

(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2011-519687

(P2011-519687A)

(43) 公表日 平成23年7月14日(2011.7.14)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 8/12 (2006.01)	A 61 B 8/12	2 G 05 9
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	4 C 06 1
GO1N 21/35 (2006.01)	A 61 B 1/00 GO1N 21/35	4 C 60 1 Z

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-508637 (P2011-508637)	(71) 出願人	510295446 インフラレデックス、インク。 アメリカ合衆国、01803 マサチュー セツツ州、バーリントン、34 サード アベニュー
(86) (22) 出願日	平成21年5月6日 (2009.5.6)	(74) 代理人	100104411 弁理士 矢口 太郎
(85) 翻訳文提出日	平成23年1月6日 (2011.1.6)	(74) 代理人	100133503 弁理士 関口 一哉
(86) 國際出願番号	PCT/US2009/043023	(72) 発明者	ワイルダー、マーク アメリカ合衆国、02421 マサチュー セツツ州、レキシントン、10 ランター ン レーン
(87) 國際公開番号	W02009/137608		F ターム (参考) 2G059 AA06 BB12 CC16 EE02 EE12 HH01 JJ01 JJ12 JJ13 JJ17 最終頁に続く
(87) 國際公開日	平成21年11月12日 (2009.11.12)		
(31) 優先権主張番号	61/007,515		
(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)		

(54) 【発明の名称】回転超音波トランシーバボードを有するカテーテル

(57) 【要約】

【解決手段】 血管内の不安定プラーカを検出する装置であって、血管内プローブと、当該プローブの遠位端にあるスリップリングとを含む。前記スリップリングは静止部と回転部とを有する。前記プローブ内に超音波トランシーバボードが備えられており、当該超音波トランシーバボードは前記スリップリングの回転部に機械的に結合され、超音波振動子と相互通信する。前記超音波変換器と前記超音波トランシーバボードとの間に伝送線が延長している。

【選択図】 図1C

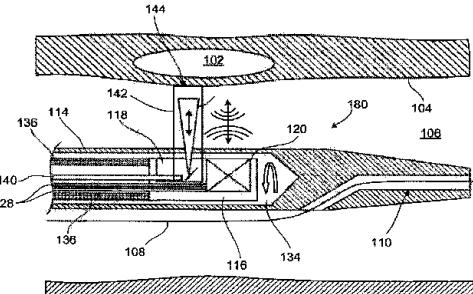


FIG. 1C

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管中の不安定プラークを検出する装置であって、
 近位端と遠位端とを有する血管内プローブと、
 前記プローブの近位端にある、静止部と回転部とを有するスリップリングと、
 前記血管内プローブ内に搭載された超音波振動子と、
 前記スリップリングの回転部に機械的に結合された超音波トランシーバボードと、
 前記超音波振動子と前記超音波トランシーバボードとの間に延長した伝送線と
 を有する装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、この装置は、さらに、
 前記プローブの近位端から遠心方向に延出する一対の光ファイバーと、前記光ファイバーを受け入れる光学台（オプティカルベンチ）とを有するものである。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、前記トランシーバボードは、前記超音波振動子に高周波エネルギー（RFエネルギー）を提供し、RFエネルギーを受け取ってそこから情報を抽出するRF回路を有するものである。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、この装置は、さらに、
 前記超音波トランシーバボード上の前記RF回路に電力を給電する、前記スリップリングの静止部に結合された電源を有するものである。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、この装置は、さらに、
 前記超音波トランシーバボードからのデータを受け取る、前記スリップリングの静止部に結合されたプロセッサを有するものである。

【請求項 6】

不安定プラークを検出する方法であって、
 超音波振動子を備えたカテーテルを血管の中に挿入する工程と、
 前記カテーテル内で前記超音波振動子を回転させる工程と、
 前記超音波振動子の回転と当該超音波振動子のRFエネルギー源の回転を同時に実行する工程と
 を有する方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の方法において、この方法は、さらに、
 電源から前記RFエネルギー源に電力結合する工程であって、この電源は前記超音波振動子のRF電力源に対して回転するものである。

【請求項 8】

請求項 7 記載の方法において、前記電源から前記RFエネルギー源に電力結合する工程は、スリップリングを横切って電力結合する工程を有する。

【請求項 9】

請求項 6 記載の方法において、この方法は、さらに、
 前記超音波振動子から信号を受信する工程と、
 前記受信信号から情報を抽出する工程と、
 前記抽出情報をデジタル信号に変換する工程と、
 前記デジタル信号を前記超音波振動子に対して回転するプロセッサに結合する工程と
 を有するものである。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、不安定プラークの検出に関し、特に、不安定プラークを検出するのに使用さ

10

20

30

40

50

れるカテーテルに関する。

【背景技術】

【0002】

アテローム性動脈硬化症（粥状動脈硬化症）は、血液を運ぶ血管の変異として特徴付けられる血管疾患である。このような変異が、病気にかかった血管の別々の場所またはポケットで発生した場合にプラーカと呼ばれる。特定のタイプのプラーカは、例えば脳卒中または心筋梗塞などの急性事象と関連している。これらのプラーカは「不安定プラーカ」と呼ばれている。不安定プラーカは、通常、薄い線維性被膜により血液から分離された脂質を含むプールを含む。高圧腔内圧または血管痙攣に反応して、線維性皮膜が破壊され、前記プラーカの内容物がさらされる。その結果生じた血栓により、虚血をまたは塞栓の脱落が導かれる。

10

【0003】

不安定プラーカの場所を見つける1つの方法は、赤外光で動脈壁を覗き込むことである。そうするために、動脈の内腔を通してカテーテルを挿入する。前記カテーテルは、赤外光で動脈壁のスポットを照らすための搬送ファイバー（デリバリファイバー）を含む。この光の一部分は、血液および動脈壁を通過し、前記壁内の構造から散乱して、内腔に再入射する。この再入射光は、カテーテル内の収集ファイバーによって収集され、分光分析を受ける。このタイプの拡散反射分光法は、脂質含量などの不安定プラーカに関連すると信じられている主要成分を含んだ動脈組織の化学成分を測定するのに使用することができる。

20

【0004】

不安定プラーカの場所を見つける別の方法は、血管内超音波法（intravascular ultrasound：IVUS）を使用して内腔の周囲の動脈組織の形状を検出することである。この方法においても、動脈の内腔を通してカテーテルを挿入する。前記カテーテルは、超音波エネルギーを動脈壁に向かって放射する超音波振動子を含む。反射した超音波エネルギーが、前記超音波振動子により受け取られ、前記動脈組織の形状を写像（マップ）するのに使用される。前記動脈組織の形態のこのマップは、不安定プラーカに関連している線維性被膜を検出するのに使用することができる。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明は、カテーテルの回転部分を高周波エネルギー（RFエネルギー）を生成および/または処理する静止要素と結び付けるスリップリングを横切ぎる前記RFエネルギーの搬送に関連する雑音および電磁妨害を克服しようという努力において起こる。

40

【0006】

1つの観点において、本発明は、血管内の不安定プラーカを検出する装置に関する。前記装置は、近位端と遠位端とを有する血管内プローブを含む。前記近位端には、静止部と回転部とを有するスリップリングが配置されている。さらに、前記プローブ内には、前記スリップリングの回転部に機械的に結合する、超音波振動子と相互通信する超音波トランシーバボードを設けられている。前記超音波振動子と前記超音波トランシーバボードとの間には伝送線が延長している。

【0007】

ある実施形態では、前記装置はまた、前記プローブの近位端から遠心方向に延出した一対の光ファイバーと、当該光ファイバーを受け入れる光学台（オプティカルベンチ）とを含む。

【0008】

他の実施形態では、前記トランシーバボードは、前記超音波振動子にRFエネルギーを提供するRF回路を含み、当該RF回路はRFエネルギーを受け取ってそこから情報を抽出する。

【0009】

50

その他の実施形態は、前記超音波トランシーバボード上の前記RF回路に電力を給電する、前記スリップリングの静止部に結合された電源のようなものと、前記超音波トランシーバボードからのデータを受け取る、前記スリップリングの静止部に結合されたプロセッサのようなものとを含む。

【0010】

別の実施形態では、本発明は、不安定ブラークを検出する方法に関する。この方法は、超音波振動子を備えたカテーテルを血管に挿入する工程と、前記超音波振動子を前記カテーテル内で回転する工程と、前記超音波振動子の回転と当該超音波振動子のRFエネルギー源の回転を同時に実行する工程と含む。

【0011】

ある実施において、前記方法はまた、電源から前記RFエネルギー源に電力結合する工程であって、当該電源は、前記超音波振動子のRF電力源に対して回転可能なものである。一般的に、相対的回転は、前記電源が静止基準座標系にあることと、前記カテーテルが回転することを含み、これにより、前記電源が前記カテーテルの回転基準座標系から見える場合、当該電源は回転しているように見える。このような電力結合は、スリップリングを横切って電力結合するRF電力源に電源から電力結合することを含むことができる。

【0012】

さらに他の実施において、前記方法は、前記超音波振動子から信号を受信する工程と、前記受信信号から情報を抽出する工程と、前記抽出情報をデジタル信号に変換する工程と、前記デジタル信号を前記超音波振動子に対して回転するプロセッサに結合する工程とを含む。

【0013】

本明細書で使用されている「赤外」(infrared)は、スペクトルの赤外部、赤外線、近赤外(線)中間赤外(線)、または遠赤外(線)を言及している。

【0014】

別段の定義がない限り、本明細書で使用されている全ての技術的および科学的用語は、本発明分野に属する当業者が普通に理解するのと同じ意味を有するものである。本明細書の記載事項と類似のまたは等価の方法および材料が、本発明の実施または試験で使用することができ、適切な方法および材料は以下で述べるものである。本明細書で言及した出版物、特許出願、特許、およびその他の参考文献は、これらの参考によりそれらの全体が組み込まれるものである。不一致があった場合、(定義を含む)本明細書が規定するものである。また、記載の材料、方法、および実施例は、一例にすぎずこれに限定することを意図するものではない。

【0015】

本発明の他の特徴および利点は、以下の詳細な説明、特許請求の範囲、および、次の図面から明らかであろう。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1A】図1は、カテーテルの遠位端にガイドワイヤルーメンを有する血管内プローブの断面図である。

【図1B】図2は、光学台(オプティカルベンチ)と超音波振動子との間に回転コアと固定継手とを有する図1Aの血管内プローブの別の断面図である。

【図1C】図1Cは、単一の光ファイバーを有する図1Bの血管内プローブの実施形態の断面図である。

【図2】図2は、回転コアと、光学台と超音波振動子との間の自在継手とを有する血管内プローブの断面図である。

【図3A】図3A～Bは、回転コアを有する血管内プローブの遠心方向に近接した一方の光学台および超音波振動子の上面および側面の断面図である。

【図3B】図3A～Bは、回転コアを有する血管内プローブの遠心方向に近接した一方の光学台および超音波振動子の上面および側面の断面図である。

10

20

30

40

50

【図4】図4は、遠心方向に近接した対向の光学台および超音波振動子を有する血管内プローブの断面図である。

【図5】図5は、固定コアと、光ファイバーの放射状配列を有する光学台と、放射状配列の超音波振動子とを有する血管内プローブの断面図である。

【図6A】図6A～Bは、回転および固定コアを有するカテーテルの横断断面図である。

【図6B】6A～Bは、回転および固定コアを有するカテーテルの横断断面図である。

【図7】図7は、カテーテルの近位端の超音波トランシーバボードを示す。

【図8】図8は、超音波トランシーバボードの詳細を示す。

【発明を実施するための形態】

【0017】

ラークの破壊に対する不安定性は、例えばマクロファージ（大食細胞）の存在、局部温度の上昇、および薄い線維性被膜に被われた脂質の多いプールなどの属性の組合せによって評価することができる。幾つかの検出モダリティのみが、これら属性の1つを検出するのに適している。

【0018】

図1A～Bは、患者の動脈壁104の不安定ラーク102を特定するための2つの検出モダリティを組み合わせた血管内プローブ100の実施形態を示している。赤外線分光法を使用して脂質含量を検出する化学分析およびIVUSを使用して被膜の厚さを検出する形態学的分析の両方の組合せにより、潜在的な不安定ラークを特定することにおいて、いずれかのモダリティのみで検出する場合より選択性が向上する。これら2つのモダリティにより、全血液を含む環境においてさえも高い選択性を達成することができる。

【0019】

図1AおよびBを参照して、血管内プローブ100はカテーテル112を含み、当該カテーテル112の遠位端111にガイドワイヤルーメン110を有する。前記カテーテル112の外層は、図1Bに最善に示すように、外被（シース）を特徴とし、これは赤外線を透過する材料（例えばポリマー）から成る。前記血管内プローブ100は、前記ガイドワイヤルーメン110に通したガイドワイヤ108を使用して動脈の内腔106の中に挿入する。

【0020】

搬送ファイバー122および収集ファイバー123が、前記カテーテル112の近位端と遠位端との間に延長している。光学台（オプティカルベンチ）118は、前記収集ファイバー123および前記搬送ファイバー122の両方の遠位端を保持する。ハウジング116は、前記カテーテル112の遠位端に位置しており、前記光学台118と1若しくはそれ以上の超音波振動子120の両方を収納する。

【0021】

光源（図示せず）は、光を前記搬送ファイバー122の遠位端へ送る。前記搬送ファイバーは、この光を前記光学台118の搬送鏡124に誘導し、前記動脈壁104に向かう前記光125に方向を変える。前記光学台118の収集鏡126はまた、前記動脈壁104の様々な深さから散乱してきた光127を前記収集ファイバー123の遠位端へ方向を変える。搬送鏡124および収集鏡126の代わりに、他の光線方向変更器（例えば、プリズムまたは前記光ファイバーの先端の屈曲）も使用できる。

【0022】

収集ファイバー123の近位端は、光検出器（図示せず）と光通信する。前記光検出器は、前記動脈壁104の組成を示す分光的特徴（特に、前記組成が不安定ラーク102に発見された脂質の存在と一致するかどうか）を含む電気信号を生成する。前記電気信号の前記分光的特徴は、ハードウェア、ソフトウェア、またはそれらの組合せで実施される分光分析器（図示せず）を使用して分析することができる。

【0023】

或いは、図1Cに示す実施形態では、血管内プローブ180は前記搬送ファイバー122および前記収集ファイバー123の代わりに単一の光ファイバー140を使用する。腔

10

20

30

40

50

内壁 104 から直接来る散乱光を収集することにより、前記内腔 106 内の血液を通った光の伝播の結果による散乱を避ける。結果として、別々の収集および搬送ファイバーを提供する必要性は最早ない。代わりに、単一ファイバー 140 は、無傷性光連結器 142 を使用することにより、光の収集および搬送の両方において使用できる。図 1C を参照すると、前記無傷性光連結器 142 は、前記動脈壁 104 の接触域 144 上に存在する。図 1C に示すように配置される場合、前記無傷性光連結器 142 により、前記ファイバー 140 の光が軸方向に前記動脈壁 104 に向かって伝播するように方向を変える。前記無傷性光連結器 142 を去ったあと、この光は前記動脈壁 104 を横切り、例えば前記壁 104 の後方の任意のブラーク 102 のような構造を照らす。これらの構造は、前記光の幾分かを前記接触域 144 に戻すように散乱させて、これは前記動脈壁 104 を通って再び現れてくる。前記無傷性光連結器 142 は、この再出現の光を収集し、前記ファイバー 140 の中へ導く。前記光ファイバー 140 の近位端は、光源および光検出器（例えば光サーチュレータを使用）の両方と結合することができる。

10

【0024】

前記光学台 118 に長手方向に近接する前記超音波振動子 120 は、超音波エネルギー 130 を前記動脈壁 104 に向け、当該動脈壁 104 から反射した超音波エネルギー 132 を受け取る。時分割多重化を使用して、前記超音波振動子 120 は前記送信超音波エネルギー 130 および前記受信エネルギー 132 の両方を伝送線 128 で伝送される信号に結合させることができる。例えば、最初のインターバルの間、前記伝送線 128 で伝送される気信号により、前記超音波振動子 120 は対応する超音波信号を放射する。次に、2 度目のインターバルの間、前記超音波信号が前記動脈壁 128 に反射したあと、前記超音波振動子 120 は前記伝送線 128 で伝送される電気信号を生成する。この電気信号は、前記受信超音波信号に相当する。前記受信電気信号が使用されて、前記動脈壁の形状（検出された任意のブラーク 102 の被膜厚さを含む形状）を再構築する。

20

【0025】

ある実施形態では、複数の超音波振動子 120 が前記光学台 118 に近接して搭載される。これら複数の振動子は、異なる円周角を同時に照らすように配向される。このような構成の利点は、単一振動子の実施形態が比較的高い回転速度を達成しているとき、比較的低い回転速度で同一の解像度を得ることができる点である。

30

【0026】

前記伝送線 128 で伝送される信号は、図 7 に示すように、前記振動子 120 と前記カーテルの近位端の超音波トランシーバボード 131 に搭載された RF 回路 129 との間に伝播する。図 8 を参照しながら、前記 RF 回路 129 は、前記振動子 120 に伝送するための RF 信号を生成する送信部 211 と、前記振動子 120 からの第 2 の RF 信号を受信し、当該第 2 の RF 信号からの情報を抽出し、当該抽出信号を前記プローブ 100 の外部のプロセッサ 143 によってさらに処理するのに適したデジタル形式に変換する受信部 213 とを含む。前記 RF 回路 129 はまた、前記送信部 211 および前記受信部 213 の伝送を制御するため、および前記スリップリング 137 を横切ってデジタル信号を送信するまたは無線リンクのいずれかにより当該情報を前記プロセッサ 143 に提供するための制御論理（CTR L）217 を含む。結果として、全体のトランシーバボードは 131 はそこに搭載されているすべての構成要素を含み、自由に回転する。

40

【0027】

戻って図 7 を参照すると、後退および回転ユニット（pull-back-and-rotate unit）215 は、前記カーテル 112 の近位端および前記スリップリング 137 の静止部 138 と係合する。結果として、前記スリップリング 137 の静止部 138 は、前記カーテル 112 の軸に沿って平行移動することができるが回転はできない。しかしながら、前記スリップリング 137 の前記回転部 135、前記トランシーバボード 131 およびそこに搭載された全ての構成要素、前記振動子 120、および前記伝送線 128 は全て、自由に前記カーテル 112 の軸の周囲を回転および沿って平行移動することができる。適切な後退および回転ユニット 215 については、2007 年 10 月 1

50

9日付けで出願した同時係属の米国特許出願第11/875,603号に記載されており、その内容はこの参照により本明細書に組み込まれるものである。

【0028】

戻って図8を参照すると、前記RF回路129の前記送信部211は、前記電力源141により供給された直流電圧を増大させるためのDC変換器(DC)231を含む。前記変換器(DC)231の低電圧出力は、前記回路129の他の構成要素に電力を供給する。高電圧出力は、パルサー(PULSE)233に利用可能のように作成される。前記制御部(COMM)239により提供される制御信号に応答して、前記パルサー(PULSE)233は、前記振動子120を駆動する双極性高電圧パルスを生成する。これらのパルスは、前記制御論理(CTRL)217により制御される送信/受信スイッチにより前記伝送線128に位置付けられる。一般的なパルサー(PULSE)233は、DMOS技術を使用して作成された半分のHブリッジ(half-H bridges)が作成され、前記制御論理(CTRL)217により提供された低電圧パルスにより駆動される。

10

【0029】

パルスの送信のあと、前記制御論理(CTRL)217は、前記送信/受信スイッチ(T/R SW)241を送信モードから受信モードに切り替える、これにより前記受信部213に利用可能なエコー信号を作成する。

【0030】

前記受信部213は、前記伝送線128からRF信号を受け取って、AD変換器(アナログ・デジタル・コンバーター)(A/D)237により処理するのに適した形式に変換する信号調節ユニット(SIGNAL COND.)235を含み、このAD変換器は前記信号調節ユニット(SIGNAL COND.)235と電気的に通信する。前記信号調節ユニット235によって実行される一般的な操作は、増幅および選別操作を含む。前記信号調節ユニット(SIGNAL COND.)235により実行される操作に関連するパラメータは、前記制御論理(CTRL)217からの制御信号により提供される。このような制御信号は、増加、補償、およびロックパルスを特定する信号を含む。

20

【0031】

前記受信部213はまた、前記AD変換器(A/D)237からデジタル信号を受信し、これらの信号を前記プロセッサ143に提供する通信インターフェイス(COMM)239を含む。前記受信部213はまた、前記AD変換器(A/D)237から受信した信号をさらに処理するデジタル信号プロセッサ(DSP)243を含む。追加の信号処理工程は、追加の選別、デシメーション、リングダウン抑圧、および包絡線検波が含まれる。元のデータに比べて2桁小さいのと同じ程度である結果により生じた大いに縮小したデータは、次に、従来の通信プロトコルを使用して外部のプロセッサに送信するための通信インターフェイス(COMM)239に提供される。

30

【0032】

前記スリップリング137の静止部138は、電力を前記回転RF回路129に給電する電力源141に結合される。図7に示す構成は、このように、前記スリップリング137の前記静止部138から前記回転部135に横切るRFエネルギーを有するのを避ける。このように、この構成は、前記スリップリング137を横切るRFエネルギーを有することに関連する雑音および電磁妨害を避ける。また、図7に示す、前記トランシーバーボード131が前記スリップリング137の遠位端に配置される構成は、前記スリップリング137の設計を平易にし、実際「棚から取り出してすぐに使える(容易に入手可能)」スリップリングの使用を可能にする。

40

【0033】

外被(シース)114の内部には、前記超音波振動子120の周囲に音響伝達を改善する例えば生理食塩水または他の液体などの伝送媒体がある。前記伝送媒体134はまた、前記光学台118から放射される赤外線に対して透過的である。前記ハウジング116に取り付けられているトルクケーブル126は、前記光ファイバー122および前記ワイヤ

50

– 128 と取り囲む。この特徴により、前記血管内プローブ 100 が、光 124 および超音波エネルギー 130 とともに前記動脈壁 104 を円周方向にスキャンすることを可能に 10 けする。

【0034】

操作中、前記血管内プローブ 100 は、ガイドワイヤー 108 を使用して血管（一般には動脈）に沿って挿入される。1つの実施形態では、前記血管内プローブ 100 は、個々の工程で、各当該工程で起こる完全な回転とともに挿入される。或いは、前記血管内プローブ 100 は、軸並行移動および回転が同時に起こりながら継続的に挿入される。この場合、前記光および超音波データは連続的ならせん経路に沿って収集される。いずれの場合においても、前記収集光データは、前記動脈壁 104 の3次元のスペクトル図表を生成するのに使用でき、前記収集超音波データは、前記動脈壁 104 の3次元の形態学的図表を生成するのに使用できる。次に、前記光学台 118 および前記超音波振動子 120 の相対的位置に基づいて、前記光および超音波データの間での一致が行われる。前記血管内プローブ 100 が動脈を移動するとき、前記収集データがリアルタイムで使用されて不安定ブラークを診断する、またはこれら2つの検出モダリティにより特定できる性状を有する IVUS 診断モダリティに加えて、他の診断または治療モダリティを実行する構造を選択的に含めることができる。

10

【0035】

図 2 は、血管内プローブ 200 の第 2 の実施形態の断面図であり、自在継手 240 が光学台 218 および超音波振動子 220 にリンクしている。カテーテルが血管に沿って挿入されるとき、あらゆる剛体の構成要素をできるだけ短くして、前記カテーテルの前記血管の形状に合わせる能力を増加させる。血管内プローブ 200 は、前記光学台 210 と前記超音波振動子 220 との間で曲がることができるという利点を有し、これにより前記血管内プローブ 200 は脈管構造の七曲りをうまく通り抜けることができる。しかしながら、前記血管内プローブ 200 から収集された前記光および超音波データは、前記血管内プローブ 100 から前記光および超音波データを収集したとき程には、さほど近く互いに一致していないかもしれない。この理由の1つは、前記光学台 218 および前記超音波振動子 220 が、前記血管内プローブ 100 の第 1 の実施形態のものよりもさらに離れているからである。従って、これらは、異なるらせん形経路に沿ってデータを収集する。前記カテーテル挿入レートが知られていれば、前記光および超音波データ間での一致を決定するとき、この経路の相違を把握することもできる。しかしながら、前記光学台 218 と前記超音波振動子 220 との間の自在継手 240 がこれを行うことは、図 1 A の実施形態の場合と比べてより困難であろう。

20

【0036】

図 3 A および 3 B は、第 3 の実施形態の断面図を示し、血管内プローブ 300 が遠心方向で近接する光学台 318 と超音波振動子 320 とを有し、これにより、これらは光と超音波エネルギーをそれぞれ、外被（シース）314 の長手方向軸 340 に対する同一の軸位置から放射する。図 3 A は前記光学台 318 および前記超音波振動子 320 の端部からの放射の上面図である。図 3 B は、前記同一の軸位置から放射される前記光および超音波エネルギーを示す側面図であり、前記ハウジング 316 が同時に回転および平行移動するとき、前記光および超音波エネルギー 350 は前記同一らせん形経路に沿って実質的に進む。これは、収集された光および超音波データが一致するのを促す。前記光および超音波データ間の時間オフセットは既知の回転速度から決定することができる。

30

【0037】

図 4 は、第 4 の実施形態の断面図であり、血管内プローブ 400 は、図 3 A および 3 B に関連して説明したように、遠心方向で近接して対向する光学台 410 と超音波振動子 420 とを有する。しかしながら、この実施形態では、光 452 が1つの側から放射され、超音波エネルギーは反対側から放射される。この配列により、前記血管内プローブ 400 が、前記光学台 418 および前記超音波振動子 420 の配置に基づいて、前記血管内プローブ 300 より小さい直径を有することを可能にする。より小さな直径は、血管内プロー

40

50

プのより小さな血管の移動を可能にする。

【0038】

図5は、第5の実施形態の断面図であり、血管内プローブ500が固定コア536と、放射状配列の光連結器518と、放射状配列の超音波振動子520とを有する。前記固定コア536を有するこの第5の実施形態は、回転コアを有するこれまでの実施形態より信頼性がある。これは、第5の実施形態にはトルクケーブルのような可動部が少ないからである。可動部の少なさはまた、前記血管内プローブ500をより安全にする、なぜなら前記外被(シース)が万が一破壊した場合、前記動脈壁は可動部に接触しないからである。

【0039】

前記血管内プローブ500は全ての径方向で同時にデータを収集することにより、診断の速度を速める。または、前記血管内プローブ500は異なる時間に異なる位置からデータを収集できるので、光が隣接した光ファイバーにより収集されるまたは超音波エネルギーが隣接した振動子により収集されるため、潜在的クロストークが減少する。解像度の差異の程度は光ファイバーおよび超音波振動子の数によるものであるが、スペクトルおよび/または形態学的図表の放射状解像度は、回転コアを有する実施形態で作成された図表より低い。多数の光ファイバーおよび/または超音波振動子は放射状解像度を高める、また、前記血管内プローブ500が大きくなり過ぎても血管内に収まらない。

10

【0040】

血管内プローブ500は、同心のガイドワイヤルーメン510を通り抜けるガイドワイヤー508に沿って血管を通って挿入することができる。前記同心のガイドワイヤルーメン510を使用してカテーテルを挿入する工程は、軸外の遠位ガイドワイヤルーメン110を使用するより有利である。1つの有利な点は、前記ガイドワイヤ508のもつれる可能性が僅かなことである。別の有利な点は、利用者が挿入している間、前記ワイヤに同軸の負荷がかかるので、前記同心のガイドワイヤルーメン510はより扱いやすい。前記同心のガイドワイヤルーメン510はまた、前記光ファイバーおよび超音波振動子の視界から外れる。

20

【0041】

前記血管内プローブは、小さい血管の中へ当該プローブの挿入が十分可能な小さな直径を有するカテーテルを含む。図6Aおよび6Bは、回転コア(図1~4)と固定コア(図5)を有する実施形態のカテーテルの横断面図を比較している。

30

【0042】

図6Aに示す回転コアカテーテルは、赤外線分光の光信号を伝送する一対の光ファイバー622と、空洞トルクケーブル636内のIVUSの電気信号を伝送する一対のワイヤ628を含む。前記カテーテル660の外被(シース)614の直径は、前記トルクケーブル636のサイズによって制限される。

30

【0043】

図6Bに示される前記固定コアカテーテル670は、光信号および電気的IVUS信号を伝送するため、前記動脈壁の四象限から光ファイバーペア672および4つのワイヤペア674のそれぞれを有する。トルクケーブルが必要でない一方で、カテーテル670の不被(シース)676は、同心のガイドワイヤルーメン610と同様に前記四象限のそれぞれに一対の光ファイバー672および一対のワイヤ674を収容するのに十分な直径を有することができる。

40

【0044】

その他の実施形態

本発明は、本明細書の詳細な記載と併用して説明してきたが、前述の記載は本発明を説明することを意図したものであり、本発明の範囲を限定しないものであり、添付の特許請求の範囲により定義される。他の観点、利点、および修正は、以下の特許請求の範囲を逸脱しない。

【 図 1 A 】

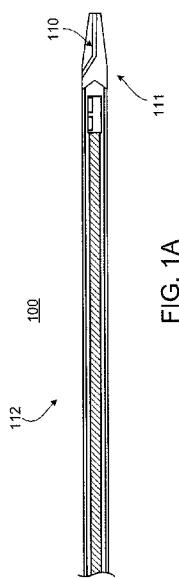


FIG. 1A

【 図 1 B 】

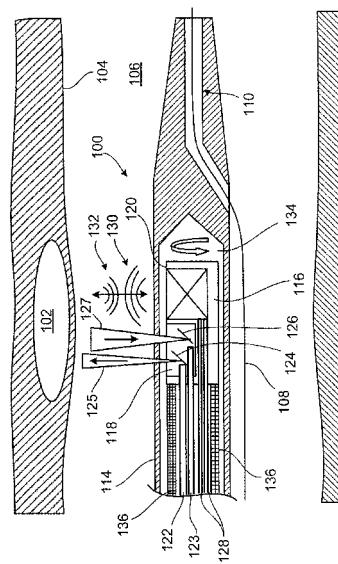


FIG. 1B

【図1C】

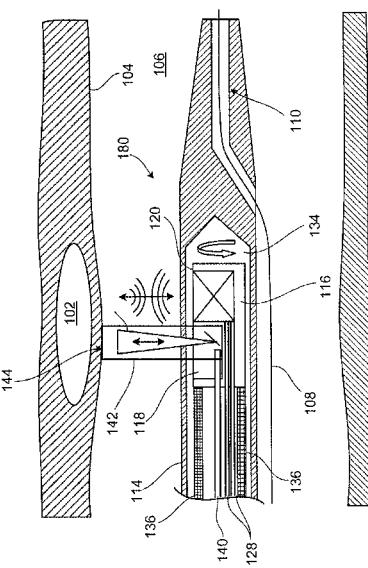


FIG. 1C

【 図 2 】

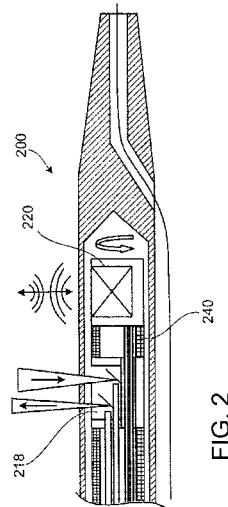


FIG. 2

【図 3 A】

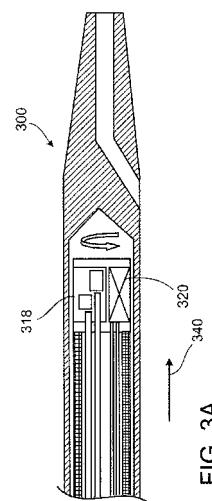
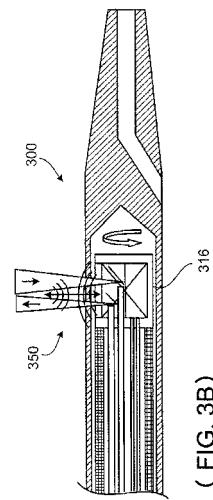
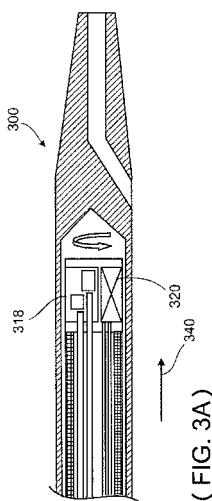


FIG. 3A



(FIG. 3B)

【図 3 B】



(FIG. 3A)

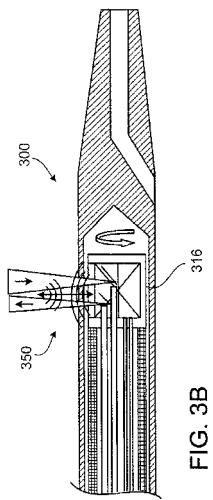


FIG. 3B

【図 4】

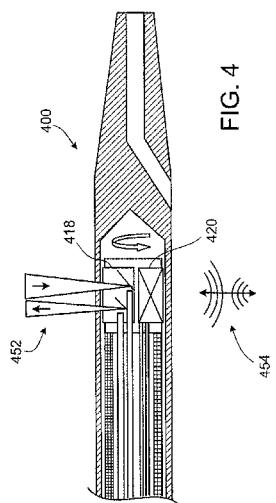


FIG. 4

【図 5】

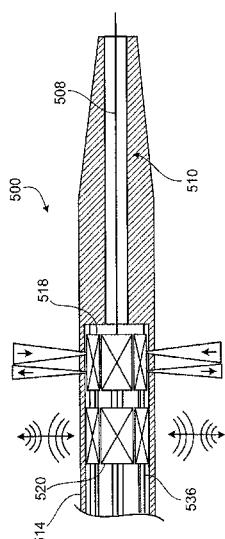


FIG. 5

【図 6 A】

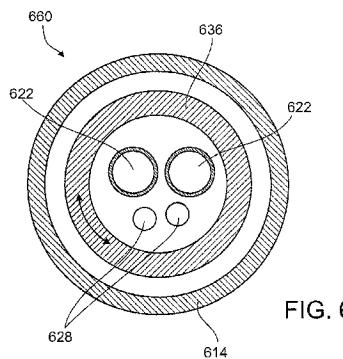


FIG. 6A

【図 6 B】

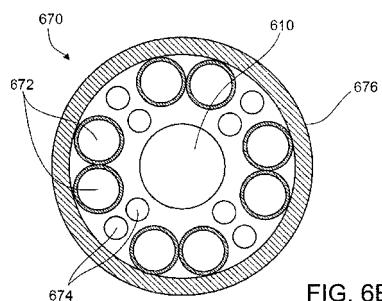


FIG. 6B

【図 7】

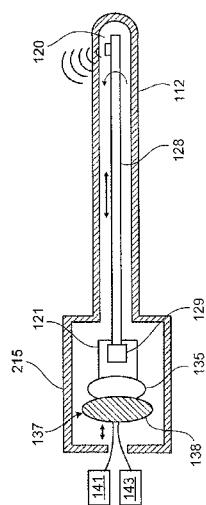


FIG. 7

【図 8】

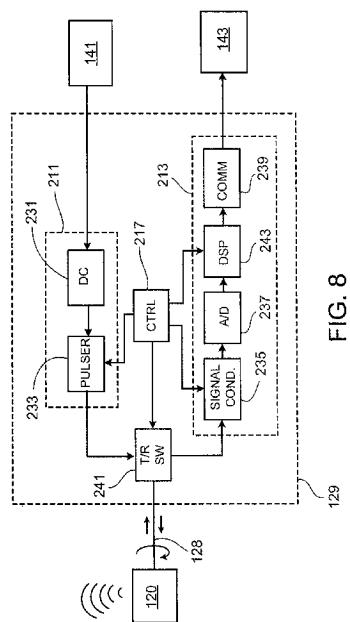


FIG. 8

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2009/043023
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 8/12(2006.01)i, G01N 29/24(2006.01)i		
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 8/12; A61B 10/00; A61B 5/05; G06F 15/16		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models since 1975. Japanese utility models and applications for utility models since 1975.		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: catheter*, probe*, ultrasound*, ultrason*, supersonic*, spin*, rotat*, transceiv*		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 4794931 A1 (YOCK, PAUL G.) 03 January 1989 See abstract, col 4(line 43)-col 5(line 12), col 5(line 20-63), claims 14, 1 5, figure 6	1-9
A	US 2002-0007120 A1 (THOMAS C. MOORE et al.) 17 January 2002 See abstract, Paragraph 0049, 0058-0059, 0061-0062, 0064, 0074, claim 1, figures 1, 2, 7	1-9
A	US 2003-0073894 A1 (ALICE M. CHIANG et al.) 17 April 2003 See abstract, Paragraph 0058, figure 1	1-9
A	US 6949072 B2 (SIMON FURNISH et al.) 27 September 2005 See abstract	1-9
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
<p>* 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 application or patent 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 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</p> <p>"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 "&" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 23 DECEMBER 2009 (23.12.2009)		Date of mailing of the international search report 28 DECEMBER 2009 (28.12.2009)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer PARK, Sung Ho Telephone No. 82-42-481-5942 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family membersInternational application No.
PCT/US2009/043023

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4794931 A1	03.01.1989	EP 0234951 B2 JP 02-763526 B2 US 05582178 A	28.04.1999 27.03.1998 10.12.1996
US 2002-0007120 A1	17.01.2002	US 2002-007120 A1 US 6450965 B2	17.01.2002 17.09.2002
US 2003-0073894 A1	17.04.2003	US 2003-073894 A1 US 6969352 B2	17.04.2003 29.11.2005
US 6949072 B2	27.09.2005	EP 1667576 A1 JP 2007-505723 T US 2005-075574 A1 US 6949072 B2 WO 2005-030046 A1 WO 2005-030046 B1	14.06.2006 15.03.2007 07.04.2005 27.09.2005 07.04.2005 02.06.2005

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,K,E,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

F ターム(参考) 4C061 AA22 BB04 DD04 HH51 JJ17 MM10 QQ03 WW16
4C601 BB14 DD14 EE02 FE02 FE04 FE05 GA14 GB18 GD09 GD15
HH04 LL33

专利名称(译)	带旋转超声波收发器板的导管		
公开(公告)号	JP20111519687A	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2011508637	申请日	2009-05-06
[标]申请(专利权)人(译)	基础设施莱斯指数油墨		
申请(专利权)人(译)	基础设施莱斯指数，油墨。		
[标]发明人	ワイルダーマーク		
发明人	ワイルダー、マーク		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/00 G01N21/35		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/0062 A61B5/0075 A61B5/0086 A61B5/02007 A61B8/0833 A61B8/12 A61B8/4416 A61B8/445 A61B8/56		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.300.D A61B1/00.300.F G01N21/35.Z		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/CC16 2G059/EE02 2G059/EE12 2G059/HH01 2G059/JJ01 2G059/JJ12 2G059/JJ13 2G059/JJ17 4C061/AA22 4C061/BB04 4C061/DD04 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/MM10 4C061/QQ03 4C061/WW16 4C601/BB14 4C601/DD14 4C601/EE02 4C601/FE02 4C601/FE04 4C601/FE05 4C601/GA14 4C601/GB18 4C601/GD09 4C601/GD15 4C601/HH04 4C601/LL33		
代理人(译)	矢口太郎 哉关口		
优先权	61/007515 2008-05-07 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于检测血管中易损斑块的装置，包括血管内探针和位于探针远端的滑环。滑环具有固定部分和旋转部分。在探头中提供超声收发器板，并且超声收发器板机械地耦合到滑环的旋转部分并与超声换能器连通。传输线在超声换能器和超声收发器板之间延伸。背景技术

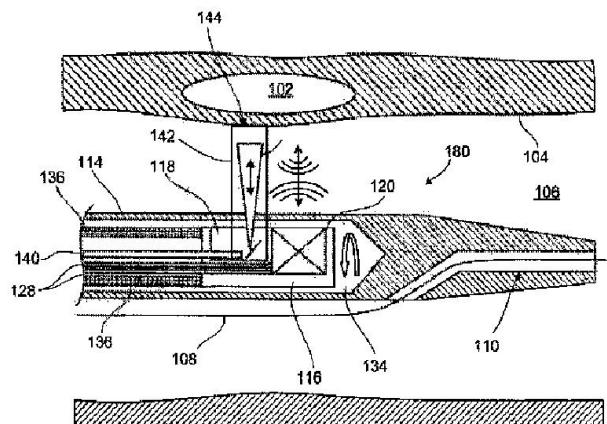


FIG. 1C