

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5903050号
(P5903050)

(45) 発行日 平成28年4月13日 (2016. 4. 13)

(24) 登録日 平成28年3月18日 (2016. 3. 18)

| (51) Int. Cl. | | F I | |
|----------------|--------------|-------------------|----------------------|
| A 6 1 B | 8/12 | (2006. 01) | A 6 1 B 8/12 |
| A 6 1 B | 1/00 | (2006. 01) | A 6 1 B 1/00 3 0 0 D |
| A 6 1 B | 5/055 | (2006. 01) | A 6 1 B 5/05 3 5 5 |
| A 6 1 B | 18/00 | (2006. 01) | A 6 1 B 17/36 3 3 0 |

請求項の数 11 (全 14 頁)

| | | | |
|---------------|-------------------------------|-----------|---|
| (21) 出願番号 | 特願2012-551709 (P2012-551709) | (73) 特許権者 | 590000248 |
| (86) (22) 出願日 | 平成23年1月14日 (2011. 1. 14) | | コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ |
| (65) 公表番号 | 特表2013-518656 (P2013-518656A) | | KONINKLIJKE PHILIPS N. V. |
| (43) 公表日 | 平成25年5月23日 (2013. 5. 23) | | オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 |
| (86) 国際出願番号 | PCT/IB2011/050169 | | High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n |
| (87) 国際公開番号 | W02011/098926 | (74) 代理人 | 110001690 |
| (87) 国際公開日 | 平成23年8月18日 (2011. 8. 18) | | 特許業務法人M&Sパートナーズ |
| 審査請求日 | 平成26年1月9日 (2014. 1. 9) | | |
| (31) 優先権主張番号 | 61/302, 571 | | |
| (32) 優先日 | 平成22年2月9日 (2010. 2. 9) | | |
| (33) 優先権主張国 | 米国 (US) | | |
| 前置審査 | | | |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光位置検知を使用した撮像及び治療のための装置並びにシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンソールから信号を受信し、反射又は透過エネルギーに基づく画像を生成するトランスデューサ装置と、前記コンソールから前記トランスデューサ装置へ励起エネルギーを供給するため前記トランスデューサ装置に結合された可撓性のケーブルと、オペレーションの間、前記ケーブルの形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ少なくとも一つの光ファイバとを有し、前記少なくとも一つの光ファイバの各光ファイバが複数のセンサを有し、前記センサは、前記光ファイバの偏向及び曲りを測定し、前記光ファイバの偏向及び曲りが、前記トランスデューサ装置についての形状情報及び位置情報のうちの少なくとも一つを決定するために使用される、トランスデューサ装置の位置、方向及び/又は形状を決定するための装置であって、

前記トランスデューサ装置は、前記少なくとも一つの光ファイバの形状及び位置を決定し、従ってトランスデューサ要素の互いに関する動的なジオメトリを決定するためのセンサを持つ前記少なくとも一つの光ファイバ各々に結合された複数のトランスデューサ要素を含む、装置。

【請求項 2】

前記複数のセンサが、張力を測定するため前記少なくとも一つの光ファイバの長手方向に分散されたファイバブラッググレーティング (FBG) を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記光ファイバが、ファイバトリプレットを含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記少なくとも一つの光ファイバが閉じた又は部分的に閉じた形態で形成される複数のセンサを含み、前記トランスデューサ装置は、前記トランスデューサ装置に付与される圧力による位置変化を測定するために前記複数のセンサ内に配置される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

外筒を更に有し、前記トランスデューサ装置は前記外筒に取付けられ、前記ケーブルの形状及び位置が、オペレーションの間、前記少なくとも一つの光ファイバの形状及び位置に対応するように、前記ケーブル及び前記少なくとも一つの光ファイバは、これらの長手方向に沿って互いに結合される、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 6】

前記トランスデューサ装置は、前記光ファイバの形状及び位置を決定するセンサを持つ一つ以上の光ファイバに結合された複数のトランスデューサ要素を含み、前記トランスデューサ要素は患者への治療を提供する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

医療装置と、コンソールから信号を受信し、反射又は透過エネルギーに基づいて画像を生成するトランスデューサ装置と、前記コンソールから前記トランスデューサ装置への励起エネルギーを供給するため前記トランスデューサ装置に結合された可撓性のケーブルと、治療の間、医療装置の形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ少なくとも一つの光ファイバと、前記少なくとも一つの光ファイバに対する前記医療装置の形状及び位置を検知するための少なくとも一つの位置検知装置とを有し、前記少なくとも一つの光ファイバの各光ファイバが複数のセンサを有し、前記センサは前記光ファイバの偏向及び曲りを測定して、前記少なくとも一つの位置検知装置と前記光ファイバの偏向及び曲りとが、治療の間の前記医療装置についての形状情報及び位置情報のうちの少なくとも一つを決定するために使用される、位置、方向及び/又は形状を決定するための装置であって、

20

前記トランスデューサ装置は、前記少なくとも一つの光ファイバの形状及び位置を決定し、従ってトランスデューサ要素の互いに関する動的なジオメトリーを決定するためのセンサを持つ前記少なくとも一つの光ファイバ各々に結合された複数のトランスデューサ要素を含む、装置。

30

【請求項 8】

前記複数のセンサが、張力を測定するため前記少なくとも一つの光ファイバの長手方向に分散されるファイバブラッググレーティングを含む、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記少なくとも一つの位置検知装置が、電磁センサと光センサを持つ他の光ファイバとのうちの一つを含む、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

少なくとも一つの光ファイバに統合され、可撓性のケーブル内に配置された空間的に分散されたファイバブラッググレーティング (FBG) と、前記可撓性のケーブルを通じて超音波コンソールに結合された超音波トランスデューサと、前記可撓性のケーブル内の前記少なくとも一つの光ファイバの偏向が測定されるように、前記 FBG に光を送り、前記 FBG から光を受信する光システムと、コンピュータシステムとを有し、前記コンピュータシステムは、前記光ファイバの偏向に関するパラメータを計算し、前記可撓性のケーブルの構成が前記超音波トランスデューサの位置を提供するように前記可撓性のケーブルの構成を決定する形状決定プログラムを含む、撮像又は治療装置の部分を追跡するためのシステムであって、

40

前記超音波トランスデューサは、前記少なくとも一つの光ファイバの形状及び位置を決定し、従ってトランスデューサ要素の互いに関する動的なジオメトリーを決定するための前記 FBG を持つ前記少なくとも一つの光ファイバ各々に結合された複数のトランスデューサ要素を含む、システム。

50

【請求項 1 1】

前記少なくとも一つの光ファイバが閉じた又は部分的に閉じた形態で形成される複数のセンサを含み、前記トランスデューサ装置が前記トランスデューサ装置に付与される圧力による位置変化を測定する複数のセンサ内に配置される、請求項 1 0 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本開示は、医療装置、特に撮像及び治療のためにトランスデューサ装置の形状、位置及び方向を追跡するためファイバ光学の技術を使用する医療装置に関する。

【背景技術】

10

【0 0 0 2】

超音波アプリケーションにおいて、トランスデューサの空間追跡は、機械的掃引（例えば、静脈超音波（IVUS）プルバック装置）、2D又は3Dプローブからのデータの画像ベースの位置合せ、赤外線（IR）カメラベースのステレオビジョン、又は電磁（EM）検知で実施されてきた。トランスデューサ動きを拘束する機械的装置は、使用するには扱いにくい（また、機械的動きにより規定される経路が最適音響視野と一致しないので、画質に潜在的に影響を与える）。加えて、機械的装置は、密接に制御される機械的引戻しに依存する限定的正確さを持つ。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0 0 0 3】

画像ベースの位置合せは、計算集約的で時間がかかり、撮像フレームレートの可能な数を低下させる。更にまた、画像ベースの位置合せは、ボリューム間の追跡相対動作に限定され、トランスデューサ経路の絶対的位置推定を（特にトランスデューサ動きが非線形表面上で発生するとき）提供できない。IRカメラベースの位置測定は、視線閉塞の影響を受けやすく、特に追跡されるトランスデューサとIRカメラとの間の明確な視線が保証できない臨床設定のために、その使用を制限する。EM位置測定は、局所的EM環境の時空的な特性の変化に対する感度を持って、限られた空間正確さ及び精度を呈示する。追跡パフォーマンスのこれらの限界は、次に、高い画質、生体構造的正確さ、大きい視野又は高い時間的フレームレートを供給する観点から、超音波撮像装置の機能に影響を与える。これらの追跡技術の全ては単一の構成要素として剛性トランスデューサの位置を測定するのに対し、トランスデューサ要素の動的な形状を検知可能にする追跡技術は、要素追跡データが画像形成プロセスでトランスデューサ信号と組み合わせるときの、強化された画像取得及び再構成を持つ可撓性のトランスデューサ構造を可能にする。

30

【0 0 0 4】

医療装置の位置決め及び設置が確実に実施され、これまでの従来のプローブでは可能でない可撓性の撮像アレイを可能にするために、空間的分散形式で位置検知が起こるシステム及び方法を提供することが有利であろう。

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 5】

40

本原理によると、位置、方向又は形状を決定するための装置、システム及び方法は、コンソールから信号を受信し、反射波に基づいて画像を生成するトランスデューサ装置を含む。可撓性のケーブルが、コンソールからトランスデューサ装置へ励起エネルギーを供給するためトランスデューサ装置に結合される。光ファイバは、オペレーションの間、ケーブルの形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ。複数のセンサは、光ファイバと光通信する。センサは、光ファイバの偏向及び曲りを測定し、光ファイバの偏向及び曲りが、トランスデューサ装置についての位置情報を決定するために使用される。

【0 0 0 6】

トランスデューサ及びつなぎケーブルの光位置及び方向検知は、従来の追跡方法の限界を克服し、リアルタイムに拡張された視野撮像、マルチアングル撮像を介したライブ空間

50

合成、同時のマルチトランスデューサ撮像、並びに形状強化された超音波ビーム形成及び再構成を介した強化された画像解像度及び画質改善のような改善された撮像機能を可能にする。更にまた、可撓性/再構成可能なトランスデューサアレイのボディに組み込まれる光形状検知は、臨床アプリケーションに合わせるためにジオメトリーの動的な適合を可能にしながら、画像取得及び再構成を改善するために使用できるトランスデューサジオメトリーについてのリアルタイム知識を可能にする(トランスデューサアレイは、もはや堅い幾何学的構造に拘束されず、従来にはない可撓性のジオメトリーを可能にし、例えば、空間的に拡張変形可能なトランスデューサアレイを形成するために光学的に追跡されるカテーテルの長手方向に分散される複数のトランスデューサ要素を可能にする)。

【 0 0 0 7 】

10

位置、方向及び/又は形状を決定するための装置は、コンソールから信号を受信し、反射又は透過エネルギーに基づいて画像を生成するトランスデューサ装置を含む。可撓性のケーブルが、コンソールからトランスデューサ装置へ励起エネルギーを供給するためトランスデューサ装置に結合される。少なくとも一つの光ファイバは、オペレーションの間、ケーブルの形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ。複数のセンサは、光ファイバと光通信し、センサは、光ファイバの偏向及び曲りを測定し、光ファイバの偏向及び曲りが、トランスデューサ装置についての形状情報及び位置情報のうちの少なくとも一つを決定するために使用される。

【 0 0 0 8 】

20

位置、方向及び/又は形状を決定するための装置は、医療装置と、コンソールから信号を受信し、反射又は透過エネルギーに基づいて画像を生成するトランスデューサ装置と、コンソールからトランスデューサ装置への励起エネルギーを供給するためトランスデューサ装置に結合された可撓性のケーブルとを含む。少なくとも一つの光ファイバは、治療の間、医療装置の形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ。少なくとも一つの他の位置検知装置は、少なくとも一つの光ファイバに対する医療装置の形状及び位置を検知するために供給される。複数のセンサは、少なくとも一つの光ファイバと光通信し、センサは光ファイバの偏向及び曲りを測定して、少なくとも一つの他の位置検知装置と光ファイバの偏向及び曲りとが、治療の間の医療装置についての形状情報及び位置情報のうちの少なくとも一つを決定するために使用される。

【 0 0 0 9 】

30

撮像又は治療装置の部分を追跡するためのシステムは、光ファイバに統合され、可撓性のケーブル内に配置された空間的に分散されたファイバブラッググレーティング(FBG)を含む。超音波トランスデューサは、可撓性のケーブルを通じて超音波コンソールに結合される。光システムは、可撓性のケーブル内の光ファイバの偏向が測定されるように、FBGに光を送り、FBGから光を受信する。コンピュータシステムは、光ファイバの偏向に関するパラメータを計算し、可撓性のケーブルの構成が超音波トランスデューサの位置を提供するように可撓性のケーブルの構成を決定する形状決定プログラムを含む。

【 0 0 1 0 】

40

撮像装置の位置を追跡する方法は、コンソールから信号を受信し、反射波に基づいて画像を生成するトランスデューサ装置と、コンソールからトランスデューサ装置へ励起エネルギーを供給するためトランスデューサ装置に結合される可撓性のケーブルと、オペレーションの間のケーブルの形状及び位置に対応する形状及び位置を持つ少なくとも一つの光ファイバと、少なくとも一つの光ファイバと光通信する複数のセンサとを供給するステップを含む。トランスデューサ装置は配置され、光ファイバの偏向及び曲りがトランスデューサ装置についての形状及び位置情報を決定するために使用されるように、ケーブルの形状及び位置に対応する少なくとも一つの光ファイバの偏向及び曲りが測定される。

【 0 0 1 1 】

本開示のこれら及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面に関連して読み込まれる例示的实施例の以下の詳細な説明から明らかになるだろう。

【 0 0 1 2 】

50

本開示は、以下の図面を参照して好ましい実施例の下記の説明を詳細に提示するだろう。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、ファイバブラッググレーティング（FBG）を含む光ファイバ、屈折率対距離の指標のプロット線、及びFBGによるスペクトル応答を示す。

【図2】図2は、3次元空間で偏向するファイバトリプレットを示す。

【図3】図3は、ある例示的实施例による超音波プローブの位置を決定するためのシステムを示す図である。

【図4】図4は、ある実施例による光センサアセンブリを持つケーブルの断面図及び超音波装置を示す図である。

10

【図5】図5は、他の実施例による単一の光センサアセンブリと結合された複数のトランスデューサ要素を持つ超音波装置を示す図である。

【図6】図6は、他の実施例による超音波装置用のケーブルと光ファイバセンサアセンブリとが合致するように、形状適合外筒と接続された超音波装置を示す図である。

【図7】図7は、他の実施例による各々が自身の光センサアセンブリに結合された複数のトランスデューサ要素を持つ超音波装置を示す図である。

【図8】図8は、他の実施例による医療装置のガイダンスのために使用される超音波装置、少なくとも一つの光センサアセンブリ及び医療装置を示す図である。

【図9】図9は、他の実施例によるトランスデューサ要素により付与された圧力を検出するためにアレイに形成された光センサを示す図である。

20

【図10】図10は、本原理に従う超音波装置の位置を決定するための方法を示すブロック図/流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本開示は、トランスデューサ、トランスデューサ要素又は複数のアレイアセンブリの位置検知のためのシステム及び方法を説明する。特に有効な実施例では、血管内超音波トランスデューサは、ファイバ光センサを使用して位置決めされる。光センサは、ファイバブラッググレーティング（Fiber Bragg Gratings（FBG））を含む。ある実施例では、FBG機能化された超音波イメージングシステムは、新しい撮像機能を可能にするために、形状検知機能を使用する（例えば、リアルタイムに拡張された視野撮像、マルチアングル撮像を介した空間合成、同時のマルチトランスデューサ撮像、可撓性のトランスデューサアレイ/パッチ、並びに形状強化された超音波ビーム形成/再構成を介した強化された画像解像度/画質改善等）。

30

【0015】

多数のFBG格子及び光監視を使用する光形状検知は、トランスデューサ及び対応するケーブル/カテーテル形状（2、3例を挙げると、経胸腔的又はボディ超音波のためのケーブル、経食道エコー、又は心臓内エコーのためのカテーテル）の高い時空間的解像度追跡を可能にする。比較すると、例えば、電磁気力（EM）に基づく従来の追跡アプローチは、位置及び方向のファイバ光形状検知を可能にする環境状況のための追跡正確さ又は頑健さを現在でも示していない。

40

【0016】

本発明は、医療機器に関して説明されるだろうが、しかしながら、本発明の教示は、非常に広く、複雑な生物学的又は機械的システムを追跡又は分析する際に使用される任意の器具に対しても適用できることは、理解されるべきである。特に、本原理は、生体系内の内部超音波治療、肺、消化管、他器官、血管等のようなボディの全ての領域における治療に適用できる。本教示は、超音波検知に必ずしも限られるわけではなく、任意の他のモダリティ、例えば、X線検出器アレイ、シンチレータアレイ、MRコイル、光センサアレイ（例えば、光ファイバスコープの追跡分布）等の可撓性のセンサアレイの開発及び使用にも適用できる。図面に表される要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組合せ

50

で実行され、単一の要素又は複数の要素に組み込まれる機能を提供してもよい。

【0017】

図に示される様々な要素の機能は、専用ハードウェアを用いるだけでなく、適切なソフトウェアに関連してソフトウェアを実行できるハードウェアにより供給できる。プロセッサにより供給されるとき、機能は、単一の専用プロセッサにより、単一の共有プロセッサにより、又は幾つかは共有できる複数の個々のプロセッサにより供給できる。その上、「プロセッサ」又は「コントローラ」という用語の明確な使用は、ソフトウェアを実行できるハードウェアを専ら指すと考えるべきではなく、限定されないが、デジタル信号プロセッサ(「DSP」)ハードウェア、ソフトウェア格納のためのリードオンリーメモリ(「ROM」)、ランダムアクセスメモリ(「RAM」)及び不揮発性ストレージを默示的に含み得る。

10

【0018】

その上、本発明の原理、態様及び実施例だけでなく、これらの具体例を列挙する全ての供述は、その構造及び機能両方の等価物を含むことを意図する。加えて、斯様な等価物は、現在既知の等価物だけでなく将来開発される等価物(すなわち、構造にかかわらず、同じ機能を実施する開発された任意の要素)の両方を含むことが意図される。よって、例えば、ここで提示されたブロック図が本発明の原理を具現化する例示的システムの部品及び/又は回路の概念的図を表すことは、当業者により理解されるだろう。同様に、任意のフローチャート、フロー図、状態遷移図、疑似コード等は、コンピュータ又はプロセッサが明確に示されているにせよ示されていないにせよ、コンピュータ可読の記憶媒体内で実質的に表され、コンピュータ又はプロセッサにより実行される様々なプロセスを表すことは理解されるだろう。

20

【0019】

更にまた、本発明の実施例は、コンピュータ又は任意の命令実行システムにより、又はそれに関連して、使用のためにプログラムコードを供給するコンピュータ使用可能な又はコンピュータ可読の媒体からアクセスできるコンピュータプログラムの形式をとることができる。この説明のために、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読の媒体は、命令実行システム、機器又は装置と関連して又は使用のためのプログラムを含む、格納する、通信する、伝える又は運ぶ任意の装置でありえる。当該媒体は、電氣的、磁氣的、光学的、電磁的、赤外線又は半導体のシステム(又は機器か装置)又は伝搬媒体でありえる。コンピュータ可読媒体の例は、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、着脱可能なコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読出し専用メモリ(ROM)、剛体磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクの現行例は、コンパクトディスク読出し専用メモリ(CD-ROM)、コンパクトディスク読出し/書込み(CD-R/W)及びDVDを含む。

30

【0020】

有用な実施例によると、超音波トランスデューサに対する追跡センサは、複数の種々異なる技術を使用する。本原理に従って、光ファイバ技術が説明される。光センサを使用して、光ファイバベースの張力検知が実施される。ある場合、センサはFBGを含む。長手方向にわたって張力測定を積分することにより、光ファイバの長手方向の局所的形状が決定できる。ジオメトリの光学的測定は、少なくとも以下の理由のために魅力的である。測定は、電磁干渉の影響を受けないし、電磁放射を必要としない。センサは、受動的であり、従って本質的に安全である。アレイのセンサを多重化する能力が存在する。マルチパラメータ検知(張力、温度、圧力等)の可能性が存在する。分散検知が可能であり、センサは高感度を持つ(光干渉計が光監視に使われるとき、ナノ張力まで感度がある)。加えて、ファイバは、小さく軽量であり、最小の侵襲性アプリケーションのために理想的である。ファイバは、(ファイバブラッグセンサが波長検出で使用されるとき)信号振幅の変化に無反応である。

40

【0021】

多くの医療用途のために、特に、最小の侵襲性ナビゲーション及び器具類を必要とする

50

医療用途のために、ファイバブラッグ格子を持つファイバ光検知は、ファイバの長手方向に沿って高い時空解像度で高い正確さ及び高精度の位置測定を提供する。光ファイバの軽量で長手の形状ファクタ及びそのコンパクトな断面フットプリントを与えることで、ファイバ技術は、ケーブル、内視鏡ハウジング又はカテーテル（ICE）を介してコンソールにつながるトランスデューサを必要とする超音波アプリケーションへの改良を提供する。ケーブル/内視鏡/カテーテルハウジングのボディ内にファイバブラッググレーティングを埋めることは、細長い医療機器内の一つ以上のトランスデューサ要素/アレイの微細な時空的追跡を可能にすることになる。

【0022】

ここで、類似の参照符号が最初の図1と同じ又は類似の要素を表わす図面を参照して、ファイバブラッグ格子（FBG）10が例示的に表されている。特に有用な実施例において、FBG10は、光の特定の波長を反射し、他の全ての波長を送信する光ファイバ12の短いセグメントを含む。これは、ファイバコア16の屈折率に周期的変化14を加えることにより達成され、これは波長特有の誘電体ミラーを生成する。コアの屈折率対距離のプロット線20が例示的に示される。

10

【0023】

従って、ファイバブラッグ格子10は、特定の波長を阻止するためのインライン光フィルタとして又は波長特有の反射器として使用できる。入力スペクトル22及びそれぞれ出力スペクトル24及び26は、入力スペクトル22の透過部分（スペクトル24）及び反射部分（スペクトル26）を例示的に示す。ファイバブラッグ格子10のオペレーションの背景にある基本的な原理は、屈折率が変化するインタフェースの各々でのフレネル反射である。幾つかの波長に対して、様々な周期の反射光が同相であるので、構造的な干渉が反射に対して存在し、結果的に弱め合う干渉が送信に対して存在する。

20

【0024】

ブラッグ波長は、温度だけでなく張力に影響される。これは、ブラッグ格子がファイバ光センサの検知素子として使用できることを意味する。FBGセンサにおいて、張力は、ブラッグ波長のシフト $\Delta \lambda_B$ を生じさせる。印加張力（ F ）及び温度変化（ ΔT ）によるブラッグ波長の相対的なシフト $\Delta \lambda_B / \lambda_B$ は、以下の式によりほぼ与えられる。

$$\Delta \lambda_B / \lambda_B = C_S \cdot F + C_T \cdot \Delta T$$

【0025】

係数 C_S は張力の係数と呼ばれていて、その大きさは通常 $0.8 \times 10^{-6} / \mu$ 周辺、すなわち絶対量約 $1 \text{ pm} / \mu$ である。係数 C_T は、センサの温度感度を記述し、これは、熱膨張係数及びサーモ光効果から作られる。その値は、 $7 \times 10^{-6} / \text{K}$ （又は、絶対量 $13 \text{ pm} / \text{K}$ ）周辺にある。FBGが本原理に従った使用に特に適している一方、他のセンサが使用されてもよい。

30

【0026】

図2を参照すると、ファイバトリプレット30は、3つのファイバ34及び3つのFBG32を含む。トリプレット30又は複数のファイバ/FBG要素を使用する一つの利点は、様々なセンサ要素がファイバの長手方向にわたって分散できることである。例えば、構造体に埋められるファイバの長手方向に沿って様々なセンサ（ゲージ）を持つ3つのコアを組み込んで、斯様な構造の三次元形状が、正確に決定できる。様々な位置でファイバ34の長手方向に沿って、FBGセンサ32が配置される。各FBG32の張力測定から、構造体30の曲率は、3次元空間（ x 、 y 、 z ）のその位置で推定できる。多くの測定される位置から、全体の3次元形状が決定される。

40

【0027】

ファイバ34は、（医療グレードポリマー（例えば、PEEK（商標））のような可撓性の物質に好ましくは埋め込まれる。ファイバコア35は、挿入された断面図で示される。ファイバを囲んでいる外筒36は、医療グレードポリマー、シリコン又は他の適切な物質から構成される。

【0028】

50

図3を参照すると、撮像又は治療システム100が、ある実施例に従う超音波振動子で例示的に描かれている。システム100は、形状検知を通じたガイダンスフィードバックを持つ医用撮像装置101を含む。装置101は、一つ以上のトランスデューサ要素102を含む。装置1010は、他の実施例の治療処置のために使用されてもよい。トランスデューサ要素102は、電気的インパルスに応じて超音波エネルギーを生成する圧電トランスデューサ要素を含む。機械的及び電磁的エネルギーの他の形式が使用されてもよく、トランスデューサ要素が他の構成を含んでもよいことは、理解されるべきである。トランスデューサ要素102は、ケーブル108を介してカート/コンソール104と接続される。ケーブル108は、内視鏡ハウジング又は他の医療装置、カテーテル又は他の可撓性部材を含んでもよい。ケーブル108は、トランスデューサ要素102及び関連するケーブル(108)のリアルタイムの高い正確な空間位置測定のために埋められる少なくとも一つの光形状検知ファイバ110を含む。

10

【0029】

トランスデューサ要素102は、可撓性のアセンブリ120に收容される。カート/コンソール104は、超音波を生成するトランスデューサ要素102を駆動するためのエネルギーを供給するように構成される超音波コンソール112を含む。形状検知ファイバ又はファイババンドル110は、ケーブル108の少なくとも一部に沿って延在し、トランスデューサ要素ジオメトリー及び動特性の正確でリアルタイム評価を可能にするために、コンソール104と相互接続する。

【0030】

コンソール104は、ファイババンドルの光センサ122(例えば、FBG)に光を送り、そこから光を受け取る光コンソール116を含む。コンソール116で(又は、所望により他の位置で)光源が、形状検知ファイバ照明のために供給される。光監視ユニット受信器(例えばトランシーバ117)は、全てのファイバ110のFBG122から戻ってくる多重化信号を読み出すために、コンソール116内に供給される。

20

【0031】

コンソール116は、光ファイバ110の偏向に関するパラメータを計算する対応する形状の決定プログラム132を持つ操作システム124とメモリ格納部128とを含むコンピュータシステム130と接続されている。コンピュータシステム130は、コンソール116を含むか又は独立システムである。光トランシーバ117は、ファイバ110へ光信号を送信し、ファイバ110からの光信号を受信する。光信号は、ファイバの形状を決定するように解釈され、これによりボディ内のトランスデューサ要素102の位置又は方向を決定する。センサ122からのデータは、光ファイバ110を通じて送信され、トランスデューサ要素102又はケーブル108の位置情報を決定するために3Dボリューム、マップ又は基準位置(例えば、カート104)と関連付けされる。

30

【0032】

コンピュータ130は、ファイバ偏向を検知しファイババンドルの対応する形状を取り出すためのリアルタイムFBG検知方法132を実行するプロセッサ131を含み、拡張トランスデューサアレイを形成している一つ以上のトランスデューサ要素102の空間ジオメトリーを計算する。コンピュータ130は、一つ以上のトランスデューサ要素102の計算された空間ジオメトリーに基づいて、空間的に局所的な3D超音波データセットを計算する。入出力(I/O)装置又はインタフェース152が、コンピュータ130、装置101及び空間的に局所的な超音波撮像の視覚的ディスプレイ138とのリアルタイムインタラクションを提供し、ケーブル108の方向、形状及び/又は位置が示される。コンピュータシステム130は、コンソール116、コンソール112及び装置101との対話のためのユーザインタフェース152を含む。インタフェース152は、キーボード、マウス、タッチスクリーンシステム等を含む。

40

【0033】

データ接続部154は、超音波コンソール112、光監視ユニット117及びコンソール116をトランスデューサジオメトリー/形状の決定のためのプロセッサ131と接続

50

させる。光監視ユニット又はコンソール 116 は、増強のため 3D の空間的に正確な超音波データの動的な再構成のため超音波コンソール 112 に、リアルタイム空間位置測定データを供給する。増強は、リアルタイム拡張視野撮像、マルチアングル撮像を介したライブ空間複合、同時のマルチトランスデューサ撮像、形状強化超音波ビーム形成 / 再構成 (例えば超音波断層撮影再構成) を介して増大された画像解像度 / 画質改善を含む。トランスデューサ要素 102 の可撓性のアセンブリは、関連した患者生体構造 (例えば皮膚表面、蛇行脈管生体構造、消化管等) に追従する。光形状ファイバ 110 は、撮像パフォーマンスを強化するため、互いに対する正確な決定、及び固定基準位置 (例えば、超音波カート基準) に対する一つ以上のトランスデューサ 102 の正確な決定を可能にする。

【0034】

図 4 を参照すると、ある例示的实施例による装置 101 が示される。この実施例では、装置 101 は、単一のトランスデューサ要素 102 を含む。トランスデューサ要素 102 がカテーテル、内視鏡等を含むケーブル 108 に結合されている。ケーブル 108 は、少なくとも一つの張力 / 形状検知アセンブリを中に含む。詳細説明図 202 は、ケーブル 108 の断面図を示す。張力 / 形状検知アセンブリ 204 は、張力及び形状の光検知を可能にするセンサ (例えば、FBG) 122 を持つファイバ 110 を含む。図 4 の例示的实施例では、検知アセンブリ 204 は、ファイバブラッググレーティングの形状、回転及び位置を良好に追跡するためにファイバトリプレットを含む。装置 101 は、超音波振動子要素 102 と共に検知アセンブリ 204 を含む。このようにして、検知アセンブリ 204 により供給される位置情報に基づいて、トランスデューサ要素 102 の位置及び方向は、基準に対して決定され、処置全体にわたって追跡できる。ここで、記録された画像は、リアルタイムで又は後の検索のため、超音波画像と共に形状 / 位置情報を含む。

【0035】

例えば、トランスデューサ要素 102 は、細長い超音波プローブ、例えばハンドヘルド内視鏡内に、又は光源及び光監視ユニット (117、図 3) を含む超音波カート (104、図 3) に接続されているカテーテルアセンブリ内に含まれる。検知アセンブリ 204 は、装置 101 の位置測定を可能にするためにハウジング / ケーブル 108 に沿って埋め込まれ、空間的に追跡され再構成される 3D の超音波データの視覚化が後になされる。

【0036】

図 5 を参照すると、超音波プローブ 210 は、拡張ジオメトリーに配置される複数のトランスデューサ要素 102 を含む。ジオメトリーは、カテーテル (例えば、心腔内エコー検査 (Intracardiac Echocardiography (ICE)) カテーテル)、プローブ (例えば、経食道エコー検査 (TEE) プローブ) 等の長手方向に沿った要素 102 の一次元の分布を含むか、又は患者の生体構造若しくは他の構成に合致する複数の必要な大きさにされた可撓性のパッチプローブ (例えば、患者の首回りに巻きつく可撓性の頸動脈プローブ) を含む。他のジオメトリーは、ICE を持つ TEE 又は経胸壁心エコー図 (TTE) を持つ ICE 等のような存在する撮像プローブの組合せ及び他の全ての置換を含む。光形状ファイバアセンブリ 204 は、相対的なトランスデューサ動きの高度の正確な追跡を可能にするために、このアセンブリのトランスデューサ 102 と相互接続する。この情報によって、ボディ表面及び他の情報が、超音波撮像データとともに収集される。この構成は、3D 位置情報と組み合わせて、アレイ要素の同時発光 / 受信を利用することにより、マルチトランスデューサ取得及び再構成の最適化を可能にする。

【0037】

図 6 を参照すると、ここで説明される実施例は、弾性力をもって、又は他の安全なアタッチメント手段を通じて超音波振動子要素 102 に接続される形状適合外筒 240 に利用又は関連される。トランスデューサ要素 102 は、外筒 240 に関して固定される。外筒 240 は、ユーザ又は患者ボディに取付けるためのカフ、グローブ等を含む。外筒 240 は、超音波ケーブル 241 と結ばれて、給電されるために超音波コンソールと接続される。検知アセンブリ 204 はコネクタ 243 を使用してケーブル 241 に結合されるか、又は代わりに、外筒 240 が拡張されて、ケーブル 241 及びアセンブリ 204 が外筒 24

10

20

30

40

50

0 内に置けるので、これらは合致し、オペレーション又は治療の間も合致している。このようにして、トランスデューサ要素 102 の動きは、センサアセンブリ 204 を使用してケーブル 241 の位置で決定される。基準位置の光源（図示せず）は、光ファイバの張力を決定するために、光センサアセンブリ 204 を照明するように使用され、これにより、ケーブル 241、従ってトランスデューサ要素 102 の形状及び位置を提供する。この実施例の 1 つの利点は、既存のトランスデューサ又はプローブの改造ができるということである。

【0038】

図 7 を参照すると、高密度焦点式超音波（HIFU）トランスデューサ 250 が使用され、その独立要素 252 が複数のファイバ 254（例えば、センサアセンブリ 204）により別個に追跡される。ファイバ 254 は、上述のように形状及び位置を決定するための FBG を含む。この実施例は、複数の要素 252 の各々に対する位置（及び形状）の識別を可能にし、トランスデューサ要素 252 が骨（リブのような）、又は空気充填通路（例えば肺又は腸）により隠されないようにトランスデューサ要素 252 が配置できるフレキシブルなジオメトリーを可能にする。500 ミクロン未満のオーダーの正確さを持って、これらの位置を監視する能力は、約 1/3 のサイクルの位相の不確定度を可能にする。250 ミクロン未満の正確さでは、付加的 HIFU 位相に適切である位相合わせが得られ、結果的に組織を加熱する能力となり、従って患者の治療を提供する。例えば、超音波の治療等の他の治療が提供されてもよい。

【0039】

図 8 を参照すると、針、カテーテル等を含む装置 280 は、ファイバ 110 及びセンサ 122（図 3、図 4）を持つ形状検知アセンブリ 204 を含む。装置 280 は、超音波で撮像される。この実施例では、装置 280 及びファイバ（204）の相対的位置は、2 つの光ファイバ（2 つのアセンブリ 204）、又は光ファイバ及び EM センサ 282 の組合せで測定される。装置の位置が決定され、装置 282 と超音波振動子 284 との間の相対的な角度が計算される。装置 280 が垂直からずれている場合、大部分の超音波信号 285 がトランスデューサ 284 から離れるように反射すると予想される。しかしながら、ある信号成分は、トランスデューサ 284 へ向かって反射するだろう。装置及びトランスデューサの全体の長さの相対的な方向を検知することにより、垂直であると予想されるチャネルだけがビーム加算プロセスに含まれるビーム形成技術を使用できる。加えて、装置 280 の相対的な位置を知ることにより、ビーム形成は、同じ画像形成内で最適化された「ハード反射」撮像及び「ソフト散乱」撮像を可能にする一部の画像にだけ適用できる。

【0040】

図 9 を参照すると、パッチ 300 は、円方向又は他の閉じた若しくは部分的に閉じた形状方向に向けられた光ファイバを含む。パッチ 300 は、中心に音響窓 302 を持って患者に配置される。（コンソール 104 又は 112（図 3）に関して）パッチ 300 及びトランスデューサ 306 の相対的な位置についての知識と共に、トランスデューサ 306 の付与される圧力による皮膚の変形は、空間位置合せだけでなく、患者に付与される再形成可能な圧力（実際の張力）を可能にする。圧力（すなわち超音波振動子 306 のプッシュ）は、最適音響経路を得て、良好な音響結合を患者に提供するために、しばしば必要である。この実施例は、経験豊かでないオペレータをコーチするのを助け、状況を監視する際の患者のための音響視野を回復する能力を提供でき、コントローラがどれくらいの圧力をトランスデューサで患者に付与すべきかを知る必要があるロボット工学のような、閉フィードバックループで使われる。他の構成及び実施例が本発明の請求項の範囲内で考察されることも理解されるべきである。本実施例は、超音波カートへつなぐことを用いて、介入のアプリケーションのための全ての超音波撮像技術に適用できる。

【0041】

図 10 を参照すると、超音波トランスデューサのような撮像装置の位置を追跡するための方法が示されている。ブロック 402 で、装置が供給される。装置は、コンソールから信号を受信し、反射波に基づく画像を生成するように構成されるトランスデューサ装置を

10

20

30

40

50

含む。可撓性のケーブルはコンソールからトランスデューサ装置へ励起エネルギーを供給するためのトランスデューサ装置に結合され、少なくとも一つの光ファイバは、オペレーションの間、ケーブルの形状、方向及び位置に対応する形状、方向及び位置を持つ。複数のセンサは、少なくとも一つの光ファイバとの光通信が供給される。ブロック404で、トランスデューサ装置が配置される。ブロック406では、少なくとも一つの光ファイバの偏向及び曲りは、ケーブルの形状、方向及び位置に対応する。ケーブルが受ける偏向及び曲りは、同様に光ファイバにより経験される。光ファイバの偏向及び曲りは、トランスデューサ装置についての位置情報を決定するために使用される。センサは、好ましくは、光ファイバの長手方向に分散される複数のFBGを含み、偏向及び曲りはFBGを使用して測定される。

10

【0042】

代替の実施例では、異なるファイバ及びトランスデューサ構成が、異なるパラメータを測定するために使用される。ある実施例では、少なくとも一つの光ファイバは、閉じた又は部分的に閉じた形態で形成される複数のセンサを含み、当該方法はブロック408でトランスデューサ装置に付与される圧力による位置変化を測定するための複数のセンサ内にトランスデューサ装置を配置するステップを含む。ブロック410で、位置（及び/又は圧力）情報が格納される。位置及び圧力情報は、超音波画像又は他の技術からの画像と共に格納される。

【0043】

添付の請求の範囲を解釈する際、以下のことが理解されるべきである。

20

a)用語「を有する」は、所与の請求項に挙げられたもの以外の別の要素又はステップの存在を除外しない。

b)要素に先立つ用語「a」又は「an」は、複数の要素の存在を除外しない。

c)請求項内の参照符号は何れも請求の範囲を制限しない。

d)複数の「手段」は、同一のアイテム、ハードウェア又はソフトウェアによって実行される構造又は機能により表わされてもよい。

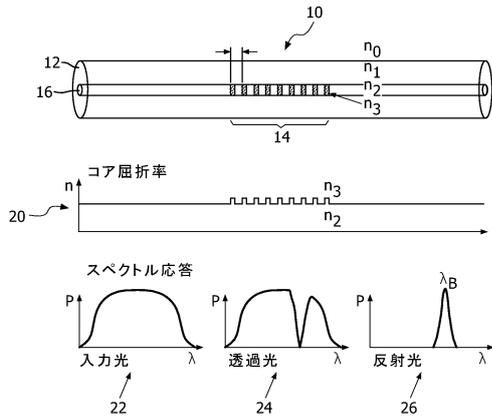
e)特に示されない限り、特定のシーケンスのステップが要求されることを意図しない。

【0044】

生物物理学的なパラメータの迅速な分散された測定のための光検知可能な介入器具のためのシステム及び方法のための（例示的であって限定的であることを意図しない）好ましい実施例が説明されてきたが、変更及びバリエーションは、上記教示を考慮して当業者により作られ得ることは、留意されたい。従って、添付の請求の範囲により概説されるように、本願明細書において開示された実施例の範囲内である開示された具体例において変更がなされてもよいことは、理解されるべきである。このように特許法により必要とされる詳細と特殊性とを説明してきたが、特許証により保護されることが望まれて請求されるものは、添付の請求の範囲に記載されている。

30

【 図 1 】



【 図 2 】

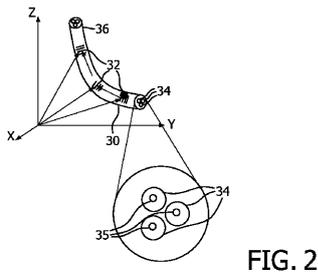
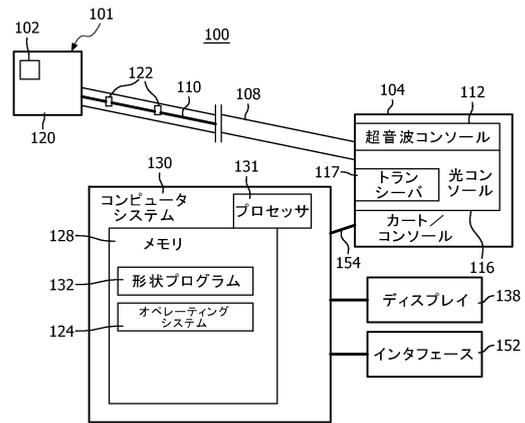


FIG. 2

【 図 3 】



【 図 4 】

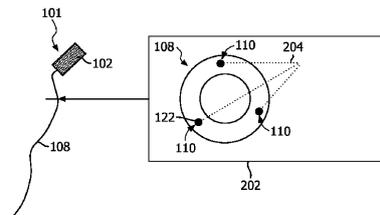


FIG. 4

【 図 5 】

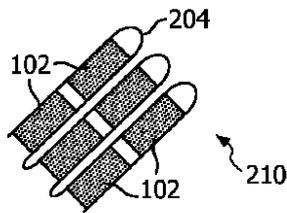


FIG. 5

【 図 6 】

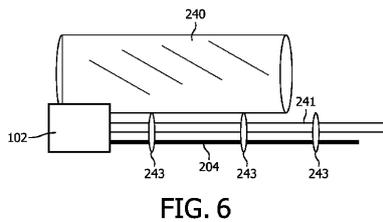


FIG. 6

【 図 7 】

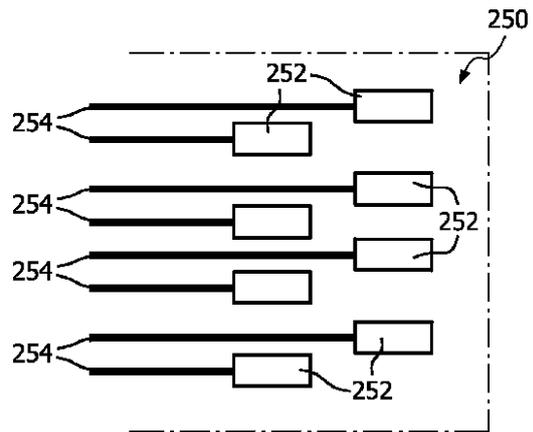


FIG. 7

【 図 8 】

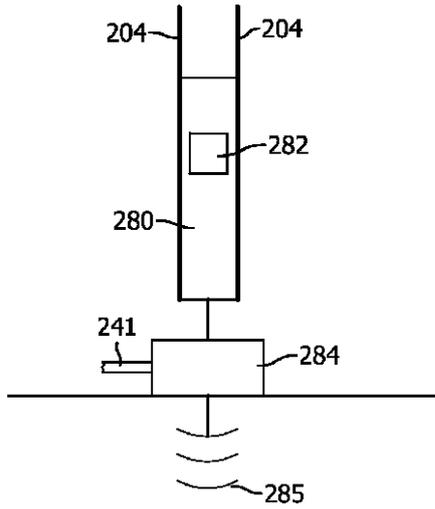


FIG. 8

【 図 9 】

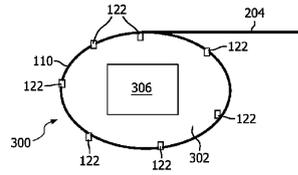
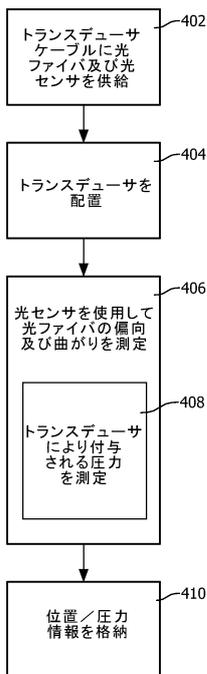


FIG. 9

【 図 10 】



フロントページの続き

- (72)発明者 チャン レイモンド
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
 ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 シェクター ギイ
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
 ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 デスジャルディンス アドリエン エマヌエル
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
 ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 ヘット フーフト ゲルト
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
 ボックス 3001 スカーボロー ロード 345
- (72)発明者 ホール クリストファー ステフェン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー
 ボックス 3001 スカーボロー ロード 345

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開2003-038493(JP,A)
 特開2008-173395(JP,A)
 特開2006-095172(JP,A)
 特開平09-154843(JP,A)
 特開2001-046387(JP,A)
 特開2003-116869(JP,A)
 特開2004-251779(JP,A)
 特開2008-026204(JP,A)
 特開2010-104426(JP,A)
 特表2003-515104(JP,A)
 特表2008-531170(JP,A)
 国際公開第2009/064629(WO,A2)
 国際公開第2009/023801(WO,A1)
 米国特許第06612992(US,B1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12
 A61B 1/00
 A61B 5/055
 A61B 18/00