

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7132850号
(P7132850)

(45)発行日 令和4年9月7日(2022.9.7)

(24)登録日 令和4年8月30日(2022.8.30)

(51)国際特許分類

A 6 1 B	8/12 (2006.01)	A 6 1 B	8/12
A 6 1 B	8/13 (2006.01)	A 6 1 B	8/13

F I

請求項の数 9 (全17頁)

(21)出願番号 特願2018-551410(P2018-551410)
 (86)(22)出願日 平成29年3月23日(2017.3.23)
 (65)公表番号 特表2019-509861(P2019-509861
 A)
 (43)公表日 平成31年4月11日(2019.4.11)
 (86)国際出願番号 PCT/IB2017/051679
 (87)国際公開番号 WO2017/168289
 (87)国際公開日 平成29年10月5日(2017.10.5)
 審査請求日 令和2年3月19日(2020.3.19)
 (31)優先権主張番号 62/315,251
 (32)優先日 平成28年3月30日(2016.3.30)
 (33)優先権主張国・地域又は機関
 米国(US)

(73)特許権者 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 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 52
 High Tech Campus 52,
 5656 AG Eindhoven, N
 etherlands
 (74)代理人 110001690
 特許業務法人M & Sパートナーズ
 (72)発明者 スティガル ジェレミー
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイ テック キャンパス ビ
 最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光音響及び超音波画像化技法を利用した回転血管内デバイス、システム及び方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

血管経路に挿入するようにサイズ及び形状が決められた細長い本体であって、前記細長い本体に対して相対的に静止された超音波トランスデューサを有する前記細長い本体を有する、測定装置と、

前記細長い本体の長さに沿って延び、前記細長い本体に対して回転可能である回転駆動部材と、

前記回転駆動部材の遠位部分に結合された光放出器であって、関心領域内の組織に光学パルスを放出する前記光放出器と、

を備える、医療用感知デバイスであって、前記超音波トランスデューサは、

前記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、医療用感知デバイス。

【請求項2】

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デバイス。

【請求項3】

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

に表示する前記ディスプレイを備える、請求項 2 に記載の医療用感知デバイス。

【請求項 4】

前記回転駆動部材が前記測定装置の長手軸の周りで前記光放出器を回転させる、請求項 1 に記載の医療用感知デバイス。

【請求項 5】

前記光放出器が外部光源と通信する、請求項 1 に記載の医療用感知デバイス。

【請求項 6】

前記測定装置と前記外部光源とを光ファイバが接続する、請求項 5 に記載の医療用感知デバイス。

【請求項 7】

光学パルスを放出する光源をさらに備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の医療用感知デバイス

を備える、医療用感知システムであって、

前記光放出器は、前記回転駆動部材の遠位部分に結合され、前記光源から受信した光学パルスを関心領域内の組織に放出する、医療用感知システム。

【請求項 8】

前記光放出器と前記光源との間に延びる光ファイバをさらに備える、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

【請求項 9】

前記光源の動作及び前記回転駆動部材の回転を制御するように動作可能なコントローラをさらに備える、請求項 7 に記載の医療用感知システム。

【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革新は、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。

【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ドル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テ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テ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テ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、スピンドル回転するトランステ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

10

20

30

40

50

号が、トランステューサから組織内へ及び組織内からトランステ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、トランステューサは、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、同じトランステューサが、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、トランステューサの1回の回転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、トランステューサ要素がスピンドル回転しながら、血管内でトランステューサ要素が引き寄せられる。

【0004】

[0004] 対照的に、固体状態IVUSデバイスは、1組のトランステューサコントローラに接続された超音波トランステ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テューサを分布させる。他の前方視IVUSデバイスでは、トランステューサが、遠位先端に配列された直線アレイであり、トランステューサは、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立てられる。トランステ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テューサセット及びエコー信号を受信するトランステ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テ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テ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ー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テューサはスピンドル回転しないが、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

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、血管経路内に配置されるように構成された測定装置上で光音響及び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。センサアレイは、測定装置の軸の周りで回転可能とすることことができ、これによって、このシステムは、血管経路及び周囲の組織をマッピングすることができる。

【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、血管経路に挿入するようにサイズ及び形状が決められた細長い本体と、この細長い本体の長さに沿って延びる回転駆動部材と、この回転駆動部材の遠位部分に結合された光放出器であって、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、回転駆動部材の遠位部分に結合された測定装置とを備え、この測定装置は、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ている。

10

【0010】

[0010] いくつかの実施形態では、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さらに備える。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示す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。測定装置の長手軸の周りで光放出器を回転させるように駆動部材を構成することができる。いくつかの実施形態では、光放出器は外部光源と通信する。測定装置と外部光源とを光ファイバが接続することができる。

20

【0011】

[0011] いくつかの実施形態では、測定装置は、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た少なくとも1つの超音波トランステューサを備える。少なくとも1つの超音波トランステューサはさらに、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。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テューサが、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ている。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テューサを備えることができる。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テューサと少なくとも1つの超音波トランステューサとが、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ている。

30

【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、光学パルスを放出するように構成された光源と、この光源と通信する血管内デバイスとを備え、この血管内デバイスは、細長い本体の長さに沿って延びる回転駆動部材、この回転駆動部材の遠位部分に結合された光放出器であって、光源から受信した光学パルスを関心領域内の組織に放出するように構成された光放出器、及び、回転駆動部材の遠位部分に結合された測定装置を含み、この測定装置は、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ており、この医療用感知システムはさらに、血管内デバイス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る。

40

【0013】

[0013] いくつかの実施形態では、駆動部材が、測定装置の長手軸の周りで光放出器を

50

回転させるように構成されている。このシステムは、血管内デバイスと光源との間に延びる光ファイバを備えることができる。このシステムは、光源の動作及び駆動部材の回転を制御するように動作可能なコントローラを備えることができる。いくつかの実施形態では、測定装置は、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た少なくとも1つの超音波トランスデューサを備える。

【0014】

[0014] 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がさらに、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ている。さらに、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。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ことができる。

10

【0015】

[0015] 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、関心領域の血管経路内に置かれた血管内デバイスのレーザ放出器を用いて、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血管内デバイスの少なくとも1つの光音響センサを用いて、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、レーザ放出器と少なくとも1つの光音響センサとのうちの少なくとも一方を、血管内デバイスの長手軸の周りで回転させるステップと、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。

20

【0016】

[0016] いくつかの実施形態では、この方法は、関心領域の血管経路内に置かれた血管内デバイスの少なくとも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こと、及び関心領域の血管経路内に置かれた血管内デバイスの少なくとも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ことをさらに含む。関心領域の画像を生成するステップは、受信した音波及び受信した超音波エコー信号に基づくことができる。

【0017】

[0017] 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。

30

【0018】

[0018] 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】

【0019】

【図1A】[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1B】[0020] 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】[0021] 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。

40

【図1D】[0022] 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。

【図2】[0023] 本開示の一実施形態による、血管経路内に置かれた器具を含む、血管経路及び周囲の組織の概略斜視図である。

【図3】[0024] 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】

【0020】

[0025] 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。

50

それらの実施形態を説明するために独特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。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する説明されるが、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つの実施形態について説明された特徴、構成要素及び／又はステップを、本開示の他の実施形態について説明された特徴、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。

10

【0021】

[0026] 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、橢円形などの)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。

20

【0022】

[0027] 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。

30

【0023】

[0028] 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

40

50

、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。

【0024】

[0029] 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。

【0025】

[0030] 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。センサ配置の他の例が図 1C 及び図 1D に示されている。

【0026】

[0031] 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 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、ブラーク、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、大幅なコスト削減を可能にする。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、組み合わされた光音響及び 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プを使用して、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。

【0027】

[0032] センサデータは、ケーブル 112 を介して、患者インターフェースモジュール (Patient Interface Module: PIM) 114 及びコンソール 11

10

20

30

40

50

6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106を起動することを含む。光音響信号と超音波信号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。

【0028】

[0033] 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。

【0029】

[0034] 図1A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、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。

【0030】

[0035] 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(rapid-exchange)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

10

20

30

40

50

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伸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。

【0031】

[0036] 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、その全体が参考によって本明細書に組み込まれている。

10

20

30

【0032】

[0037] 図 1C 及び図 1D は、本開示によって企図される測定装置 102 のさらなる例を示す。具体的には、測定装置 102 上のセンサ 106 の構成及び配置が異なる。例えば、図 1C は、固体状態センサ 106a（フェーズドアレイセンサとしても知られている）と回転センサ 106b とを含む測定装置 102 を示す。図 1C の例では、測定装置 102 に取り付けられた駆動部材 140 上に回転センサ 106b が配されている。センサ 106 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ことができる。回転センサ 106b は光放出器又は超音波トランスデューサを含む。いくつかの実施形態では、駆動部材 140 が、駆動シャフト又は可動ヒンジによって測定装置 102 に取り付けられている。駆動部材 140 は、測定装置 102 の長手軸に関して回転するように構成されている。いくつかの場合には、固体状態センサ 106a が測定装置 102 に直接に取り付けられており、回転駆動部材 140 に対して相対的に静止したままである。いくつかの実施形態では、固体状態センサ 106a が、測定装置 102 の周囲に円周方向に配されている。回転センサ 106b は、測定装置 102 の周りで 360° の完全な弧を描いて回転するように構成することができる。その代わりに又はそれに加えて、回転センサは、270°、180°、90° の弧又は他のさまざまな角度の弧を描いて回転するように構成される。回転センサ 106b が回転する方向を、血管経路の長さに沿って変化させることができる。

40

【0033】

[0038] 図 1D は、センサアレイ 128 を含む測定装置 102 を示す。図 1D の例では、センサアレイ 128 が、測定装置 102 の長手軸に関して回転するように構成されている。具体的には、センサアレイ 128 が、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センサ及び放出器を含む。いくつかの実施形態では、センサアレイ 128 が、少なくとも 2 つの異なるタイプ又は様式のセンサを含む。例えば、センサアレイ 128 は、1つ又は複数の回転センサ 106b、並びに第 1 のタイプのセンサ 130 及び第 2 のタイプのセンサ 132 を含む。図 1D 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（図示せず）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ク

50

一盤 (checkerboard) 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 1C 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、橢円形、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 102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。いくつかの実施形態では、それぞれのタイプのセンサが、もう一方のタイプのセンサと比べてアレイ 128の面積のうち大雑把に等しい割合を占める。他の実施形態では、センサアレイ 128上の2つ以上のセンサタイプ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。

10

【0034】

[0039] 図 1D 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、間隔を置かずに互いに隣接して配置される。又は、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

【0035】

[0040] 血管経路 104に沿って測定装置 102を移動させたときに、回転センサ 106b並びに第1及び第2のタイプのセンサ 130、132は、血管経路の内部の異なる区画 (section) を画像化及び/又はマッピングするように動作可能である。いくつかの実施形態では、センサアレイ 128の互いに反対側に位置するセンサが、個別に血管経路 104の全体をマッピングし、血管経路 104のマルチモードマップを生成することができるよう、測定装置 102を低速で移動させる。

【0036】

[0041] 図 1C に示されているように、センサアレイ 128を、測定装置 102と接触した別個の器具上に配することもできる。例えば、測定装置 102と接触し、測定装置 102の長手軸に関して回動する駆動部材 140上に、センサアレイ 128を円周方向に配することができる。

30

【0037】

[0042] 本開示のシステムはさらに、米国特許仮出願（代理人整理番号 I V I - 0 0 8 2 - P R O / 4 4 7 5 5 . 1 5 8 6 P V 0 1）、（代理人整理番号 I V I - 0 0 8 3 - P R O / 4 4 7 5 5 . 1 5 8 7 P V 0 1）、（代理人整理番号 I V I - 0 0 8 3 - P R O / 4 4 7 5 5 . 1 5 8 7 P V 0 1）、（代理人整理番号 I V I - 0 0 8 8 - P R O / 4 4 7 5 5 . 1 5 8 9 P V 0 1）、及び/又は（代理人整理番号 I V I - 0 0 8 6 - P R O / 4 4 7 5 5 . 1 5 9 2 P V 0 1）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。

40

【0038】

[0043] 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 1A、図 1B、図 1C 又は図 1D 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。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内を移動する。測定装置 102の周囲にはセンサアレイ 128が配されている。いくつかの実施形態では、センサアレイ 128が、血管経路 104の壁の区画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テューサを含む。超音波信号 402は、血管経路 104の壁から反射され、超音

50

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、センサアレイ 128 上の超音波トランステ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、センサアレイ 128 のトランステューサを、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。

【0039】

[0044] センサアレイ 128 は、測定装置 102 の長手軸の周りで回転するように構成されている。図 2 の例では、センサアレイ 128 を含む測定装置 102 の頂部セクションを方向 400 に回転させる。この回転の速度及び方向は、医療手技の全体を通じて変化させることができる。例えば、測定装置が関心のエリア上で追加の診断データを得ることを可能にするために、回転の方向を何度か変更することができる。いくつかの実施形態では、測定装置 102 又は血管経路を保護するために、図 1B に示されたシース 124 などのシース 124 内に測定装置 102 のセクションが配される。

10

【0040】

[0045] 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。光放出器 220 は、血管経路 104 の外側に配置することができる。図 2 の例では、光放出器 220 が血管経路 104 の外側に配されており、一連の光学パルス 230 を測定装置 102 に送る。いくつかの実施形態では、光学パルス 230 が、光ファイバに沿って測定装置 102 に送られる。光学パルス 230 は次いで、測定装置 102 上又は測定装置 102 内に配された放出器要素 260 を通して放出される。それに加えて又はその代わりに、血管経路 104 内に配置されるように、光放出器 220 を構成することもできる。この場合、光放出器 220 は、測定装置 102 上に位置する放出器要素 260 に接続 232 を介して信号を送り、放出器要素 260 は、関心のエリア内に光学パルス 230 を放出する。

20

【0041】

[0046] 光学パルス 230 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。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 が構成されている。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 内で移動させる。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 をマッピングするように、センサアレイ 128 が構成されている。

30

【0042】

[0047] 図 2 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 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ます。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、センサアレイ 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。

40

【0043】

50

[0048] 図2をさらに参照すると、通信システム250は、光学パルス230の放出とセンサアレイ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及びセンサアレイ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、センサアレイ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、センサアレイ128上の超音波様式と光音響様式との間で切り換わる。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マッピングされる。

【0044】

[0049] 図3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300を示す流れ図である。方法300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304、306、308、310及び312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

【0045】

[0050] ステップ302で、方法300は、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2の光放出器220とすることができます。いくつかの実施形態では、レーザ源が外部に配されており、血管経路内の測定デバイス上に配されたレーザ放出器と通信する。この場合、外部レーザ源は、光ファイバなどの通信デバイスを通して測定デバイスにレーザパルスを送信する。いくつかの場合には、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。或いは、測定デバイス上又は測定デバイス内に配されたトランスデューサアレイ上にレーザ源が含まれる。

20

【0046】

[0051] ステップ304で、方法300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

【0047】

[0052] いくつかの実施形態では、測定デバイスは、図1A、図1B、図1C、図1D及び図2に示された測定装置102である。いくつかの実施形態では、トランスデューサアレイは、図1A、図1B、図1C、図1D及び図2に示されたセンサアレイ128である。トランスデューサアレイは、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1つ又は複数のセンサ及び放出器を含む。図1A、図1B、図1C、図1D及び図2に示されたいの例でも2つ以上のトランスデューサ要素を配列することができる。いくつかの実施形態では、トランスデューサアレイが、血管経路104内を移動するときに回転しない固体状態アレイ又はフェーズドアレイである。他の実施形態では、トランスデューサアレイが、測定デバイスの回動部分上に配された回転アレイである。いくつかの実施形態では、トランスデューサアレイが、測定デバイスの周囲に円周方向に配されている。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。

40

【0048】

[0053] ステップ306で、方法300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

50

、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だけ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2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PIM114が、センサアレイ128のセンサの動作を制御する。処理エンジン134又はPIM114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。

【0049】

[0054] ステップ308で、方法300は、少なくとも1つのトランスデューサ要素を用いて血管経路104内へ超音波信号を送信することを含むことができる。いくつかの実施形態では、ステップ308の少なくとも1つのトランスデューサが超音波送信器である。超音波信号は、1つ又は複数の送信器から血管経路104の壁に向かって送信される。送信された超音波信号は、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。

【0050】

[0055] ステップ310で、方法300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。

【0051】

[0056] 方法300の中で、ステップ304、306、308及び310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300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304、306、308及び310は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304、306、308及び310を逐次的に実行する。これは、センサア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300が使用されるとき有用である。さらに、方法300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。

【0052】

[0057] ステップ312で、方法300は、測定デバイスの長手軸に関してセンサアレイを回転させることを含むことができる。測定デバイスが血管経路の中で引っ張られたときに測定デバイスが血管経路を絶えずマッピングする場合など、いくつかの実施形態では、ステップ304、306、308及び310の全体を通じてセンサアレイを回転させる。他の実施形態では、ステップ304、306、308及び310の間、センサアレイを静止した状態に保ち、次いで、これらのステップを再び実行する前にセンサアレイを回転させる。センサアレイの回転は、測定デバイスに接続された駆動部材を使用することによって達成することができる。図1Cの例など、いくつかの実施形態では、センサアレイの部分を測定デバイスの長手軸の周りで回転させ、センサアレイの他の部分は回転させない。このセンサアレイの回転では、回転の方向及び速度を変化させることができる。例えば、センサアレイを、時計回り方向に180°回転させ、且つ又は逆時計回り方向に180°回転させる。90°、270°、360°及びその他の角度のそれぞれの方向の回転も企図される。

【0053】

[0058] ステップ314で、方法300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、トランスデューサアレイと通信する（図1Aの処理エンジン1

10

20

30

40

50

3 4 などの) 处理エンジンが、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 1 0 4 及び周囲の組織のいくつかの 2 次元断面を含む。

【 0 0 5 4 】

[0059] ステップ 3 1 6 で、方法 3 0 0 は、関心領域の画像をディスプレイ 1 1 8 に出力することを含む。このディスプレイ 1 1 8 は、コンピュータモニタ、患者インタフェースモジュール 1 1 4 (P I M) 若しくはコンソール 1 1 6 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。

【 0 0 5 5 】

[0060] 本開示の範囲に含まれる例示的な実施形態では、ステップ 3 1 6 の後に方法 3 0 0 を、方法の流れがステップ 3 0 4 に戻り、再開されるように繰り返す。方法 3 0 0 の繰返しを利用して、血管経路及び周囲の組織をマッピングする。 10

【 0 0 5 6 】

[0061] 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ます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

20

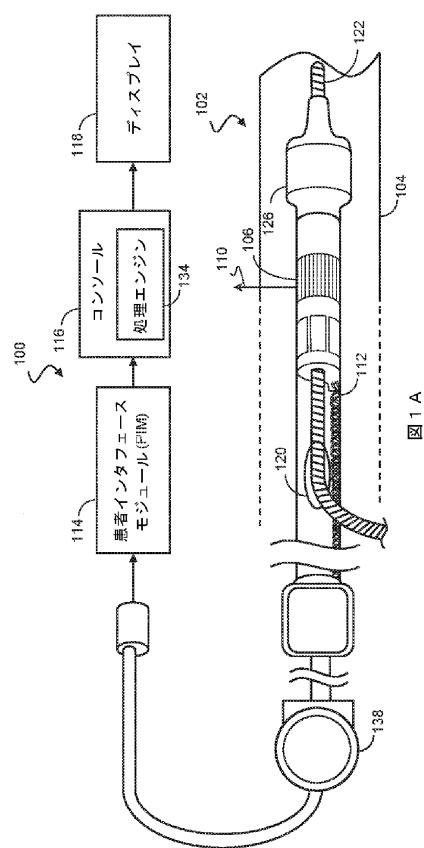
30

40

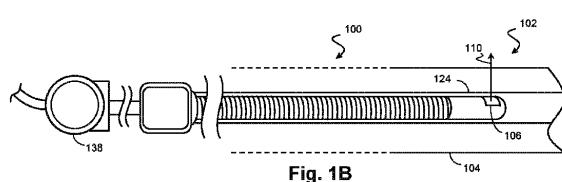
50

【図面】

【図 1 A】



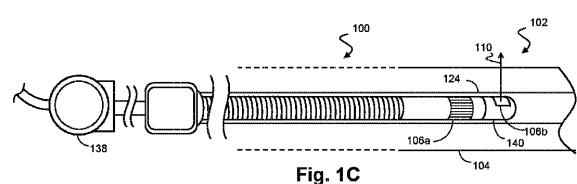
【図 1 B】



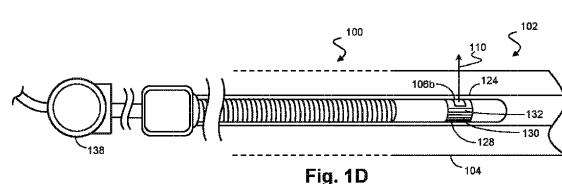
10

20

【図 1 C】



【図 1 D】



30

40

50

【図2】

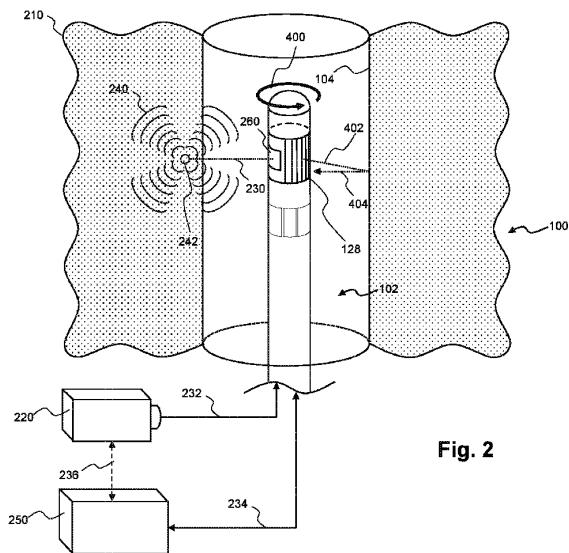


Fig. 2

【図3】

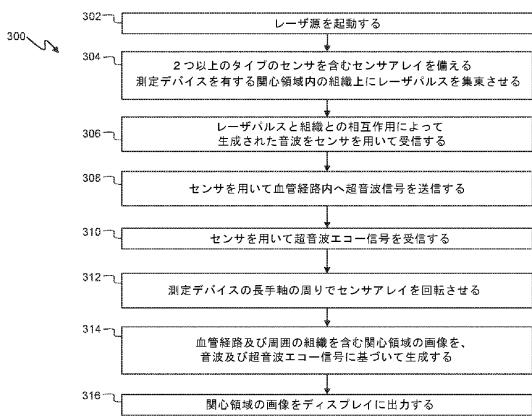


図3

10

20

30

40

50

フロントページの続き

ルディング 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 アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング 5

審査官 高 芳徳

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 0 2 7 4 8 2 (J P , A)

特開 2 0 1 3 - 0 2 2 1 7 1 (J P , A)

特表 2 0 1 1 - 5 1 6 8 6 5 (J P , A)

特表 2 0 1 2 - 5 1 4 5 2 2 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 2 1 8 4 2 (U S , A 1)

米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 3 3 8 4 9 8 (U S , A 1)

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)

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