

(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2012-514522

(P2012-514522A)

(43) 公表日 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)

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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2011-545397 (P2011-545397)
 (86) (22) 出願日 平成22年1月6日 (2010.1.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年7月8日 (2011.7.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/020177
 (87) 国際公開番号 W02010/080776
 (87) 国際公開日 平成22年7月15日 (2010.7.15)
 (31) 優先権主張番号 12/351, 322
 (32) 優先日 平成21年1月9日 (2009.1.9)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506192652
 ボストン サイエнтиフィック サイム
 ド, インコーポレイテッド
 BOSTON SCIENTIFIC S
 CIMED, INC.
 アメリカ合衆国 55311-1566
 ミネソタ州 メープル グローブ ワン
 シメッド プレイス (番地なし)
 (74) 代理人 100092093
 弁理士 辻居 幸一
 (74) 代理人 100082005
 弁理士 熊倉 禎男
 (74) 代理人 100088694
 弁理士 弟子丸 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光音響画像化機能を有する血管内超音波システムを作成し使用するためのシステム及び方法

(57) 【要約】

血管内超音波システム用のカテーテル組立体は、カテーテル (102) 及びカテーテル内に配置された画像化コア (306) を含む。画像化コアは回転可能な駆動軸 (310)、少なくとも1つの光源、及び少なくとも1つのトランスデューサ (312) を含む。少なくとも1つの光源は回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つの光源は駆動軸と共に回転するように、且つまた、印可された電気信号を光に変換してカテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置される。少なくとも1つのトランスデューサもまた回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つのトランスデューサは駆動軸と共に回転するように構成され配置される。少なくとも1つのトランスデューサは、少なくとも1つの光源から放射された光による対象の照射に応答して対象により生成される音響信号を受信するように構成され配置される。

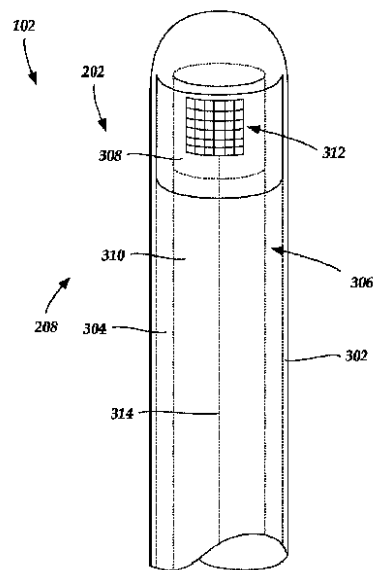


Fig. 3

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

血管内超音波システム用のカテーテル組立体であって、
遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、前記近位端から前記遠位端まで前記長手方向の長さにそって延びる内腔を画定するカテーテルと、

前記内腔内に挿入するように構成され配置された画像化コアと、
を備え、

前記画像化コアは、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する回転可能な駆動軸と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように且つまた印加された電気信号を光に変換して前記カテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置された、少なくとも 1 つの光源と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように構成され配置され、さらに前記少なくとも 1 つの光源から放射される光による前記対象の照射に応答して前記対象によって生成された音響信号を受信するように構成され配置された少なくとも 1 つのトランスデューサと、

を備える、

ことを特徴とするカテーテル組立体。

【請求項 2】

前記画像化コアは、前記少なくとも 1 つの光源から放射された光を所望の組織領域に向けて方向付けるように構成され配置された少なくとも 1 つの光ディレクタをさらに備えることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの光ディレクタはミラーを備えることを特徴とする、請求項 2 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの光ディレクタは散光体を備えることを特徴とする、請求項 2 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの光源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つのトランスデューサは印加された電気信号を音響信号に変換するように、且つまた受信した音響信号を電気信号に変換するように構成され配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの光源は、少なくとも 1 つの変圧器の近位の前記画像化コアの上に配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの光源は、前記少なくとも 1 つの変圧器の遠位の前記画像化コアの上に配置されることを特徴とする、請求項 6 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの光源は、1 つ又はそれ以上の選択された周波数の光のパルスを生成するように構成され配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 10】

血管内超音波画像化システムであって、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、前記近位端から前記遠位端まで前記長手方向の長さにそって延びる内腔を画定するカテーテルと、

前記内腔内に挿入するように構成され配置された画像化コアと、

10

20

30

40

50

を備え、

前記画像化コアは、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する回転可能な駆動軸と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように且つまた印加された電気信号を光に変換して前記カテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置された、少なくとも1つの光源と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように構成され配置され、さらに前記光源から放射される光による前記対象の照射に応答して前記対象によって生成された音響信号を受信するように構成され配置された少なくとも1つのトランスデューサと、

10

を備え、

前記システムは前記カテーテルの前記近位端に結合された駆動装置をさらに備え、

前記駆動装置は、

前記駆動軸の前記近位端に結合された回転子、及び固定子を備えた少なくとも1つの回転可能な変圧器と、

前記駆動軸の回転を駆動するためのモータと、

を備える、

ことを特徴とするシステム。

【請求項11】

前記画像化コアに結合され、

20

電気信号を前記少なくとも1つのトランスデューサに供給するように構成され配置され、1つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも1つのトランスデューサに、並びに前記少なくとも1つの回転可能な変圧器に、電気的に結合された電気パルス発生器と、

電気信号を前記少なくとも1つの光源に供給するように構成され配置され、前記1つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも1つの光源に、並びに前記少なくとも1つの回転可能な変圧器に、電気的に結合された光源コントローラと、

前記少なくとも1つのトランスデューサから受け取る電気信号を処理して少なくとも1つの画像を形成するように構成され配置され、前記1つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも1つのトランスデューサに、並びに前記少なくとも1つの回転可能な変圧器に、電気的に結合されたプロセッサと、

30

を備える制御モジュールをさらに備えることを特徴とする、請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

前記少なくとも1つのトランスデューサと前記少なくとも1つの光源とは、それぞれ、前記少なくとも1つの回転可能な変圧器の異なる1つに結合されることを特徴とする、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】

前記少なくとも1つのトランスデューサと前記少なくとも1つの光源とは、それぞれ、前記少なくとも1つの回転可能な変圧器の同じ1つに結合されることを特徴とする、請求項11に記載のシステム。

40

【請求項14】

前記制御モジュールは、前記プロセッサに電気的に結合され、前記プロセッサによって形成された少なくとも1つの画像を表示するように構成され配置された少なくとも1つのディスプレイをさらに備えることを特徴とする、請求項11に記載のシステム。

【請求項15】

前記少なくとも1つの光源は、光のパルスを生成するように構成され配置されることを特徴とする、請求項11に記載のシステム。

【請求項16】

前記少なくとも1つの光源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項11に記載のシステム。

50

【請求項 17】

血管内超音波画像化システムを用いた患者の光音響画像化の方法であって、

制御モジュールに結合された少なくとも1つの回転可能な光源と、制御モジュールに電氣的に結合された少なくとも1つの回転可能なトランスデューサとを備え、前記少なくとも1つの光源は前記少なくとも1つのトランスデューサと共に回転して前記少なくとも1つのトランスデューサに対して一定の位置及び方向を保持するカテーテルを、患者の血管内に挿入し、

前記光源から放射された光で患者の組織を照射し、

前記照射された患者の組織から少なくとも1つの放射された音響信号を受信し、

少なくとも1つの音響信号を前記少なくとも1つのトランスデューサから患者の組織に送り、

前記患者の組織から少なくとも1つの反射された音響信号を受信する、
ステップを含むことを特徴とする方法。

【請求項 18】

前記受信された少なくとも1つの放射された音響信号及び前記受信された少なくとも1つの反射された音響信号は、処理のためにプロセッサに送られることを特徴とする、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記受信され処理された少なくとも1つの放射された音響信号及び前記受信され処理された少なくとも1つの反射された音響信号に基づいた画像を表示するステップをさらに含むことを特徴とする、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記光源から放射された光で患者の組織を前記照射するステップは、前記光源から放射された光を、光ディレクタを通して送るステップを含むことを特徴とする、請求項 17 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管内超音波画像化システム並びに該システムを作成し使用方法の分野に向けられる。本発明はまた、さらに光音響画像化機能を含む血管内超音波システム、並びに該血管内超音波システムを作成し使用方法に向けられる。

本出願は、2009年1月9日出願の米国特許出願第12/351,322号の優先権を主張するものであり、その全体の内容が引用により本明細書に組み入れられる。

【背景技術】**【0002】**

血管内超音波（IVUS）画像化システムは様々な疾病及び疾患に関する証明された診断機能を有する。例えば、IVUS画像化システムは、血栓を診断して開業医がステントを選択し配置するのを補助する情報を提供するための画像化モダリティとして、並びに血流を回復又は増加するための他の装置として用いられている。IVUS画像化システムは、血管内の特定の位置における粥状班の蓄積を診断するのに用いられている。IVUS画像化システムは、血管内閉塞又は狭窄の存在、並びに閉塞又は狭窄の性質及び程度を判断するのに用いることができる。IVUS画像化システムは、例えば、運動（例えば、鼓動する心臓）又は1つ若しくはそれ以上の組織（例えば、画像化するのを望まない1つ又はそれ以上の血管）による妨害のために、血管造影法のような他の血管内画像化技術を用いて可視化することが困難となり得る血管システムのセグメントを可視化するのに用いることができる。IVUS画像化システムは、血管造影及びステント配置などの進行中の血管内治療を実時間（殆ど実時間）でモニタ又は評価するのに用いることができる。さらに、IVUS画像化システムは1つ又はそれ以上の心腔をモニタするのに用いることができる。

【0003】

I V U S 画像化システムは様々な疾病及び疾患を可視化するための診断ツールを提供するために開発されてきた。I V U S 画像化システムは、制御モジュール（電気パルス発生器、画像処理装置、及びモニタを有する）、カテーテル、及びカテーテル内に配置された1つ又はそれ以上のトランスデューサを含むことができる。トランスデューサ含有カテーテルは、血管壁又は血管壁近傍の患者組織などの画像化する領域の内部又は近傍の内腔又は腔の中に配置することができる。制御モジュール内の電気パルス発生器は電気パルスを発生し、このパルスが1つ又はそれ以上のトランスデューサに送られて音響パルスに変換され、これが患者組織内を透過する。透過した音響パルスの反射パルスが1つ又はそれ以上のトランスデューサによって吸収されて電気パルスに変換される。この変換された電気パルスが画像処理装置に送られてモニタ上に表示可能な画像に変換される。

10

【0004】

光音響画像化法は光及び音響信号を用いて表示可能な画像を形成する。一つの例示的な光音響画像化技術において、患者組織はレーザーダイオードなどの光源からの光でパルス照射される。放射された光の一部が組織に吸収されて熱に変換される。この熱が照射された組織の過渡的超音波膨張及び対応する超音波放射を引き起こし、これが1つ又はそれ以上のトランスデューサによって受信され処理されて表示可能な画像になる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第7,306,561号

20

【特許文献2】米国特許第6,945,938号

【特許文献3】米国特許出願公開第2006/0253028号

【特許文献4】米国特許出願公開第2007/0016054号

【特許文献5】米国特許出願公開第2007/0038111号

【特許文献6】米国特許出願公開第2006/0173350号

【特許文献7】米国特許出願公開第2006/0100522号

【発明の概要】

【0006】

一実施形態において、血管内超音波システム用のカテーテル組立体はカテーテル及び画像化コアを含む。カテーテルは、遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、近位端から遠位端までのカテーテルの長手方向の長さに沿って延びる内腔を画定する。画像化コアは内腔内に挿入するように構成され配置される。画像化コアは回転可能な駆動軸、少なくとも1つの光源、及び少なくとも1つのトランスデューサを含む。回転可能な駆動軸は遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する。少なくとも1つの光源は回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つの光源は駆動軸と共に回転するように、且つまた印加された電気信号を光に変換してカテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置される。少なくとも1つのトランスデューサは回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つのトランスデューサは駆動軸と共に回転するように構成され配置される。少なくとも1つのトランスデューサは、少なくとも1つの光源から放射される光による対象の照射に応答して対象により生成される音響信号を受信するように構成され配置される。

30

40

【0007】

別の実施形態において、血管内超音波画像化システムは、カテーテル、画像化コア、及び駆動装置を含む。カテーテルは、遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、近位端から遠位端までのカテーテルの長手方向の長さに沿って延びる内腔を画定する。画像化コアは内腔内に挿入するように構成され配置される。画像化コアは回転可能な駆動軸、少なくとも1つの光源、及び少なくとも1つのトランスデューサを含む。回転可能な駆動軸は遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する。少なくとも1つの光源は回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つの光源は駆動軸と共に回転するように、且つまた印加された電気信号を光に変換してカテーテルの近傍の対象を照射するように構成され

50

配置される。少なくとも1つのトランスデューサは回転可能な駆動軸の遠位端に配置される。少なくとも1つのトランスデューサは駆動軸と共に回転するように構成され配置される。少なくとも1つのトランスデューサは、少なくとも1つの光源から放射される光による対象の照射に応答して対象により生成される音響信号を受信するように構成され配置される。駆動装置はカテーテルの近位端に結合される。駆動装置は、少なくとも1つの回転可能な変圧器及びモータを含む。少なくとも1つの回転可能な変圧器は回転子及び固定子を含む。回転子は駆動軸の近位端に結合される。モータは駆動軸の回転を駆動するためのものである。

【0008】

さらに別の実施形態において、血管内超音波画像化装置を用いて患者の光音響画像化の方法は、カテーテルを患者の血管内に挿入するステップを含む。カテーテルは制御モジュールに結合された少なくとも1つの回転可能な光源と、制御モジュールに電氣的に結合された少なくとも1つの回転可能なトランスデューサとを含む。少なくとも1つの光源はトランスデューサと共に回転して少なくとも1つのトランスデューサに対して一定の位置及び方向を保持する。患者の組織は光源から放射された光で照射される。少なくとも1つの放射された音響信号が照射された患者の組織から受信される。少なくとも1つの音響信号は、少なくとも1つのトランスデューサから患者の組織に送られる。少なくとも1つの反射された音響信号が患者の組織から受信される。

【0009】

本発明の非限定的で非網羅的な実施形態を添付の図面を参照しながら説明する。図面において、類似の参照番号は、別に指定しない限り種々の図面にわたって類似の部分を目指す。

本発明のよりよい理解のために、添付の図面に関連して読むべき以下の詳細な説明に言及することになる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明による血管内超音波画像化システムの一実施形態の略図である。

【図2】本発明による血管内超音波画像化システムのカテーテルの一実施形態の略側面図である。

【図3】本発明による、カテーテル内に画定された内腔の内部に配置された画像化コアを有する、図2に示すカテーテルの遠位端の一実施形態の略透視図である。

【図4A】本発明によるIVUS画像化システムのカテーテルの遠位端の一実施形態の略透視図であり、カテーテルは光源及び少なくとも1つのトランスデューサを含む。

【図4B】本発明による、図4Aに示すカテーテルの遠位端の長手方向の略断面図であり、カテーテルは光源及び少なくとも1つのトランスデューサを含む。

【図4C】本発明による、図4Aに示すカテーテルの遠位端の長手方向の略断面図であり、カテーテルは光源及び少なくとも1つのトランスデューサを含み、カテーテルはさらに光源から放射された光を導くための光ディレクタを含む。

【図5】本発明による、駆動装置に結合された図4Aに示すカテーテルの近位端の一実施形態の略断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本発明は、血管内超音波画像化システム並びに該システムを作成し使用方法の分野に向けられる。本発明はまた、さらに光音響画像化機能を含む血管内超音波システム、並びに該血管内超音波システムを作成し使用方法に向けられる。

【0012】

適切な血管内超音波（IVUS）画像化システムは、それらに限定されないが、患者体内への径皮挿入のために構成され配置されたカテーテルの遠位端に配置される1つ又はそれ以上のトランスデューサを含む。カテーテルを有するIVUS画像化システムの例は、例えば特許文献1、特許文献2、特許文献3、特許文献4、特許文献5、特許文献6、及

10

20

30

40

50

び特許文献 7に見出すことができ、これら全ての文献は引用により本明細書に組み入れられる。

【0013】

図 1 は、I V U S 画像化システム 100 の一実施形態の概略を示す。I V U S 画像化システム 100 は、制御モジュール 104 に結合可能なカテーテル 102 を含む。制御モジュール 104 は、例えば、プロセッサ 106、電気パルス発生器 108、駆動装置 110、1 つ又はそれ以上のディスプレイ 112 を含むことができる。少なくとも幾つかの実施形態において、電気パルス発生器 108 は、カテーテル 102 内に配置される 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ（図 3 の 312）に入力することができる電気パルスを形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、駆動装置 110 の内部に配置されるモータによる機械的エネルギーは、カテーテル 102 内に配置される画像化コア（図 3 の 306）を駆動するのに用いることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、駆動装置 110 はさらに変圧器を含む。

【0014】

少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上のトランスデューサ（図 3 の 312）から送られる電気パルスは、処理のためにプロセッサ 106 に入力することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上のトランスデューサ（図 3 の 312）からの処理された電気パルスは、1 つ又はそれ以上のディスプレイ 112 上の 1 つ又はそれ以上の画像として表示することができる。少なくとも幾つかの実施形態において、プロセッサ 106 はまた、制御モジュール 104 の 1 つ又はそれ以上の他のコンポーネントの機能を制御するのに用いることができる。例えばプロセッサ 106 は、電気パルス発生器 108 から送られる電気パルスの周波数若しくは継続時間、駆動装置 110 による画像化コア（図 3 の 306）の回転速度、駆動装置 110 による画像化コア（図 3 の 306）の引戻しの速度若しくは長さ、又は、1 つ若しくはそれ以上のディスプレイ 112 上に形成される 1 つ若しくはそれ以上の画像の 1 つ若しくはそれ以上の性質、のうちの少なくとも 1 つを制御するのに用いることができる。光パルス発生器 114 は、以下でより詳しく論じるように、カテーテル 102 の遠位端にある光源に対してカテーテル 102 の近傍の患者組織を照射する光を生成するように指示する、電気信号を生成するために備えられる。

【0015】

図 2 は I V U S 画像化システム（図 1 の 100）のカテーテル 102 の一実施形態の略側面図である。カテーテル 102 は細長い部材 202 及びハブ 204 を含む。細長い部材 202 は近位端 206 及び遠位端 208 を含む。図 2 において、細長い部材 202 の近位端 206 は、カテーテルのハブ 204 に結合され、細長い部材の遠位端 208 は、患者体内への径皮挿入のために構成され配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル 102 は少なくとも 1 つのフラッシュポート、例えばフラッシュポート 210 を画定する。少なくとも幾つかの実施形態において、フラッシュポート 210 はハブ 204 の内部に画定される。少なくとも幾つかの実施形態において、ハブ 204 は制御モジュール（図 1 の 104）に結合するように構成され配置される。幾つかの実施形態において、細長い部材 202 及びハブ 204 は単一体として形成される。他の実施形態においては、細長い部材 202 及びハブ 204 は別個に形成された後で一緒に組み立てられる。

【0016】

図 3 はカテーテル 102 の細長い部材 202 の遠位端 208 の一実施形態の略透視図である。細長い部材 202 は鞘 302 及び内腔 304 を含む。画像化コア 306 は内腔 304 の内部に配置される。画像化コア 306 は回転可能な駆動軸 310 の遠位端に結合された画像化デバイス 308 を含む。

【0017】

鞘 302 は、患者体内に挿入するのに適した任意の可撓性の生体適合材料から形成することができる。適切な材料の例としては、例えば、ポリエチレン、ポリウレタン、プラスチック、螺旋状にカットしたステンレススチール、ニチノール製皮下チューブなど又はそ

10

20

30

40

50

これらの組合せが挙げられる。

【0018】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312を画像化デバイス308に取り付けて音響パルスを送信及び受信するのに用いることができる。好ましい実施形態においては(図3に示すように)、トランスデューサ312のアレイが画像化デバイス308に取り付けられる。他の実施形態においては単一のトランスデューサを用いることができる。さらに他の実施形態においては、複数のトランスデューサを不規則なアレイで用いることができる。任意の数のトランスデューサを用いることができる。例えば、2、3、4、5、6、7、8、9、10、12、15、16、20、25、50、100、500、1000、又はそれ以上のトランスデューサがあってもよい。認識されるように他の数のトランスデューサを用いることもできる。

10

【0019】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、印可された電気パルスを1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の表面上の圧力変形に変換することができ、その逆も行うことができる。1つ又はそれ以上の既知の材料又はデバイスから形成することができる。適切な材料又はデバイスの例としては、圧電セラミック材料、圧電複合材料、圧電プラスチック、チタン酸バリウム、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、ポリフッ化ビニリデン、容量性微小超音波トランスデューサなどが挙げられる。

【0020】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の表面上の圧力変形は、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の共鳴周波数に基づく周波数の音響パルスを形成する。1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の共鳴周波数は、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312のサイズ、形状及びそれらを形成するのに用いた材料によって影響され得る。1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、カテーテル102の内部に配置し、さらに所望の周波数の音響パルスを1つ又はそれ以上の方向に伝搬するのに適した任意の形状に形成することができる。例えば、トランスデューサは、円盤形、ブロック形、矩形、及び楕円形などとすることができる。1つ又はそれ以上のトランスデューサは、例えば、ダイシング、ダイス・アンド・フィル、機械加工、及びマイクロ加工などを含む任意の加工法によって所望の形状に形成することができる。

20

【0021】

一例として、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の各々は、導電性音響レンズと、音響吸収材料(例えば、タングステン粒子を含むエポキシ基材)から形成された導電性裏当て材との間に挟まれた圧電材料層を含むことができる。動作中、圧電層は裏当て材と音響レンズの両方によって電氣的に励振されて音響パルスを放射することができる。

30

【0022】

少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は、周囲空間の半径方向断面の画像を形成するのに用いることができる。従って、例えば、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312がカテーテル102内に配置され患者の血管内に挿入されるとき、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は血管の壁及び血管の周囲の組織の画像を形成するのに用いることができる。

40

【0023】

画像化コア306は、カテーテル102の長手方向軸の回りに回転する。画像化コア306が回転するとき、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312は種々の半径方向に音響パルスを放射する。十分なエネルギーを有する音響パルスが1つ又はそれ以上の媒質境界、例えば、1つ又はそれ以上の組織境界に出会うとき、放射された音響パルスの一部分がエコーパルスとして、放射するトランスデューサの方へ後方反射される。検出されるのに十分なエネルギーをもってトランスデューサに達した各々のエコーパルスは受信するトランスデューサ内で電気信号に変換される。1つ又はそれ以上の変換された電気信号は制御モジュール(図1の104)に送られ、そこでプロセッサ106が電気信号特性を処理し、送信された音響パルス及び受信されたエコーパルスの各々からの情報の集合に少なく

50

とも部分的に基づいて、画像化される領域の表示可能な画像を形成する。

【0024】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312が音響パルスを放射しながらカテーテル102の長手方向軸の回りに回転するにつれて、複数の画像が形成され、これらが集散的に1つ又はそれ以上のトランスデューサ312の回りの領域の一部分、例えば、関心のある血管の壁及び血管周囲の組織などの半径方向の断面画像を形成する。少なくとも幾つかの実施形態において、半径方向の断面画像は1つ又はそれ以上のディスプレイ112の上に表示することができる。

【0025】

少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コア306は、カテーテル102が静止している間にカテーテル102内の内腔の内部で長手方向に移動することができる。例えば、画像化コア306は、カテーテル102が患者の血管系（例えば、血管及び心臓など）内の固定位置に留まっている間にカテーテル102の内腔304の内部で前進（カテーテル102の遠位端に向かって移動する）又は後退させる／引戻す（カテーテル102の近位端に向かって移動する）ことができる。画像化コア306の長手方向の移動（例えば引戻し）中に画像化処理を実行することができ、その際に患者の血管系の長手方向の長さに沿って複数の断面画像が形成される。

【0026】

少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル102は画像化処理中に後退させることができる少なくとも1つの後退可能な部分を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、駆動装置（図1の110）内に配置されたモータは、カテーテル102内部で画像化コア306の引戻しを駆動する。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コアの引戻し距離は少なくとも5cmである。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コアの引戻し距離は少なくとも10cmである。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コアの引戻し距離は少なくとも15cmである。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コアの引戻し距離は少なくとも20cmである。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コアの引戻し距離は少なくとも25cmである。

【0027】

1つ又はそれ以上のトランスデューサ312から種々異なる深さにおいて生成された画像の品質は、例えば、音響パルスのバンド幅、トランスデューサの焦点、ビームパターン及び周波数を含む1つ又はそれ以上の因子によって影響され得る。1つ又はそれ以上のトランスデューサ312から出力される音響パルスの周波数はまた、1つ又はそれ以上のトランスデューサ312から出力される音響パルスの侵入深さに影響し得る。一般に音響パルスの周波数が低下すると、患者組織内への音響パルスの侵入深さは増加する。少なくとも幾つかの実施形態において、IVUS画像化システム100は、5MHz乃至60MHzの周波数範囲内で動作する。

【0028】

少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上の導電体314がトランスデューサ312を制御モジュール（図1の104）に電氣的に結合する。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上の導電体314は、画像化コア306の長手方向長さに沿って延びる。少なくとも幾つかの実施形態において、1つ又はそれ以上の導電体314は、同軸ケーブル又はツイストペアケーブルなどのようなシールド電気ケーブルとして、カテーテル102の長手方向の長さの少なくとも一部分に沿って延びることができる。

【0029】

少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コア306の遠位端208に取り付けられた1つ又は複数のトランスデューサ312を有するカテーテル102は、画像化される血管などの選択された領域の選択された部分から離れた部位における、大腿動脈などの利用し易い血管を経由して患者体内に径皮的に挿入することができる。次にカテーテル102は、患者の血管の中を通して、例えば選択された血管の一部分などの選択された画像化

10

20

30

40

50

部位まで進めることができる。

【 0 0 3 0 】

I V U S 画像上に表示される 2 つ又はそれ以上の異なる組織型の間を識別することが望ましいが、I V U S 画像を用いては困難な場合がある。例えば、2 つ又はそれ以上の組織型の間の境界が何処にあるか、又は境界が存在するかどうかさえも判断することが困難な場合がある。

【 0 0 3 1 】

組織を識別する 1 つの技法は光音響画像化であり、その場合、患者の組織が、レーザーダイオードのような光源からの光でパルス照射される。患者の組織が光でパルス照射されるとき、放射された光の一部分は組織に吸収されて熱に変換される。この熱が照射された組織の過渡的超音波膨張及び対応する超音波放射をもたらし、この超音波放射が 1 つ又はそれ以上のトランスデューサによって受信され処理されて表示可能な画像になることができる。

10

【 0 0 3 2 】

光音響画像化機能を I V U S 画像化システムに組み込むことができる。そのような装置には、カテーテルの遠位端に配置された 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ、及び 1 つ又はそれ以上のトランスデューサの近傍の同じくカテーテルの遠位端に配置された光源を含めることができる。光源から放射された光は患者の組織に向けられて、照射された組織から続いて放射される音響パルスが 1 つ又はそれ以上のトランスデューサによって受信できるようにする。光源及び 1 つ又はそれ以上のトランスデューサを両方共にカテーテル内部の画像化コアの上に配置して、光源が 1 つ又はそれ以上のトランスデューサと共に回転して 1 つ又はそれ以上のトランスデューサに対する一定の相対位置を保持するようにすることが望ましい。

20

【 0 0 3 3 】

従前のシステムはカテーテルの鞘内に埋込まれた光ファイバを有する。しかし鞘の内部に光ファイバを埋込むことは鞘の製造を難しくする。さらに、埋込まれた光ファイバはトランスデューサと一緒に回転しない。さらに光ファイバを鞘内に埋込むことは、画像化処理の間に画像化コアを引戻す機能を妨げるか又は排除しさえもする可能性がある。

【 0 0 3 4 】

少なくとも幾つかの実施形態において、I V U S 画像化システムは光音響画像化機能を I V U S 画像化システム内に組み込む。1 つ又はそれ以上の光源（例えば、レーザーダイオードなど）が I V U S 画像化システムの画像化コア内に配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コア内に配置された 1 つ又はそれ以上の光源は、画像化コアの長手方向の長さに沿って延びる 1 つ又はそれ以上の導電体の遠位端に結合される。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体の近位端は、I V U S 画像化システムの駆動装置内に配置された変圧器に結合される。

30

【 0 0 3 5 】

図 4 A は、I V U S 画像化システム（図 1 の 1 0 0）用のカテーテル 4 0 2 の遠位端の一実施形態の略透視図である。カテーテル 4 0 2 は光源 4 0 4（例えば、レーザーダイオードなど）及び 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 4 0 6 を含む。1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 4 0 6 は、画像化コア（図 4 B の 4 1 0）内に配置された 1 つ又はそれ以上の導電体 4 0 8 を介してプロセッサ（図 1 の 1 0 6）に結合される。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 4 0 8 は、電力を 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 4 0 6 に供給する。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 4 0 8 は、トランスデューサ 4 0 6 への信号及びそれからの信号を供給する。

40

【 0 0 3 6 】

少なくとも幾つかの実施形態において、光源 4 0 4 は、光源 4 0 4 から放射される光が、矢印 4 0 9 で示すように、カテーテル 4 0 2 から外部へ向けられるように構成され配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 4 0 4 は、光源 4 0 4 から放射され

50

る光が、カテーテル 402 の遠位端の長手方向軸にほぼ垂直な方向にカテーテル 402 から外部へ向けられるように構成され配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、散光体（例えば、図 4C の 416 を参照されたい）が光源 404 を覆って配置されて光源 404 から放射される光を拡散する。

【0037】

図 4B はカテーテル 402 の遠位端の一実施形態の長手方向の略断面図である。カテーテル 402 は内腔を有し、その中に画像化コア 410 が配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、画像化コア 410 は、画像化コア 410 の少なくとも一部分に沿って延びる 1 つ又はそれ以上の導電体 408 を含む。光源 404 は、画像化コア（図 4B の 410）内に配置された 1 つ又はそれ以上の導電体 412 を介してプロセッサ（図 1 の 106）に結合される。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 412 は光源 404 に電力を供給する。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 412 は光源への電気信号及びそれからの電気信号を供給する。

【0038】

少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 408 は、同軸ケーブル又はツイストペアケーブルなどのようなシールド電気ケーブルとして、カテーテル 402 の長手方向の長さの少なくとも一部分に沿って延びることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 412 は、同軸ケーブル又はツイストペアケーブルなどのようなシールド電気ケーブルとして、カテーテル 402 の長手方向の長さの少なくとも一部分に沿って延びることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 412 は、1 つ又はそれ以上の導電体 408 の回りを少なくとも一回包む。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 及び 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 の両方は、同じ 1 つ又はそれ以上の導電体を用いる。

【0039】

少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 及び 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 は同じ回転速度を有する。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 は 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 に対して一定の相対位置を保持する。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 は 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 に固定される。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 は 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 の近位にある。少なくとも幾つかの実施形態において、光源 404 は 1 つ又はそれ以上のトランスデューサ 406 の遠位にある。

【0040】

光源 404 から与えられる光は、光音響画像化のために選択された患者の組織を照射するのに用いることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、光は、1 つ又はそれ以上の時限のパターンで、例えばパルスとして放射することができる。

【0041】

少なくとも幾つかの実施形態において、IVUS 画像化システムは、超音波画像化を行うことなく光音響画像化を行うのに用いることができる。少なくとも幾つかの実施形態において、IVUS 画像化システムは、光音響画像化及び超音波画像化の両方を、順次に又は独立に行うように構成される。少なくとも幾つかの実施形態において、光音響画像及び超音波画像からのデータを組み合わせて複合画像を形成することができる。

【0042】

図 4C は、カテーテル 402 の遠位端の別の実施形態の長手方向の略断面図である。光源 404 は、光源 404 から放射される光が、矢印 414 で示すように、カテーテル 402 の遠位端の長手方向の長さに沿って向けられ、そして光ディレクタ 416 によって方向変更されるように構成され配置される。少なくとも幾つかの実施形態において、光ディレクタ 416 は光源 404 からの光を所望の組織に向けて方向変更するためのミラー 418 を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、光ディレクタ 416 は、小さな点光源（例えば、レーザーダイオードなど）からの光を拡散させるための散光体を含む。少なくとも幾つかの実施形態において、光ディレクタ 416 は、ミラー 418 及び散光体を含む。

少なくとも幾つかの実施形態において、ミラー 4 1 8 及び散光体は互いに分離する。少なくとも幾つかの実施形態において、ミラー 4 1 8 は光を拡散させる反射面を有する。光ディレクタ 4 1 6 は、例えば、ガラス、プラスチックなど、又はそれらの組合せを含む、光を反射するか又は配向させるのに適した任意の材料から作成することができる。

【 0 0 4 3 】

少なくとも幾つかの実施形態において、カテーテル 4 0 2 の近位端は駆動装置内に配置された少なくとも 1 つの変圧器と結合される。図 5 は、駆動装置 5 0 2 に結合されたカテーテル 4 0 2 の近位端の一実施形態の略断面図である。駆動装置 5 0 2 は、矢印 5 0 5 で示す方向に画像化コア（図 4 B の 4 1 0 ）を引戻してカテーテル 4 0 2 の近位端を後退させる際に駆動装置 5 0 2 の長さに沿ってスライドするように構成され配置された駆動スレッド 5 0 4 を含む。駆動装置 5 0 2 はまた、変圧器 5 0 6 及びモータ 5 0 8 を含む。図 5 において、変圧器 5 0 6 及びモータ 5 0 8 は駆動スレッド 5 0 4 に結合した状態で示されている。

10

【 0 0 4 4 】

少なくとも幾つかの実施形態において、モータ 5 0 8 は画像化コア（図 4 B の 4 1 0 ）、及び変圧器 5 0 6 の回転部分の回転を駆動する。変圧器 5 0 6 は 1 つ又はそれ以上の導電体 4 0 8 及びさらに制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）に結合され、静止した制御モジュール（図 1 の 1 0 4 ）と回転する画像化コア（図 4 B の 4 1 0 ）との間を信号が通過できるようにする。少なくとも幾つかの実施形態において、変圧器 5 0 6 はまた 1 つ又はそれ以上の導電体 4 1 2 に結合される。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 4 1 2 は別の変圧器 5 1 2 に結合される。少なくとも幾つかの実施形態において、1 つ又はそれ以上の導電体 4 1 2 が変圧器 5 1 2 に結合される場合、変圧器 5 1 2 は変圧器 5 0 6 の内部に配置される。

20

【 0 0 4 5 】

上記の明細事項、実施例及びデータは、本発明の構成物の製造及び使用法の説明を与えるものである。本発明の趣旨及び範囲から逸脱せずに本発明の多くの実施形態を構成することができるので、本発明はまた添付の特許請求の範囲内に存在する。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 6 】

1 0 0 : I V U S 画像化システム
1 0 2 : カテーテル
1 0 4 : 制御モジュール
1 0 6 : プロセッサ
1 0 8 : 電気パルス発生器
1 1 0 : 駆動装置
1 1 2 : ディスプレイ
1 1 4 : 光パルス発生器
2 0 2 : 細長い部材
2 0 4 : ハブ
2 0 6 : 近位端
2 0 8 : 遠位端
2 1 0 : フラッシュポート
3 0 2 : 鞘
3 0 4 : 内腔
3 0 6 : 画像化コア
3 0 8 : 画像化デバイス
3 1 0 : 回転可能な駆動軸
3 1 2 : トランスデューサ
3 1 4 : 導電体
4 0 2 : カテーテル

30

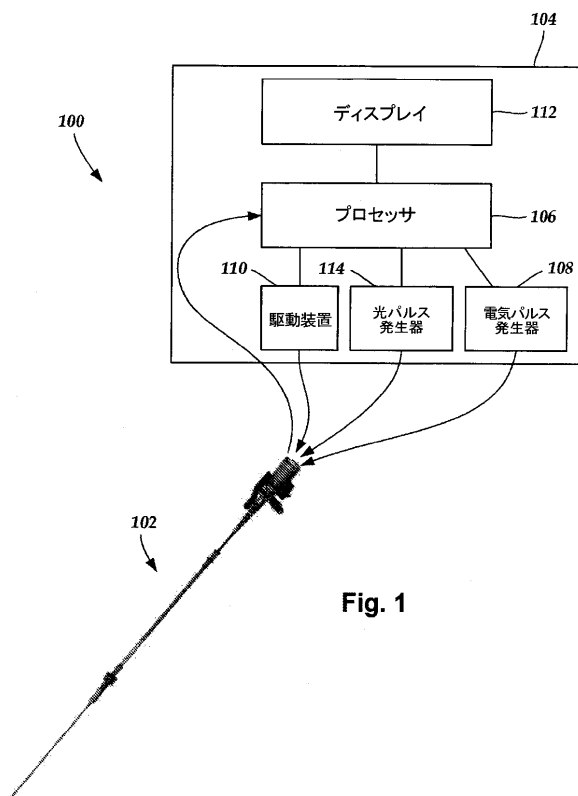
40

50

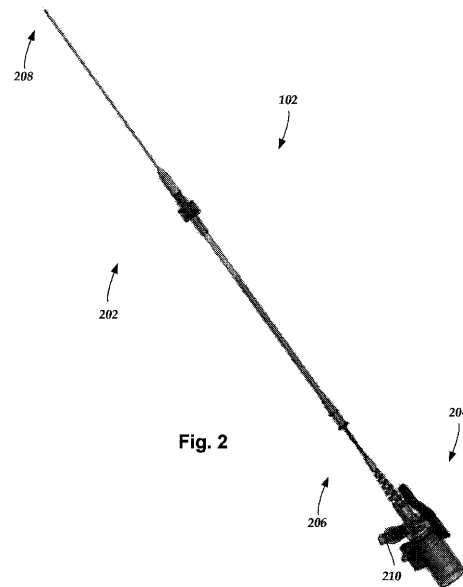
404 : 光源
406 : トランスデューサ
408、412 : 導電体
409、414、505 : 矢印
410 : 画像化コア
416 : 光ディレクタ
418 : ミラー
502 : 駆動装置
504 : 駆動スレッド
506、512 : 変圧器
508 : モータ

10

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】

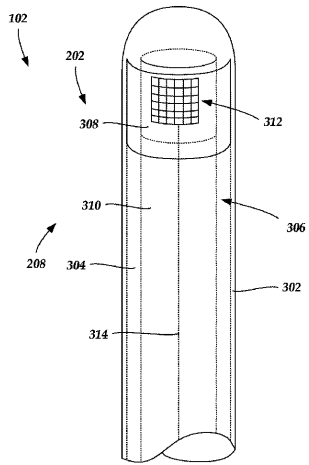


Fig. 3

【 図 4 A 】

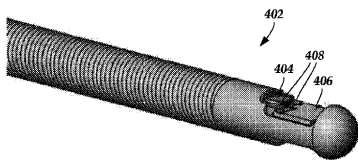


Fig. 4A

【 図 5 】

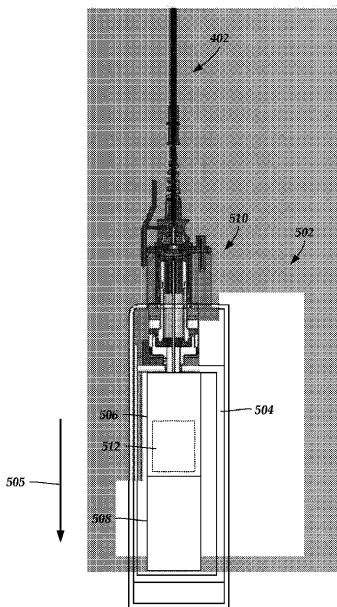


Fig. 5

【 図 4 B 】

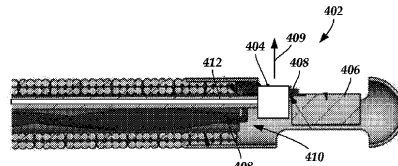


Fig. 4B

【 図 4 C 】

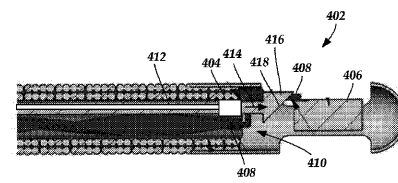


Fig. 4C

【手続補正書】

【提出日】平成23年7月12日(2011.7.12)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管内超音波システム用のカテーテル組立体であって、
遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、前記近位端から前記遠位端まで前記長手方向の長さにそって延びる内腔を画定するカテーテルと、
前記内腔内に挿入するように構成され配置された画像化コアと、
を備え、

前記画像化コアは、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する回転可能な駆動軸と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように且つまた印加された電気信号を光に変換して前記カテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置された、少なくとも 1 つの光源と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように構成され配置され、さらに前記少なくとも 1 つの光源から放射される光による前記対象の照射に応答して前記対象によって生成された音響信号を受信するように構成され配置された少なくとも 1 つのトランスデューサと、

を備える、

ことを特徴とするカテーテル組立体。

【請求項 2】

前記画像化コアは、前記少なくとも 1 つの光源から放射された光を所望の組織領域に向けて方向付けるように構成され配置された少なくとも 1 つの光ディレクタをさらに備えることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの光ディレクタはミラーを備えることを特徴とする、請求項 2 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの光ディレクタは散光体を備えることを特徴とする、請求項 2 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの光源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つのトランスデューサは印加された電気信号を音響信号に変換するように、且つまた受信した音響信号を電気信号に変換するように構成され配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つの光源は、少なくとも 1 つのトランスデューサの近位の前記画像化コアの上に配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 8】

前記少なくとも 1 つの光源は、前記少なくとも 1 つのトランスデューサの遠位の前記画像化コアの上に配置されることを特徴とする、請求項 6 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの光源は、1 つ又はそれ以上の選択された周波数の光のパルスを生

成するように構成され配置されることを特徴とする、請求項 1 に記載のカテーテル組立体。

【請求項 10】

血管内超音波画像化システムであって、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有し、前記近位端から前記遠位端まで前記長手方向の長さにそって延びる内腔を画定するカテーテルと、

前記内腔内に挿入するように構成され配置された画像化コアと、
を備え、

前記画像化コアは、

遠位端、近位端、及び長手方向の長さを有する回転可能な駆動軸と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように且つまた印加された電気信号を光に変換して前記カテーテルの近傍の対象を照射するように構成され配置された、少なくとも 1 つの光源と、

前記回転可能な駆動軸の前記遠位端に配置され、該駆動軸と共に回転するように構成され配置され、さらに前記光源から放射される光による前記対象の照射に応答して前記対象によって生成された音響信号を受信するように構成され配置された少なくとも 1 つのトランスデューサと、

を備え、

前記システムは前記カテーテルの前記近位端に結合された駆動装置をさらに備え、

前記駆動装置は、

前記駆動軸の前記近位端に結合された回転子、及び固定子を備えた少なくとも 1 つの回転可能な変圧器と、

前記駆動軸の回転を駆動するためのモータと、

を備える、

ことを特徴とするシステム。

【請求項 11】

前記画像化コアに結合され、

電気信号を前記少なくとも 1 つのトランスデューサに供給するように構成され配置され、1 つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも 1 つのトランスデューサに、並びに前記少なくとも 1 つの回転可能な変圧器に、電気的に結合された電気パルス発生器と、

電気信号を前記少なくとも 1 つの光源に供給するように構成され配置され、前記 1 つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも 1 つの光源に、並びに前記少なくとも 1 つの回転可能な変圧器に、電気的に結合された光源コントローラと、

前記少なくとも 1 つのトランスデューサから受け取る電気信号を処理して少なくとも 1 つの画像を形成するように構成され配置され、前記 1 つ又はそれ以上の導電体を介して前記少なくとも 1 つのトランスデューサに、並びに前記少なくとも 1 つの回転可能な変圧器に、電気的に結合されたプロセッサと、

を備える制御モジュールをさらに備えることを特徴とする、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記少なくとも 1 つのトランスデューサと前記少なくとも 1 つの光源とは、それぞれ、前記少なくとも 1 つの回転可能な変圧器の異なる 1 つに結合されることを特徴とする、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記少なくとも 1 つのトランスデューサと前記少なくとも 1 つの光源とは、それぞれ、前記少なくとも 1 つの回転可能な変圧器の同じ 1 つに結合されることを特徴とする、請求項 11 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記制御モジュールは、前記プロセッサに電気的に結合され、前記プロセッサによって形成された少なくとも 1 つの画像を表示するように構成され配置された少なくとも 1 つの

ディスプレイをさらに備えることを特徴とする、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記少なくとも 1 つの光源は、光のパルスを生成するように構成され配置されることを特徴とする、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記少なくとも 1 つの光源はレーザーダイオードであることを特徴とする、請求項 1 1 に記載のシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2010/020177

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/12 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 practical, 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	WO 2008/086613 A1 (SUNNYBROOK HEALTH SCIENCES CT [CA]; COURTNEY BRIAN [CA]; MUNCE NIGEL R) 24 July 2008 (2008-07-24) page 27, line 1 - page 28, line 19 page 28, lines 20-22 page 31, line 12 - line 6 page 34, line 9 - page 39, line 10 claim 1 figures 1,2,4a-41	1-16
A	WO 2006/061829 A1 (GLUCON INC [US]; PESACH BENNY [IL]; NAGAR RON [IL]; BITTON GABRIEL [IL]) 15 June 2006 (2006-06-15) abstract page 9, lines 16-32 page 12, lines 19-32 figures 1-4	1-16

-/-

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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 document 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
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 March 2010

Date of mailing of the international search report

30/03/2010

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

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2010/020177

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/100386 A2 (UNIV TEXAS [US]; SETHURAMAN SHRIRAM [US]; EMELIANOV STANISLAV Y [US];) 21 August 2008 (2008-08-21) abstract page 32, lines 22-31 figures 2,12	1-16
A	EP 1 935 332 A2 (BIOSENSE WEBSTER INC [US]) 25 June 2008 (2008-06-25) abstract	1-16

International Application No. PCT/US2010 /020177

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 17-20

The method of claims 17-20 comprises the step of inserting a catheter into a patient vasculature. This step is a substantial invasive intervention representing a surgical step by means of which the method as a whole is considered to be a method for treatment of the human or animal body by surgery in the sense of Rule 39.1(iv) PCT.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2010/020177

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.: 17-20
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 fee, 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 SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2010/020177

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008086613 A1	24-07-2008	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
		WO 2008086614 A1	24-07-2008
		WO 2008086615 A1	24-07-2008
		WO 2008086616 A1	24-07-2008
		CN 101662980 A	03-03-2010
		EP 2111165 A1	28-10-2009
		EP 2111147 A1	28-10-2009
		US 2008243002 A1	02-10-2008
		US 2008177138 A1	24-07-2008
		US 2008177139 A1	24-07-2008
		US 2008177183 A1	24-07-2008
WO 2006061829 A1	15-06-2006	NONE	
WO 2008100386 A2	21-08-2008	NONE	
EP 1935332 A2	25-06-2008	BR PI0705970 A	12-08-2008
		CA 2615340 A1	22-06-2008
		CN 101243968 A	20-08-2008
		JP 2008178676 A	07-08-2008
		US 2008154257 A1	26-06-2008

フロントページの続き

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

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(74)代理人 100095898

弁理士 松下 満

(74)代理人 100098475

弁理士 倉澤 伊知郎

(74)代理人 100144451

弁理士 鈴木 博子

(72)発明者 ソーントン ピーター

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 4 0 2 4 ロス アルトス フェアウェイ ドライヴ 1
4 1 6

Fターム(参考) 4C601 BB14 DD14 DE16 FE01 FE04 GA12 GA40

专利名称(译)	用于创建和使用具有光声成像功能的血管内超声系统的系统和方法		
公开(公告)号	JP2012514522A	公开(公告)日	2012-06-28
申请号	JP2011545397	申请日	2010-01-06
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学Saimudo公司		
[标]发明人	ソーントンピーター		
发明人	ソーントン ピーター		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B5/0084 A61B5/0095 A61B5/02007 A61B8/445		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/DE16 4C601/FE01 4C601/FE04 4C601/GA12 4C601/GA40		
代理人(译)	铃木裕子		
优先权	12/351322 2009-01-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于超声系统的血管内导管组件包括设置在所述导管 (306) 内的导管 (102) 和成像内核。成像芯可旋转的驱动轴 (310) , 其包括至少一个光源和至少一个换能器 (312) 。至少一个光源设置在可旋转驱动轴的远端处。该至少一个光源被配置和布置成与驱动轴一起旋转并且还将所施加的电信号转换为光以照亮导管附近的物体。至少一个换能器也设置在可旋转驱动轴的远端处。该至少一个换能器被构造并布置成与驱动轴一起旋转。所述至少一个换能器被配置和布置成响应于从所述至少一个光源发射的光对所述对象的照射而接收由所述对象产生的声信号。

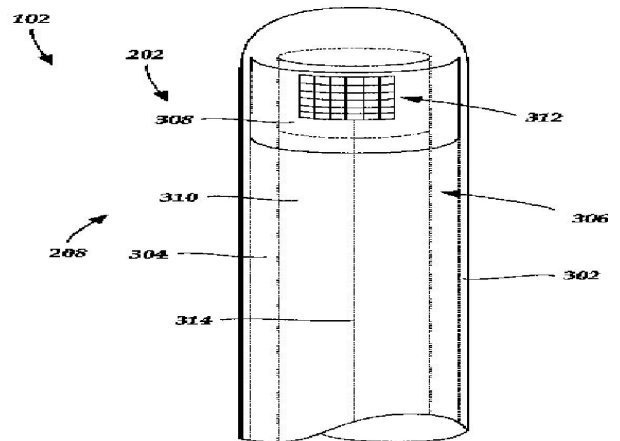


Fig. 3