

(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2008-545500

(P2008-545500A)

(43) 公表日 平成20年12月18日(2008.12.18)

(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	2 F 0 3 0
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 2 0	2 G 0 5 9
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 0 9	4 C 0 6 1
G O 1 S 17/58 (2006.01)	G O 1 S 17/58	4 C 1 6 7
G O 1 P 3/36 (2006.01)	G O 1 P 3/36 E	5 J 0 8 4
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求		(全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2008-515343 (P2008-515343)
 (86) (22) 出願日 平成18年6月1日(2006.6.1)
 (85) 翻訳文提出日 平成19年11月27日(2007.11.27)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2006/051759
 (87) 国際公開番号 W02006/131859
 (87) 国際公開日 平成18年12月14日(2006.12.14)
 (31) 優先権主張番号 05104936.9
 (32) 優先日 平成17年6月7日(2005.6.7)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

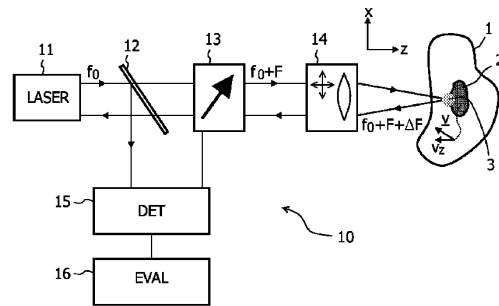
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100114753
 弁理士 宮崎 昭彦
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザ光学フィードバック断層撮影センサ及び方法

(57) 【要約】

本発明は、センサ10に対する対象物の速度 v_z の決定のための評価器16を有する修正されたレーザ光学フィードバック断層撮影センサ10に関する。レーザ11により放出される光の1次光学周波数 f_0 は、周波数シフト13における第1の周波数シフト F によりシフトされ、調査領域3に焦点合わせされる。その領域における移動対象物2は、調査領域3から送り返されレーザ11に再挿入される光における追加的なドップラ周波数シフト F を生み出す。結果として生じるレーザ11での強度振動は、検出器15により検出される。その強度振動は、再挿入される光のシフトされた周波数に非常に依存する。最終的に、検出器15に結合される評価器16が、観測された振動からドップラ周波数シフト F を決定し、それから対象物2の移動速度 v_z を決定する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

1 次光学周波数で放射ビームを放出するレーザ源と、
1 次周波数シフト分、前記放射ビームの前記 1 次光学周波数をシフトする周波数シフトと、

調査されることになる媒体の調査領域を前記シフトされた周波数の放射線で照射し、前記調査領域から送り返される光を前記レーザ源に再挿入する光学機器と、

前記再挿入された光によりレーザ発光にもたらされる散乱を検出する検出器と、

前記検出された散乱と前記第 1 の周波数シフトとに基づき前記調査領域における移動対象物の相対速度を推定するよう構成され、前記検出器に結合される評価器とを有する、レーザ光学フィードバック断層撮影センサ。

10

【請求項 2】

前記評価器が、前記調査領域から送り返される前記光に前記対象物によってもたらされる第 2 の周波数シフトに基づき、前記移動対象物の相対速度を推定するよう構成される、請求項 1 に記載のセンサ。

【請求項 3】

前記周波数シフトが、異なる周波数シフトを選択的に生成するよう構成される、請求項 1 に記載のセンサ。

【請求項 4】

前記光学機器が、前記調査される媒体内の前記調査領域を動かすよう構成される、請求項 1 に記載のセンサ。

20

【請求項 5】

請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の修正されたレーザ光学フィードバック断層撮影センサを具備する、特にカテーテル又は内視鏡である、最小侵襲介入器具。

【請求項 6】

器具に対する対象物の速度を決定する方法において、

レーザを有するレーザ光学フィードバック断層撮影センサ、特に請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載のレーザ光学フィードバック断層撮影センサを備える前記器具を与えるステップと、

第 1 の周波数シフト分、前記レーザの前記 1 次光学周波数からシフトされる放射線で前記対象物を照射するステップと、

30

前記調査領域から送り返される光を前記レーザへ再挿入するステップと、

前記再挿入される光による前記レーザ発光にもたらされる散乱を検出するステップと、

前記検出された散乱と前記第 1 の周波数シフトとに基づき、前記調査領域における前記対象物の相対速度を推定するステップとを有する、方法。

【請求項 7】

前記対象物の相対速度が、前記調査領域から送り返される光に前記対象物によってもたらされる第 2 の周波数シフトに基づき決定される、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

対象物によりもたらされる予想される第 2 の周波数シフトが、前記第 1 の周波数シフトと前記レーザでの対応する緩和周波数との間の周波数ギャップより小さいよう、前記第 1 の周波数シフトが選択される、請求項 7 に記載の方法。

40

【請求項 9】

前記第 1 の周波数シフトが、所定の範囲を通してスキャンされる、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

前記器具が、前記対象物に対してナビゲートされる、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 11】

介入器具からの放射ビームを周囲の媒体に選択的に方向付けるスキャン機構であって、前記器具の光出口に配置されるリモートで移動可能な鏡要素を有する、スキャン機構。

50

【請求項 1 2】

前記鏡要素が、前記入射光の伝搬軸に沿ってシフトされることができ、及び/又は該軸の周りで回転されることができ、及び/又は該軸に垂直な軸の周りで回転されることができ、請求項 1 1 に記載のスキャン機構。

【請求項 1 3】

前記鏡要素が、互いに対して軸方向にシフトされることができ、2つの担体の間に取り付けられる、請求項 1 1 に記載のスキャン機構。

【請求項 1 4】

前記担体が、前記伝搬軸の周りで共通に回転されることができ、請求項 1 3 に記載のスキャン機構。

10

【請求項 1 5】

前記担体が、好ましくは外側チューブに埋め込まれる同心チューブにより構成される、請求項 1 3 に記載のスキャン機構。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、修正されたレーザ光学フィードバック断層撮影センサ、斯かるセンサを具備する介入器具、対象物と器具との間の相対速度を決定するための方法、及び介入器具から周囲の媒体へと放射ビームを選択的に方向付けるスキャン機構に関する。

【背景技術】

20

【0002】

医療診断において、反射超音波におけるドップラーシフト(shift: 偏移)に基づき、血流速度を測定することが知られている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、斯かる測定は、超音波トランスデューサの近くで生じるアーチファクトにより、及び例えば、狭窄処置のため血管系に埋め込まれるステントといった金属要素からの散乱により影響を受ける。超音波測定の精度を改善するために、独国特許出願公開DE 38 39 649 A1号公報は、血流中にガス泡を生成させることを提案する。しかしながら、それは複雑な処理である。

30

【0004】

斯かる状況に鑑み、本発明の目的は、対象物と医療介入における用途に特に適した器具との間の相対速度を高い信頼度で決定する手段を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的は、請求項 1 に記載のセンサ、請求項 5 に記載の介入器具、請求項 6 に記載の方法、及び請求項 1 1 に記載のスキャン機構により実現される。好ましい実施形態は、従属項に開示される。

【0006】

40

第 1 の側面によれば、本発明は、移動対象物の相対速度を決定するセンサに関し、より詳細には、レーザ光学フィードバック断層撮影センサに関する。そのセンサは、以下の要素を有する。

【0007】

1 次光学周波数で放射ビームを放出するレーザ源。

【0008】

1 次周波数シフトF分、上記放射ビームの上記 1 次光学周波数 f_0 をシフトする周波数シフタ。

【0009】

調査されることになる媒体の調査領域を上記シフトされた周波数(f_0+F)の放射線で照射

50

し、上記調査領域から送り返される光を前記レーザ源に再挿入する光学機器。

【0010】

上記再挿入された光によりレーザ発光にもたらされる散乱を検出する検出器。

【0011】

上記検出された散乱と上記第1の周波数シフト F とに基づき上記調査領域における上記移動対象物の相対速度を推定するよう構成され、上記検出器に結合される評価器。

【0012】

レーザ光学フィードバック断層撮影、つまりLOFTの技術は、文献から知られている(米国特許第6 476 916 B1号; E.Lacot、R.Day、F.Stoeckelによる「Laser Optical Feedback Tomography」、Opt.Lett.、24(11)、June 1999、744-746頁; E.Lacot、R.day、F.Stoeckelによる「Coherent Laser Detection By Frequency-Shifted Optical Feedback」、Phys.Rev.A、64、043815参照。これらの文献は参照により本願に含まれる)。LOFTは、周波数変調再挿入モードにおける時間及び空間フィルタとして機能する超短レーザ空洞(1 mmにほぼ等しい)の効果に基づかれる。そのレーザは光源として、ある場合にはコヒーレント検出器として機能する。大きさで6段階(orders)までの信号増幅が報告された。非常に散乱した光子はコヒーレンス基準に合致しないため、それらが防止される。コヒーレンス基準に合致しないからである。レーザ焦点の内部から散乱される光子のみが、モード適合によりレーザに再挿入される。この技術は、非常に散乱した媒体(光散乱媒体)を高い空間分解能でイメージングすることを可能にする。

【0013】

前述のLOFT技術に基づき、本発明は、センサに対する対象物の速度の決定、又は所定の方向での上記速度の少なくとも1成分の決定を可能にする強化されたセンサを提供する。本発明によれば、知られたLOFTセンサは、評価器により拡張される。その評価器は、(i)再挿入される光によりもたらされ、上記検出器により検出されるレーザ発光における散乱、及び(ii)周波数シフトにより元のレーザ光においてもたらされる第1の周波数シフトに基づき、移動対象物の相対速度を推測することができる。

【0014】

本願で説明されるセンサの標準的なLOFT要素に関しては、文献から知られるすべての変更が実現されることもできる。これは、例えば、レーザにより放出される放射線の周波数をスキャンする可能性、検出器における同期検出システムが後段に存在する光検知器を使用する可能性、周波数シフトにおける電気光学効果又は音響光学効果を励起させる可能性、複数のセンサをアレイ状に配置する可能性等を有する。

【0015】

上記センサの上記評価器が、上記調査領域から送り返される上記光において上記対象物によりもたらされる第2の周波数シフトに基づき、上記移動対象物の相対速度を推定するよう好ましくは構成される。その第2の周波数シフトは、通常はドップラ効果によりもたらされる。従って、個別の媒体における光速 c と、光の周波数(f_0+F)と、光の伝搬方向における対象物の速度成分 v_z と、結果として生じるドップラ周波数シフト F との間に、知られた関係が存在する。調査領域から送り返される光におけるドップラ周波数シフト F は、上記光によりレーザにもたらされる散乱から推測されることができ、かつ c 、 f_0 及び F は知られているので、ドップラ関係は、対象物の相対速度 v_z の推定を可能にする。

【0016】

好ましい実施形態によれば、上記周波数シフトが、異なる第1の周波数シフト F を選択的に生成するよう構成される。従って、 F の異なるセットポイントは、予想される対象物の速度の範囲及び/又は方向に基づき確立されることができ。更に、周波数シフトは、異なる第1の周波数シフト F の範囲、従って対象物の相対速度の異なる範囲を(連続的に又は段階的に)スキャンするよう構成されることができ。

【0017】

本発明の別の実施形態によれば、上記センサの光学機器が、上記調査される媒体を通る上記調査領域を動かすよう構成される。その調査領域は、上記センサから上記媒体へ放出

10

20

30

40

50

される光の焦点ボリュームにより決定される。上記調査領域を上記媒体を通して動かすことにより、上記媒体の1次、2次又は3次元サブ領域でさえスキャンすることが可能となる。

【0018】

本発明は更に、最小侵襲介入器具に関し、特にカテーテル又は内視鏡に関する。その器具は、上述した種類の修正されたLOFTセンサを具備する。この器具のセンサは、知られたLOFTセンサの様に使用されることができ、血液又は組織といった光散乱媒体を調査する(look ahead into)ことを可能にする。更に、その器具と、その器具(又はその感応的な先端)を囲む媒体における対象物との間の相対速度を決定するのに、そのセンサは使用されることができ、従って、例えば、その器具を用いて血流速度を測定することが可能であるか、又は身体ボリュームにおける器具のナビゲーションをアシストするため、器官に対する器具の移動速度を決定することが可能である。

10

【0019】

本願は更に、器具に対する対象物の速度を決定する方法に関し、その方法は、以下のステップを有する。

【0020】

レーザを有するLOFTセンサ、特に上述した種類の修正されたLOFTセンサを備える、例えばカテーテル又は内視鏡といった上記器具を与えるステップ。

【0021】

第1の周波数シフトF分上記レーザの上記1次光学周波数からシフトされる放射線を上記対象物を照射するステップ。

20

【0022】

上記調査領域から送り返される光を上記レーザへ再挿入するステップ。

【0023】

上記再挿入される光により上記レーザ発光にもたらされる散乱を検出するステップ。

【0024】

上記検出された散乱と上記第1の周波数シフトFとに基づき、上記調査領域における上記対象物の相対速度を推定するステップ。

【0025】

上記方法は、上述された種類のセンサで実行されることができ、ステップを一般的な形式で有する。従って、その方法の詳細、利点及び改善点に関する詳細な情報は、以前の説明を参照されたい。

30

【0026】

上記方法の好ましい実施形態によれば、上記対象物の相対速度が、上記調査領域から送り返される光に上記対象物によってもたらされる第2の(ドップラ)周波数シフトに基づき決定される。

【0027】

更に、周波数シフトによりもたらされる第1の周波数シフトFは、レーザの緩和周波数 F_{relax} とは、特定の周波数ギャップ分異なる。幅がゼロ(即ち、 $F = F_{relax}$)である周波数ギャップの標準的LOFTの場合が本発明により説明される(comprised)が、上記ギャップは通常、ゼロとは異なる(即ち $F \neq F_{relax}$)。Fについての可能な選択は、本発明の更なる実施形態と合わせて詳細に説明されることになる。前述の方法でのオプションの変形例においては、好ましくは、監視されることになる移動対象物によってもたらされる予想される第2の(ドップラ)周波数シフトが、上記選択された第1の周波数シフトFと上記レーザの緩和周波数 F_{relax} との間の周波数ギャップより小さいよう、上記第1の周波数シフトFが選択される。言い換えると、調査領域から戻ってくる光のドップラシフトされた周波数は常に、調査領域へ送り込まれる光の周波数とレーザに再挿入されるとき最大ゲインを得ることになる共鳴周波数との間にある。そこで再挿入される光によりレーザ発光にもたらされる散乱が、ドップラ周波数シフトに一意に依存することになり、こうして、上述のドップラシフトを一意に決定することが可能になる。

40

50

【 0 0 2 8 】

上記方法のオプションの実施形態において、元のレーザ光にもたらされる上記第1の周波数シフトFが所定の範囲を通るようスキャンされる。これは、測定されるべき対象物の速度をスキャンすることを可能にする。

【 0 0 2 9 】

上記方法の好ましい適用によれば、例えば、対象物と器具との間の相対速度の連続測定(及び積分)により、上記器具が上記対象物に対してナビゲートされる。上記器具は、特にカテーテル又は内視鏡とすることができ、対象物は、患者の血管系又は器官(例えば心臓)とすることができる。ナビゲーションは、対象物の静的又は動的ロードマップにより支援されることができる。この手法の利点は、器具及び対象物の共通の動き(例えば、心拍又は患者の動きによるもの)が自動的に補償される点にある。

10

【 0 0 3 0 】

本発明は更に、介入器具(例えばカテーテル又は内視鏡)からの放射ビームを周囲の媒体(例えば血液又は器官)に選択的に方向付けるスキャン機構に関する。そのスキャン機構は、上述した種類のLOFTセンサの光学機器に特に適用されることができる。上記スキャン機構は、上記器具の光出口に配置されるリモートで移動可能な鏡要素(例えば、単純な平面鏡)を有する。

【 0 0 3 1 】

好ましくは、上記鏡要素が、上記鏡要素に対する入射光の伝搬軸に沿ってシフトされることができるか、及び/又は上述した軸の周りで回転されることができるか、及び/又は上述した入射光の軸に垂直な軸の周りで回転されることができる。これらの移動のすべての可能性が実現されると、放射ビームは、光出口の先の特定の領域における任意のポイントに向けられるか、又はそのポイントに焦点が合わされることができる。

20

【 0 0 3 2 】

上記スキャン機構は、様々な態様で構築されることができる。好ましくは、上記鏡要素が、互いに対して軸方向にシフトされることができる2つの担体の間に取り付けられる。すると、両方の担体に対する接触が原因で、鏡要素は、斯かる相対軸方向シフト移動の間傾けられることになる。

【 0 0 3 3 】

上述の実施形態の追加的な発展によれば、上記担体が、上記体軸の周りで共通に(同時に)回転されることができ、こうして、鏡要素が担体と共に回転することを強制する。

30

【 0 0 3 4 】

上記担体はオプションで、第3の外側チューブに埋め込まれる2つの同心チューブにより構成されることができる。斯かるデザインは、カテーテル用途に特に適している。最内側チューブ(第1の担体)は好ましくは窓を持ち、その窓を介して、鏡要素はその装置における放射状の次のチューブ(即ち第2の担体)と接触することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 3 5 】

本発明のこれら及び他の側面が、以下の実施形態を参照して、明らかとなり、及び説明されることになる。

40

【 0 0 3 6 】

以下、本発明は、例示を介して、それに対応する図面を用いて説明される。

【 0 0 3 7 】

図1において、本書では修正されたLOFTセンサ10と表記されるLOFTセンサ10の主要構成と、そのセンサを媒体1(例えば血液)における対象物2(例えば血球)の移動速度

V

の測定に適用する様子とが示される。LOFTセンサ10の多くの要素は、通常のLOFTセンサの要素に対応する。これらの要素の詳細な説明のため、個別の文献(例えば、米国特許第6476 916 B1号)が参照される。

50

【0038】

LOFTセンサ10は、1次周波数 f_0 でレーザビームを放出する、例えばクラスBレーザであるレーザ11を有する。上記レーザビームは一部が半反射鏡12を通過し、周波数シフタ13に入る。周波数シフタ13においては、放射ビームの周波数 f_0 が、値 (f_0+F) へと第1の周波数シフト F 分変更される。周波数シフタ13は例えば、電気光学効果を用いることができる。好ましくは、第1の周波数シフト F は、所定の周波数ギャップ分、レーザ11の緩和周波数 F_{relax} とは異なる。

【0039】

周波数 (f_0+F) にシフトされた放射ビームは次に、調査される媒体1の内部の調査領域3に放射線の焦点を合わせるレンズ等を有する光学機器14に入る。図に示されるように、その調査領域3は特に、媒体内部で、速度

10

v

で動く対象物2の表面を含むことができる。

【0040】

入射光の少なくとも一部が対象物2により光学機器14の方へ反射される。入射/反射光の方向に速度成分 v_z で動く対象物2により、後方散乱光又は反射光の周波数はドップラ効果により変化する。ドップラ周波数シフト F は、移動する対象物の速度成分 v_z の量及び符号に特に依存する。通常の状態において、 F は約10kHz(v_z がcm/sのオーダーで光の波長が800 nmの場合)から約1000kHz(v_z がm/sのオーダーで光の波長が800 nmの場合)の範囲

20

【0041】

調査領域3から生じる、周波数 $(f_0+F+ F)$ のドップラシフトされた放射線が、光学機器14により集められ、周波数シフタ13と半反射鏡12とを通過した後、レーザ11に再挿入される(上記説明は幾分簡略化されていることに留意されたい。放射線の所望の自動自己整列と検出とを保つためには、光は、各通過の間 $F/2$ 分シフトされて、周波数シフタ13を2回通過しなければならないことになる)。LOFTから知られているように、再挿入された光は、レーザ11の内部のレーザ強度の振動をもたらす。これらの振動の振幅は、再挿入される光の周波数に非常に依存する。

【0042】

図2は、再挿入される光の周波数と1次光学周波数 f_0 との間の差 $(f-f_0)$ に基づく、振動における対応するゲイン g のグラフ(course) G を概略的に示す(正確なゲイン関数は、Opt.Lett. 1999、744~746頁の式(5)から得られることができる)。再挿入された光が共振周波数 (f_0+F_{relax}) を持つ場合、ゲイン g は最大値 g_{max} に達する。ここで、 F_{relax} は、レーザ11の緩和関数である。標準的なLOFTセンサにおいて、レーザの1次光学周波数が上述の共振周波数にシフトされるよう、即ち $F = F_{relax}$ となるよう、周波数シフタ13はデザインされる。

30

【0043】

図1に戻り、レーザ11により放出される光の一部は、鏡12により検出器15に向かって反射される。検出器15も、周波数シフタ13に(電気的に)結合される。引用文献において更に詳細に述べられるように、検出器15は、レーザ11に再挿入される光によりもたらされる散乱を決定するか、より詳細に言い換えると、強度振動に対応する図2のゲイン g を決定する。

40

【0044】

評価器16(例えば適切なソフトウェアを備えるマイクロプロセッサ又はコンピュータワークステーション)が、検出器15に結合され、レーザ光において観察される散乱から移動する対象物2の速度成分 v_z を決定するよう構成される。図2からわかるように、周波数 $(f_0+F+ F)$ のドップラシフトされた再挿入放射線が、強度振動の特定のゲイン $g(F, F)$ に対応する。図2におけるゲイン関数 G の知られたグラフ、並びに1次周波数 f_0 の知られた値及び周波数シフタ13によりもたらされる第1の周波数シフト F の知られた値によ

50

り、ドップラーシフト F は評価器 16 により測定された値 $g(F, F)$ から計算されることが
 ができる。すると、ドップラーシフト F とドップラ効果の知られた関係とに基づき、移
 動する対象物 2 の速度成分 v_z も評価器 16 により決定されることが
 できる。

【0045】

図 2 からわかるように、好ましくは、 F と緩和周波数 F_{relax} との間のギャップが、移動
 対象物によりもたらされることが期待される又は予想されるドップラ周波数シフト F を
 すべて含むほど十分大きいような態様で、周波数シフタ 13 によりもたらされる第 1 の周
 波数シフト F がセットされる。言い換えると、最大発生ドップラ周波数シフト F_{max} が差
 ($F_{relax} - F$) より小さい。こうして、測定されたゲイン $g(F, F)$ のすべては、ゲイン関数 G の
 同じ(単調な)ブランチ(branch)上にある。ゲイン関数 G の同じブランチ上に留まることは
 、ゲイン g とドップラ周波数 F との間の一様で可逆的な関係を確実にし、従って、測定さ
 れたゲイン $g(F, F)$ から必要な速度成分 v_z を決定することを可能にする。

10

【0046】

図 1 における周波数シフタ 13 のボックスを通る矢印により示されるように、第 1 の周
 波数シフト F は好ましくは調整可能である。こうして、周波数範囲は、第 1 の周波数シフ
 ト F を変化させることによりスキャンされることが
 できる。すると、現在セットされている周波数シフト F と移動する対象物 2 によりもたらされるドップラーシフト F との和が緩和周波数に対応する場合、即ち、 $(F + F) = F_{relax}$ が成立する場合、最大ゲイン g_{max} が観測されることになる。この周波数スキャンアプローチの利点は、図 2 のゲイン曲線 G が量的に知られていなくてもよいことにある。代わりに、最大ゲイン g_{max} の発生を検出し、式

$$F = F_{relax} - F$$
 を用いて、現在セットされている第 1 の周波数シフト F からドップラーシフト F を推測すれば十分である。

20

【0047】

図 1 に示されるセンサ 10 の周波数シフタ 13 と光学機器 14 との間の光学経路は、例
 えば、ファイバオプティクスにより実現されることが
 できる。従って、光散乱媒体(血液又は組織等)に対して近距離光学ルックアヘッド(look ahead)(SROLA)デバイスを構築することが可能である。それは、カテーテル、内視鏡又は他の介入デバイスに一体化されることが
 できる。この SROLA デバイスは、光散乱媒体内部を数ミリメートルまでの距離で高分解能で撮像する能力もある。従って、デバイスの現在の位置の前方に位置する平面が撮像されることができ、そのことは高リスクな血管構造(例えば心臓、脳)におけるナビゲーションに特に有益である。そのデバイスは、例えば、光ファイバ共焦点顕微鏡、OCT(光学コヒーレンス断層撮影)カテーテル又は他のガイダンス用器具といったものと組み合わせて使用されることが
 できる。

30

【0048】

通常 SROLA デバイスは、血管介入のために使用されることが
 できる。SROLA デバイスは、複雑な血管領域(分岐、病巣、慢性の完全閉塞)におけるナビゲーションを支援することになる。介入での致命的部分はリアルタイムに監視されることが
 できる(例えば、動脈瘤の栓塞、又は冠状動脈介入におけるステント位置/展開)。

【0049】

本発明の別の重要な用途は、強化外科内視鏡(ESE)である。それは、修正された LOFT 検出器ユニットを具備する外科的な内視鏡である。この検出器ユニットは好ましくは、内視鏡の出力に追加される、修正された LOFT 検出器 / エミッタ要素のアレイを有することになる。斯かる ESE は強烈な出血が起こり、従来の内視鏡ではうまくいかないような場合(例えば、神経外科)でも、視覚的な情報を提供することができる。

40

【0050】

提案されるカテーテルの設定は、(OCT におけるような)断面スキャンを可能にする。従って、提案される方法は、例えば、生理食塩水洗浄なしに、光学的断面スキャンを行う手段を提供する。コヒーレント信号光子の強力な振幅のおかげで、数ミリメートルの生体組織へのかなりの貫通深度が起こり得る。その技術は他の組織表面層にも適用可脳である(例えば、光線力学療法(PDT)、大腸、皮膚と組み合わせて)。最後に、カテーテルのその修正

50

されたLOFT検出器は、局所フロー測定ツールとしても機能することができる。PTCA(経皮的冠動脈形成術)又は弁修復術の前後で得られるデータは、例えば、互いに比較されることができ、これは、造影剤やX線を必要とすることなしに処置後直ちにその手順が成功したかを確認する手段を提供する。更に、そのセンサは、血管系又は他の臓器に対するカテーテルの速度を連続的に監視するのに使用されることができる。こうして、そのセンサは、(例えば静的な)ロードマップにおけるナビゲーションを可能にする。

【0051】

上述されたデバイスの空間分解能は、小さなスケールを示す構造体の検出を可能にする。そのことは、例えば、プラーク(plaque)評価にとって有益である。さらに、SROLAデバイスは、(IVUSと比べると)アーチファクト(つまり、トランスデューサ近くでのリングダウン(ringdown)アーチファクト、ステントのような金属要素からの散乱)による影響をほとんど受けないことになり、結果として、例えばステントイメージング(PTCA出力制御)におけるより好適な性能をもたらすことになる。さらに、光学デバイスは非常にコンパクトかつ低コストで構築されることができる。これは、使い捨てデバイスの分野においてこの技術を非常に興味深いものとしている。

10

【0052】

LOFT技術の取得率に関して、 $1\ \mu\text{m}$ の波長で有効反射率が 2×10^{-13} に過ぎない1 mWのレーザーを用いると1kHzが限界であることが示された。その取得率は、有効反射率を上げるかレーザー出力を高めることで増加されることができる。

20

【0053】

図3及び図4は、図1における光学機器14の一部を構成することができ、かつ通常のカテーテル100(又はカテーテル状デバイス)に一体化されることができるスキャン機構の例示的な実施形態を示す。その機構は、2つのディスク要素106に付けられる平面の両面鏡107形式の鏡要素を有する。カテーテル100に沿った光ファイバ(図示省略)において移動する放射ビームSが、上記軸の方向から鏡107に衝突することになるよう、鏡107の中央は常に、カテーテル100の光学軸z(又は体軸)上に配置される。すると、ビームSは鏡の現在の方向に基づき新たな方向に鏡107により反射されることになる。

30

【0054】

カテーテル100は、軸方向zに沿って互いに対してシフトされることができる3つの同心円チューブ101、102、103から構成される。更に、2つの内部チューブ102及び103は、外側チューブ101に対して上記軸zの周りで回転されることができる。鏡107及び付随するディスク要素106は、最内側チューブ103の内側に配置される。ディスク要素106と最内側チューブ103との間の接触ゾーンは、内部カテーテル壁上の歯型104を備える歯係合(tooth engagement)機構として構築されることができる。ディスク要素106と最内側チューブ103との間の接触ゾーンの反対側には、上記チューブ103が、窓を有し、その窓を介して中央のチューブ102がディスク要素106に接触する。ここでも、接触ゾーンは、歯型105を備える歯係合機構として構築される。

40

【0055】

最内側チューブ103が中央チューブ102に対して方向zに軸方向にシフトされると、鏡107は、体軸zに垂直な軸x(図4)に関して傾けられる。更に、2つの内側チューブ102及び103がその軸zに関して共通に回転される場合、放射ビームSもそれに従って軸zの周りを回転する。チューブ102及び103での共通の回転及び相対シフトの組み合わせ(superposition)により、光ビームSは例えば、図3に示されるような螺旋経路に沿ってスキャンされることができる。

【0056】

更に、2つの内側チューブ102及び103は、外側チューブ101に対して軸方向にシフトされることができ、従って、放射ビームSの焦点がz方向に移動される。従って、スキャン機構は、カテーテル先端の先の領域の高速な2次元又は3次元スキャンを可能にす

50

る。

【0057】

最後に、本願において、単語「comprising(有する)」は、他の要素又はステップを排除するものではないこと、単語「a」又は「an」は複数性を排除するものではないこと、及び単一のプロセッサ又は他のユニットが、複数の手段の機能を果たすことができることに留意されたい。本発明は、それぞれ及びすべての新規な特有な特徴、並びにそれぞれ及びすべての特有な特徴の組み合わせに存在する。更に、請求項における参照符号は本願発明の範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0058】

【図1】本発明による修正されたLOFTセンサの主要なスケッチを示す図である。

【図2】LOFTセンサのゲインと再挿入された光の周波数との関係を示す図である。

【図3】本発明によるスキャン機構を通る断面を示す図である。

【図4】図3の機構へのz方向での表示を示す図である。

【図2】

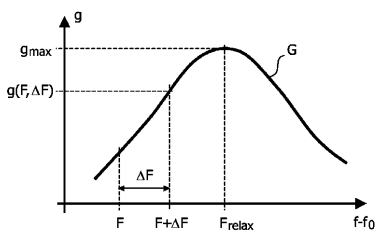


FIG. 2

【図4】

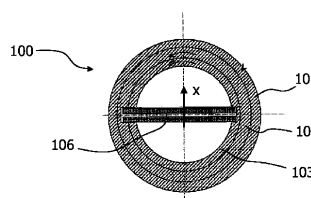


FIG. 4

【図3】

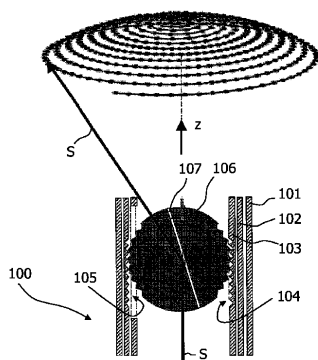
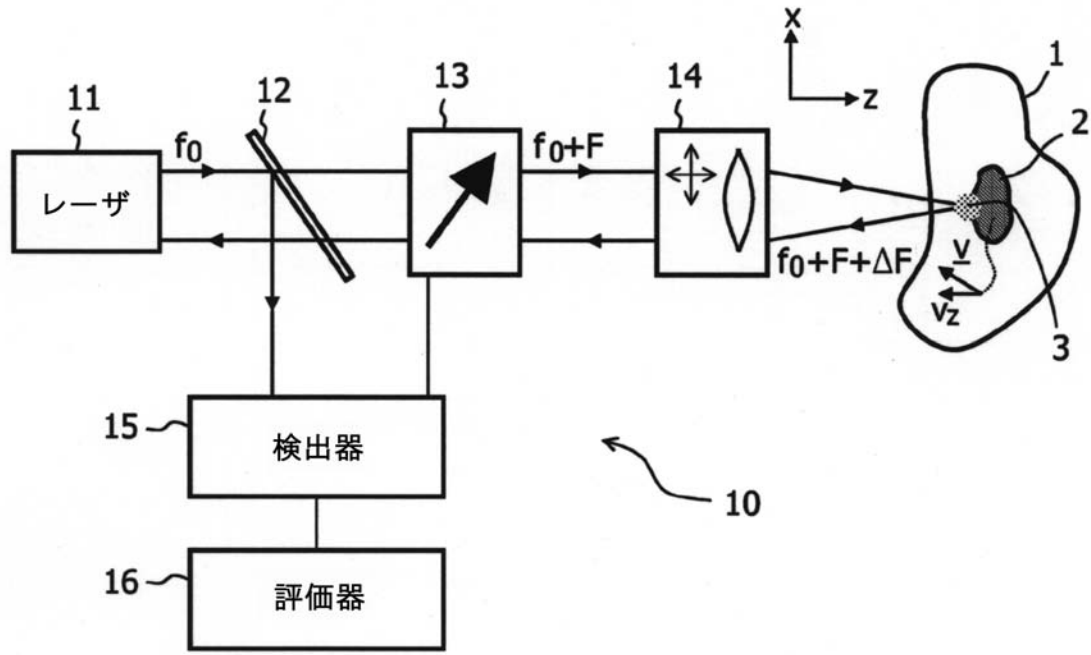


FIG. 3

【図 1】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International application No PCT/IB2006/051759
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/026		
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, INSPEC		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	LACÔT E. ET AL: "LASER OPTICAL FEEDBACK TOMOGRAPHY" OPTICS LETTERS; OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, vol. 24, no. 11, 1 June 1999 (1999-06-01), pages 744-746, XP000846943 ISSN: 0146-9592 cited in the application the whole document ----- -/--	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 26 September 2006		Date of mailing of the international search report 16.02.2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5318 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lohmann, Stefan

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International application No
 PCT/IB2006/051759

O(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	MUL F F M DE ET AL: "SELF-MIXING LASER-DOPPLER VELOCIMETRY OF LIQUID FLOW AND OF BLOOD PERFUSION IN TISSUE" APPLIED OPTICS, OSA, OPTICAL SOCIETY OF AMERICA, WASHINGTON, DC, US, vol. 31, no. 27, 20 September 1992 (1992-09-20), pages 5844-5851, XP000291288 ISSN: 0003-6935 page 5844 - page 5845 -----	1-10
A	WO 2005/009233 A (PHILIPS INTELLECTUAL PROPERTY & STANDARDS GMBH; KONINKLIJKE PHILIPS EL) 3 February 2005 (2005-02-03) page 5, line 8 - page 8, line 8 -----	1-10
A	MEIGAS K ET AL: "Self-mixing in a diode laser as a method for cardiovascular diagnostics" JOURNAL OF BIOMEDICAL OPTICS SPIE USA, vol. 8, no. 1, January 2003 (2003-01), pages 152-160, XP002400446 ISSN: 1083-3668 figures 2,7,10 -----	1-10
A	REN T ET AL: "Relative blood velocity measurement in individual microvessels using the self-mixing effect in a fiber-coupled helium-neon laser." MICROVASCULAR RESEARCH. MAR 1995, vol. 49, no. 2, March 1995 (1995-03), pages 233-245, XP002400447 ISSN: 0026-2862 figure 1 -----	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2006/051759**Box 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.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
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 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:

see additional sheet

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 any additional fee.
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.:

1-10

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/IB2006/051759

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-10

A Laser Optical Feedback Tomography sensor comprising a laser source, a frequency shifter, irradiation optics, a detector and an evaluator; an instrument having such a sensor and a corresponding method of using said sensor.

2. claims: 11-15

A scanning mechanism for selectively directing a radiation beam from an interventional instrument into a surrounding medium, comprising a remotely movable mirroring element arranged at the light outlet of the instrument.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2006/051759

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2005009233 A	03-02-2005	JP 2006528508 T	21-12-2006

フロントページの続き

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)		
G 0 1 P 5/00 (2006.01)	G 0 1 P	5/00		C		
G 0 1 F 1/00 (2006.01)	G 0 1 F	1/00		Q		

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

(72) 発明者 クルーゲル サスカ

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

(72) 発明者 ニールセン ティム

ドイツ連邦共和国 5 2 0 6 6 アーヘン ヴァイスハウスストラッセ 2 フィリップス イン
テレクチュアル プロパティ アンド スタンダーズ ゲーエムベーハー

F ターム(参考) 2F030 CA02 CC01

2G059 AA05 BB12 EE02 FF02 GG01 GG09 JJ13 JJ22 KK01

4C061 CC06 HH51 NN01 PP11 QQ09 RR04

4C167 AA05 BB02 CC08

5J084 AA07 AA13 AD04 BA19 BB01 BB24 BB40 EA04

专利名称(译)	激光光学反馈断层摄影传感器和方法		
公开(公告)号	JP2008545500A	公开(公告)日	2008-12-18
申请号	JP2008515343	申请日	2006-06-01
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	クルーゲルサスカ ニールセンティム		
发明人	クルーゲル サスカ ニールセン ティム		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/17 A61M25/00 G01S17/58 G01P3/36 G01P5/00 G01F1/00		
CPC分类号	A61B5/0261		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/17.620 A61M25/00.309 G01S17/58 G01P3/36.E G01P5/00.C G01F1/00.Q		
F-TERM分类号	2F030/CA02 2F030/CC01 2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG09 2G059/JJ13 2G059/JJ22 2G059/KK01 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C167/AA05 4C167/BB02 4C167/CC08 5J084/AA07 5J084/AA13 5J084/AD04 5J084/BA19 5J084/BB01 5J084/BB24 5J084/BB40 5J084/EA04		
代理人(译)	宫崎明彦		
优先权	2005104936 2005-06-07 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种激光光学反馈断层扫描传感器10固定有用于相对于传感器10的物体的速度 V_z 的确定评估器16。由激光器11发射的光的主光学频率 f_0 通过在频移器13中的第一频率偏移(f)错开,它聚焦在研究区域3。该区域中的移动物体2在从搜索区域3返回的光中产生附加的多普勒频移 ΔF 并重新插入激光器11中。由检测器15检测所得激光器11中的强度振荡。其强度振荡高度依赖于重新插入的光的移位频率。最后,耦合到检测器15的评估器16根据观察到的振荡确定多普勒频移 ΔF ,然后确定物体2的移动速度 v_z 。

