デバイスは、短いレーザパルスを組織内へ送達し、結果として生じる組織からの音響出力をモニタリングする。組織の全体にわたって光吸収は異なるため、レーザパルスからのパルスエネルギーによって組織内に示差的な加熱が生じる。この加熱及び関連する膨張によって、組織の光吸収に対応する音波が生成される。「SYSTEMS AND METHODS FOR IDENTIFYING VASCULAR BORDERS」という名称の米国特許出願公開第 2013/0046167 号に記載されているように、これらの音波を検出することができ、それらの音波を分析することによって組織の画像を生成し、関連する血管構造体を識別することができる。この文献は、その全体が参照によって本明細書に組み込まれている。

30

【0007】

[0007] したがって、これらの理由及びその他の理由から、血管経路及び周囲の組織のマッピングを可能にする改良されたシステム及び技法が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

[0008] 本開示の実施形態は、光音響画像化技法と I V U S 画像化技法とを組み合わせるデバイス、システム及び方法を提供する。これらのデバイス、システム及び方法は、血管経路及び周囲の組織を画像化及び / 又はマッピングすることを可能にするセンサアレイを含む。

40

【0009】

[0009] いくつかの実施形態では、医療用感知システムが提供される。この医療用感知システムは、関心領域内の組織に光学パルスを放出するように構成された光放出器と、関心領域の血管経路内に配置されるように構成された測定装置であって、2 つ以上のセンサ要素を含むセンサアレイを備えた測定装置とを備え、前記測定装置は、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信し、超音波信号を送信し、送信された超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信するように構成される。

【0010】

[0010] いくつかの実施形態では、センサアレイは、測定装置の遠位部分の周囲に円周

50

方向に配される。これら2つ以上のセンサ要素は、トランスデューサアレイ上の表面積を等しく覆っている。測定装置及び光放出器を制御するように動作可能な処理エンジンをさらに含めることもできる。いくつかの実施形態では、処理エンジンはさらに、光放出器と測定装置との動き同期させるように動作可能であり、且つ/又は受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づいて関心領域の画像を生成するように動作可能である。

【0011】

[0011] いくつかの実施形態では、2つ以上のセンサ要素は、少なくとも1つの光音響トランスデューサ及び少なくとも1つの超音波トランスデューサを備える。少なくとも1つの超音波トランスデューサは、超音波信号を送信し、送信された超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信するように構成される。少なくとも1つの超音波トランスデューサはさらに、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信するように構成される。少なくとも1つの光音響トランスデューサは、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信するように構成される。いくつかの実施形態では、少なくとも1つの光音響トランスデューサ及び少なくとも1つの超音波トランスデューサは、音波と超音波エコー信号とを交互に受信するように構成される。

10

【0012】

[0012] いくつかの実施形態では、医療用感知システムが提供される。この医療用感知システムは、関心領域内の組織に光学パルスを放出するように構成された光放出器と、関心領域の血管経路内に配置されるように構成された測定装置であって、2つ以上のセンサ要素を含むセンサアレイを備える測定装置と、測定装置と通信する処理エンジンと、処理エンジンと通信するディスプレイであって、関心領域の画像を視覚的に表示するように構成されたディスプレイとを備え、測定装置は、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信し、超音波信号を送信し、送信された超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信するように構成され、処理エンジンは、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づいて関心領域の画像を生成するように動作可能である。

20

【0013】

[0013] いくつかの実施形態では、2つ以上のセンサ要素は、少なくとも1つの光音響トランスデューサ及び少なくとも1つの超音波トランスデューサを備える。少なくとも1つの超音波トランスデューサは、超音波信号を送信し、送信された超音波信号に基づく超音波エコー信号を受信するように構成される。いくつかの実施形態では、少なくとも1つの超音波トランスデューサはさらに、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信するように構成される。少なくとも1つの光音響トランスデューサは、光学パルスと組織との相互作用の結果として組織によって生成された音波を受信するように構成される。いくつかの実施形態では、少なくとも1つの光音響トランスデューサ及び少なくとも1つの超音波トランスデューサは、音波と超音波エコー信号とを交互に受信するように構成される。

30

【0014】

[0014] いくつかの実施形態では、関心領域をマッピングする方法が提供される。この方法は、患者の体外に配されたレーザ源を用いて、少なくとも1つの血管経路を有する関心領域内の組織上に集束レーザパルスを送信するステップと、関心領域の血管経路内に置かれたトランスデューサアレイを用いて、集束レーザパルスと組織との相互作用によって生成された音波を受信するステップと、トランスデューサアレイの少なくとも1つのトランスデューサを用いて、関心領域内の組織に向かって超音波信号を送信するステップと、トランスデューサアレイの少なくとも1つのトランスデューサを用いて、送信された超音波信号の超音波エコー信号を受信するステップと、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づいて関心領域の画像を生成するステップと、関心領域の画像をディスプレイに出力するステップとを含む。

40

【0015】

[0015] いくつかの実施形態では、この方法は、音波を受信するステップ中、超音波信

50

号を送信するステップ中及び超音波エコー信号を受信するステップ中に、トランスデューサアレイを血管経路内で動かすステップをさらに含む。この方法は、音波を受信するステップ中、超音波信号を送信するステップ中及び超音波エコー信号を受信するステップ中に、トランスデューサアレイを回転させるステップをさらに含む。トランスデューサアレイは、2つ以上のタイプのトランスデューサ要素を含むことができる。2つ以上のトランスデューサ要素は、超音波トランスデューサ及び光音響トランスデューサを備えることができる。

【0016】

[0016] 本開示の追加の態様、特徴及び利点は、以下の詳細な説明から明白になるだろう。

【0017】

[0017] 次に、添付図面を参照して本開示の例示的な実施形態を説明する。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1A】 [0018] 本開示のいくつかの実施形態による医療用感知システムの概略図である。

【図1B】 [0019] 本開示のいくつかの実施形態による医療用感知システムの概略図である。

【図2A】 [0020] 本開示の一実施形態によるセンサアレイを備える医療用感知システムの概略図である。

【図2B】 [0021] 本開示の別の実施形態によるセンサアレイを備える医療用感知システムの概略図である。

【図2C】 [0022] 本開示の別の実施形態によるセンサアレイを備える医療用感知システムの概略図である。

【図2D】 [0023] 本開示の別の実施形態によるセンサアレイを備える医療用感知システムの概略図である。

【図2E】 [0024] 本開示の別の実施形態によるセンサアレイを備える医療用感知システムの概略図である。

【図3】 [0025] 本開示の一実施形態による、経路内に置かれた器具及び外部放出器を含む、血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図4】 [0026] 血管経路をマッピングすることに従事する器具を含む、血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図5】 [0027] 本開示のいくつかの実施形態による、トランスデューサアレイを用いて血管経路をマッピングする方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0019】

[0028] 本開示の原理の理解を促すため、次に、図面に示された実施形態を参照する。それらの実施形態を説明するために特定の用語が使用される。それにもかかわらず、本開示の範囲を限定しないことが意図されていることが理解されるだろう。本開示が関係する技術分野の当業者であれば普通に理解することだが、記載されたデバイス、システム及び方法に対するあらゆる改変及びさらなる変更、並びに本開示の原理のあらゆるさらなる用途は全て企図され、本開示の範囲に含まれる。例えば、血管内感知システムは心臓血管画像化に関して説明されるが、血管内感知システムがこの用途だけに限定されることは意図されていないことが理解される。このシステムは、狭い腔内での画像化を必要とするどの用途にも等しく適している。具体的には、1つの実施形態に関して説明された特徴、構成要素及び/又はステップを、本開示の他の実施形態に関して説明された特徴、構成要素及び/又はステップと組み合わせることが完全に企図される。しかしながら、簡潔にするため、これらの多数の組合せを反復して別々に説明することはしない。

【0020】

[0029] 図1Aは、本開示のいくつかの実施形態による医療用感知システム100の概

10

20

30

40

50

略図である。医療用感知システム 100 は、(カテーテル、ガイドワイヤ又はガイドカテーテルなどの)測定装置 102 を含む。本明細書で使用されるとき、「測定装置」又は「可撓性測定装置」は、少なくとも、患者の血管系に挿入することができる任意の細長い可撓性構造体を含む。本開示の「測定装置」の図示された実施形態は、可撓性測定装置 102 の外径を画定する円形の断面輪郭を有する円筒形の輪郭を有するが、他の事例では、可撓性測定装置 102 の全体又は一部分が、(例えば長円形、長方形、正方形、楕円形などの)他の幾何学的断面輪郭又は非幾何学的断面輪郭を有する。可撓性測定装置 102 は例えばガイドワイヤ、カテーテル及びガイドカテーテルを含む。この点に関して、カテーテルは、カテーテルの長さの全体又は一部分に沿って延びる、他の器具を受け入れ且つ/又は誘導するための管腔を含むことがあり、又は含まないことがある。カテーテルが管腔を含む場合、この管腔は、デバイスの断面輪郭の中心に置くことができ、又はデバイスの断面輪郭の中心からずれていてもよい。

10

20

30

40

50

【0021】

[0030] 医療用感知システム 100 はさまざまな用途で利用され、医療用感知システム 100 を使用して、生体内の血管及び構造体を評価することができる。そのために、測定装置 102 は血管 104 内へ進められる。血管 104 は、画像化する生体内にあって、流体で満たされた又は流体によって取り囲まれた自然及び人工の構造体を表し、例えば、限定はされないが、肝臓、心臓、腎臓を含む器官、体の血液系又は他の系内の弁などの構造体を含みうる。自然の構造体を画像化することに加えて、画像はさらに、限定はされないが、心臓弁、ステント、シャント、フィルタ及び体内に置かれた他のデバイスなどの人工構造体を含む。測定装置 102 は、血管 104 に関する診断データを集めるために装置 102 の長さに沿って配された 1 つ又は複数のセンサ 106 を含む。さまざまな実施形態では、1 つ又は複数のセンサ 106 が、IVUS 画像化、圧力、流量、OCT 画像化、経食道超音波心エコー検査、温度、他の適当な様式及び/又はこれらの組合せなどの感知様式に対応する。

【0022】

[0031] 図 1 A の例示的な実施形態では、測定装置 102 が固体状態 IVUS デバイスを含み、センサ 106 が、1 つ又は複数の IVUS 超音波トランスデューサ及び/又は光音響トランスデューサ、並びに関連制御機構を含む。本明細書で使用されるとき、「光音響トランスデューサ」は、少なくとも、光学パルスと組織との相互作用の結果として生成された光音響波を検出するように構成されたセンサを含む。一実施形態では、光音響トランスデューサが、IVUS 超音波トランスデューサと同じ超音波検出機構を利用する。いくつかの実施態様では、単一のトランスデューサが、IVUS トランスデューサと光音響トランスデューサとの両方の役目を果たすことができる。別の実施形態では、光音響トランスデューサが、IVUS 超音波トランスデューサの検出機構とは別の専用の光音響波検出機構を使用する。図 1 A のシステムは、Volcano Corporation から入手可能な Eagle Eye (登録商標) Platinum カテーテルに関連したフェーズドアレイ IVUS デバイス、システム及び方法の態様、並びに米国特許第 7,846,101 号及び/又は 2015 年 7 月 29 日に出願された米国特許出願第 14/812,792 号に記載されたフェーズドアレイ IVUS デバイス、システム及び方法の態様を含むことができる。これらの文献はそれぞれ、その全体が参照によって本明細書に組み込まれている。

【0023】

[0032] センサ 106 は、血管 104 及び周囲の解剖学的構造体の断面表現を得るために超音波エネルギーを半径方向 110 に放出するように、測定装置 102 の外周を取り巻いて配列及び配置される。画像化するエリアの近くにセンサ 106 が置かれると、制御回路が、血管 104 及び周囲の構造体によって反射される超音波パルスを送信する 1 つ又は複数の IVUS トランスデューサを選択する。制御回路はさらに、超音波エコー信号を受信する 1 つ又は複数のトランスデューサを選択する。送信 - 受信セットのシーケンスを段階的に実施することによって、医療用感知システム 100 は、可動部品なしで、機械的に

スキャンされたトランスデューサ要素の効果を合成によって得ることができる。

【 0 0 2 4 】

[0033] 一実施形態では、センサ 1 0 6 が、測定装置 1 0 2 の遠位部分の周囲に円周方向に配される。別の実施形態では、センサ 1 0 6 が、測定装置 1 0 2 の本体の内部に含まれる。他の実施形態では、センサ 1 0 6 が、測定装置 1 0 2 を横切って半径方向に、又は測定装置 1 0 2 に接続された可動駆動部材上に、又は測定装置 1 0 2 に接続された 1 つ若しくは複数の平面アレイ上に配される。センサ配置の他の例が図 2 A ~ 図 2 E に示されている。

【 0 0 2 5 】

[0034] いくつかの実施形態では、コンソール 1 1 6 に含めることができる処理エンジン 1 3 4 が、I V U S 様式と光音響様式との両方から取得された画像化データを結合して、単一の視覚化にする。この I V U S 様式と光音響様式との両方の様式の使用は、単一の様式を使用した従来のシステムが提供しないいくつかの利点を提供する。第 1 に、光音響センサの追加は、従来の I V U S 法だけよりも高分解能のマッピングを可能にする。第 2 に、I V U S 様式と光音響様式との組合せは、O C T 画像化又は他の方法よりも速い画像化速度を可能にする。第 3 に、この組合せは、血管経路の周囲の組織の 2 次元及び / 又は 3 次元画像化を可能にする。第 4 に、光音響画像化の使用は、周囲の組織をより多く含むことによって、I V U S マッピング手法の診断範囲を拡張する。具体的には、結合された I V U S 及び光音響マッピングは、ブランク、狭窄及び他の形態の血管疾患を検出する際の超音波の信頼性を犠牲にすることなしに、あるタイプの癌、組織損傷の検出及び多数の血管経路のマッピングを可能にすることができる。第 5 に、これらの 2 つの様式を組み合わせることは、大幅なコスト節減を可能にする。これは、既存の I V U S システムを、両方の様式を使用するマッピングシステムに適合させることができるためである。第 6 に、光学パルスと組織とが相互作用し、組織からの光音響波の放出が全方向であるため、トランスデューサと同じ軸に沿って光学パルスが放出される必要がない。このことは、組み合わせられた光音響及び I V U S 手法を実行する際のより大きな柔軟性を可能にし、深部の血管経路又は入り組んだ血管経路に沿ってであっても精密なマッピング手法を可能にする。第 7 に、本開示のマッピング能力を、いくつかの形態のレーザ治療と統合することができる。例えば、光放出器を診断モードで使用することによって組織の疾患診断が達成される。診断後、光放出器を治療モードに切り換えることができる。この点に関して、血管系及び周囲の組織のマッピングを使用して、治療の適用を誘導することができる。この光学的治療が終了した後に、光放出器を再び診断モードに切り換えて、組織の病変部分の治療を確認することができる。

【 0 0 2 6 】

[0035] センサデータは、ケーブル 1 1 2 を介して、患者インタフェースモジュール (P I M) 1 1 4 及びコンソール 1 1 6 に送信され、さらに、コンソール 1 1 6 の内部に配することができる処理エンジン 1 3 4 に送信される。この 1 つ又は複数のセンサ 1 0 6 からのデータは、コンソール 1 1 6 の処理エンジン 1 3 4 によって受信される。他の実施形態では、処理エンジン 1 3 4 が、測定装置 1 0 2 から物理的に分離されており、(例えば無線通信によって)測定装置と通信する。いくつかの実施形態では、処理エンジン 1 3 4 が、センサ 1 0 6 を制御するように構成される。I V U S 様式と光音響様式との両方を使用した手法で血管経路 1 0 4 をマッピングするために、信号の送信及び受信の精確なタイミングが使用される。具体的には、いくつかの手法は、信号を交互に送信及び受信するようにセンサ 1 0 6 を起動することを含む。光音響信号と超音波信号との両方を受信するように構成された 1 つ又は複数の I V U S トランスデューサを使用するシステムでは、血管経路及び周囲の組織のマッピング中に 1 つ又は複数のトランスデューサの状態 (例えば送信 / 受信) を制御するように、処理エンジン 1 3 4 を構成することができる。

【 0 0 2 7 】

[0036] さらに、いくつかの実施形態では、処理エンジン 1 3 4、P I M 1 1 4 及びコンソール 1 1 6、並びに / 又は同じシステム、ユニット、シャー若しくはモジュールの部

10

20

30

40

50

分が併置される。処理エンジン 134、PIM 114 及び / 又はコンソール 116 は協力して、ディスプレイ 118 上に画像として表示するセンサデータを組み立て、処理し、レンダリングする。例えば、さまざまな実施形態において、処理エンジン 134、PIM 114 及び / 又はコンソール 116 は、センサ 106 を構成するための制御信号を生成し、センサ 106 を起動するための信号を生成し、センサデータの増幅、フィルタリング及び / 又は集約を実行し、センサデータを、表示用の画像としてフォーマットする。これらのタスク及びその他のタスクの割当ては、さまざまなやり方で、処理エンジン 134、PIM 114 及びコンソール 116 の間で分散させることができる。

【0028】

[0037] 図 1 A をさらに参照すると、測定装置 102 に引戻しデバイス 138 が接続されている。いくつかの実施形態では、引戻しデバイス 138 が、血管経路 104 の中で測定装置 102 を引っ張るように構成されている。1つ若しくは複数の固定された速度で、及び / 又は 1つ若しくは複数の固定された距離だけ測定装置を引っ張るように、引戻しデバイス 138 を構成することができる。他の事例では、可変の速度で及び / 又は可変の距離だけ測定装置を引っ張るように、引戻しデバイス 138 が構成される。引戻しデバイス 138 は、雄型 / 雌型プラグの相互作用、機械的結合、留め具及び / 又はこれらの組合せなどの機械的接続によって、測定装置 102 に選択的に接続することができる。さらに、いくつかの事例では、引戻しデバイス 138 が、PIM 114 と機械的に結合されており、且つ / 又は PIM 114 と一体化されている。このような事例では、測定装置 102 を PIM 114 に接続することによって、引戻しデバイス 138 を測定装置 102 に結合することができる。ケーブル、トラック、ワイヤ又はリボンを横切って引戻しデバイス 138 をスライドさせることができる。いくつかの実施形態では、引戻しデバイス 138 が、処理エンジン 134、PIM 114 又はコンソール 116 のうちの 1つ又は複数と通信する。さらに、引戻しデバイス 138 は、処理エンジン 134、PIM 114 又はコンソール 116 を通して送られた信号によって制御される。外部光放出器を駆動するアクチュエータなどの別の動作デバイスと通信するように、引戻しデバイス 138 を配置することもできる。いくつかの実施形態では、外部光放出器と測定装置 102 とを同期して動かすために、アクチュエータが、引戻しデバイス 138 と同期される。

【0029】

[0038] さまざまなセンサ 106 に加えて、測定装置 102 は、図 1 A に示されているようなガイドワイヤ出口ポート 120 を含む。ガイドワイヤ出口ポート 120 は、血管構造体（すなわち血管）104 を通して部材 102 を導くためにガイドワイヤ 122 を遠位端に向かって挿入することを可能にする。これに応じて、いくつかの事例では、測定装置 102 が、ラピッドエクスチェンジカテーテルである。それに加えて又はその代わりに、血管 104 内のガイドカテーテル 124 の内側で測定装置 102 を前進させることもできる。一実施形態では、測定装置 102 が、膨張可能なバルーン部分 126 を遠位先端近くを含む。バルーン部分 126 は、IVUS デバイスの長さに沿って延びる管腔に対して開いており、膨張ポート（図示せず）で終わる。膨張ポートを介してバルーン 126 を選択的に膨らませ、又はしばませる。他の実施形態では、測定装置 102 がバルーン部分 126 を含まない。

【0030】

[0039] 図 1 B は、本開示のいくつかの実施形態による代替的な測定装置 102 を含むシステムの略図である。図 1 B の測定装置 102 は、回転 IVUS 超音波システムなどの回転デバイスの特徴をよく示しており、その 1つ又は複数のセンサ 106 は、超音波エネルギーを半径方向 110 に放出するように配列された 1つ又は複数の IVUS トランスデューサ、及び 1つ又は複数の光音響トランスデューサを含む。この場合も、単一のトランスデューサが、IVUS トランスデューサと光音響トランスデューサとの両方の役目を果たすことができる。このような実施形態では、血管 104 の断面図を得るために、その 1つ又は複数のセンサ 106 を、測定装置 102 の長手軸の周りで機械的に回転させる。図 1 B のシステムは、Volcano Corporation から入手可能な Revol

10

20

30

40

50

ution (登録商標) カテーテルに関連した回転 I V U S デバイス、システム及び方法の態様、並びに米国特許第 5, 243, 988 号、第 5, 546, 948 号及び第 8, 104, 479 号及び / 又は 2015 年 8 月 27 日に出願された米国特許出願第 14 / 837, 829 号に記載された回転 I V U S デバイス、システム及び方法の態様を含むことができる。これらの文献はそれぞれ、その全体が参照によって本明細書に組み込まれている。

【0031】

[0040] 本開示のシステムはさらに、整理番号 I V I - 0082 - PRO / 44755 . 1586 PV01、整理番号 I V I - 0086 - PRO / 44755 . 1592 PV01、整理番号 I V I - 0087 - PRO / 44755 . 1590 PV01、及び / 又は整理番号 I V I - 0088 - PRO / 44755 . 1589 PV01 に記載された 1 つ又は複数の特徴を含むことができる。これらの文献はそれぞれ本出願と同日に出願されたものであり、その全体が参照によって本明細書に組み込まれている。

10

【0032】

[0041] 図 2 A ~ 図 2 E は、測定装置 102 とともに使用される、本開示のいくつかの実施形態によるセンサアレイ 128 の例を示す。図 2 A ~ 図 2 E には、測定装置 102 の一部分だけが示されている。いくつかの実施形態では、センサアレイ 128 よりも遠位又は近位に、図 2 A ~ 図 2 E には描かれていない他の構成要素が配される。いくつかの実施形態では、図 1 A 及び図 1 B のセンサ 106 と同様の位置にセンサアレイ 128 が配置される。センサアレイ 128 は、超音波トランスデューサ、光音響トランシーバ、光放出器及び / 又は光学受信器を含む、1 つ又は複数のセンサ及び放出器を含む。図 2 A ~ 図 2 D の例では、センサアレイ 128 が、測定装置 102 の外周を取り巻いて配されているが、図 2 E では、測定装置 102 の本体内にセンサアレイ 128 の部分が配されている。図示されていないが、測定装置の遠位端、又はこの測定装置とは別の駆動部材若しくは他のデバイス上に、センサアレイ 128 を配することもできる。

20

【0033】

[0042] 図 2 A の例では、センサアレイ 128 に、第 1 のタイプのセンサ 130 及び第 2 のタイプのセンサ 132 が含まれる。第 1 のタイプのセンサ 130 と第 2 のタイプのセンサ 132 は、交互に並んだ行として配される。これらの列は、半径方向に配されており、測定装置 102 の周囲に部分的に又は完全に広がっている。いくつかの実施形態では、センサの列が、個々の列の端が互いに揃っていないような互い違いの編成で配置される。いくつかの実施形態では、センサの列が、間隔を置かず互いに隣接して配置される。或いは、センサの列が、測定装置 102 を横切って間隔を置いて配置される。いくつかの場合には、測定装置 102 上に、2、3、4 又は 5 列のセンサが交互に配される。上で論じたとおり、アレイ 128 は、測定装置 102 の軸を軸にして回転するように構成されている。

30

【0034】

[0043] 図 2 B の例では、第 1 のタイプのセンサ 130 と第 2 のタイプのセンサ 132 とが交互に並んだ列として配されたセンサアレイ 128 が示されている。センサのこれらの列は、測定装置の外周全体を取り巻いて配することができ、又はその代わりに、外周の部分だけに及ぶこともできる。いくつかの実施形態では、センサの列が、間隔を置かず互いに隣接して配置される。或いは、これらの列は、測定装置 102 の外周を横切って間隔を置いて配置される。

40

【0035】

[0044] 図 2 C の例では、アレイ 128 上に、第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 が交互に配されている。いくつかの実施形態では、アレイ 128 上に、第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 が、第 1 のタイプの個々のセンサ 130 が互いに隣り合わないようなチェッカー盤構成で配されている。さらに、第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 は、アレイ 128 の面積のうち大雑把に等しい割合を占めることができる。図 2 C の例ではこれらのセンサが長方形又は正方形に見えるが、第 1 及び第 2 のタイ

50

ブのセンサ 130、132 は、円形、楕円形、多角形又は他の形状を有することができる。第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 は、測定装置 120 を横切って間隔を置いて配置することができ、又は、互いに面一に配置することもできる。

【0036】

[0045] 図 2D の例では、第 1 のタイプのセンサ 130 が第 2 のタイプのセンサ 132 によって取り囲まれたセンサアレイ 128 が示されている。いくつかの実施形態では、センサアレイ 128 上の第 1 のタイプのセンサ 130 と第 2 のタイプのセンサ 132 の表面積の比率がそれぞれ、20% 及び 80%、30% 及び 70%、又は 40% 及び 60% である。一実施形態では、第 1 のタイプのセンサ 130 と第 2 のタイプのセンサ 132 が同じ層上に配されており、センサアレイ 128 の表面を横切って面一である。別の実施形態では、第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 の一部のセンサが、他のセンサに比べ高くなっている。例えば、第 1 及び第 2 のタイプのセンサ 130、132 を、センサアレイ 128 のベースから 0.25 mm、0.5 mm 又は 1 mm の距離だけ延ばすことができる。

10

【0037】

[0046] 図 2E の例では、センサの同心の層 136 を有するセンサアレイ 128 が示されている。いくつかの実施形態では、センサの層 136 が、測定装置 102 と同軸で配される。さらに、第 1 のタイプのセンサ 130 と第 2 のタイプのセンサ 132 が、センサアレイ 128 内で交互になった層 136 を形成してもよい。例えば、超音波トランスデューサを備えるセンサ層 136 が、光音響トランスデューサの層の上であり、この光音響トランスデューサ層が別の超音波トランスデューサ層の上にあってもよい。この配列は、幅広い範囲の血管通路内で使用するのに適した、よりコンパクトな測定装置 102 を可能にする。図 2A ~ 図 2E に示されたものに加えて、他の例示的なセンサアレイ 128 及びセンサの組合せも企図される。例えば、図 2E の層を図 2C のチェッカー盤レイアウトと組み合わせ、積層された交互のセンサアレイ 128 を形成することができる。

20

【0038】

[0047] 図 3 は、血管経路 104 及び周囲の組織 210 の概略斜視図であり、血管経路 104 内には、図 1A 又は図 1B に示された測定装置 102 などの測定装置 102 が配されている。組織内の関心のエリアに向かって光学パルス 230 を放出している光放出器 220 も示されている。いくつかの実施形態では、この関心のエリアが、血管経路 104 の部分並びに隣接する組織を含む。いくつかの実施形態では、光放出器 220 が、関心のエリアに向かって短いレーザパルスを放出するレーザ源である。これらのレーザパルスは、焦点 242 において組織 210 と相互作用し、組織 210 及び血管経路 104 の中を伝搬する一連の光音響波 240 を生成する。光音響波 240 は、測定装置 102 に接続されたセンサアレイ 128 内のセンサによって受信される。センサアレイ 128 は、図 2A ~ 図 2E の例示的なセンサアレイ 128 のうちのいずれかとすることができる。いくつかの実施形態では、血管経路を画像化及び / 又はマッピングするために信号を送受信するようにセンサアレイ 128 が構成される。

30

【0039】

[0048] 手術者は、血管経路 104 を画像化及び / 又はマッピングするために、測定装置 102 を血管経路 104 内で動かす。いくつかの場合には、血管壁に向かって超音波信号を送信し、反射された対応する超音波エコー信号を受信することにより光音響波 240 から独立して血管経路 104 を画像化及び / 又はマッピングするように、センサアレイ 128 が構成される。このマッピング機能は、図 4 に関連してさらに説明される。

40

【0040】

[0049] 図 3 の例では、光放出器 220 が、接続 236 を介して通信システム 250 と通信する。いくつかの実施形態では、通信システム 250 は、図 1A の処理エンジン 134、PIM 114 又はコンソール 116 である。通信システム 250 は、接続 234 を介して測定装置 102 にも接続されている。さらに、測定装置 102 は、接続 232 を介して光放出器 220 と直接に通信する。いくつかの実施形態では、接続 232、234 及び

50

236が、電子信号又は光学信号を送信することができるケーブルである。さらに、接続232をマイクロケーブル、接続234を光ファイバ、接続236を、Bluetooth（登録商標）又はWifi（登録商標）接続などの無線接続とすることができる。さらに、光放出器220は、無線信号受信器を含むことができる。接続234はさらに、センサレイ128を含む測定デバイス102に電力を供給するように動作することができる。

【0041】

[0050] 通信システム250は、光学パルス230の放出とセンサレイ128による光音響信号の受信とを同期させる信号を送ることによって、光放出器220及びセンサレイ128のセンサの動作を調整する。いくつかの場合には、通信システム250が、センサレイ128上の異なるセンサタイプの動作を調整する。具体的には、通信システム250は、センサレイ128上の超音波トランスデューサ及び光音響トランスデューサの機能を制御する。通信システム250はさらに、1つ又は複数の超音波トランスデューサを、超音波様式及び光音響様式の両方で機能するように制御する。一度に1つのタイプのセンサだけを動作させると、ノイズが除去され、血管経路がより正確に画像化及び/又はマッピングされる。

【0042】

[0051] 図4は、測定装置102の描写を含む。測定装置102は、図1A、図1B、図2A～図2E又は図3のいずれかに示された測定装置102とすることができる。血管経路104内で測定装置102を方向400に沿って動かす。いくつかの実施形態では、測定装置102が、図1A及び図1Bに示された引戻しデバイス138などの引戻しデバイス138に接続されており、引戻しデバイス138によって血管経路104内を動く。測定装置102の周囲にはセンサレイ128が配されている。いくつかの実施形態では、センサレイ128が、血管経路104の壁の区画406に向かって超音波信号402を半径方向に放出する複数の超音波トランスデューサを含む。超音波信号402は、血管経路104の壁から反射され、超音波エコー信号404として再び測定装置102に向かって進む。これらの超音波エコー信号404は、センサレイ128上の超音波トランスデューサによって受信される。いくつかの場合には、通信システム250が、センサレイ128のトランスデューサを、超音波信号402を放出し超音波エコー信号404を受信するように制御する。いくつかの実施形態では、測定装置102が血管経路104内を方向400に進むときに経路壁の区画406をマッピングすることにより血管経路104を画像化及び/又はマッピングするように、医療用感知システム100が動作可能である。いくつかの実施形態では、回転せずに血管経路104を画像化及び/又はマッピングするように、センサレイ128が動作可能である。他の実施形態では、「ROTATIONAL INTRAVASCULAR DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS UTILIZING PHOTOACOUSTIC AND ULTRASOUND TECHNIQUES」という名称の整理番号IVI-0088-PRO/44755.1589に記載されているように、測定装置102の周りで回転するようにセンサレイ128が構成される。この文献は、その全体が参照によって本明細書に組み込まれている。

【0043】

[0052] 図5は、光音響様式とIVUS様式の両方を使用して関心のエリアをマッピングする方法500を示す流れ図である。方法500のステップの前、間及び後にステップを追加することができること、並びにこの方法の他の実施形態のために、記載されたステップのうちの一部のステップを置き換え又は排除することができることが理解される。具体的には、ステップ504、506、508及び510を同時に実行すること、又は後に論じるようにこれらのステップをさまざまな順序で実行することができる。

【0044】

[0053] ステップ502で、方法500は、外部レーザ源を起動することを含むことができる。このレーザ源は、図3及び図4の光放出器220とすることができる。いくつか

10

20

30

40

50

の場合には、通信システム 250 が、電子信号又は光学信号によってこの外部レーザ源を起動する。この信号は無線で送ることができ、外部レーザ源は、無線信号受信器を備えることができる。

【0045】

[0054] ステップ 504 で、方法 500 は、2 つ以上のタイプのセンサを含むセンサアレイを備える測定デバイスを有する関心領域内の組織上にレーザパルスを集束させることを含むことができる。いくつかの実施形態では、この関心領域が、少なくとも 1 つの血管経路 104 の一部分を含む組織の一部分を含む。この測定デバイスは血管経路 104 内に配される。関心領域は、その組織の疑わしい問題若しくは診断された問題に基づいて、又は組織の 1 つの領域が血管経路 104 内の問題に近いことに基づいて選択することができる。他の実施形態では、関心領域が、より全体的なマッピング計画の部分である。例えば、血管経路 104 の 1 つの区画のマッピング計画は、血管経路 104 の長さに沿って血管経路 104 を取り巻く組織のマッピングを含む。放出されたレーザパルスと関心領域内の組織との相互作用は、組織から放散するいくつかの光音響波 240 を生成する。

10

【0046】

[0055] いくつかの実施形態では、測定デバイスが、図 1 A、図 1 B、図 2 A ~ 図 2 E、図 3 及び図 4 に示された測定装置 102 である。センサアレイは、図 2 A ~ 図 2 E に示されたセンサアレイ 128 のうちのいずれかとすることができる。いくつかの実施形態では、センサは、図 1 A、図 1 B 及び図 2 ~ 図 4 に示されたセンサなどのセンサ 106 であり、IVUS トランスデューサ、光音響トランスデューサ、光放出器及び光学受信器を含むことができる。いくつかの実施形態では、センサアレイは、血管経路 104 内を動くときに回転しない。他の実施形態では、センサアレイは、測定デバイスの長軸 (transverse axis) の周りで回転する。センサアレイは、測定デバイスの回動部分上に配することができる。いくつかの実施形態では、センサが、測定デバイスの周囲に円周方向に配される。

20

【0047】

[0056] ステップ 506 で、方法 500 は、レーザパルスと組織との相互作用によって生成された音波をセンサを用いて受信することを含むことができる。いくつかの場合には、センサが、従来の IVUS 機能を用いて超音波を受信するように機能することができる。他の場合には、一部又は全部のセンサが、光音響波を受信するための専用のセンサである。いくつかの実施形態では、センサが、図 3 及び図 4 に示された通信システム 250 のような通信システム 250 によって制御される。別の実施形態では、処理エンジン 134 又は PIM 114 が、センサアレイ 128 上のセンサを制御する。処理エンジン 134 又は PIM 114 からセンサにコネクタ 234 を介して信号が送られ、それによって、センサは、音波、超音波信号及び超音波エコー信号などの診断情報を受信する。

30

【0048】

[0057] ステップ 508 で、方法 500 は、センサを用いて血管経路 104 内へ超音波信号を送信することを含むことができる。血管経路 104 の壁に向かって超音波信号が送信され、血管経路 104 の壁から偏向され、超音波エコー信号として血管経路 104 を通って伝搬する。

40

【0049】

[0058] ステップ 510 で、方法 500 は、超音波エコー信号をセンサを用いて受信することを含むことができる。いくつかの実施形態では、センサが、超音波信号だけでなく音波も受信するように動作可能である。ステップ 508 のセンサとステップ 510 のセンサとを組み合わせることで単一のセンサとすることができ、又はその代わりに、これらのセンサを別個のセンサとすることもできる。

【0050】

[0059] 方法 500 の中で、ステップ 504、506、508 及び 510 を調整することができ、医療手技の所望の成果に基づいてさまざまな順序でこれらのステップを実行することができる。例えば、超音波信号の送信及び超音波エコー信号の受信を、方法 500

50

の全体を通じて一定の間隔で実行し、同時に、超音波の受信を散発的に実施することができる。これは、血管経路 104 をマッピングし、血管経路 104 の区画を取り巻く組織の病気にかかったエリアを抜き取り検査する医療手技で実施されることがある。或いは、ステップ 504、506、508 及び 510 は逐次的に実行される。例えば、センサレイ内に超音波センサ及び超音波トランスデューサがそれぞれ含まれるシステムで方法 500 が使用されるときには、信号ノイズを回避し、十分な信号処理を可能にするため、次のステップに進む前に、ステップ 506、508 及び 510 を逐次的に実行する。さらに、方法 500 のステップは、さまざまな順序で交互に実施することができる。

【0051】

[0060] ステップ 512 で、方法 500 は、血管経路 104 及び周囲の組織を含む関心領域の画像を、音波及び超音波エコー信号に基づいて生成することを含むことができる。いくつかの実施形態では、センサと通信する（図 1A の処理エンジン 134 などの）処理エンジンが、関心領域の画像を生成する。この画像は、受信したセンサデータに基づく 2 次元画像と 3 次元画像の両方を含むことができる。いくつかの場合には、この画像が、血管経路 104 及び周囲の組織のいくつかの 2 次元断面を含む。

10

【0052】

[0061] ステップ 514 で、方法 500 は、関心領域の画像をディスプレイ 118 に出力することを含むことができる。このディスプレイ 118 は、コンピュータモニタ、患者インタフェースモジュール 114（PIM）若しくはコンソール 116 上のスクリーン、又は画像を受信及び表示するのに適した他のデバイスを含むことができる。

20

【0053】

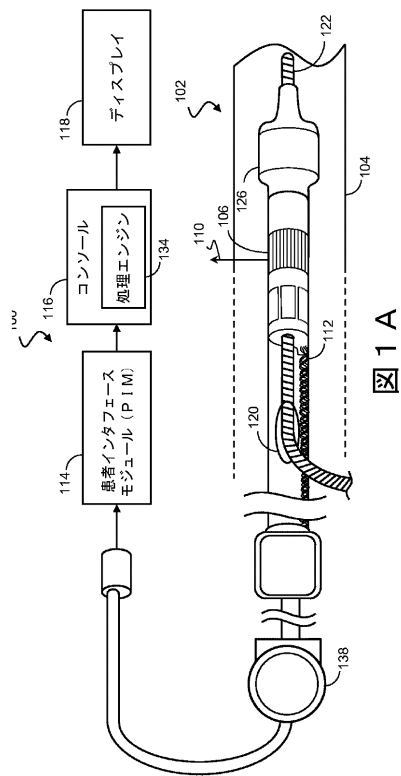
[0062] 本開示の範囲に含まれる例示的な実施形態では、方法 500 は、ステップ 514 の後に、方法のフローがステップ 504 に戻って再開するように繰り返す。方法 500 の繰返しは、血管経路及び周囲の組織を画像化及び / 又はマッピングするために利用される。

【0054】

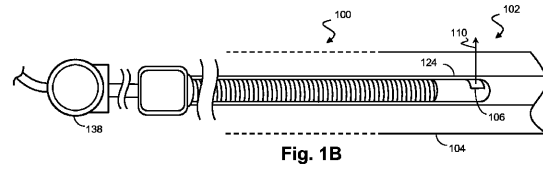
[0063] 上で説明した装置、システム及び方法をさまざまなやり方で変更することができることを当業者は認識する。したがって、本開示が包含する実施形態は、上で説明した例示的な特定の実施形態だけに限定されないことを当業者は理解する。この点に関して、例示的な実施形態を示し、説明してきたが、上記の開示では、広範囲の変更、改変及び置換が企図される。本開示の範囲から逸脱することなく上記の開示にこのような変形を実施することができることが理解される。したがって、添付の特許請求項は、本開示と矛盾しない形で広く解釈されることが理解される。

30

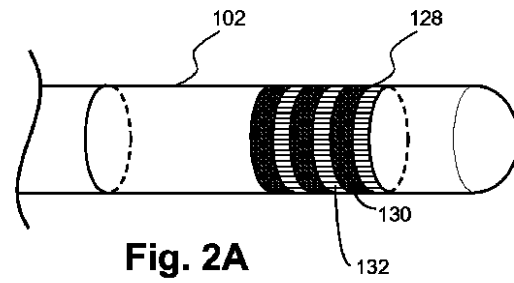
【図 1 A】



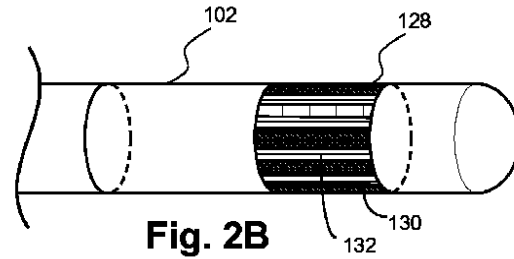
【図 1 B】



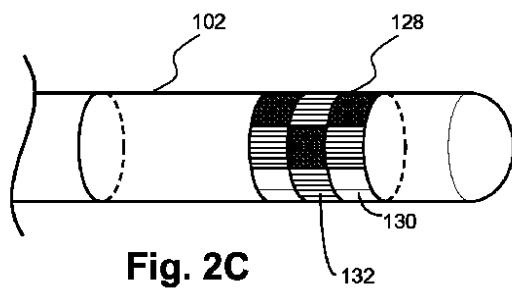
【図 2 A】



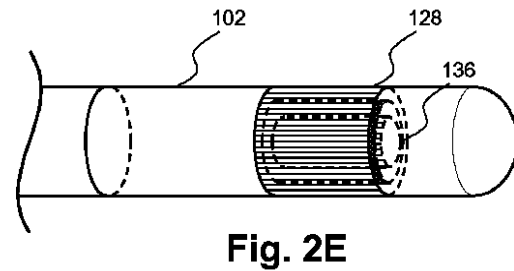
【図 2 B】



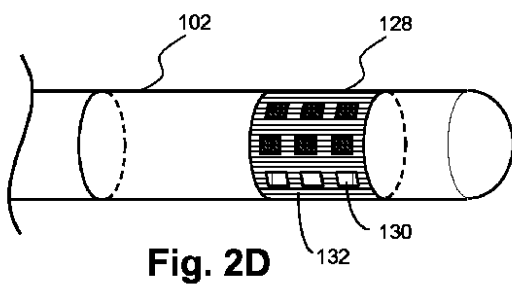
【図 2 C】



【図 2 E】



【図 2 D】



【図 3】

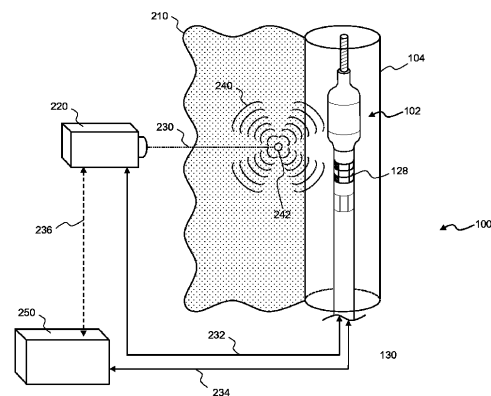
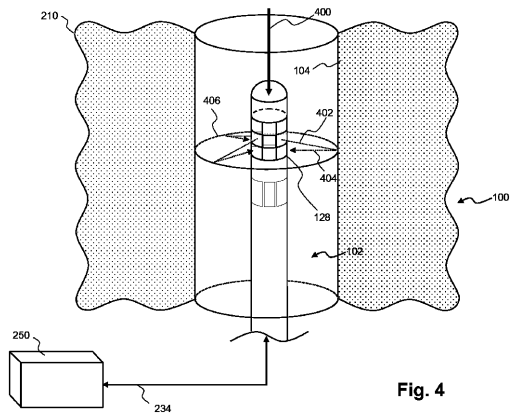
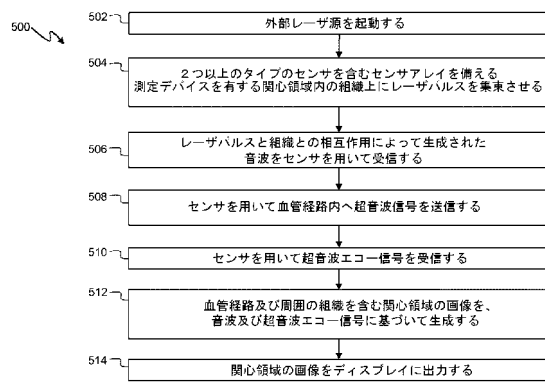


Fig. 3

【 図 4 】



【 図 5 】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/057332

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14 A61B5/00 A61B8/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2013/046167 A1 (SHAH JIGNESH [US]) 21 February 2013 (2013-02-21) cited in the application paragraphs [0001], [0007] - [0009], [0017] - [0030], [0035] - [0037]; claims; figures -----	1-22
X	US 2014/221842 A1 (CASTELINO ROBIN F [CA] ET AL) 7 August 2014 (2014-08-07) paragraphs [0011] - [0014], [0018] - [0032]; claims; figures ----- -/--	1-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
24 May 2017		09/06/2017
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer
		Mundakapadam, S

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/057332

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2008/100386 A2 (UNIV TEXAS [US]; SETHURAMAN SHRIRAM [US]; EMELIANOV STANISLAV Y [US];) 21 August 2008 (2008-08-21) page 1, lines 1-11; claims; figures page 4, line 14 - page 7, line 25 page 19, line 1 - page 23, line 30 -----	1-22
A	JP 2015 150238 A (OLYMPUS CORP) 24 August 2015 (2015-08-24) the whole document -----	1-22

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/057332

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2013046167 A1	21-02-2013	US 2013046167 A1 WO 2013025602 A1	21-02-2013 21-02-2013
US 2014221842 A1	07-08-2014	CA 2841374 A1 US 2014221842 A1	01-08-2014 07-08-2014
WO 2008100386 A2	21-08-2008	US 2011021924 A1 US 2016296208 A1 WO 2008100386 A2	27-01-2011 13-10-2016 21-08-2008
JP 2015150238 A	24-08-2015	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(72)発明者 スティガル ジェレミー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 サロハ プリンストン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 BB14 BB24 DD14 DE16 EE09 EE10 EE14 FE04

FF16 GB10 HH16 JC21