

(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2019-509858

(P2019-509858A)

(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 22 頁)

(21) 出願番号 特願2018-551378 (P2018-551378)
 (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/EP2017/057313
 (87) 国際公開番号 WO2017/167751
 (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, 176
 (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 Eindhove
 n
 (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】 同期光音響及び超音波引戻し技法を使用した組織及び血管経路マッピング

(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。この1つ又は複数の光放出器と測定装置とを同期させて一緒に動かす。測定装置は、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。

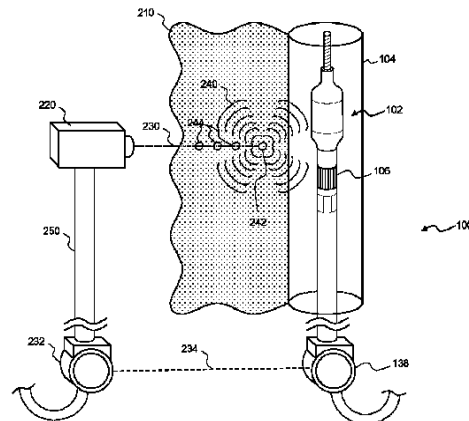


Fig. 2

【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であって、アクチュエータに接続された前記光放出器と、

関心領域の血管経路内に配置される測定装置であって、引戻しデバイスに接続された前記測定装置とを備え、

前記アクチュエータ及び前記引戻しデバイスは、前記光放出器及び前記測定装置の動きを調整する、医療用感知システム。

【請求項 2】

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 1 に記載の医療用感知システム。

10

【請求項 3】

前記測定装置と通信する処理エンジンであって、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な前記処理エンジンをさらに備える、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 4】

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示する前記ディスプレイをさらに備える、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

20

【請求項 5】

前記アクチュエータが前記引戻しデバイスと通信する、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 6】

前記アクチュエータ及び前記引戻しデバイスは、前記光放出器と前記測定装置とを一緒に動かす、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 7】

前記アクチュエータ及び前記引戻しデバイスは、前記光放出器と前記測定装置とを、同期した動きによって一緒に動かす、請求項 6 に記載の医療用感知システム。

30

【請求項 8】

前記アクチュエータ及び前記引戻しデバイスを制御するように動作可能なコントローラをさらに含む、請求項 1 に記載の医療用感知システム。

【請求項 9】

前記コントローラはさらに、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 8 に記載の医療用感知システム。

【請求項 10】

前記測定装置はさらに、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。

40

【請求項 11】

前記少なくとも 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 10 に記載の医療用感知システム。

【請求項 12】

前記測定装置はさらに、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少なくとも 1 つの光音響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 13】

前記少なくとも 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

50

ューサは、音波と超音波エコー信号とを交互に受信する、請求項 1 2 に記載の医療用感知システム。

【請求項 1 4】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサは、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 2 に記載の医療用感知システム。

【請求項 1 5】

前記少なくとも 1 つの光音響トランスデューサは、前記測定装置の長手軸の周りで少なくとも 1 つのトランスデューサを回転させる駆動部材に結合される、請求項 1 2 に記載の医療用感知システム。

【請求項 1 6】

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、前記レーザ源が患者の体外の第 1 のパスに沿って動かされながら、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少なくとも 1 つの光音響センサを用いて、前記少なくとも 1 つの光音響センサが前記血管経路内の第 2 のパスに沿って動かされながら、前記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、

受信した音波に基づいて前記関心領域の画像を生成するステップと、
前記関心領域の前記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 1 7】

前記第 1 のパスが直線的である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記第 1 のパスが非直線的である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 のパスが弧状である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 0】

前記第 2 のパスが直線的である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 1】

前記第 2 のパスが非直線的である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 2】

前記第 2 のパスが弧状である、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 3】

前記関心領域の前記血管経路内に置かれた少なくとも 1 つの超音波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、前記関心領域の前記血管経路内に置かれた前記少なくとも 1 つの超音波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を含む、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記関心領域の前記画像を生成するステップが、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づく、請求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 5】

前記レーザ源及び前記少なくとも 1 つの光音響センサを含む測定装置の動きを選択的に制御するために、コントローラが、1 つ又は複数のアクチュエータに制御信号を送信する、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 2 6】

前記コントローラは、前記レーザ源と前記少なくとも 1 つの光音響センサとの動きを同期させる、請求項 2 5 に記載の方法。

【請求項 2 7】

前記コントローラは、前記第 1 のパスと前記第 2 のパスとの長さの違いを考慮する、請

10

20

30

40

50

求項 25 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、光音響様式及び超音波様式を用いて血管経路及び周囲の組織を画像化及びマッピングすることに関する。

【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。

10

【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。

20

30

【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ュ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 IVUS 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的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

40

50

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ふ点で、操作は回転システムの操作と同様である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

【0005】 回転IVUS及び固体状態IVUS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、IVUS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。

10

【0006】

【0006】 最近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経路内へ送達し、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。

20

【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。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

【0008】 本開示の実施形態は、光音響及びIVUS画像化システムを結合するマッピングシステムを提供する。このシステムを使用して、血管経路及び周囲の組織をマッピングする。

【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であって、アクチュエータに接続された光放出器と、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、引戻しデバイスに接続された測定装置とを備え、アクチュエータ及び引戻しデバイスは、光放出器及び測定装置の動きを調整するように構成されている。

40

【0010】

【0010】 いくつかの実施形態では、測定装置が、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。このシステムは、測定装置と通信する処理エンジンであって、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な処理エンジンを備えることができる。このシステムは、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

50

示るように構成されたディスプレイを備えることができる。

【0011】

[0011] いくつかの実施形態では、アクチュエータが引戻しデバイスと通信する。アクチュエータ及び引戻しデバイスは、光放出器と測定装置と一緒に動かすことができる。さらに、アクチュエータ及び引戻しデバイスは、光放出器と測定装置とを、同期した動きによって一緒に動かすことができる。このシステムはさらに、アクチュエータ及び引戻しデバイスを制御するように動作可能なコントローラを含むことができる。コントローラはさらに、光放出器と測定装置との動きを同期させるように動作可能とすることができる。いくつかの実施形態では、測定装置はさらに、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た少なくとも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することができる。

10

【0012】

[0012] いくつかの実施形態では、測定装置はさらに、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た少なくとも1つの光音響トランスデューサを備える。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することができる。少なくとも1つの光音響トランスデューサは、測定装置の遠位部分の周囲に円周方向に配することができる。少なくとも1つの光音響トランスデューサは、測定装置の長手軸の周りで少なくとも1つのトランスデューサを回転させる駆動部に結合されることができる。

20

【0013】

[0013] 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、レーザ源を患者の体外の第1のパス（経路）に沿って動かしながら、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少なくとも1つの光音響センサを用いて、少なくとも1つの光音響センサを血管経路内の第2のパスに沿って動かしながら、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、受信した音波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。

30

【0014】

[0014] いくつかの実施形態では、第1のパスは直線的である。第1のパスを非直線的又は弧状とすることもできる。いくつかの実施形態では、第2のパスは直線的である。第2のパスを非直線的又は弧状とすることもできる。この方法はさらに、関心領域の血管経路内に置かれた少なくとも1つの超音波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、関心領域の血管経路内に置かれた少なくとも1つの超音波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を含むことができる。

40

【0015】

[0015] いくつかの実施形態では、関心領域の画像を生成するステップが、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づく。レーザ源及び少なくとも1つの光音響センサを含む測定装置の動きを選択的に制御するために、コントローラが、1つ又は複数のアクチュエータに制御信号を送信することができる。コントローラは、レーザ源と少なくとも1つの光音響センサとの動きを同期させることができる。いくつかの実施形態では、コントローラは、第1のパスと第2のパスとの長さの違いを考慮する。

【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】

50

[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1C】[0020] 例示的なセンサアレイを備える、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1D】[0021] 別の例示的なセンサアレイを備える、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。

10

【図2】[0022] 本開示の一実施形態による、血管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3】[0023] 本開示の一実施形態による、血管経路内を動いている器具及び動いている外部放出器を含む、血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図4】[0024] 本開示の一実施形態による、血管経路内を動いている器具及び動いている外部放出器を含む、曲がった血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図5】[0025] 本開示の一実施形態による、血管経路内を動いている器具及び動いている外部放出器を含む、血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図6】[0026] 本開示のいくつかの実施形態による、超音波様式及び超音波様式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。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

[0027] 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、患者の管腔又は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。

30

【0020】

[0028] 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。

40

【0021】

50

[0029] 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、生体内の血管経路及び血管構造体を評価することができる。そのために、測定装置102は血管通路104内へ進められる。血管通路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、血管経路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。

10

【0022】

[0030] 図1A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。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1A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。

20

30

【0023】

[0031] センサ106は、血管経路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、血管経路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。

【0024】

[0032] 一実施形態では、センサ106が、測定装置102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106が、測定装置102の本体の内部に含まれる。他の実施形態では、センサ106が、測定装置102を横切って半径方向に、又は測定装置102に接続された可動駆動部材上に、又は測定装置102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。

40

【0025】

[0033] いくつかの実施形態では、コンソール116に含めることができる処理エンジン134が、IVUS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IVUS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

50

センサの追加は、従来のIVUS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、IVUS様式と光音響様式との組合せは、OCT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、IVUS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IVUS及び光音響マッピングは、プラーク、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IVUS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IVUS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。

10

20

【0026】

[0034] センサデータは、ケーブル112を介して、患者インタフェースモジュール(PIM)114及びコンソール116に送信され、さらに、コンソール116の内部に配することができる処理エンジン134に送信される。この1つ又は複数のセンサ106からのデータは、コンソール116の処理エンジン134によって受信される。他の実施形態では、処理エンジン134が、測定装置102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134が、センサ106を制御するように構成される。IVUS様式と光音響様式との両方を使用した手法で血管経路104をマッピングするために、信号の送信及び受信の正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106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IVUS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134を構成することができる。

30

【0027】

[0035] さらに、いくつかの実施形態では、処理エンジン134、PIM114及びコンソール116、並びに/又は同じシステム、ユニット、シャーシ若しくはモジュールの部分が併置される。処理エンジン134、PIM114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、PIM114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、PIM114及びコンソール116の間で分散させることができる。

40

【0028】

[0036] 図1Aをさらに参照すると、測定装置102に引戻しデバイス(pull back device)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

50

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、PIM114と機械的に結合されており、且つ/又はPIM114と一体化されている。このような事例では、測定装置102をPIM114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、PIM114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、PIM114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。

10

20

30

40

50

【0029】

[0037] さまざまなセンサ106に加えて、測定装置102は、図1A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(すなわち血管経路)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、血管経路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を遠位先端近くに含む。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、又はしぼませる。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】

[0038] 図1B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1B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、血管経路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1Bのシステムは、Volcano Corporationから入手可能なRevolution(登録商標)カテーテルに関連した回転IVUS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。

【0031】

[0039] 図1C及び図1D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代替的なセンサアレイ128を示す。具体的には、センサアレイ128は、IVUSトランスデューサ、IVUS放出器、光音響トランスデューサ及び光放出器を含む1つ又は複数のセンサ106及び放出器を含む。図1Cでは、測定装置102の外周を取り巻いてセンサアレイ128が配されている。センサアレイ128の中には2つ以

上の異なるタイプのセンサ 106 が配置されている。具体的には、センサアレイ 128 の中には、第 1 のタイプのセンサ 130 が、第 2 のタイプのセンサ 132 とともに配置されている。図 1 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 (checker board) 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 1 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 のタイプのセンサ 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。

10

【0032】

[0040] 図 1 D の例では、2 つ以上の異なるタイプのセンサ 130、132 の列が交互に配されたセンサアレイ 128 が示されている。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。

20

【0033】

[0041] 本開示のシステムはさらに、整理番号 I V I - 0082 - P R O / 44755 . 1586 P V 01、整理番号 I V I - 0083 - P R O / 44755 . 1587 P V 01、整理番号 I V I - 0087 - P R O / 44755 . 1590 P V 01、及び / 又は整理番号 I V I - 0088 - P R O / 44755 . 1589 P V 01 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。

30

【0034】

[0042] 図 2 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 1 A ~ 図 1 D 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 106 によって受信される。センサ 106 はさらに、血管経路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 / 又はマッピングしてもよい。

40

【0035】

[0043] 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、測定装置のセンサ 106 に向かって光学パルス 230 を放出するように、光放出器 220 が構成される。血管経路 104 の長さに沿って測定装置 102 が光音響波を受信するように、測定装置 102 の動きに対応する方式で光放出器 220 を外部から動かすこともできる。いくつかの実施形態では、光放出器 220 を、測定装置 102 と同様の速度で測定装置 102 と同様の方向に動かす。いくつかの実施形態では、測定装置 102 の端に取り付けられた引戻しデバイス 138 によって測定装置を動かす。この引戻しデバイスは、図 1 A 及び図 1 B の引戻しデバ

50

イス 138 とすることができる。

【0036】

[0044] いくつかの実施形態では、コネクタ 250 によって光放出器 220 にアクチュエータ 232 が接続される。いくつかの場合には、このアクチュエータ 232 が引戻しデバイスであり、コネクタ 250 が締付けデバイスである。他の場合には、コネクタ 250 が、剛性に富むデバイス、例えば剛性に富む細長い部材、例えばロッド、バー、フレームなどである。コネクタ 250 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、光放出器 220 及びアクチュエータ 232 に選択的に結合することができる。或いは、コネクタ 250 を、アクチュエータ 232 及び / 若しくは光放出器 220 のうちの 1 つ若しくは複数に永続的に取り付け、且つ / 又はアクチュエータ 232 及び / 若しくは光放出器 220 のうちの 1 つ若しくは複数と一体に形成することもできる。アクチュエータ 232 と引戻しデバイス 138 が対応して動くように、アクチュエータ 232 を引戻しデバイス 138 に機械的に結合することができる。いくつかの実施形態では、アクチュエータ 232 が、光放出器 220 と一緒に動くように構成される。さらに、アクチュエータ 232 及び光放出器 220 を、患者の体外に配されたトラック、フレーム又はワイヤに沿って動くように構成してもよい。

10

【0037】

[0045] 光放出器 220 と測定装置 106 を一緒に動かすために、アクチュエータ 232 と (測定装置 102 に接続された) 引戻しデバイス 138 とを同期させる。いくつかの場合には、アクチュエータ 232 及び引戻しデバイス 138 が制御デバイスと通信する。この制御デバイスは、アクチュエータ 232 と引戻しデバイス 138 との動きを同期させる信号をアクチュエータ 232 及び引戻しデバイス 138 に送る。或いは、光放出器 220 と測定装置 102 との同期した動きを提供するために、アクチュエータ 232 と引戻しデバイス 138 が互いに直接に通信する。同期移動は、2 つ以上の物体が同一の方向に同じ速度で動いていることを表す。しかしながら、同期した動きは、2 つ以上の物体が、同一の方向でも又は同じ速度でもない対応する方式で動いていることも表す。いくつかの場合には、物体をなんらかの手法で一緒に動かすために、それらの物体に、対応する運動を適用することができる。例えば、患者の体の外側に沿って外部光放出器 220 を直線的に動いている間に、測定装置 102 を、曲がった血管経路内で動かすことができる。この場合、測定装置 102 と光放出器 220 との運動は対応しているが、同一ではない。測定装置 102 と放出器 220 とが異なる方向に異なる速度で動いていても、依然として測定装置 102 と放出器 220 とが同期していることがある。いくつかの実施形態では、光放出器 220 と測定装置 102 との間の動きが、血管経路内を通るマッピングルートに沿って測定装置 102 が光音響波を受信することを可能にする。いくつかの実施形態では、測定装置 102 及び光放出器 220 が機能可能なゾーン内に留まるように、測定装置 102 及び光放出器 220 を動かす。より詳細には、機能可能なゾーンは、光学パルス 230 の結果として生成された音波 240 が測定デバイス 102 のセンサ 106 によって受信されるエリアと定義される。同期した動きについては、図 3 ~ 図 5 を参照して後にさらに説明する。

20

30

【0038】

[0046] いくつかの場合には、光学パルス 230 の周波数及び長さを変化させることによって、光学パルスが組織内を進む距離を制御する。図 2 の例では、異なる深さ 244 まで組織 210 に浸透する光学パルス 230 を生成するように、光放出器 220 を制御する。光学パルス 230 の浸透深さの制御は、血管経路及び周囲の組織のより完全なマッピングを手術者が達成することを可能にする。

40

【0039】

[0047] 図 3 は、血管経路 104 内に配された測定装置 102 及び外部光放出器 220 を示す。測定装置 102 は、1 つ又は複数のセンサ 106 を含むことができる。いくつかの場合には、センサ 106 が、測定装置 102 の長手軸の周りで回転する。光放出器 220 にはアクチュエータ 232 が接続されており、アクチュエータ 232 は、光放出器 22

50

0を動かすように動作可能である。測定装置102には引戻しデバイス138が接続されており、引戻しデバイス138は、測定装置102を動かすように動作可能である。点線234によって示されているとおり、アクチュエータ232と引戻しデバイス138は通信する。上で論じたとおり、処理エンジン134、PIM114又はコンソール116などの外部制御デバイスを介して、アクチュエータ232と引戻しデバイス138とを接続することができる。それに加えて又はその代わりに、アクチュエータ232と引戻しデバイス138とが直接に通信してもよい。光放出器220と測定装置102との動きを同期させる。図3の例では、光放出器220及び測定装置102がそれぞれ、第1の位置304a及び第1の位置302aに配置されている。アクチュエータ232は、動き方向310aに沿って光放出器220を第2の位置304bまで駆動し、引戻しデバイス138は、動き方向310bに沿って測定装置102を第2の位置302bまで動かす。この場合、測定装置102がその中を動く血管経路104は比較的にまっすぐであるため、方向310aは方向310bと等価である。いくつかの場合には、光放出器220と測定装置102とが同時に動く。光音響波240は、第1の位置302a及び第2の位置302b並びにそれらの間の中間位置において、測定装置102に接続されたセンサアレイ106に到達することに留意されたい。

10

【0040】

[0048] 図4は、曲がった血管経路104内に配された測定装置102及び外部光放出器220を示す。光放出器220と測定装置102とを同期させて動かす。図4の例では、光放出器220と測定装置102との同期した動きが、血管経路に沿った異なる位置で光音響波が光放出器220に到達することを可能にするように機能可能である。具体的には、アクチュエータ232が、移動方向410aに沿って光放出器220を第1の位置404aから第2の位置404bまで駆動し、引戻しデバイス138が、動き方向410bに沿って測定装置102を第1の位置402aから第2の位置402bまで動かす。この場合、図3の例とは違い、光放出器220の動き方向410aと測定装置102の動き方向410bとは厳密には同じではない。具体的には、測定装置102が適応しなければならない血管経路104が湾曲しているため、測定装置102の動き方向410bは弧状であり、動き方向410aよりも長い。さらに、パスの長さの違いを考慮するため、光放出器220は、動き方向410bに沿って測定装置102が動く速度よりも遅い速度で、動き方向410aに沿って動くことができる。図4の例でも、図3と同様に、光音響波240は、第1の位置402a及び第2の位置402b並びにそれらの間の中間位置において、測定装置102に接続されたセンサアレイ106に到達することに留意されたい。具体的には、光放出器220及び測定装置102が動く速度及び方向は、マッピングルートに沿って測定装置102が光音響波240を受信することを可能にするように動作可能である。

20

30

【0041】

[0049] 図5は、血管経路104内に配された測定装置102及び外部光放出器220を示す。光放出器220と測定装置102とを同期させて動かす。この例では、体の一部分の周りで回動する弧状のパスに沿って光放出器220が動く。具体的には、アクチュエータ232が、弧状の動き方向510aに沿って光放出器220を第1の位置504aから第2の位置504bまで駆動し、引戻しデバイス138が、動き方向510bに沿って測定装置102を第1の位置502aから第2の位置502bまで動かす。図5の例では、光放出器220の速度及び動き方向510aが、測定装置102の速度及び動き方向501bと等価でない。具体的には、弧状の動き方向510aの方が動き方向510bよりも長い。さらに、パスの長さの違いを考慮するため、光放出器220は、(方向510bに沿って動く)測定装置102よりも速い速度で方向510aに沿って動くことができる。図5には、光放出器220の動きベクトルのx成分510cが、測定装置102の動きベクトルと等価であるとして示されている。いくつかの場合には、x成分510cの方向の光放出器220の速度が方向510bの測定装置102の速度と等しい。

40

【0042】

50

[0050] 図5の例では、光放出器220に接続されたアクチュエータ232が光放出器220と一緒に動く。いくつかの実施形態では、アクチュエータ232が、光放出器220との剛性接続を有し、トラック又はワイヤに沿って光放出器220と一緒に動く。他の実施形態では、アクチュエータ232が光放出器220と一緒に動かず、操作の間、静止したままである。いくつかの場合には、1つ又は複数のセンサ106が常に光放出器220の方を向くような形で測定装置102の周りで回転するように、1つ又は複数のセンサ106が構成される。或いは、1つ又は複数のセンサ106が測定装置102の周囲に円周方向に配され、独立して回転することがない。

【0043】

[0051] 図6は、光音響様式とIVUS様式との両方を使用して関心のエリアをマッピングする方法600を示す流れ図である。方法600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604、606、608及び610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。

10

【0044】

[0052] ステップ602で、方法600は、外部レーザ源を起動するステップを含むことができる。このレーザ源は、図2～図5の光放出器220とすることができる。いくつかの場合には、通信システムが、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。

20

【0045】

[0053] ステップ604で、方法600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ステップ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の一部を含む組織の一部を含む。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。

30

【0046】

[0054] いくつかの実施形態では、測定デバイスは、図1～図1D又は図2～図5に示された測定装置102である。センサアレイは、図1C又は図1Dに示されたセンサアレイ128のうちの一つ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1A～図1D又は図2～図5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、センサは、測定デバイスの周囲に円周方向に配される。

40

【0047】

[0055] ステップ606で、方法600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ステップを含むことができる。いくつかの場合には、センサは、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は、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に示されたもの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PIM114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

50

M 1 1 4 からセンサにコネクタ 2 3 4 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。

【 0 0 4 8 】

[0056] ステップ 6 0 8 で、方法 6 0 0 は、センサを用いて血管経路 1 0 4 内へ超音波信号を送信するステップを含むことができる。超音波信号は、血管経路 1 0 4 の壁に向かって送信され、血管経路 1 0 4 の壁から偏向され、超音波エコー信号として血管経路 1 0 4 を通って伝搬する。

【 0 0 4 9 】

[0057] ステップ 6 1 0 で、方法 6 0 0 は、超音波エコー信号をセンサを用いて受信するステップ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 6 0 8 のセンサとステップ 6 1 0 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。

【 0 0 5 0 】

[0058] ステップ 6 1 2 で、方法 6 0 0 は、レーザ源アクチュエータを引戻しデバイスと同期させるステップを含む。レーザ源アクチュエータは、図 2 ~ 図 5 のアクチュエータ 2 3 2 とすることができ、引戻しデバイスは、図 1 A、図 1 B 及び図 2 ~ 図 5 の引戻しデバイス 1 3 8 とすることができ、いくつかの実施形態では、レーザ源アクチュエータが、外部レーザ源に接続されており、外部レーザ源を動かすように動作可能であり、引戻しデバイスが、測定デバイスに接続されており、測定デバイスを動かすように動作可能である。ステップ 6 1 2 は、レーザ源アクチュエータと引戻しデバイスを通信状態に置くステップを含むことができる。それに加えて又はその代わりに、レーザ源アクチュエータ及び引戻しデバイスは、制御デバイスから送られた信号を介して制御される。

【 0 0 5 1 】

[0059] ステップ 6 1 4 で、方法 6 0 0 は、レーザ源と測定デバイスとを同期させて動かすステップを含む。いくつかの実施形態では、マッピングルートに沿った異なる位置で光音響波が光音響センサに到達するように、レーザ源と測定デバイスとを互いに対して動かす。いくつかの場合には、レーザ源を、測定デバイスと同じ速度で測定デバイスと同じ動き方向に動かす。測定デバイスを曲がったパスに沿って動かす場合など、他の場合には、レーザ源を、測定デバイスとは異なる速度で測定デバイスとは異なる動き方向に動かす。レーザ源によって生成された音波が測定デバイスによって受信されるようなゾーン内にレーザ源及び測定デバイスが留まるように、レーザ源及び測定デバイスを動かす。

【 0 0 5 2 】

[0060] 方法 6 0 0 の中で、ステップ 6 0 4、6 0 6、6 0 8、6 1 0、6 1 2 及び 6 1 4 を調整することができ、医療手技の所望の成果に基づく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 6 0 0 の全体を通じて一定の間隔で実行し、同時に、光音響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 1 0 4 をマッピングし、血管経路 1 0 4 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。さらに、ステップ 6 1 2 及び 6 1 4 は、さまざまな順序で実行されるステップ 6 0 4、6 0 6、6 0 8 及び 6 1 0 の間に実行することができる。例えば、信号の送受信中にレーザ源及び測定デバイスを移動させることができる。いくつかの実施形態では、ステップ 6 0 4、6 0 6、6 0 8 及び 6 1 0 が逐次的に実行される。例えば、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 6 0 4、6 0 6、6 0 8 及び 6 1 0 を逐次的に実行する。これは、トランスデューサレイ内に光音響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 6 0 0 が使用されるときに有用である。さらに、方法 6 0 0 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。

【 0 0 5 3 】

[0061] ステップ 6 1 6 で、方法 6 0 0 は、血管経路 1 0 4 及び周囲の組織を含む関心

10

20

30

40

50

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ステップ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。

【0054】

[0062] ステップ618で、方法600は、関心領域の画像をディスプレイ118に出力するステップを含む。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。

10

【0055】

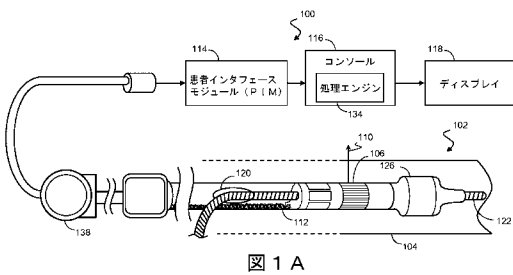
[0063] 本開示の範囲に含まれる例示的な実施形態では、方法600は、ステップ618の後に、方法のフローがステップ602に戻って再開するように繰り返す。方法600の繰り返しは、血管経路及び周囲の組織をマッピングするために利用される。

【0056】

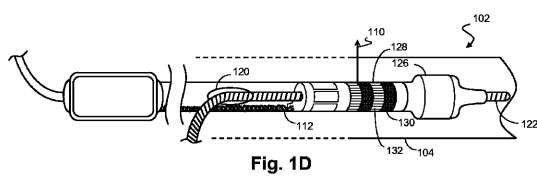
[0064] 上で説明した装置、システム及び方法をさまざまなやり方で変更することができることを当業者は認識する。したがって、本開示が包含する実施形態は、上で説明した例示的な特定の実施形態だけに限定されないことを当業者は理解する。この点に関して、例示的な実施形態を示し、説明してきたが、上記の開示では、広範囲の変更、改変及び置換が企図される。本開示の範囲から逸脱することなく上記の開示にこのような変形を実施することができることが理解される。したがって、添付の特許請求項は、本開示と矛盾しない形で広く解釈されることが理解される。

20

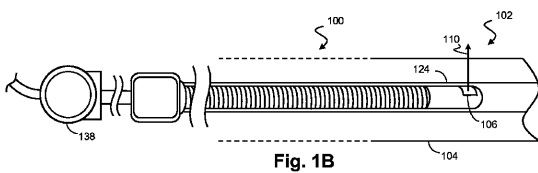
【図1A】



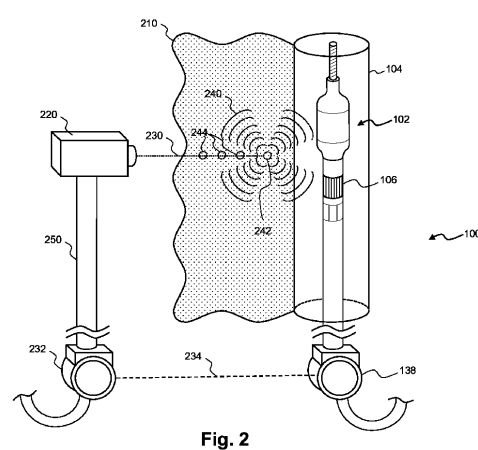
【図1D】



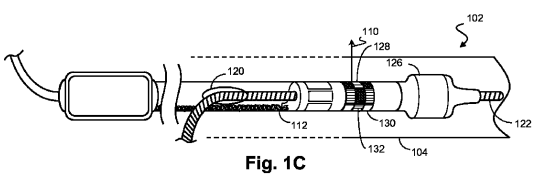
【図1B】



【図2】



【図1C】



【 図 3 】

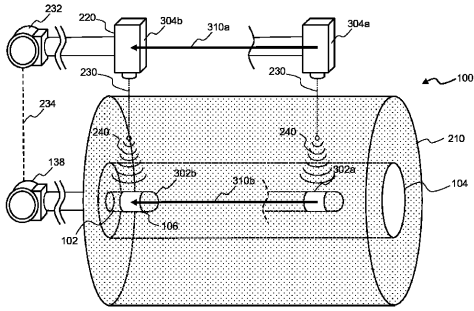


Fig. 3

【 図 5 】

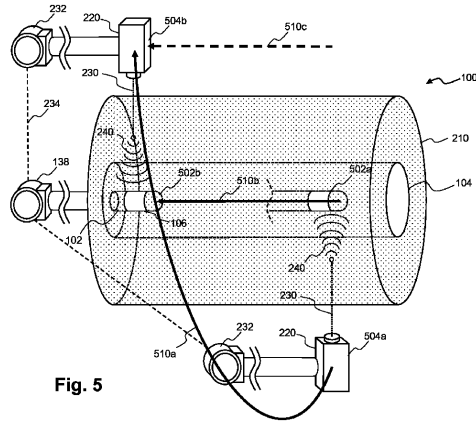


Fig. 5

【 図 4 】

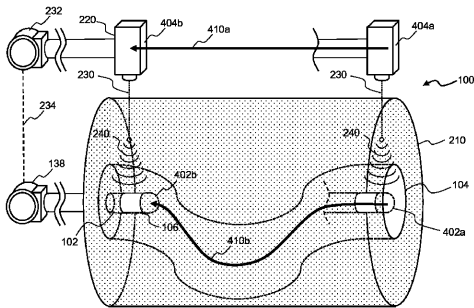


Fig. 4

【 図 6 】

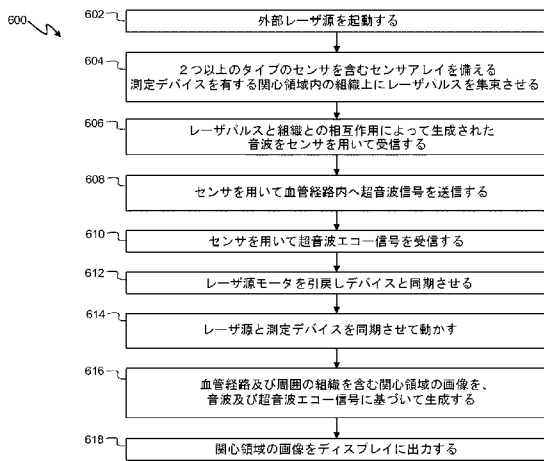


図 6

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/057313

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/12 A61B8/00 A61B5/00 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) EP0-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 2014/323860 A1 (COURTNEY BRIAN [CA] ET AL) 30 October 2014 (2014-10-30) paragraphs [0106], [0119], [0121], [0129], [0176], [0208]; figures 8a,13,14 -----	1-15
A	US 2011/021924 A1 (SETHURAMAN SHRIRAM [US] ET AL) 27 January 2011 (2011-01-27) figures 1a,2,7a -----	1-15
A	US 2009/253989 A1 (CAPLAN JAY D [US] ET AL) 8 October 2009 (2009-10-08) the whole document -----	1-15
<input 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		*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
E earlier application or patent but published on or after the international filing date		*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
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)		*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
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*G* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search 4 July 2017	Date of mailing of the international search report 11/07/2017	
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 Koprinarov, Ivaylo	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2017/057313**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: **16-27**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2017/ 057313

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 16-27

Claims 16 - 27 relate to methods of mapping a region of interest. It is evident from claim 16 that the methods require the photoacoustic sensor to be positioned within the vascular pathway of the region of interest. This is an invasive procedure that requires professional medical skills to be carried out and that involves health risks. The above methods are therefore regarded as methods for treatment of the human body by surgery, and hence excluded from patentability under Rule 39.1(iv) PCT.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/057313

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014323860 A1	30-10-2014	AU 2008207265 A1	24-07-2008
		AU 2008207318 A1	24-07-2008
		CA 2675617 A1	24-07-2008
		CA 2675619 A1	24-07-2008
		CA 2675890 A1	24-07-2008
		CA 2941213 A1	24-07-2008
		CN 101662980 A	03-03-2010
		CN 101686827 A	31-03-2010
		CN 103222846 A	31-07-2013
		CN 104367300 A	25-02-2015
		EP 2111147 A1	28-10-2009
		EP 2111165 A1	28-10-2009
		EP 3120752 A1	25-01-2017
		HK 1141702 A1	29-11-2013
		HK 1141962 A1	17-07-2015
		HK 1205898 A1	31-12-2015
		JP 5224545 B2	03-07-2013
		JP 5695109 B2	01-04-2015
		JP 5784649 B2	24-09-2015
		JP 6018236 B2	02-11-2016
		JP 6068572 B2	25-01-2017
		JP 2010516304 A	20-05-2010
		JP 2010516305 A	20-05-2010
		JP 2013099589 A	23-05-2013
		JP 2013176561 A	09-09-2013
		JP 2015119994 A	02-07-2015
		JP 2015213783 A	03-12-2015
		JP 2017018663 A	26-01-2017
		JP 2017094114 A	01-06-2017
		KR 20090115727 A	05-11-2009
		KR 20090115728 A	05-11-2009
		NZ 579125 A	29-06-2012
		NZ 579126 A	28-09-2012
		US 2008177138 A1	24-07-2008
		US 2008177139 A1	24-07-2008
		US 2008177183 A1	24-07-2008
		US 2008243002 A1	02-10-2008
		US 2014323860 A1	30-10-2014
		US 2014323877 A1	30-10-2014
		WO 2008086613 A1	24-07-2008
		WO 2008086614 A1	24-07-2008
		WO 2008086615 A1	24-07-2008
		WO 2008086616 A1	24-07-2008
US 2011021924 A1	27-01-2011	US 2011021924 A1	27-01-2011
		US 2016296208 A1	13-10-2016
		WO 2008100386 A2	21-08-2008
US 2009253989 A1	08-10-2009	CA 2720637 A1	08-10-2009
		CN 102056534 A	11-05-2011
		EP 2259719 A1	15-12-2010
		JP 2011516865 A	26-05-2011
		US 2009253989 A1	08-10-2009
		WO 2009124242 A1	08-10-2009

 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 BB13 BB14 BB24 DD14 EE09 EE10 FE04 FF16

GB10 HH16 KK12 KK21

专利名称(译)	使用同步光声和超声波回拉技术的组织和血管路径映射		
公开(公告)号	JP2019509858A	公开(公告)日	2019-04-11
申请号	JP2018551378	申请日	2017-03-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ステイガルジェレミー サロハプリンストン		
发明人	ステイガル ジェレミー サロハ プリンストン		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/13		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0095 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/4461		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB13 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FE04 4C601/FF16 4C601/GB10 4C601/HH16 4C601/KK12 4C601/KK21		
优先权	62/315176 2016-03-30 US		
其他公开文献	JP2019509858A5 JP6665315B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了成像装置，系统和方法。本公开的一些实施例专门针对使用光声和超声模态对组织中的感兴趣区域成像。在一些实施例中，医学感测系统包括一个或多个外部光发射器和被配置为放置在血管通路内的测量装置。一个或多个发射器和测量装置一起同步移动。测量设备被配置为接收由所发射的光脉冲与组织之间的相互作用产生的声波，并发送和接收超声信号。所述医学感测系统还包括：处理引擎，其可操作以生成所述关注区域的图像；以及显示器，其被配置为可视地显示所述关注区域的图像。

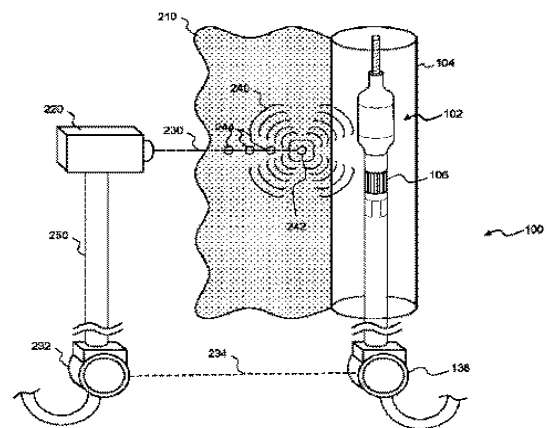


Fig. 2