

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4463983号
(P4463983)

(45) 発行日 平成22年5月19日(2010.5.19)

(24) 登録日 平成22年2月26日(2010.2.26)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/12

請求項の数 14 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-547913 (P2000-547913)
 (86) (22) 出願日 平成11年3月5日 (1999.3.5)
 (65) 公表番号 特表2002-514455 (P2002-514455A)
 (43) 公表日 平成14年5月21日 (2002.5.21)
 (86) 國際出願番号 PCT/US1999/004913
 (87) 國際公開番号 WO1999/058059
 (87) 國際公開日 平成11年11月18日 (1999.11.18)
 審査請求日 平成18年3月1日 (2006.3.1)
 (31) 優先権主張番号 60/076,862
 (32) 優先日 平成10年3月5日 (1998.3.5)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 500415726
 ヴァルディ, ギル エム.
 アメリカ合衆国 63017 ミズーリ
 チエスター・フィールド クロス トレイル
 ズ ドライブ 14024
 (73) 特許権者 500415667
 スピヴァク, ヴィクター
 イスラエル キリアト ビアリーク 27
 234 エフラーニ 22/3
 (74) 代理人 100065868
 弁理士 角田 嘉宏
 (74) 代理人 100106242
 弁理士 古川 安航
 (74) 代理人 100108165
 弁理士 阪本 英男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】光学音響式の画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体を画像化する装置であって、
 ブラッグ・グレーティングを有するコア(1)が設けられ、レーザ光線によってそれに照射した後で光を反射することができ、前記反射光が、前記ブラッグ・グレーティングのそれに対応する周期を有する波長によって規定される光ファイバ(8)と、
 超音波を放射する超音波送信器と、
 電気音響変換器とを備え、

前記電気音響変換器の少なくとも一部は、前記光ファイバの近位端から離れて位置しており、前記電気音響変換器は、前記光ファイバの少なくとも一部の周囲に設けられた圧電ジャケットを具備しており、

前記物体によって反射された後の前記超音波を検出することができ、また、映像の生成に使用することができる前記反射光の変調を伴った前記コア内の変形を生じさせることができる装置。

【請求項 2】

前記光ファイバは、体内に付属機器を導入するための使用を可能にするために十分に小さい直径と十分な剛性とを備えている伸長部材で具現化されている請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

前記光ファイバは、画像化ガイドワイヤ上で前記体の血管内に付属機器を導入するための使用を可能にするために十分に小さい直径と十分な剛性を備えている伸長画像化ガイド

ワイヤで具現化されている請求項 1 記載の装置。

【請求項 4】

前記光ファイバは、直径が約 1 ミリメートル未満である伸長画像化ガイドワイヤで具現化されている請求項 2 記載の装置。

【請求項 5】

前記光ファイバは、伸長部材で具現化され、前記伸長部材の周面に 3 次元画像を提供するため、前記プラッグ・グレーティングが前記伸長部材の長さ方向または周面に沿った異なる位置の超音波を受信するように構成された複数のアパー・チャを備えている請求項 1 記載の装置。

【請求項 6】

前記物体によって反射された前記アパー・チャ超音波を通過するように、前記プラッグ・グレーティングに対する関係に配置された少なくとも 1 つのアパー・チャを備えている請求項 1 記載の装置。

【請求項 7】

前記プラッグ・グレーティングは、前記光ファイバのコアを通過する光の光学波長の数百倍である、前記光ファイバの長手方向の長さを有している請求項 1 記載の装置。

【請求項 8】

前記プラッグ・グレーティングは、可変周期を含んでいる請求項 1 記載の装置。

【請求項 9】

前記可変周期プラッグ・グレーティングに光学的に結合された可変波長レーザをさらに備え、該レーザは、対応する所望の周期を提供するプラッグ・グレーティングの所望の部分を選択する光の波長を調整することにより、プラッグ・グレーティングによって検出する有効位置を調整するように操作可能である請求項 8 記載の装置。

【請求項 10】

前記光ファイバのコアの周囲のクラッディングの直径は、長手方向に異なっている請求項 1 記載の装置。

【請求項 11】

前記クラッディングの直径は、前記光ファイバ中の疑似ラム波長とほぼ等しい周期で周期的に変換する請求項 10 記載の装置。

【請求項 12】

前記変調された反射光を使用して前記物体内の領域の映像を形成する表示装置を備える請求項 1 記載の装置。

【請求項 13】

音響信号収集レンズを備える請求項 1 記載の装置。

【請求項 14】

管状強化部材をさらに備え、該部材には、前記物体によって反射されてきた超音波を通過するようにプラッグ・グレーティングに対する関係に位置する少なくとも 1 つのアパー・チャが設けられている請求項 1 記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【関連出願】

本願は、1998年3月5日に出願された米国仮出願第60/076,862号を優先権として主張するものである。

【0002】

【技術分野】

本願発明は、血管内のガイドワイヤとして用いられ得る、血管又は非血管の画像化用の全方向型の画像化装置に関する。

【0003】

【背景技術】

血管内および非血管内の画像化は、対象となる血管壁の構造、血小板解析、および疾病ブ

10

20

30

40

50

口セスについての情報の如く、血管造影による画像化手法では入手できない情報を提供するため非常に重要な技術である。それはまた、血管導入 (vascular intervention) 、特に、ステント展開 (stent deployment) の補助としても非常に重要である。

【 0 0 0 4 】

従来技術である血管内超音波診断 (IVUS) 装置は、一般的にカテーテルを介して用いられるに適するとされ、本来は機械式又は半導体式の装置である。機械式のIVUSカテーテルでは、画像の走査は、小型の音響トランスマッタを機械的に回転させる回転駆動軸により達成される。該駆動軸と前記送信機の殆どとは、柔軟性のあるカテーテルの本体内に位置している。これらの装置の設計では、概して、限られた映像範囲内でのトラッキングに問題を生じ、また、回転中におけるカテーテルの振動は、動脈痙攣の患者にリスクを引き起こすことになる。

10

【 0 0 0 5 】

前記半導体式のIVUSカテーテルは、回転する駆動軸を有さず、前記IVUS内に配された多数の圧電素子から発生される電気的な衝撃で走査することにより画像を生成する。各圧電素子は、コンピュータの如きドライバによって制御される。従来の半導体式のIVUS装置は、一般的に、ガイドワイヤを受容すべくなされたルーメンを有し、機械式のものと比べて前記装置のトラッキング性と押し易さとを向上する同軸ケーブル式の設計を有する。

【 0 0 0 6 】

従来の機械式と半導体式のIVUSカテーテルの1つの欠点は、一般的には約1.2 mmであるその外径である。部品サイズおよび雑音の影響による機械的な制約が、より小さな直径をもつ装置の商業的に実現可能な製造をかなり制限してきた。加えて、これらの両装置は従来の血管内カテーテル手法、すなわち、ガイドワイヤに亘って配されたカテーテルとともに用いられなければならない。

20

【 0 0 0 7 】

或る従来技術の超音波カテーテルの特許では、ポールド (poled) フッ化ポリビニルジエン (PVDF) の如き、圧電性のトランスデューサとして機能するように活性領域中に点極性化 (spot polarized) され得る、柔軟性のある圧電性のプラスチック材料の薄膜を記述している。該装置において、PVDF膜は、送信機と受信機との両方として用いられる。しかし、小さい (直径1.2 mmより小さい) 画像化カテーテルに多重素子とともにこの技術を適合させるのは、いくつかの理由で難しい。1つの理由は、長い電極導体 (長さが1 mより長い) のコンデンサと比べて、小さい表面積を持つ各受信要素の非常に低い電気コンデンサである。前記装置におけるこの要素の関係は、概して低い信号 / 雑音の関係という結果となる。その信号対雑音比は、受信機の近くでプリアンプを用いることにより増大され得るが、1.2 mmより小さい外径の空間内にプリアンプを物理的に収容することは非常に難しい。もう1つの理由としては、前記装置内に、長く、ぎっしりと束ねられた導体によって経験する大きな信号混信である。

30

【 0 0 0 8 】

血管内装置において光ファイバに超音波を結合するその他の関係する従来技術は、圧電材料の薄板上に正確に配置するトランスデューサを含む。該トランスデューサは、板材の束の表面又は内側を伝搬する超音波音響表面波を発生する。しかし、これらの装置は、画像ではなくドップラー信号を発生するという点で制限されており、それらの探索範囲は、カテーテルの通路の丁度前の領域だけに限られている。また、圧電性のチップは、1 mmより小さい、より重要なことには0.5 mmより小さい輪郭直径を持つ装置内で用いられるには十分小さいわけではない。

40

【 0 0 0 9 】

市販の圧電性のセラミックおよびPVDF製のIVUS装置の殆どにおいて、1つの重要な問題は、約1 mmより小さい直径を持つ超音波画像化カテーテルを構成する難しさであり、信号対雑音比は、前記装置が容易に用いられるように十分に高くなる。そのような装置もまた、従来の構成部品を用いて製造することは機械的見地から難しい。

【 0 0 1 0 】

50

従って、約1 mmより小さい、より好ましくは0.5 mmより小さい直径を持ち、上述のような従来のIVUS装置により高い信号対雑音比を持つ血管内超音波画像化装置を持つことは有用であろう。また、1 mmより小さい装置輪郭を要求するような非血管に対応する画像化装置を持つことも有用であろう。

【0011】

【発明の開示】

本願発明は、光学音響手法を用いた血管又は非血管画像化のためのガイドワイヤ式の画像化装置であり、1 mmより小さい、最も好ましくは0.5 mmより小さい輪郭直径を持つ装置である。本願発明の画像化装置は、少なくとも1つ以上のブラック・グレーティングと、圧電性の、又は圧電性セラミックを被覆された単一モードの光ファイバを有し、該装置は全方向(360°)画像化を達成することができる。本願発明における画像化ガイドワイヤは、血管に導入するためのガイドワイヤとして機能することができ、またバルーン膨張(balloon inflation)およびステント展開時にリアルタイムな画像化を可能にする。従って、カテーテルを基にした画像化システムを用いた場合には得られない臨床的情報を提供する。本願発明装置は、蛍光透視時間を含む全体の処理時間を短縮することを可能にし、また、患者と操作者が放射線に晒されることも少なくするであろう。

【0012】

従って、本願発明の1つの態様は、1 mmより小さい、最も好ましくは0.5 mmより小さい輪郭を持つ血管又は非血管画像化用の光学音響装置を備える。

【0013】

本願発明の別の態様では、カテーテル挿入前の血管導入手順の間と処置の間中とにおけるリアルタイム画像を生成するガイドワイヤ式の画像化装置を備える。

【0014】

本願発明の更なる態様では、全方向360度の画像化の能力を有する装置を備える。

【0015】

本願発明の更に別の態様では、従来の血管内画像化装置より改善された信号対雑音比を持つ血管内画像化技法を備える。

【0016】

【好ましい実施の形態の詳細な説明】

本願発明装置は、例えば単独の光ファイバを用いるが、少なくとも部分的に二酸化ケイ素からなるグラスファイバに限定されるものではない。一般的な光ファイバの基本的な構造は、図2に図解されるように層状のガラス製のシリンドラから成る。コア1と呼ばれるシリンドラが中央にあり、それを囲むクラッディング2と呼ばれる、できる限り多層加工されたガラス製のシリンドラ状殻がある。このシリンドラは、或る種、通常合成樹脂(アクリレートの如き)の保護被覆3により囲まれている。環境からの保護のためと被覆単独の強さより機械的に強化するため、ファイバは、通例ケーブルの中に組み込まれる。代表的なケーブルは、鋼鉄やケブラー製の糸のような強化部材5内にファイバを入れるようなポリエチレン製のシース4を持つ。

【0017】

光ファイバは、その屈折率と寸法に基づいて大雑把に分類することができる。

【0018】

図2は圧電被覆により覆われた光ファイバを示し、交流電圧発電機6が何れか一方の被覆面に定められた電極32に取り付けられている。発電機6は、電極32に電気的な衝撃送り、その衝撃がジャケット31内に機械的な振動を引き起こす。

【0019】

最近、ファイバ・ブラック・グレーティング(FBG)センサが遠距離通信等のその広範囲の応用可能性のために非常に注目を集めている。FBGは、光ファイバ構造の一体部分を形成し、製造時あるいは製造後の記入済み内部コアであることができる。

【0020】

図3に示されるように、広帯域光レーザ7により照らされるとき、均一ピッチのFBG素子8

10

20

30

40

50

は、 n はファイバコアの指數であり τ はグレーティング周期を表す、 $\tau = 2n$ により与えられるプラッグ波長 λ に関して集まつた狭帯域要素を反射する。調整可能なレーザ7と該ファイバ上の異なる場所に位置する異なるグレーティング周期（各周期は約0.5 μ）を用いて、各グレーティング位置を個別に計測することが可能である。

【0021】

（実施例1）

本願発明の1つの実施例が図4に示されている。この実施例は、プラッグ・グレーティング8を伴う單一モードの光ファイバと、圧電性の又は圧電性セラミックのジャケット31とを有する。該被覆は、いかなる圧電性の又は圧電性セラミックの材料でもよく、1つの好ましい材料はポールドPVDFである。その他の被覆材料も、適當な柔軟性と圧電性とを持つ限り本願発明に使えると思われる。 10

【0022】

図4に示されるような本願発明における装置の1つの好ましい実施例において、発電機6が超音波衝撃10をプラッグ・グレーティング8と、装置が位置するところの外部媒質、例えば血液13との両方へ発信する。一次衝撃と反射衝撃11とは、プラッグ・グレーティング8により受信され、光検出器やオシロスコープのような従来の手法を用いて電子機器9に記録される。記録信号から、従来技法で相応する画像が生成される。ゆえに本願発明は、全方向ソナー（パルス受信機）を各画像化位置で用いる。もし機械的な変形が光ファイバ内で現れた場合、それは反射光の変調を引き起こし電子機器9により記録される。 20

【0023】

本願発明に基づいて構成された様々な装置において、被覆の厚さと光ファイバの直径は大きく変えることができ、唯一の要件は装置全体が1 mmより小さい、最も好ましくは300 μより小さいであることであり、該装置より発生する信号が画像を生成するのに適していることである。 20

【0024】

本願発明の超音波送信装置は、好ましくは1 mmより小さい、最も好ましくは300 μより小さい総輪郭直径を持つ圧電能動（ポールド）PVDF被覆により覆われた單一ファイバを有する。また本願発明の原理に従い、装置を約200 μ又はそれより小さい輪郭で製作することもできることが予期されている。その他の周波数送信機を伴う装置もまた、応用が常識でわかるように本願発明の原理に従い構成することができる。本願発明装置は、送信機の任意の所望の周波数を有する。 30

【0025】

（実施例2）

減衰珪素製のファイバを用いて信号の周波数帯域を拡張することも可能である。本願発明の好ましい実施例のこの態様においては、周波数帯域の拡張は、時間内の信号の短縮を引き起こし、受信信号の解像度を改善する。例えば、本願発明装置において減衰ファイバを用い、実験条件により別の結果となることもあるが、約110の信号の周波数帯域の全幅を達成した。もし減衰ファイバが用いるなら40 MHzより小さいを送信する送信機を用いることができる。 40

【0026】

（実施例3）

図5に示す如く、本願発明に係る画像化装置のいま1つの他の好ましい実施例は、異なる周期を有し、各周期は約0.5 μである複数のプラッグ・グレーティング81を備える。多 プラッグ・グレーティングを用いることによって、分配された1セットのソナーが得られる。前述した如く調整可能なレーザ71を利用することによって、全方向アレイに亘るスキヤンを得る。光学波長の数百倍であるプラッグ・グレーティングの長さ L_B は、光学ビームの相当の部分を反射するのに十分である。前記超音波衝撃141は、アパー チヤ A_x と等しい周期 A_i を有する前記プラッグ・グレーティング81によってのみ受容される。 50

【0027】

（実施例4）

図6に示す如き本願発明装置の更に別の好ましい実施例においては、複数のプラッグ・グレーティングに代えて、前記装置は、可変周期を有する単一の可変グレーティングを伴っている。可変レーザが波長 λ_1 に調整される場合、前記受容要素は前記プラッグ・グレーティングである。前記レーザ波長がその他の波長 $\lambda_2 \sim \lambda_6$ に調整される場合、前記ファイバの軸に沿った前記プラッグ・グレーティングの対応する位置付けもまた調整される。

【0028】

40 MHzの周波数のトランスマッタと、アーチャ $A_x=151 \sim 200 \mu$ とを有する装置にあっては、本願発明により得られるレセプションは、満足のいく画像化を提供することが判った。

【0029】

(実施例5)

10

図7に示す如き本願発明装置の更に別の好ましい実施例においては、強化部材は付加的に加えることが可能である。この強化部材は、非常に薄く、そして、この強化部材を有していても本願発明装置は、直径が1 mmよりも小さくなることが予想される。

【0030】

本願発明の全方向スキャン能力を維持するために、前記光ファイバは、複数の矩形アーチャ15を備える強化部材51内に配される。これらのアーチャ15は、軸 $x=A_x$ に沿った長さ寸法151と、周方向長さ

【0031】

【数1】

20

$$152 = A_{\varphi\phi} 152$$

【0032】

とを有する。好ましい実施例において、前記アーチャは、矩形であるが、その他の形状を用いることも可能である。前記アーチャ15は、前記装置の画像化部分に亘って分配され得、図9に示す如く、例えば螺旋状の形態に分配され得る。

【0033】

(実施例6)

30

図8に示す如く、実施例6は、本願発明装置のカーテル形態であって、前記軸および前記周面の両方に沿った超音波走査を実現する。これは、複数のプラッグ・グレーティング8を有する単一モードの光ファイバ2からなる。該光ファイバには、ジャケット3と、強化部材51とが設けられ、アーチャ15の群を有している。前記強化部材は、金属の如く、任意の硬く、柔軟で、耐久性のある生物学的適合性材料から製作され得る。アーチャは、強化部材の表面上に均一に配され、両方が長さおよび角度に沿っている。この装置の外径は、1 mmよりも小さく、最も好ましくは0.5 mmよりも小さい。本装置は、最も好ましい40 μ よりも小さい外径を更に有する可能性があると予想される。前記アーチャは、従来の光化学技術を用いて製造され得る。

【0034】

図8に示す如く、前記装置は、

40

【0035】

【数2】

$$A_x = A_{\varphi\phi} = 200 \mu, L_s = 1000 \mu$$

【0036】

のアーチャのアレイを有するように示してある。発電機6からPVDFジャケット3の電極へ電気的衝撃を与えることによって、全てのアーチャに対して同時に音響的な衝撃を発生する。超音波衝撃は、前記光ファイバの表面に対して直交する方向に延び、非均一媒質(組織)から反射されて戻ってくる。前記レーザ71を回転することによって、受けた超音波

50

信号の走査を実現することが可能である。電子機器9は、結果としての画像を受け、処理し、そして、表示する。走査の走査周期 L_s は長手方向に0.5~1.0 mm、前記ファイバの周りの方向数は5~10と推測できる。

【0037】

(実施例7)

本願発明の設計では、1つよりも多くの光ファイバを備えることも可能である。前記強化部材内に複数のファイバがある場合には、前記周期を低減し、前記走査の方向数を増大することが可能である。

【0038】

(実施例8)

図9は、強化部材52の変化態様を示し、螺旋状の強化部材を備えている。この部材の使用は、円滑な走査を実現し、アパーチャを有する強化部材よりも製造が容易であると思われる。

【0039】

(実施例9)

図10に示す如く、本願発明装置の別の態様は、前記ファイバに沿った周期 L を有する可変直径のクラッディングであって、好ましくは、珪素製である。この態様は、ビーズ21の使用によって実現され、音響波に対する増大した感度に起因する。最大効率は、前記周期 L_c が次の共振長さの1つと等しい場合に実現される：水 L_{c1} 、

【0040】

【数3】

$$\text{Å} (1500/40 \cdot 10^6) = 37.5/10^6 \text{m} \text{ (40MHz用)}$$

【0041】

、における音響波長と略等しい；又は珪素ファイバ L_{c2} における見かけ上のラム波長に等しい。

【0042】

この実施例において、前記プラッグ・グレーティングは、光波と相互に作用し合い、前記ビーズによって形成された音響グレーティングと相互に作用し合う。

【0043】

(実施例10)

図10に示す如く、感度 f における随意的な増大は、充填剤16が前記ビーズの間の間隙を充填するのに用いられる場合に、前記装置によって随意的に受けられ得る。この充填剤は、固体ポリマー、ゲル、液体、又はその他の適宜の材料の如き、比較的小さい音響インピーダンスを有する材料から製作される。感度の更に付加的な増大の目的としては、間隙を充填する充填剤は、水（血液）中での音速よりも低い音速 c_f である、つまり、 $c_f < 1500 \text{ m/sec}$ の材料から選択される。このような材料の一例は、音速 $c_f \sim 1000 \text{ m/sec}$ を有するシリコンゴムである。前記音速差の結果として、エネルギー収束が達成される。従って、前記充填剤は、信号収集レンズとして作用する。

【0044】

(実施例11)

本願発明装置の更に別の態様は、図11に示す如く、螺旋状のジャケット22を備えている。

【0045】

(実施例12)

別の実施例（図12に示す）は、前記ジャケットに付加的なリブ23を備えている。リブを有する装置の一例において、40 MHzの共振を達成すべく、珪素製のリブは、高さ $H_r = 10 \text{ ミクロン}$ および厚さ $T_r = 4.5 \text{ ミクロン}$ の概略寸法を有するべきである。リブ23の振動は、前記ファイバ軸での付加的な変形を促し、従って、感度の増大に起因する。従来から知られて

10

20

30

40

50

いるマイクロマシン技術によってリブを製作することが可能である。

【0046】

リブの実施例の変形において、前記リブは、変化する厚さを有することが可能であって、これは、音響的減衰、従って、帯域幅および解像度の増大に導くと考えられる。リブ23のそれぞれが異なる高さH_rおよび幅T_rを有する場合、これらは、異なる周波数で共振する。

【0047】

(実施例13)

感度における更に付加的な増大の目的にあっては、前記強化部材のアパー チャは、速度c_L >1500 m/sec、図13に示す如く、収束レンズを形成する外面曲率を有する材料で充填され得る。

10

【0048】

しかして、前記好みの実施例の上述した説明から理解されるように本願発明の目的は達成される。本実施例の態様は、本願発明の目的から逸脱しない限り当業者にとっては明白である。上述した説明および添付の図面に含まれた全ての内容は、本願発明を具現化するためのものであって、本願発明の目的を限定するものではない。

【図面の簡単な説明】

【図1】 従来の光ファイバの模式図である。

【図2】 PVDFで被覆された光ファイバの模式図である。

【図3】 ファイバ・プラッグ・グレーティング式のセンサの模式図である。

【図4】 PVDFおよびFBG式の本願発明の超音波パルス受信機の模式図である。

20

【図5】 PVDFおよびFBG式の複数のプラッグ・グレーティングを有する超音波パルス受信機の模式図である。

【図6】 PVDFおよびFBG式の複数の可変プラッグ・グレーティングを有する超音波パルス受信機の模式図である。

【図7】 強化部材を備えた本願発明の光ファイバの模式図である。

【図8】 本願発明の超音波画像化カテーテルの模式図である。

【図9】 螺旋状の強化部材を備えた本願発明のカテーテルの模式図である。

【図10】 ビーズ形にクラッディングされたファイバの模式図である。

【図11】 ビーズ・クラッディングと螺旋状の強化部材とを備えた本願発明のファイバの模式図である。

30

【図12】 ビーズ・クラッディングとリブとを備えた本願発明装置の模式図である。

【図13】 レンズ・アパー チャを付した本願発明のカテーテルの模式図である。

【符号の説明】

1.....コア

2.....クラッディング

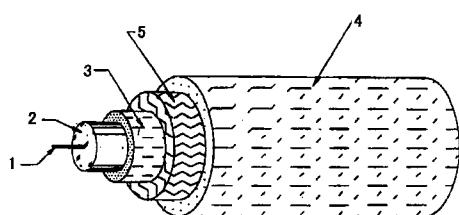
13.....血液

31.....圧電性又は非圧電性のジャケット

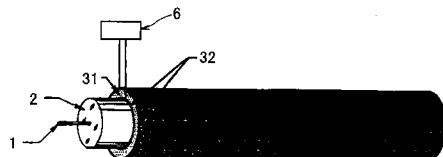
32.....電極

8, 81, 82.....プラッグ・グレーティング

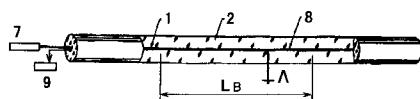
【図1】



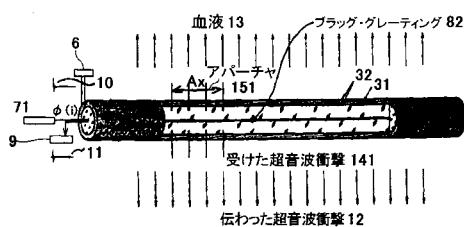
【図2】



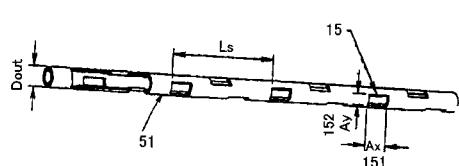
【図3】



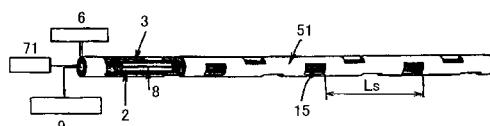
【図6】



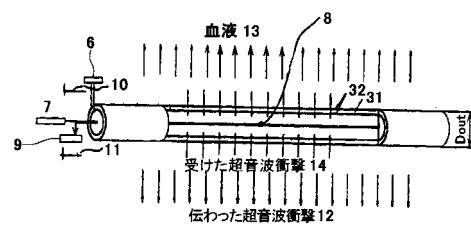
【図7】



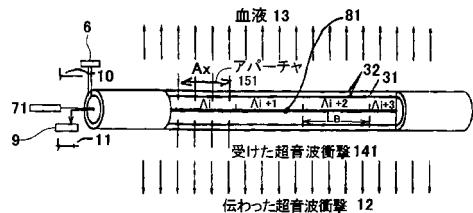
【図8】



【図4】



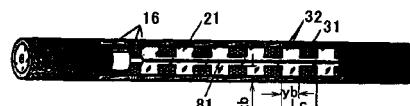
【図5】



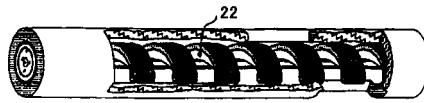
【図9】



【図10】



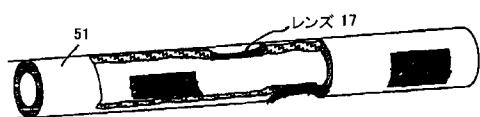
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(74)代理人 100110951

弁理士 西谷 俊男

(74)代理人 100114834

弁理士 幅 慶司

(72)発明者 ヴァルディ, ギル エム.

アメリカ合衆国 6 3 0 1 7 ミズーリ チェスター・フィールド クロス トレイルズ ドライブ
1 4 0 2 4

(72)発明者 スピヴァク, ヴィクター

イスラエル キリアト ビアリーケ 2 7 2 3 4 エフラー二 2 2 / 3

審査官 川上 則明

(56)参考文献 特開平05-015536 (JP, A)

米国特許第05383467 (US, A)

特開平05-220152 (JP, A)

特表平10-505920 (JP, A)

特開平11-194280 (JP, A)

特表平11-514432 (JP, A)

特表平10-510364 (JP, A)

特表平10-507036 (JP, A)

特開平09-187513 (JP, A)

Takahashi N.、外2名, Underwater Acoustic Sensor with Fiber Bragg Grating, Optical Review, 日本, The Optical Society of Japan, 1998年 1月 6日, vol.4, no.6, p.691-694

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

JSTPlus(JDreamII)

JMEDPlus(JDreamII)