

(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2011-519689

(P2011-519689A)

(43) 公表日 平成23年7月14日(2011.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-508657 (P2011-508657)
 (86) (22) 出願日 平成21年5月7日 (2009.5.7)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年12月28日 (2010.12.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/043119
 (87) 国際公開番号 W02009/137659
 (87) 国際公開日 平成21年11月12日 (2009.11.12)
 (31) 優先権主張番号 61/051, 227
 (32) 優先日 平成20年5月7日 (2008.5.7)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 510295088
 インフラレデックス, インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 01803, バーリントン, サード アベニュー 34
 (74) 代理人 100102978
 弁理士 清水 初志
 (74) 代理人 100102118
 弁理士 春名 雅夫
 (74) 代理人 100160923
 弁理士 山口 裕孝
 (74) 代理人 100119507
 弁理士 刑部 俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈管内分析のためのマルチモーダルカテーテルシステム

(57) 【要約】

脈管内分析のための方法、装置およびシステムは、少なくとも3つの分析モダリティを組み合わせる。一実装において、脈管内の超音波、光学干渉性断層撮影法、および近赤外分光学が組み合わせられ、1回の脈管内処置中に動脈形態における複数の異なる異常の検出を可能にする。脈管内カテーテルシステムは、少なくとも1つの光ファイバと、少なくとも1つの供給源と、干渉計と、光処理モジュールと、超音波トランスデューサと、超音波サブシステムとを備えている。

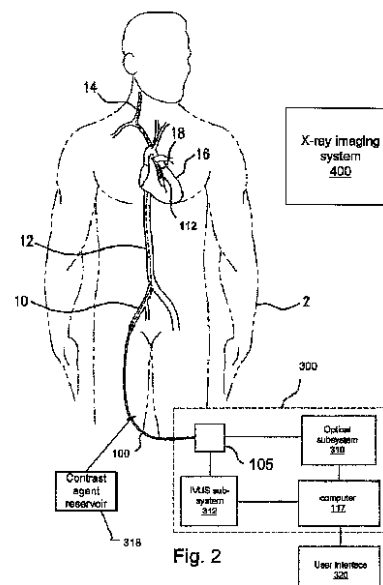


Fig. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

少なくとも 1 つの光ファイバであって、該少なくとも 1 つの光ファイバは、該光ファイバの遠位端と近位端との間で光放射を伝送するように構成され、該光ファイバの該遠位端は動脈壁と光通信する、光ファイバと、

光放射の少なくとも 1 つの供給源であって、該光放射の少なくとも 1 つの供給源は、該光ファイバの一部分と光学的に連結され、該光ファイバによって該動脈壁に伝送される光放射を生成するように構成される、供給源と、

干渉計であって、該干渉計は、該光ファイバの一部分に光学的に連結され、該動脈壁から該光ファイバによって伝送された光放射を受信することと、該動脈壁の表面下の画像化のために干渉信号を提供することとを行うように構成される、干渉計と、

光処理モジュールであって、該光処理モジュールは、該光ファイバの一部分に光学的に連結され、該動脈壁から該光ファイバによって伝送された光放射を受信することと、該動脈壁から集められた光の検出された強度からの該動脈壁に関する分光器情報を提供することとを行うように構成される、光処理モジュールと、

超音波トランスデューサであって、該超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを該動脈壁の方に伝送することと、該動脈壁から反射された超音波エネルギーを受信することと、該受信された超音波エネルギーを電気信号に変換することとを行うように構成される、超音波トランスデューサと、

超音波サブシステムであって、該超音波サブシステムは、該超音波トランスデューサと通信し、該電気信号から超音波画像を生成するように構成される、超音波サブシステムとを備えている、脈管内カテーテルシステム。

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つの光ファイバは送達ファイバと収集ファイバとを備え、前記少なくとも 1 つの供給源は該送達ファイバの一部分に光学的に連結され、前記干渉計は、該送達ファイバの一部分に光学的に連結され、前記動脈壁から該送達ファイバによって伝送された光放射を受信するように構成され、前記光処理モジュールは、該収集ファイバの一部分に光学的に連結され、該動脈壁から該収集ファイバによって伝送された光放射を受信するように構成される、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 3】

前記送達ファイバは 1 つの空間モードのみを伝達するように構成される単一モード光ファイバであり、前記収集ファイバはマルチモードファイバを備えている、請求項 2 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 4】

少なくとも 1 つの反射器をさらに備え、該反射器は、前記光ファイバの前記遠位端から前記動脈壁の方に光放射を再方向付けすることと、該動脈壁から該ファイバの該遠位端の方に該光放射の少なくとも一部分を再方向付けすることとを行うように構成される、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの光放射供給源は、チューナブルレーザおよびスーパーluminescent 発光ダイオードのうちの 1 つまたはその両方を備えている、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 6】

前記超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを前記動脈壁の方に伝送することと、該動脈壁から超音波エネルギーを受信することとの両方を行うために時間多重化を用いるように構成される、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 7】

前記超音波トランスデューサと前記超音波サブシステムとの間に電氣的接続を提供する 1 つ以上のワイヤをさらに備えている、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 8】

前記光ファイバの少なくとも一部分を覆う外側シースをさらに備えている、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 9】

前記シースの一部分に連結され、脈管内腔を通る、該シースおよび該光ファイバの移動を導くように構成されるガイドワイヤをさらに備えている、請求項 8 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 10】

前記光ファイバに沿って脈管内腔の中に挿入されるように構成される内部要素と、該脈管内腔外に配置される外部要素とを備えている位置検出システムをさらに備え、該内部要素および該外部要素は、該外部要素に対する該内部要素の位置を見つけるために該内部要素と該外部要素との間で通信するように構成される、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

10

【請求項 11】

前記少なくとも 1 つの光ファイバおよび前記超音波トランスデューサはカテーテルコアを備え、前記システムはトルクケーブルをさらに備え、該トルクケーブルは、該カテーテルコアに連結され、該カテーテルコアの遠位部分に回転力を伝送するように構成されるトルクケーブルをさらに備えている、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 12】

前記トルクケーブルに連結され、脈管内腔内において前記光ファイバと前記超音波トランスデューサとを引き込み、回転させるように構成される引き戻しおよび回転ユニットをさらに備えている、請求項 11 に記載の脈管内カテーテルシステム。

20

【請求項 13】

前記引き戻しおよび回転ユニットは、前記回転する光ファイバから前記回転しない光処理モジュールに光信号を連結するようにさらに構成される、請求項 12 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【請求項 14】

前記超音波トランスデューサは、前記光ファイバの前記遠位端から遠位に間隔を空けられる、請求項 1 に記載の脈管内カテーテルシステム。

【発明の詳細な説明】

30

【技術分野】

【0001】

(優先権主張)

本出願は、35 U.S.C. 119(e)の下に、2008年5月7日に提出された米国仮出願第61/051,227号の利益を主張し、その仮出願の開示は、本明細書に参照によって援用される。

【背景技術】

【0002】

(背景)

アテローム硬化症は、血液を運ぶ脈管の壁の変異を特徴とする脈管疾患である。この変異は、脈管壁を厚くするという形態を取り得、結局は、一般的に「プラーク」と呼ばれているものを形成し得る。これらのプラークの形成、進行、安定化、または破裂に対応するメカニズムおよびこれらのプラークの人間に対する影響は、脈管内医療における集中的研究の領域であった。介入心臓病学および経皮的診断および治療処置の到来と共に、冠状アテローム硬化症疾患の患者は、もはや冠状バイパス外科手術 - 付随するリスクおよび回復時間の延長を伴う極めて侵襲的な処置 - を自動的に甘受する必要はなくなった。冠状ステントは、狭くなった(狭窄した)脈管を再度通すために開発され、世界中で何百万というこれらのデバイスが患者に配置された。しかしながら、現在の統計によると、患者の快適性および生活の質は改善されたが、ステント使用による冠状アテローム硬化症疾患の治療が、患者の死亡数を実質的に減少させなかったことが示される。ステントを用いて治療された患者は、依然として心臓発作で突然死している。

40

50

【 0 0 0 3 】

冠状疾患について 10 年前でさえよりもはるかに多くのことが現在公知であるが、回答されるべき多くの疑問が依然としてある。心臓発作犠牲者に関する回顧的検死研究から、血栓または血塊によって完全に塞がれた冠状動脈樹状構造の一部分がしばしばあることが示された (Virmani を参照)。血栓は、典型的には脈管壁においてプラークに近接している。「原因病変」と呼ばれるこの閉塞がまさに、心臓の一部分への血液供給を遮断し、その結果、心筋の死、ことによると個人の死をもたらす。特定のプラークは、血液と接触すると、血餅形成または血塊形成を引き起こす物質を含む。これらのプラークは、膿瘍に類似する線維組織 (「キャップ」) の層の後ろに血餅形成物質のレザバーまたはコアを形成したように見える。あるプロセスまたは一組のプロセスによって、線維層の完全性が損なわれ得、それによって、血液は、結局、血餅形成コアと接触することになり得る。これは、突然の出来事であり得、患者は事前の警告も、症状さえも有しない。プラークが、安定した (依然としてゆっくりと進行し得、結局は脈管を制限し得る) プラークと、不安定な (プラークの状態を急速に変化させ得る) プラークとにおおまかに分類され得る場合、主要な質問の中の質問は「どのようにそれらを区別し得るか」である。

10

【 0 0 0 4 】

アテローム硬化症疾患に対する研究は、歴史的には脈管の開口部または「内腔」における狭まりの研究であった。血管造影法は、この目的のために用いられる最も古い脈管内技術のうちの 1 つである。その技術は、典型的には経皮的に脈管の中に導入されるカテーテルを用い、カテーテルは、対象とする血管の中に放射線不透過性色素から成る造影剤を注入するために用いられる。x 線を用いて、脈管の二次元の活動画 (映画 (cine)) または静止画が得られ得る。脈管内腔は、造影剤が流れることが可能である場合はいつでも見える。これらの画像から内腔の大きさおよび任意の狭まりまたは遮断の存在を決定し得る。プラークの存在は、時折、拡散内腔境界によって推察される。血管造影法は、長年医療の標準であり、ほとんどの医療決定のために基礎を形成するにもかかわらず、血管造影法のみでは、いくつかの制限を受ける。第 1 に、脈管狭まりは、必ずしも回転的に等方性ではない。二次元画像を形成するための一つのみの画角では、狭まりの領域は、過少評価され得るかまたは完全に見逃され得る。複数の視点から画像を得ることは、より多くの時間ならびに造影および x 線に対する患者の被爆を必要とする。制限された空間解像度と共に、「ルーメノグラム (lumenogram)」としての画像の性質は、不可能ではないにせよ、脈管壁において組織の特性についての任意の声明を困難にする。例えば、線維形成プラークと、壊死した、脂質の満たされたコアを有するプラークとを区別することは不可能である。

20

30

【 0 0 0 5 】

脈管内超音波 (IVUS) は、特に血管に対する組織構造特性を測定するための画像化技術としてこの 15 年において出現した。IVUS は、超音波信号を送信し、受信するために遠位先端に音響トランスデューサを有する特別に設計されたカテーテルを用いる。いわゆる「機械的」IVUS カテーテルは可撓性ポリマーの外側シースから成り、可撓性ポリマーの外側シースの内部にコアがあり、コアは、回転し、脈管を回って引き戻し、脈管壁の一連の周囲の走査を生成する。コアは、典型的には RF 伝送線路から成り、RF 伝送線路は、電子回路を駆動し、受信するために遠位端においてトランスデューサと接続する。螺旋形に巻かれたワイヤケーブルは、典型的には、ロータリモータからコアを回して遠位先端にトルクを伝えるために用いられ、一貫した角速度での先端の回転を確実にする。後方散乱の強度は、密度を含む組織特性の関数である。回転する IVUS カテーテルからの組織から戻る信号は、脈管の 360° の断面図およびカテーテルの中心からの距離の関数として信号戻りの強度を示す半径方向の寸法を有するレーダプロットとして表され得る。IVUS の利点は、介在する血液を回してでも脈管の内壁の画像を得ることを IVUS が可能にすることである。100 マイクロメートル ~ 200 マイクロメートルの軸方向の画像解像度および 5 mm より大きい画像深度を有して、動脈壁の石灰化および厚み増加の領域を含む、脈管壁内の様々な構造は、視覚化され得る。また、内腔と脈管内膜との間の

40

50

境界ならびに中膜と外膜との間の境界は、内腔寸法およびプラークの領域または「プラークの負荷」を計算するのに十分に良好な精度で視覚化され得る。

【0006】

光学干渉性断層撮影法（OCT）は、IVUSに類似した構造情報をも提供する出現しつつある（emerging）技術である。OCTは、組織による光の散乱に依存し、散乱事象が発生した距離を決定するために、例えばMichelson干渉計を用いて光の干渉性特性を用いる。その技術は、カテーテルがガイドワイヤに沿って血管の中の対象とする部位に動かされ、ついでカテーテルのコアが引き戻され動脈を走査するという点で、IVUSに類似する。しかしながら、いくつかの主要な相違がある。例えば、OCT信号は、血管を貫通し得なく、画像化されている血管の部位から血液が排除されることを必要とする。これを達成するために様々な方法が用いられてきており、最も有望で、患者にとって危険の最も少ないものは、食塩水／造影剤混合のボラスを用いる非閉塞洗浄である。この方法は、数秒で脈管区域の画像を得る。

10

【0007】

別の種類の脈管内分析システムは、化学的分析モダリティを用いる。これらのアプローチは、概して、近赤外（NIR）分析と、ラマン分析と、蛍光スペクトル分析とを含む光学スペクトル分析による。

【0008】

近赤外分光法（NIRまたはNIRS）は、この場合も、スペクトルの近赤外領域における光を用い、動脈の物理的構造を画像化することではなく、動脈壁の具体的にはコレステロールである化学的構成成分を画像化することを意図する技術である。OCTとは異なり、NIRは血液を通るような測定を行い得る。NIRカテーテルの操作は、患者の中への挿入および引き戻しならびにデータの収集に関してIVUSの操作に非常に類似している。結果は、コレステロール、またはリピド、動脈の内容の二次元マップである。

20

【0009】

NIRは脈管内光学カテーテルを利用し、脈管内光学カテーテルはIVUSと同様に、引き戻しおよび回転ユニットによって駆動され、引き戻しおよび回転ユニットは、対象とする血管の部位を通してカテーテルヘッドを引き込みながら、同時にカテーテルのヘッドの長手方向軸の周りにカテーテルヘッドを回転させる。

【0010】

この引き戻し動作中、内側脈管壁のスペクトル感度は、ラスト走査動作において獲得される。これは、対象とする部位の空間的に分解された分光学的分析を提供する。方策は、血管壁の分光学的応答を決定することによって、それらの血管壁の化学的構成成分が例えばケモメトリック分析を適用することによって決定され得ることである。

30

【0011】

ラマンスペクトル分析において、血管の内壁は、レーザなどの狭帯域信号によって照明される。次いでラマンスペクトル感度が検出される。この感度は、光子と血管壁における化学的構成成分との間の弾力性のない衝突によって生成される。このことは、同様に血管壁に対する化学的情報を生成する。

【0012】

IVUS／光学の混成カテーテルが提案された。例えば、内容全体がこの参照によって本明細書に援用される特許文献1において、「脆弱性プラークの検出のためのデバイス（device for vulnerable plaque detection）」が開示される。具体的には、この特許は、脈管内プローブに関し、この脈管内プローブは、血管壁の近赤外分析のための光学導波管およびポートを含み、一方同時に血管壁のIVUS分析を可能にするためにプローブに超音波トランスデューサを含む。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】米国特許第6,949,072号明細書

50

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0014】

(概要)

本発明の局面は、一回の脈管内処置において、3つ以上の脈管内分析モダリティーを組み合わせ - それによって、各モダリティーから入手できる異なる診断情報を利用する、システム、方法および装置に関する。

【0015】

従って、本発明は、マルチモーダル脈管内分析に関する。一実施形態において、単一のカテーテルが、3つ、4つまたは5つもの診断モダリティーなどの複数の診断モダリティーを組み合わせる。いくつかの例において、同じ引き戻しおよび回転のサイクル中にさえ、2つ以上の診断モダリティーが同時に用いられる。他の例において、複数のモダリティーが別個の引き戻しおよび回転サイクルにおいて連続的に用いられる。

10

【0016】

概して、(例えば、NIR、ラマン、および/または蛍光分光学的分析からの)化学的情報と、他の情報(すなわち、IVUSおよびOCTからの内腔寸法(狭窄症)、脈管寸法(ポジティブリモデリング)、キャップ厚さ(プラークの脆弱性の可能なインジケータ)およびフローワイヤからの分画流量(fractional flow rate)(FFR))とを生み出すカテーテルシステムを提供することは、プラスの患者の結果の可能性を増加させる潜在力を有する。

20

【0017】

例えば、NIRと、IVUSと、OCTと、フローワイヤとを組み合わせるカテーテルは、はるかに多くの包括的なデータセットを医者提供し、その包括的情報から、医者は、ステント実施、医学療法、または冠動脈バイパス移植術(CABG)への照会を含む療法決定を行う。

【0018】

さらに考慮することは、異なるモダリティー(例えば、血管造影法、NIR、OCT、IVUS)から得られる画像データの「融合」および画像の正確な空間同時位置決め(長手方向および回転)である。複数の侵襲性画像モダリティーを組み込む1つのカテーテルを有することは、特に診断モダリティーが同じ引き戻しおよび回転のサイクル中に用いられるとき、同時位置決めを非常に容易にする基準の固定フレームを提供する。ここにおける成功は、カテーテルに位置検出能力を含めることによってさらに促進され、その位置検出能力は、外部生成の信号、磁界、または外部検出の信号を生成するエミッタなどである。

30

【0019】

本発明のこれらおよび他の特徴、局面および利点は、以下の詳細な説明、添付の特許請求の範囲および添付の図面を考慮した後、当業者に明らかになる。

【0020】

添付の図面において、参照文字は種々の図全体を通じて同じ部品を参照する。図面は、必ずしも一定の縮尺ではなく、代わりに、本発明の原理を例示するときに強調が行われた。図は以下の通りである。

40

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】図1は、カテーテルの遠位端にガイドワイヤを有する脈管内プローブの断面図である。

【図2】図2は、本発明に従う、カテーテルシステムおよびシステムコントローラの使用法を例示する概略図である。

【図3】図3は、引き戻しおよび回転ユニット105とコンソール106との間に手術の構成要素レイアウトを有する実施形態1~5を例示する概略図である。

【図4】図4は、引き戻しおよび回転ユニット105とコンソール106との間に手術の

50

構成要素レイアウトを有する実施形態 1 ~ 5 を例示する概略図である。

【図 5】図 5 は、引き戻しおよび回転ユニット 105 とコンソール 106 との間に手術の構成要素レイアウトを有する実施形態 1 ~ 5 を例示する概略図である。

【図 6】図 6 は、引き戻しおよび回転ユニット 105 とコンソール 106 との間に手術の構成要素レイアウトを有する実施形態 1 ~ 5 を例示する概略図である。

【図 7】図 7 は、引き戻しおよび回転ユニット 105 とコンソール 106 との間に手術の構成要素レイアウトを有する実施形態 1 ~ 5 を例示する概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

(詳細な説明)

I V U S 分析は、医療従事者が狭窄症および他の形態のリモデリングなどの粗大な構造的異常を識別することを可能にする、動脈壁の特定の構造的容観に関する貴重な情報を提供するが、I V U S は、プラーク組成を特徴づけるという目的に関連して若干の固有の制限を被る。この理由のため、プラークの種類を区別し治療の情報を改善するという努力において I V U S の能力を組織の種類 (例えは、石灰性、線維性、壊死性) の実際の特徴付けに広げる努力は大部分不成功であった。I V U S の有効性を制限する I V U S の固有の制限の中には、石灰性部位が I V U S 放射の伝達を遮断することがある。冠状プラークが石灰性キャップによって覆われることはまれではなく、従って、そのようなプラークは、I V U S 分析において未検出になり得る。また、しばしばリビドを含む、より柔らかいプラークは、概して低エコーである。従って、プラーク組成を推測しなければならないのは信号の欠如のためである。ヌル (n u l l) 信号を用いてプラーク特性を推測することは、理想的ではなく、誤りを起こしやすくあり得る。

【0023】

O C T は、I V U S と同様に、動脈壁の構造的容観に関する情報を提供するが、I V U S より最大 10 倍良い解像度を有する画像を生成する能力を有する。このことは、ここで I V U S を用いては見られ得ない構造の視覚化を可能にする。特に、壊死性コアでプラークを覆う線維性キャップの厚さはここで、高精度で測定され得る。しかしながら、O C T 光信号は、血液によって激しく減衰させられ、また組織貫通も制限される。このことは、前述のように血管から血液を排除することが必要であることを意味するのみならず、O C T を用いて達成可能な組織における画像化深度がおおよそ 1 m m に制限される。

【0024】

上記に説明されたように、N I R S は、動脈の化学的構成に関する情報を提供し、動脈のコレステロールまたはリビド内容物を識別する。

【0025】

発明者らは、それらの少なくとも 3 つの診断モダリティーの組み合わせが管内分析の有効性を有意に高め得ることであると結論を下した。例えは、ポジティブリモデリング (I V U S によって最良に検出可能) 、T h i n c a p (O C T によって最良に検出可能) 、および壊死性コア (例えは N I R などの分光学によって最良に検出可能) などの様々な動脈の異常を識別することによって、診断精度は有意に向上させられ得る。さらにこれらの少なくとも 3 つのモダリティーを単一のシステム、装置および方法に組み合わせることによって、診断に用いられるこれらの複数の情報の構成要素が、単一の脈管内処置において得られ得る。

【0026】

図 1 は、複数の診断モダリティーを組み合わせる脈管内カテーテルシステム 100 の一実施形態を示す。

【0027】

典型的な操作において、脈管内カテーテル 100 は、ガイドワイヤ内腔 110 を通って突き通されるガイドワイヤ 108 を用いて血管 18 の中に前進させられる。

【0028】

カテーテルシステム 100 は、内側走査カテーテルコア 116 と、外側シース 114 と

10

20

30

40

50

をさらに備えている。走査カテーテルコア 116 とシース 114 との組み合わせは、内側カテーテルコア 116 および具体的にはカテーテル先端 112 が長手方向の平行移動（矢印 50）および回転（矢印 52）を行うことを可能にし、一方、シース 114 は、この移動が血管 18 および具体的には壁 104 を損傷することを防ぐ。

【0029】

走査カテーテルコア 116 の先端 112 は、カテーテル 100 の遠位端に位置を定められ、典型的には赤外光である光を伝送し受信する光学ベンチ 118 と、超音波エネルギーを伝送し受信する超音波トランスデューサシステム 120 とを含む。

【0030】

シース 114 の少なくとも遠位端は、例えば近赤外などの光に対して透明で、光学的診断モダリティによって用いられる材料（例えば、ポリマーなど）から構成され、また IVUS によって用いられる超音波を伝達する。

【0031】

光学ベンチ 118 は、少なくとも 1 つの送達ファイバ 122 の端子 122 t と、少なくとも 1 つの収集ファイバ 123 の端子 123 t とを含み、送達ファイバ 122 および収集ファイバ 123 は、カテーテル 100 の近位端と遠位端との間に延びる。送達ファイバ 122 の端子 122 t を通って伝達し、送達ファイバ 122 の端子 122 t から発せられる光 125 は、送達ミラー 124 によって例えば動脈壁 104 などの脈管の方に再方向付けされる。収集ミラー 126 は、動脈壁 104 の様々な深度から収集ファイバ 123 の遠位端 123 t の中に散乱または反射される光 127 を再方向付けする。

【0032】

一実施形態において、焦点合わせ要素は、光ファイバ 122 からの発散光ビームを集め、脈管壁に再焦点合わせするように働く。適切な焦点合わせ要素は、勾配屈折率レンズと、マイクロ光学レンズと、格子ミラーまたはカーブミラーとを含み得る。

【0033】

代替の実施形態において、単一のファイバまたはファイバ束は、送達導波管かつ収集導波管として機能を果たし得る。

【0034】

一実装において、少なくとも 1 つの送達ファイバ 122 は、対象とする波長でファイバ内において単一の空間モードのみを伝達する単一モード光ファイバである。収集ファイバ 123 は、約 200 マイクロメートル以上までの直径を含むおおよそ 60 マイクロメートル以上のコア直径を有するマルチモードファイバである。一実施形態において、単一モード送達ファイバは、チューナブルレーザによって生成される光を用いて使用される。この実施形態において、送達ファイバは、OCT 分析のために脈管壁 104 と、戻るように干渉計との両方に光を連結させるために用いられる。収集ファイバの大きいコアおよびより高い開口数は、NIR、ラマン、および / または蛍光分光分析に対する収集効率を向上させる。代替の実装において、スーパーluminescent 発光ダイオード（「SLED」）などの光放射の他の適切な供給源が、チューナブルレーザの代わりにまたはチューナブルレーザの他に用いられ得る。

【0035】

超音波トランスデューサシステム 120 は、超音波エネルギー 130 を動脈壁 104 の方向に向け、動脈壁 104 から反射された超音波エネルギー 132 を受信する 1 つ以上のトランスデューサを含む。一実施形態において、超音波トランスデューサシステムは、光学ベンチ 118 に長手方向に隣接している。代替の実装において、超音波システムは、送達ファイバおよび収集ファイバの遠位端と実質的に同じ長手方向位置に、例えば 180 度だけファイバからオフセットされて位置を定められ得る。一実装において時間多重を用いて、単一の超音波トランスデューサは、伝送されたエネルギー 130 および受信された反射エネルギー 132 の両方をワイヤ 128 上で運ばれる電気信号に生成する。例えば、第 1 の時間間隔中、ワイヤ 128 上で運ばれる電気信号は、超音波トランスデューサ 120 を作動させ、対応する超音波信号 130 を発する。次いで第 2 の時間間隔中、超音波信号 130 が動

10

20

30

40

50

脈壁 104 から反射した後、超音波トランスデューサ 120 は、ワイヤ 128 上で運ばれる電気信号を生成する。電気信号は、受信された超音波信号 132 に対応する。

【0036】

受信された信号 132 は、走査カテーテル 112 のヘッドまたは遠位端と脈管壁 104 との間の距離 D (壁) 決定し、そして脈管壁自体の物理的形態または構造を決定するために、この IVUS 分析モダリティーによって用いられる。例えば、受信された信号 132 は、血管内のプラーク量および血管の狭窄の度合いも含むアテローム性プラークを特徴付けるために有用であり得る。

【0037】

他の実施形態において、超音波信号は、十分なエネルギーを持って光ファイバ 122 を介して光パルスを送信することによって光音響的に生成され、超音波トランスデューサシステム 120 によって検出される音響事象を作る。

10

【0038】

シース 114 とコア 116 との間に、超音波トランスデューサシステム 120 を囲んで、食塩水または他の流体などの伝送媒体 134 があり、音響伝送を容易にする。伝送媒体 134 はまた、光学ベンチ 118 から発せられ、光学ベンチ 118 によって受信される近赤外光に対して透明であるように選択される。

【0039】

トルクケーブル 136 は、走査カテーテルコア 116 に取り付けられ、光ファイバ 122、123 と、ワイヤ 128 とを囲む。このトルクケーブル 136 は、引き戻しおよび回転システムから走査カテーテルヘッド 112 まで通してトルクを伝送する。この特徴は、走査カテーテルヘッド 112 が、シース 114 内で回転し、光 125 および超音波エネルギー 130 を用いて動脈壁 104 の周囲を走査することを可能にする。

20

【0040】

一実施形態において、カテーテルヘッド 112 は、位置検出システムの内部要素 150 を備えている。内部要素 150 は、典型的には患者の体外にある外部要素 152 に対してカテーテル先端の位置を決定するために外部要素 152 と通信する。一実施形態において、内部要素は、外部要素 152 によって生成される、例えば磁界などの界磁を検出するセンサである。図 2 に示されるように、検出された位置情報は、ワイヤ 128 上で伝送され、コントローラ 300 によって受信される。

30

【0041】

一実施形態において、ガイドワイヤおよび冠状カテーテル法デバイスのための、Mediguide Ltd. によって開発された位置検出システムが用いられ得る。その技術は、リアルタイムの位置情報を提供する。その技術は、患者の周りに作られる磁界内に位置を決めることが可能であるデバイスに位置を定められる小さなセンサを用いる。このようにして、典型的には X 線脈管撮影像から提供される情報以上の追加の位置情報が利用可能である。

【0042】

図 2 は、複数の診断カテーテル機能をサポートするための例示的システムを示す。

【0043】

システムは、概して、カテーテル 100 と、コントローラ 300 と、ユーザインタフェース 320 とを備えている。

40

【0044】

動作時、まずガイドワイヤついでカテーテル 100 が、大腿動脈 10 などの末梢脈管に既に配置されているガイドカテーテル (図示されていない) を介して患者 2 の中に挿入される。カテーテル先端 112 は、次いで心臓 16 の冠状動脈 18 または頸動脈 14 などの所望の標的領域に動かされる。これは、大動脈 12 を通って上方にカテーテル 100 を動かし、ガイドワイヤ 108 に乗って進むことによって、達成される。

【0045】

所望の部位にあるとき、引き戻しおよび回転ユニット 105 は、走査カテーテル 112

50

への機械的駆動と、またカテーテル 100 への光信号および電気信号ならびにカテーテル 100 からの光信号および電気信号を連結することとの両方のために用いられる。具体的には、引き戻しおよび回転ユニット 105 は、走査カテーテルコア 116 を駆動し、外側シース 114 を介して回転させ、引き込む。例示的な引き戻しおよび回転ユニットは、2007 年 10 月 19 日に出願され、名称が「Optical Catheter Carriage Interlock System and Method」である米国特許出願第 11/875,590 号（米国特許出願公開第 2008/0097223 号）に開示され、この特許出願は、その全体が参照によって本明細書に援用される。この開示された引き戻しおよび回転ユニットは、オプティカルレイアウトを示し、そのオプティカルレイアウトにおいて、チューナブルレーザからのチューナブル信号は、ロータリ光ファイバ継手（FORJ）を介して回転および平行移動ドラムに連結される。戻りの NIR 信号は、ドラムにおいて検出される。さらなる検出器が、FORJ において生成される一般的なモードノイズ除去のために備え付けられる。

10

20

30

40

50

【0046】

IVUS サブシステム 312 および光学サブシステム 310 は、各引き戻しサイクル中に作動させられ、カテーテル 100 を通る伝送のための適正な信号を生成し、脈管壁 104 から戻された信号を受信し、検出し、前処理し、デジタル化する。好ましい実施形態において、光学サブシステムにおけるチューナブルレーザ - または光放射の他の適切な供給源 - は、NIR の範囲にわたり波長走査される狭帯域光信号を生成し、対象とする 1 つ以上のスペクトル帯域をカバーする。同じかもしくは異なるレーザ - または光放射の他の適切な供給源 - は、脈管壁の OCT 分析のための信号を生成するために用いられる。同時に、IVUS サブシステム 312 は、脈管壁 104 の超音波画像を同時に生成するようにイネーブルされる。

【0047】

一実施形態において、戻り光は、カテーテル 100 のマルチモードコレクションファイバ 123 を通って伝送され、戻る。戻り放射は、光学サブシステム 310 に提供され、光学サブシステム 310 は、1 つまたは複数の光学検出器または分光計を備え得る。送達ファイバ 122 の光戻りもまた、OCT 分析を行うために、例えば干渉計において分析される。

【0048】

光学分析サブシステム 310 は、ユーザインタフェース 320 へのさらなる処理、分析および表示情報のために、生スペクトルおよび OCT を収集し、前処理し、デジタル化し、コンピュータ 117 に送る。

【0049】

IVUS サブシステム 312 は、ユーザインタフェース 320 へのさらなる処理、分析および表示情報のために、超音波トランスデューサ 120 からの情報を収集し、前処理し、デジタル化し、コンピュータ 117 に送る。

【0050】

さらに詳細には、IVUS サブシステム 312 は、超音波トランスデューサ 120 を駆動し、トランスデューサ 120 の応答を分析するための駆動電子回路を備え、IVUS 型システムにおける対象とする構造上の寸法を決定する。

【0051】

概して、コンピュータ 117 は、前処理されデジタル化された IVUS、OCT および NIR の素データを受信し、さらなる処理を行い、変換およびデータ登録を走査し、画像および / またはデータマップとして、インタフェース 320 を介して脈管壁の形態学的および化学的構造の 1 つ以上の表現をオペレータに提示する。コンピュータ 117 は、IVUS サブシステム 312 からの構造分析情報を光学分析サブシステム 310 からの情報と組み合わせ得る。例えば、両システムからの情報は、混成画像に組み合わせられ、ユーザインタフェース 320 上でオペレータに表示される。さらなる例において、IVUS および / または OCT 分析からの情報は、NIR 分析を改善するために用いられ、このことは、

2008年4月3日に出願され、名称が「System and Method for Intravascular Structural Analysis Modality」である、米国出願第12/062,188号において説明され、この出願は、その全体が参照によって本明細書に援用される。収集されたスペクトル応答は、血管壁104の対象とする各部位が、リポド貯留のアテロームまたはリポド豊富なアテローム、粉碎されたプラーク、脆弱性プラークまたは薄いキャップの線維アテローム(TCFA)、線維性病変、石灰性病変、およびまたは正常な組織を含むかどうかを決定するために用いられ得、このことは、米国特許出願公開第2004/0024298号および第2005/0228295号において説明され、この出願は、その全体が参照によって本明細書に援用される。

10

【0052】

図3～図7は、引き戻しおよび回転ユニット105、コンソール106、ならびに光学サブシステム310、IVUSサブシステム312、およびコンピュータ117の構成要素が、引き戻しおよび回転ユニット105とコンソール106との間で分配される仕方の種々の実施形態を例示する。

【0053】

図3は、実施形態1を例示する。以下に考察される他の実施形態と同様に、カテーテル100の近位部分は、引き戻しおよび回転ユニット105と接続するかまたはインタフェースする。具体的には、シース114は、ユニット105の静止ハウジング410と接続する。コア116は、コア116の回転(矢印412を参照されたい)を駆動し、シース114に対してコア116の長手方向の移動(矢印414を参照されたい)を駆動するドラムユニット408と接続する。

20

【0054】

ドラム408は、回転ドラム408とコンソール106の静止構成要素との間に電気信号および光信号を連結するスリッピング/FORJアセンブリ420を含む。スリッピングは電気接続をサポートし、FORJは回転インタフェースを横切る1つ以上の光接続をサポートする。より詳細には、制御および通信の電氣的接続422は、データ接続424と共に、コンピュータ117とドラムとの間に提供される。光接続426は、ドラム408と光サブシステム408のNIR/OCT供給源および干渉計ユニット428との間に提供される。最後に、電力は、接続432においてDC電源430によってドラム408に提供される。

30

【0055】

コンピュータ117はまた、NIR/OCT供給源と、コンソールの干渉計ユニット428とを制御する。電源430は、NIR/OCT供給源と、干渉計ユニット428と、コンピュータ117とに電力を供給する。

【0056】

実施形態1において、OCT分析をサポートする構成要素は、NIR/OCT供給源およびコンソール106の干渉計ユニット428に提供される。この実施形態は、NIR分析のために走査帯域を調整するチューナブルレーザを含む。カテーテル100の収集ファイバ123の戻り光は、ドラム408における光サブシステム310の検出器442において検出される。IVUSシステムの電氣的構成要素は、同様に、IVUSサブシステム312のトランシーバ電子回路440を含め、ドラム408に位置を定められる。IVUS分析およびNIR分析によって生成されるデータは、接続424においてスリッピングを介してコンピュータに電氣的に伝送される。

40

【0057】

FORJ420は、カテーテル100の送達ファイバ122をOCT供給源および干渉計428に接続し、干渉計428は、基準アームと、チューナブルレーザと、カブラ/ビームスプリッタと、平衡検出システムなどのOCT検出器とを含む。

【0058】

実施形態1の動作において、近赤外(NIR)スペクトル領域における光放射は、OC

50

TおよびNIR分析の両方に用いられ、ユニット428のチューナブルレーザによって生成される。例示的走査帯域は、概して1000~1450ナノメートル(nm)、またはより具体的には、1000nm~1350nmと、1150nm~1250nmと、1175nm~1280nmと、1190nm~1250nmとを含む。他の例示的走査帯域は、1660nm~1740nmと1630nm~1800nmとを含む。

【0059】

図4は実施形態2を示し、実施形態2は若干の点において実施形態1と異なる。具体的には、この実施形態において、IVUSサブシステム312のIVUSトランシーバ440は、コンソール106に位置を定められる。従って、スリッピング電気接続は、トランシーバ440とドラム408との間の接続450において無線周波数信号の伝送をサポートしなければならない。その結果、この実施形態は、IVUSサブシステムに対しRF接続をサポートする小さな修正によって、援用される出願第12/062,188号に説明される引き戻しおよび回転ユニットと共用可能である。

10

【0060】

図5は実施形態3を示し、実施形態3は若干の点において実施形態1と異なる。この実施形態において、NIR/OCT供給源および干渉計ユニット428は、チューナブルレーザ実施形態1の代わりに、広帯域供給源を利用する。好ましい実施形態において、供給源は、スーパーミネセント発光ダイオード(SLED)である。

【0061】

従って、脈管のNIRスペクトル応答を分解するために、この例において、分光計スペクトログラフ/検出器システム460がコンソール106に備え付けられる。光学サブシステム310のこの例は、2つの光学チャネルFORJ420、すなわち送達ファイバ122に関連付けられるチャネル426と、収集光ファイバ123に関連付けられるチャネル462とを必要とする。そのようなデュアルチャネルFORJ構成要素は、例えば、Princeton, Inc. (製品番号MS2-155-28)によって提供される。

20

【0062】

いくつかの実装において、スペクトログラフ460は、好ましくは、OCT分析と同時に約300フレーム/秒で脈管壁の高速走査をサポートする高速デバイスである。一実施形態において、Hamamatsu Photonics K.K.からのInGaAs検出器アレイは、検出器アレイの全体にわたりスペクトルを散乱させるHoriba Jobin Yvon Inc.の格子と組み合わせて用いられる。

30

【0063】

図6は、OCT供給源がNIR分析に用いられないという点において実施形態3と異なる実施形態4を示す。具体的には、この例において、NIR SLED光源470がドラム408に備え付けられる。NIR供給源からの光は、一例において、単一の送達ファイバにおいてOCT供給源および干渉計ユニット428からのOCT光と組み合わせられ、または別の例において、2つの送達ファイバがカテーテル100に備え付けられる。収集ファイバ123の光戻りは、ドラム408から離れて、デュアルチャネルFORJ420を通過してスペクトログラフ460に連結される。このシステムは、OCTおよびNIRの供給源が各分析に対して個々に最適化され得、ことによると、異なるチャネル波長走査速度および異なる走査帯域において動作し得るという点において利点を有する。

40

【0064】

図7は、実施形態4に類似するが、ラマンおよび/または蛍光分析の能力を含む。具体的には、実施形態5は、ラマンおよび蛍光励起供給源482を含む。ラマン/蛍光レーザ供給源482は、比較的高出力であり、通常、単一の周波数レーザまたは限定された波長走査のみを有するレーザである。ラマンプロセスは、弱く非線形のプロセスである。従って、好ましくは高励起出力が、用いられるが、脈管壁104の組織に対する損傷閾値未満である。

【0065】

このラマン供給源482からの光は、光スイッチ480を介して送達ファイバに選択可

50

能に連結される。他の例において、OCTおよびNIRシステム428の光帯域が励起供給源482からの光の波長帯域と重なり合わないとき、スイッチ482の代わりに、波長マルチプレクサが用いられる。従って、この実施形態は、ラマンおよび/または蛍光分析をNIRおよびOCTモダリティーに追加する。

【0066】

連続的/同時のNIR/OCT/IVUS走査

実装に従い、IVUS情報および光学分析情報は、走査カテーテル112の同じかまたは異なる走査中に生成される。例えば、一実装において、NIRおよびOCT分析によって生成される光学情報410、およびIVUS分析によって生成されるIVUS情報は、引き戻しおよび回転ユニット105の同じ引き戻しサイクルにおいて血管104を通して走査カテーテル112を引き込み、回転させながら、同時に捕捉される。他の実装において、NIR分析によって生成される光学情報410およびIVUSサブシステムによって生成されるIVUS情報は、走査カテーテル112の同じ引き戻しおよび回転の動作中に捕捉されるが、OCT分析は、それ自体の専用の引き戻しサイクルにおいて行われる。ついでNIR分析によって生成される光学情報データセットおよびIVUSデータセットは、互いに対してOCTデータセットに空間的に整列させられる。この整列は、IVUSトランスデューサ120と光学ベンチ118との間のオフセットされた距離D(オフセット)を補償することをさらに含む(図1を参照されたい)。

【0067】

連続的走査実装プロトコルにおいて、NIR分析はまず、対象とする動脈の全長にわたり行われる。このことは、NIR分析の利点となる。すなわち、分析は流れる血液によって行われ得るので、閉塞も食塩水流水も不要である。この最初のNIR分析は、OCTによるさらなる分析を必要とする動脈の部位を識別するために用いられる。連続的走査に関連付けられる別の利点は、OCT分析が典型的にはカテーテルの回転速度および動脈を通る引き戻しの速度に対してより高い走査速度で行われるという事実から生ずる。従って、NIRおよびOCTが別個の走査中に行われる場合、両方のモダリティーに最適な速度が用いられ得る。別の利点は、OCTが選択された場所においてのみ行われ、従って、時間の長さおよび付随する食塩水流水の量が、最小限にされ、臨床的に適切な限界内に保たれることである。

【0068】

また、任意のIVUS走査は、典型的にはOCT走査より長い時間がかかる。なぜなら、IVUS走査はOCTより遅い回転速度および引き戻し速度を用いるからである。概してOCT走査は、約4~5秒で完了し、これは、20cc食塩水流水によって提供されるウィンドーである。

【0069】

いくつかの実装が、NIR、OCTおよびIVUS分析に対して別個の走査を用いるという事実にかかわらず、開示されるシステムは、患者の中に挿入されなければならないカテーテルが1つのみであり、患者に対するリスクを減少させ、処置の侵襲部分に必要とされる時間を減らすという点において利点を提供する。

【0070】

異なるモダリティー(例えば、血管造影法、NIR、OCT、IVUS)から得られる画像データの「融合」における最後の重要な考慮は、画像の正確な(長手方向および回転の)空間の同時位置決めである。複数の侵襲性画像化モダリティーを組み込む1つのカテーテルを有することは、同時位置決めを大幅に容易にする基準の固定フレームを提供する。このレジストレーションは、内部要素150と外部要素152とを含む位置検出システムによってさらに改善される。

【0071】

従って、例示的实施形態は、図面を参照して上記に十分に説明された。本発明はこれらの例示的实施形態に基づき説明されたが、本発明の精神および範囲内において特定の修正、変形および代替の構造が説明された実施形態に対してなされ得ることは当業者に明らか

10

20

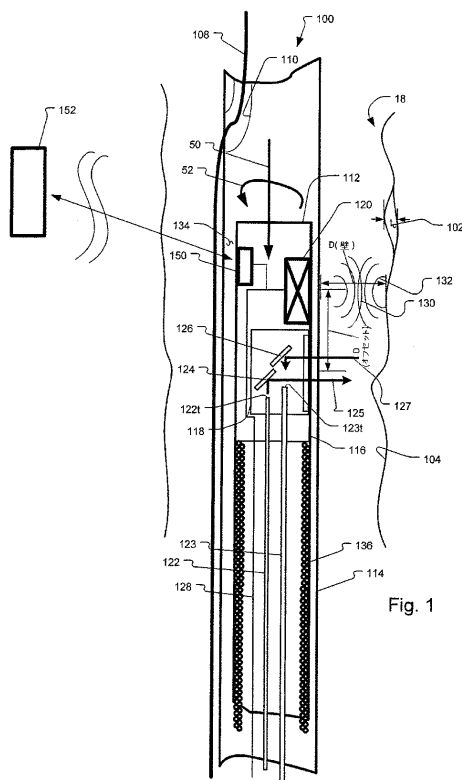
30

40

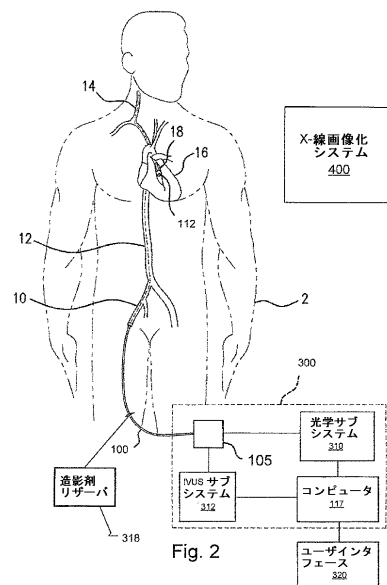
50

である。

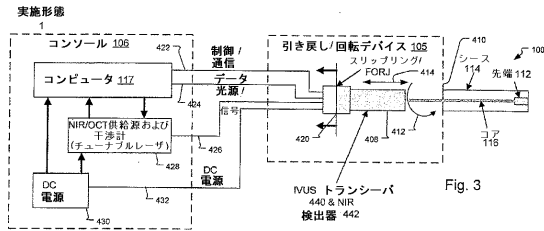
【図 1】



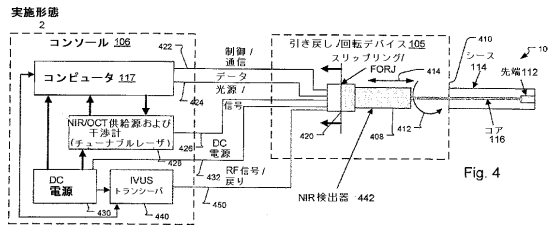
【図 2】



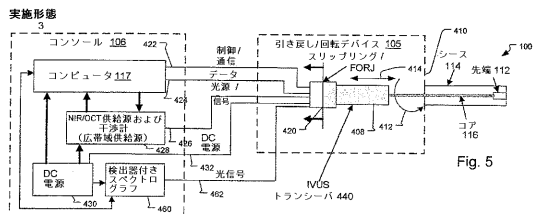
【図 3】



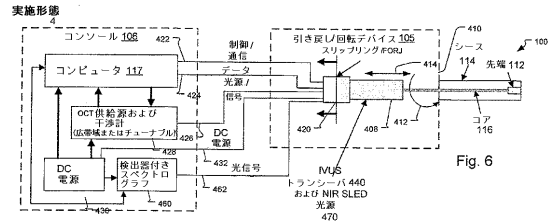
【図 4】



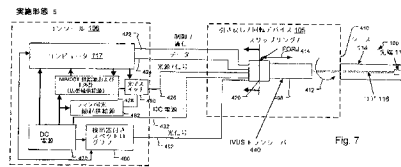
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2009/043119

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00 A61B8/12		
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) EP0-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/32182 A (MASSACHUSETTS INST TECHNOLOGY [US]) 4 September 1997 (1997-09-04) page 7, line 4 - line 26 page 11, line 1 - line 13 page 12, line 21 - page 13, line 5 page 13, line 20 - line 28 page 15, line 15 - line 23 page 16, line 14 - line 17	1,2,4,5, 7-9,11, 13,14
Y	page 17, line 8 - line 15 page 22, line 29 - page 23, line 2; figures 6,10	3,6,10, 12
Y	US 2006/132790 A1 (GUTIN MIKHAIL [US]) 22 June 2006 (2006-06-22) paragraph [0183]	3
-/-		
☒ 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 17 August 2009		Date of mailing of the international search report 27/08/2009
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 Hunt, Brynley

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2009/043119

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2005/075574 A1 (FURNISH SIMON [US] ET AL) 7 April 2005 (2005-04-07) paragraph [0034]	6
Y	US 2007/066890 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 22 March 2007 (2007-03-22) paragraphs [0016], [0032]	10,12
Y	US 2007/135887 A1 (MASCHKE MICHAEL [DE]) 14 June 2007 (2007-06-14)	1
A	paragraphs [0011], [0065], [0069]; figures 1-3	2-14
Y	WO 2007/123518 A (CEDARS SINAI MEDICAL CENTER [US]; UNIV SOUTHERN CALIFORNIA [US]; PAPAI) 1 November 2007 (2007-11-01)	1
A	page 21, line 5 - line 24	2-14
A	WO 03/057040 A (VOLCANO THERAPEUTICS INC [US]) 17 July 2003 (2003-07-17) the whole document	1-14
A	US 2008/097223 A1 (STRICKLER PETER [US] ET AL) 24 April 2008 (2008-04-24) the whole document	1,11-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/043119

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9732182	A	04-09-1997	AU 1977597 A DE 69738291 T2 EP 0883793 A1 JP 3628026 B2 JP 2000503237 T JP 2002214127 A	16-09-1997 11-09-2008 16-12-1998 09-03-2005 21-03-2000 31-07-2002
US 2006132790	A1	22-06-2006	NONE	
US 2005075574	A1	07-04-2005	EP 1667576 A1 JP 2007505723 T WO 2005030046 A1	14-06-2006 15-03-2007 07-04-2005
US 2007066890	A1	22-03-2007	DE 102005045373 A1 DE 102005048892 A1 JP 2007083054 A JP 2007083057 A US 2007066983 A1	05-04-2007 05-04-2007 05-04-2007 05-04-2007 22-03-2007
US 2007135887	A1	14-06-2007	DE 102005059261 A1	14-06-2007
WO 2007123518	A	01-11-2007	US 2009203991 A1	13-08-2009
WO 03057040	A	17-07-2003	AU 2002307207 A1	24-07-2003
US 2008097223	A1	24-04-2008	NONE	

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,S K,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,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,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100142929

弁理士 井上 隆一

(74)代理人 100148699

弁理士 佐藤 利光

(74)代理人 100128048

弁理士 新見 浩一

(74)代理人 100129506

弁理士 小林 智彦

(74)代理人 100130845

弁理士 渡邊 伸一

(74)代理人 100114340

弁理士 大関 雅人

(74)代理人 100114889

弁理士 五十嵐 義弘

(74)代理人 100121072

弁理士 川本 和弥

(72)発明者 ミュラー, ジェイムス イー.

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02466, オーバーンデール, スタジオ ロード 29

(72)発明者 ウィルダー, マーク エー.

アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02421, レキシントン, ランターン レーン 10

Fターム(参考) 4C061 AA22 BB08 CC04 HH51

4C601 BB09 BB14 BB24 DD14 EE30 FE04

专利名称(译)	用于血管内分析的多模式导管系统		
公开(公告)号	JP2011519689A	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2011508657	申请日	2009-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	基础设施莱斯公司地塞米松		
申请(专利权)人(译)	基础设施莱斯塞米松公司		
[标]发明人	ミユラージェイムスイー ウィルダーマークエー		
发明人	ミユラー, ジェイムス イー. ウィルダー, マーク エー.		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/0035 A61B5/0062 A61B5/0066 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0086 A61B5/0095 A61B5/02007 A61B5/6852 A61B8/12 A61B8/4416		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B8/12 A61B1/00.300.F		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/HH51 4C601/BB09 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE30 4C601/FE04		
代理人(译)	清水初衷 井上隆一 佐藤俊光 小林智彦 渡边真一 正人大关 五十嵐弘		
优先权	61/051227 2008-05-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于血管内分析的方法，装置和系统组合了至少三种分析方式。在一个实施方式中，血管内超声，光学相干断层扫描和近红外光谱组合以允许在单个血管内手术期间检测动脉形态的多种不同异常。血管内导管系统包括至少一个光纤，至少一个光源，干涉仪，光处理模块，超声换能器和超声子系统。

