

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6665315号  
(P6665315)

(45) 発行日 令和2年3月13日 (2020.3.13)

(24) 登録日 令和2年2月21日 (2020.2.21)

(51) Int. Cl. F I  
**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

請求項の数 12 (全 17 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)  
 (65) 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)  
 (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)  
 審査請求日 令和1年12月6日 (2019.12.6)  
 (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・地域又は機関  
 米国 (US)

早期審査対象出願

(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 5  
 2  
 (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  
 5

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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の体内において組み合わされた光音響及び血管内超音波の感知を実行するための医療用感知システムであって、前記医療用感知システムは、

\_\_ 関心領域内の前記患者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、

前記関心領域内の前記患者の血管経路内に配置される測定装置と、

前記測定装置が接続される引戻しデバイスとを備え、

前記測定装置は、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少なくとも1つの超音波トランスデューサを備え、i) 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か、又はii) 前記測定装置がさらに、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少なくとも1つの光音響トランスデューサを備え、

前記光放出器は、前記患者の体外に配され、前記光学パルスをそれぞれ前記少なくとも1つの超音波トランスデューサ又は前記少なくとも1つの光音響トランスデューサに向かって放出し、

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】

10

20

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。

【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 2 に記載の医療用感知システム。

【請求項 4】

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さらに備える、請求項 3 に記載の医療用感知システム。

【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。

【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 に記載の医療用感知システム。

【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 に記載の医療用感知システム。

【請求項 12】

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前記少なくとも 1 つの光音響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 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】

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 (IVU

10

20

30

40

50

S)、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。

#### 【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った点で、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。

#### 【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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

#### 【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。

40

50

## 【 0 0 1 2 】

【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。

## 【 0 0 1 3 】

10

【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。

## 【 0 0 1 4 】

【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。

20

## 【 0 0 1 5 】

【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。

30

## 【 0 0 1 6 】

【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。

## 【 0 0 1 7 】

【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】

## 【 0 0 1 8 】

40

【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。

【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。

50

【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。

【発明を実施するための形態】

【0019】

10

[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。

20

【0020】

[0028] 図 1 A 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。

30

【0021】

[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。

40

【0022】

50

[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。いくつかの実施形態では、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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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、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

40

50

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。

#### 【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精密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。

#### 【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。

#### 【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、戻しデバイス 138 と同期される。

#### 【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 日に出版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 1C 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（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、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。

#### 【0032】

[0040] 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。

#### 【0033】

[0041] 本開示のシステムはさらに、整理番号IVI-0082-PRO/44755.1586PV01、整理番号IVI-0083-PRO/44755.1587PV01、整理番号IVI-0087-PRO/44755.1590PV01、及び/又は整理番号IVI-0088-PRO/44755.1589PV01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。

#### 【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1A~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。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。

#### 【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1A及び図1Bの引戻しデバイス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

10

20

30

40

50

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。

#### 【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 が超音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。

#### 【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。

#### 【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 220 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、PIM 114 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 304 a 及び第 1 の位置 302 a に配置されている。アクチュエータ 232 は、動き方向 310 a に沿って光放出器 220 を第 2 の位置 304 b まで駆動し、引戻しデバイス 138 は、動き方向 310 b に沿って測定装置 102 を第 2 の位置 302 b 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 310 a は方向 310 b 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 1

02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レイ106に到達することに留意されたい。

#### 【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。

#### 【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転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。

#### 【0042】

[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。

【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。

【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。

【0046】

[0054] いくつかの実施形態では、測定デバイスは、図 1 ~ 図 1 D 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 1 C 又は図 1 D 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 D 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、測定デバイスの回転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。

【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 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。

【0048】

[0056] ステップ 608 で、方法 600 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ステップを含むことができる。超音波信号は、血管経路 104 の壁に向かって送信され、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。

【0049】

[0057] ステップ 610 で、方法 600 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 608 のセンサとステップ 610 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 とすることができる。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。

10

## 【 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。

20

## 【 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 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。

30

## 【 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 1 A の処理エンジン 1 3 4 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 1 0 4 及び周囲の組織のいくつかの 2 次元断面を含む。

40

## 【 0 0 5 4 】

[0062] ステップ 6 1 8 で、方法 6 0 0 は、関心領域の画像をディスプレイ 1 1 8 に出力するステップを含む。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 】

[0063] 本開示の範囲に含まれる例示的な実施形態では、方法 6 0 0 は、ステップ 6 1 8 の後に、方法のフローがステップ 6 0 2 に戻って再開するように繰り返す。方法 6 0 0

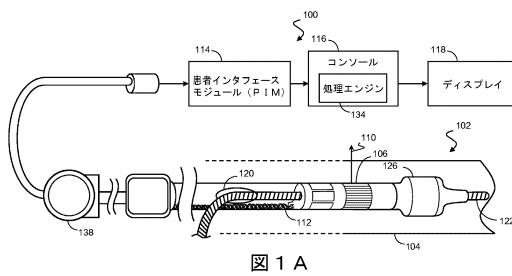
50

の繰返しは、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。

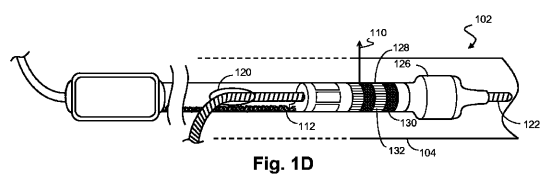
【 0 0 5 6 】

[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。

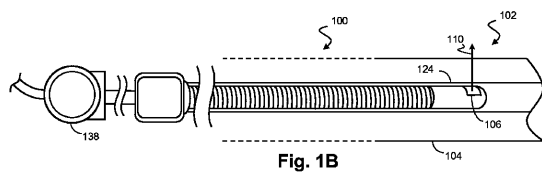
【 図 1 A 】



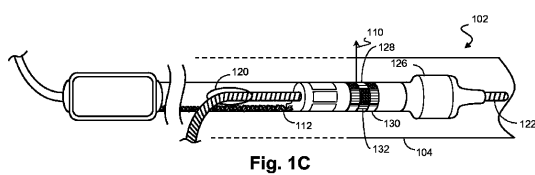
【 図 1 D 】



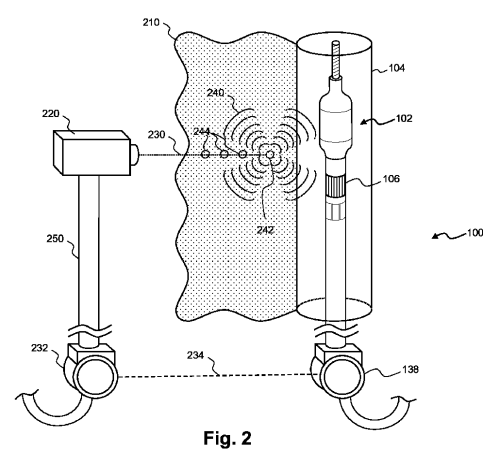
【 図 1 B 】



【 図 1 C 】



【 図 2 】



【図 3】

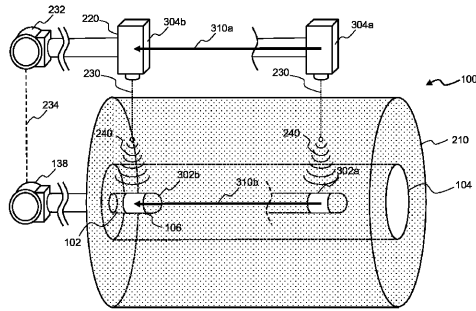


Fig. 3

【図 5】

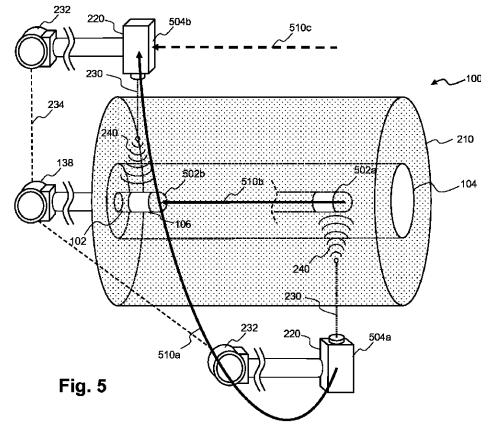


Fig. 5

【図 4】

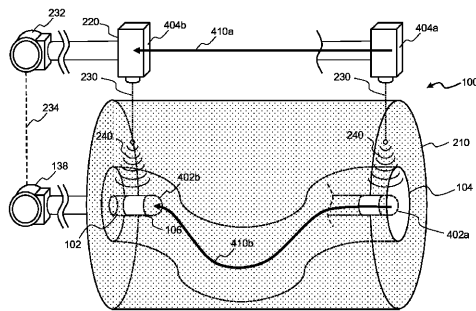


Fig. 4

【図 6】

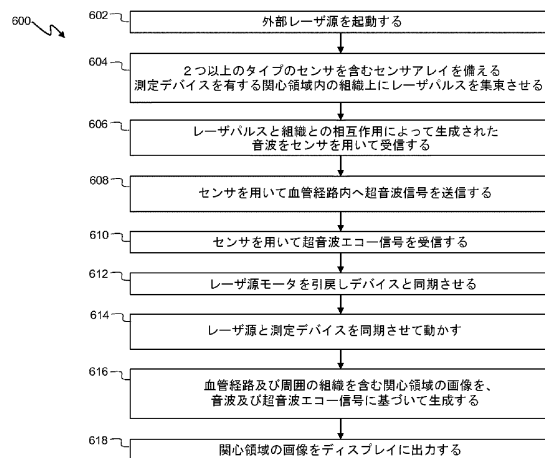


図 6



---

フロントページの続き

(72)発明者 サロハ プリンストン

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

審査官 芝沼 隆太

(56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0021924(US, A1)

米国特許出願公開第2014/0323860(US, A1)

特開2014-180575(JP, A)

国際公開第2007/088709(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15