

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】平成28年3月17日 (2016.3.17)

【公表番号】特表2013-542768(P2013-542768A)

【公表日】平成25年11月28日 (2013.11.28)

【年通号数】公開・登録公報2013-064

【出願番号】特願2013-532306(P2013-532306)

【国際特許分類】

A 6 1 B 90/00 (2016.01)

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 19/00 5 0 2

A 6 1 B 6/00 3 7 0

A 6 1 B 6/00 3 9 0 C

A 6 1 B 6/12

【誤訳訂正書】

【提出日】平成28年1月26日 (2016.1.26)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

介入的な手順の間、器具の機能的部分を追跡し、前記器具の機能的部分に対応する動的な撮像を表示するシステムであって、

少なくとも 1 つの器具と、

前記器具を誘導することに関連する生体構造画像を取得する撮像システムと、

固定された端部で前記撮像システムに接続され、遠位端部で前記器具に接続されるテザーであって、光学形状センサを含む、テザーと、

前記光学形状センサに問い合わせる光学端末と、

前記テザーに沿った異なる位置で局所曲率を計算し、前記決定された局所曲率を用いて前記テザーの 3 次元形状を決定し、前記テザーの決定された形状及び前記テザーの固定された端部の位置を用いて前記画像に対する前記器具の位置及び方向を決定するプロセッサとを有する、システム。

【請求項 2】

前記撮像システムが、3 次元画像空間を構築し、前記器具に関する前記画像空間の適切な表示を表示し、前記表示は、前記画像空間において前記器具の前記機能的部分を示す、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記器具が、複数の器具から選択され、前記システムは更に、複数の器具の選択された 1 つを特定する器具識別ユニットを有する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記識別ユニットが、RFID 受信機であり、前記器具を識別する RFID 送信機は、前記器具又は前記器具に関する包装に配置される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記識別ユニットが、バーコードリーダであり、前記器具を識別するバーコードは、前

記器具又は前記器具に関する包装に配置される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記識別ユニットが、電気センサであり、前記器具を識別する電気信号は、前記器具又は前記器具に関する包装により提供される、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記識別ユニットが、識別指示の手動の入力のためのキーパッドである、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサが、前記撮像システムの画像プロセッサである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記器具が、機械的な接続により前記テザーの遠位端部に着脱自在に接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記器具が、磁気接続により前記テザーの遠位端部に着脱自在に接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記撮像システムが、X p e r C Tシステムであり、前記テザーは、前記 X p e r C TシステムのCアーム本体に接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記撮像システムが、組み合わされたX線胸部マンモグラフィ及び生検システムであり、前記テザーは、X線源、X線検出器又は生検システムに接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

少なくとも2つのテザーが、前記撮像システムに接続される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

少なくとも1つのマーカが、前記テザーの前記形状を計算するためのリアルタイム参照点を提供するよう、前記テザー又は前記器具に配置される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記マーカが、放射線不透過性マーカである、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記光学形状センサが、少なくとも1つの光学ファイバーを有し、前記光学ファイバーは、埋め込まれた光学散乱体を持つ少なくとも1つの光学ファイバーコアを備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記光学形状センサが、前記テザーの長手方向軸上に1つの光学ファイバーコアと、前記長手軸周りにヘリカルパターンで構成される3つの光学ファイバーコアとを有し、各ファイバーコアは、埋め込まれた光学散乱体を持つ、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記光学散乱体は、前記コアにおける又は前記コアの外装材におけるレイリー散乱体である、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記光学散乱体が、ファイバー・ブラッグ・グレーティングである、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 20】

器具の機能的部分を追跡し、前記器具の機能的部分に対応する動的な撮像を表示する方法において、

撮像機械からの撮像データを受信するステップと、

画像ボリュームを構築するステップと、

前記撮像機械に対する既知の位置で固定された１つの端部を持ち、対向する端部に配置される器具コネクタを持つ、柔軟なテザーの３次元形状を決定するステップと、

前記テザーの前記固定された端部の前記既知の位置、前記テザーの３次元形状、並びに前記器具の所定のサイズ及び形状を用いて、前記器具の機能的部分の位置を決定するステップと、

前記器具に対応する動的な画像を表示し、前記画像ボリュームにおいて前記選択された器具の機能的部分を示すステップとを有する、方法。

【請求項 ２ １】

前記柔軟なテザーが、前記テザーにおいて長手方向に配置された光学コアを有し、複数の散乱体は、前記光学コアに配置され、前記テザーの３次元形状が、圧力測定を用いて長さ分解能のある曲率を計算することにより決定される、請求項 ２ ０ に記載の方法。

【請求項 ２ ２】

前記器具が、複数の器具から選択され、

複数の器具から選択され、前記器具コネクタに取り付けられる選択された器具の識別を受信するステップを更に有する、請求項 ２ ０ に記載の方法。

【請求項 ２ ３】

前記器具を除去するステップと、

前記テザーに新しい器具を取り付けるステップと、

前記新しい器具の識別を受信するステップとを更に有する、請求項 ２ ２ に記載の方法。

【請求項 ２ ４】

リアルタイム撮像を用いて、前記テザーに関する前記形状計算を洗練するステップを更に有する、請求項 ２ ０ に記載の方法。

【誤訳訂正 ２】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【発明の名称】動的な器具追跡のための一体化されたセンサを持つ柔軟なテザー

【技術分野】

【０ ０ ０ １】

本発明は、医学撮像の分野に関し、より詳細には、器具の機能的部分を追跡し、器具の機能的部分に対応する動的な撮像を提供することに関する。

【背景技術】

【０ ０ ０ ２】

介入手順の間、器具を誘導するために、撮像システムがますます用いられる。現在の慣例において、磁気共鳴イメージング（MRI）、コンピューター断層撮影法（CT）又は XperCT といったモダリティを用いて実行されるボリュメトリック撮像（例えば、フラットディテクタ CT 画像と位置あわせされる生の蛍光透視画像）が、副次的な組織損傷から生じる合併症を最小化するため、手順の前に組織ターゲットの位置を特定し、ターゲットを囲む敏感な組織を特定するために用いられることができる。これらの画像ボリュームは、手順においてリアルタイムに使用される器具を誘導するために使用されるモダリティとは異なるモダリティを用いて取得されることができる。例えば、CT は、手術前撮像に関して用いられることができ、超音波は、リアルタイム画像誘導に関して用いられることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０ ０ ０ ３】

手術前画像において特定された構造に対する器具（例えば外科用メスのブレード）の機

能的部分の正確なローカライゼーション（位置の特定）は、医師にとって重要である。しばしば、リアルタイム画像誘導で利用可能な情報には限界がある。利用可能な情報は限定される場合がある。なぜなら、撮像技術の使用が、（例えば、X線蛍光透視を用いるとき、電離放射線への患者の露出を減らすため）最小に保たれるからである。利用可能な情報は、撮像技術の固有の制限（例えば超音波に関する、いくつかの病巣に対するコントラストの欠如）によっても、限定される場合がある。従って、医師はしばしば、画像ボリュームにより現される生体構造に対する器具の位置に関する不確実さを経験する。これらの不確実さは、患者リスクを増加させるだけでなく、手術経費を上昇させる可能性がある。

【0004】

器具追跡に関するマーカーベースの手法が複数提案されてきた。そのようなマーカーベースの手法の1つが光学追跡である。光学追跡では、光学検出器を用いて視認可能なマーカーが器具上に配置される。この方法において、検出器の撮像野及び照準線をブロックする、おおい隠す、又は他の態様で制限する対象物が、アルゴリズムを無効にする、又はその追跡性能を劣化させる可能性がある。

【0005】

別のマーカーベースの手法は、電磁気（EM）誘導である。この方法は、器具上にEMセンサを配置することを必要とする。光学追跡で遭遇する照準線問題はこの方法では生じないものの、追跡精度及び適合度は、EM環境における時空的な変動によって、外部EM場により劣化される可能性がある。

【0006】

上述のマーカーベースの追跡手法の両方において、マーカーの位置は、画像ボリュームの座標系に対して位置合わせされなければならない。これらの座標系の間でミスレジストレーションがある場合、過誤が生じる可能性がある。例えば、EM系が部屋の中でわずかに移動するとき、ミスレジストレーションが生じる可能性がある。

【0007】

別の手法は、例えば生体構造内のカテーテルといった細長い柔軟な器具の形状を決定するために光学形状センシングを使用することである。本書において、光学形状センシングは、器具に配置される光学ファイバーコアへの光の供給、及び器具に配置される光学ファイバーコアからの光の収集を意味する。収集された光に関する信号は、この器具の形状又は側面を推定するために処理される。光学形状センシングは、例えば、ファイバー・ブラッグ・グレーティング（「FBG」）からの後方散乱だけでなく、光学ファイバーのコア又は外装材におけるレイリー散乱体も含むことができる。この形状センシングは、マーカーベースの手法と連動して説明される。この手法において、マーカーは、器具の位置を追跡するため器具上に配置され、光学形状センシングは、生体構造に含まれる器具の形状を決定するために用いられる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

撮像システムに対して器具を接続するテザーの3次元形状を決定することにより、介入手順の間、器具の機能的部分を追跡し、器具の機能的部分に対応する動的な撮像を表示するシステム及び方法が提供される。

【0009】

ある実施形態によれば、このシステムは、少なくとも1つの器具と、上記器具を誘導することに関連する生体構造画像を取得するシステムと、固定された端部で上記撮像システムに接続され、遠位端部で上記器具に接続されるテザーであって、例えばファイバー・ブラッグ・グレーティング又はレイリー散乱体といった散乱源を備える光学ファイバーコアを持つ複数の光学センサと共に、少なくとも1つの長手方向の光学ファイバーを含む、テザーと、上記センサに問い合わせ、反射された光を検出する光学端末と、上記テザーの3次元形状を決定するため、上記センサの長さに沿って局所曲率を計算し、上記テザーの3次元形状及び上記テザーの上記固定された端部の位置を用いて、上記画像に対する上記器具の位置及び方向を決定するプロセッサとを有する。ある実施形態において、4つのファ

ファイバーコアが存在し、1つのファイバーコアは、軸上にあり、他のコアは、この軸上ファイバーコアの周りでヘリカル態様において構成される。本発明は、本書においてF B Gに関して説明されるが、一般に、形状センシング又はローカライゼーションのための光ファイバを含む点を理解されたい。例えば、F B G又は他の光学機器の存在の有無にかかわらず、後方散乱、光学ファイバーカセンシング、ファイバー位置センサ又はレイリー散乱を用いて、ファイバーにおける1つ又は複数の断面における変動の検出に基づかれるセンシング又はローカライゼーションを含む。

【0010】

ある実施形態によれば、上記撮像システムが、3次元画像空間を構築し、上記器具に関する上記画像空間の適切な表示を示し、この表示は、上記画像空間において上記器具の上記機能的部分を示す。

【0011】

ある実施形態において、器具は、複数の器具から選択される。この実施形態において、上記システムは更に、複数の器具の選択された1つを特定する器具識別ユニットを有する。上記識別ユニットは、R F I D受信機とすることができる。この場合、上記器具を識別するR F I D送信機は、上記器具又は上記器具に関する包装に配置される。代替的に、上記識別ユニットは、バーコードリーダとすることができる。この場合、上記器具を識別するバーコードは、上記器具又は上記器具に関する包装に配置される。別の実施形態によれば、上記識別ユニットは、電気センサであり、上記器具を識別する電気信号は、上記器具又は上記器具に関する包装により提供される。更に別の実施形態において、上記識別ユニットは、識別表示の手動の入力のためのキーパッドである。

【0012】

ある実施形態によれば、上記プロセッサが、上記撮像システムの画像プロセッサである。

【0013】

ある実施形態によれば、上記器具が、例えばカラー又は螺合といった機械的な接続により上記テザーの遠位端部に着脱自在に接続される。代替的に、上記器具が、磁気接続又は粘着剤により上記テザーの遠位端部に着脱自在に接続されることができる。

【0014】

上記撮像システムは、X p e r C Tシステムとすることができる。この場合、上記テザーは、上記X p e r C TシステムのCアーム本体に接続される。代替的に、上記撮像システムが、組み合わせされたX線胸部マンモグラフィ及び生検システムとすることができる。この場合、上記テザーは、X線源、X線検出器又は生検システムに接続される。

【0015】

ある実施形態によれば、少なくとも2つのテザーが、撮像システムに接続される。これは、2つの器具を同時に追跡することを可能にする。

【0016】

ある実施形態によれば、少なくとも1つのマーカーが、上記テザーの上記形状を計算するためのリアルタイム参照点を提供するよう、上記テザー又は上記器具に配置される。マーカーは、放射線不透過性マーカーとすることができる。代替的に、マーカーは、電磁気又は光学マーカーとすることができる。光学ファイバーコアは、テザーに一体化される。好ましくは、4つのファイバーコアが存在し、1つのファイバーコアは、軸上にあり、他のコアは、この軸上ファイバーコアの周りでヘリカル態様において構成される。4つのコアが、単一のファイバー（これにより、外装材を共有する）に含まれるか、又は機械的に接続される（例えば、接着される）別々のファイバーに含まれることができる点に留意されたい。

【0017】

ある実施形態によれば、器具の機能的部分を追跡し、上記器具の機能的部分に対応する動的な撮像を表示する方法が提供される。この方法は、撮像機械からの撮像データを受信するステップと、画像ボリュームを構築するステップと、上記撮像機械に対する既知の位

置で固定された１つの端部を持ち、対向する端部に配置される器具コネクタを持つ、柔軟なテザーの３次元形状を決定するステップと、上記テザーの固定された端部の上記既知の位置、上記テザーの３次元形状、並びに上記器具の所定のサイズ及び形状を用いて、上記器具の機能的部分の位置を決定するステップと、上記器具に対応する動的な画像を表示し、上記画像ボリュームにおいて上記選択された器具の機能的部分を示すステップとを有する。

【００１８】

ある実施形態によれば、上記柔軟なテザーが、上記テザーにおいて長手方向に配置される光学コアを有する。複数の光学散乱体（例えばファイバー・ブラッグ・グレーティング又はレイリー散乱体）が、光学ファイバーコア又は外装材に配置される。テザーに沿った異なる位置での反射率が測定される。これらの長さ分解能のある反射率測定から、長さ分解能のある圧力及び曲率計算がなされる。後者から、テザーの３次元形状が計算される。

【００１９】

ある実施形態によれば、器具は、複数の器具から選択される。この実施形態の方法は、複数の器具から選択され、上記器具コネクタに取り付けられる選択された器具の識別を受信するステップを更に有する。ある実施形態では、器具が除去され、新しい器具がテザーに対して取り付けられ、新しい器具が器具識別ユニットにより識別される。

【００２０】

ある実施形態によれば、この方法は更に、リアルタイム撮像を用いて、上記テザーに関する上記形状計算を洗練するステップを有する。

【図面の簡単な説明】

【００２１】

【図１】本発明の実施形態によるマーカーレス追跡システムの側面図である。

【図２】本発明の実施形態によるマーカーレス追跡システムのテザーに対して器具を取り付けるコネクタの断面図である。

【図３】本発明の実施形態によるマーカーレス追跡システムのテザーの断面図である。

【図４】本発明の実施形態による４つの光学コアを示す光学ファイバーの断面図である。

【図５Ａ】本発明の実施形態によるファイバー・ブラッグ・グレーティングに関するスペクトル反応のグラフである。

【図５Ｂ】本発明の実施形態によるファイバー・ブラッグ・グレーティングに関するスペクトル反応のグラフである。

【図５Ｃ】本発明の実施形態によるファイバー・ブラッグ・グレーティングに関するスペクトル反応のグラフである。

【図６】本発明の実施形態による曲率測定センサを示すテザーの断面の等角図である。

【図７】本発明の実施形態によるマーカーレス器具追跡システムのブロック図である。

【図８】本発明の実施形態によるマーカーなしに画像空間における器具を追跡する方法のフロー図である。

【図９】本発明の別の実施形態によるマーカーレス追跡システムの側面図である。

【発明を実施するための形態】

【００２２】

本発明の特徴及び利点は、添付の図面に関連して読み出されるとき、以下の好ましい実施形態の詳細な説明からより明確に理解されるであろう。

【００２３】

本発明は、介入手順の間、器具をマーカーなしで追跡し、選択された器具に対応する画像空間を表示し、この画像空間において選択された器具の機能的部分を示す方法及びシステムを提供する。

【００２４】

本発明のある実施形態によれば、器具追跡システム１０は、実行される介入手順に近接する生体構造を示す画像空間を取得及び表示するために使用される撮像システム１００を有する。撮像システム１００は、図１に示されるようにＣアームのフラットディテクタＣ

T撮像システムとすることができる。代替的に、撮像システムは、MRI、CT、X線、超音波又は介入手順の間、器具を誘導するのに使用される生体構造の画像を取得するのに適した他の任意のタイプの撮像システムとすることができる。ある実施形態によれば、撮像システム100は、3次元画像ボリュームを提供することができる撮像システムである。

【0025】

器具追跡システム10は、介入手順に用いる器具200を有する。器具は、介入の間に使用される任意の器具を含み、以下に限定されるものではないが、機械的な外科用メス（ランセット）、レーザーメス、内視鏡、顕微鏡的な撮像プローブ、手術ホッチキス、開創器、焼灼デバイス（電気又は光学）、カテーテル、のみ、クランプ、プローブ、トロカール、はさみ等を含む。器具200は、介入手順を実行するため、医師により操作される。多くの介入手順において、医師は、1つ以上の器具を用いる。従って、ある実施形態によれば、器具追跡システムは、1つ以上の器具を有する。

【0026】

器具200（又は、器具の1つ）は、テザー300により撮像システム100上の接続点101に接続される。接続点101は、撮像システム100の画像空間の座標に位置合わせされることができる点である。ある実施形態によれば、接続点は、光学コネクタ110である。図示される実施形態において、光学コネクタ110は、CT撮像システムのCアーム本体上に固定される。

【0027】

器具200は、コネクタ310によりテザー300に接続される。ある実施形態によれば、コネクタ300は、クランプ力を用いて、しっかりと器具を適所に保持する。コネクタ310は、圧着手段、粘着剤又は他の任意の適切な固定方法によりテザー300に固定して接続されるシリンダー311を有する。シリンダーは、プラスチック又は他の任意の適切な放射線透過性の構造物質とすることができる。シリンダー311は、カラー312上で内部スレッドと係合する外部スレッドを持つ。カラーも、プラスチック又は他の任意の適切な放射線透過性の構造物質とすることができる。テーパ状の柔軟なラップ313は、テザー300の反対側のカラーに延在し、粘着剤、クランプ又は他の任意の適切な固定方法によりシリンダー311につけられる。柔軟なラップは、器具を変形及びクランプするのに適したゴム又は他の任意の放射線透過性の柔軟な物質とすることができる。器具200は、オープンテーパ状の柔軟なラップ313に入れられ、テザー300に対する器具200の正確な配置のため、シリンダー311上のフランジに対して当接されることができる。カラー312は、シリンダー311の周りで回転される。このシリンダーは、テザー300から間隔をおいて配置されるその軸に沿ってカラー312を前進させ、及び器具200を適所に確実に保つためにテーパ状の柔軟なラップ313上で押圧する。

【0028】

コネクタ310は、医師が、複数の器具200の任意の1つをテザー300に取り付けることを可能にする。更に、後述するように、コネクタ310は、医師が、介入手順の間、器具を変更することを可能にする。

【0029】

別の実施形態によれば、器具200は、粘着剤、磁気接続、テザー300への器具の直接的な螺合、又はテザーに取り付けられるねじ部材、又は他の任意の適切な接続方法により、テザー300に接続されることができる。

【0030】

テザー300は、光学ファイバーコア324（図3）を有する。これは、光学端末400（図1）と共に、圧力情報を提供する形状検出システム320を形成する。この圧力情報は、器具200の正確な位置を決定する及び撮像システム100からの画像上で器具の位置を表示するために用いられることができる。

【0031】

テザー300において、少なくとも1つ及び好ましくは4つの光学ファイバー324が

、図 3 に示されるようにテザー軸 3 2 5 に沿って延在する。好ましくは 1 つのファイバーコアは、軸上にあり、他は、軸上にあるファイバーコアの周りでヘリカル態様において構成される。4 つのコアが、単一のファイバー（これにより、外装材を共有する）に含まれるか、又は機械的に接続される（例えば、接着される）別々のファイバーに含まれることができる点に留意されたい。ある実施形態によれば、光学ファイバー 3 2 4 は、テザー軸 3 2 5 の周りに対称的に構成される。複数の光学散乱体が、テザー 3 0 0 の長さに沿って、複数の位置において、光学ファイバーコア又は外装材において提供される（単一のファイバー・ブラッグ・グレーティングが、図 4 に示される）。

【0032】

ファイバー・ブラッグ・グレーティングは、光の特定の波長を反射し、光の他の全ての波長を透過する光学ファイバーのセグメントである。これは、ファイバーコアにおいて屈折率の周期変化を加えることにより実現される。これは、波長特有の誘電体ミラーを生成する。ファイバー・ブラッグ・グレーティングは、従って、特定の波長をブロックするインライン光学フィルタとして、又は波長特有の反射器として用いられることができる。

【0033】

図 4 に示されるように、光学ファイバー 3 2 4 のコアは、その長さの大部分に沿って n_2 の屈折率を持つ。しかしながら、屈折率は、

$$\lambda_B/2n_{\text{eff}}$$

（ここで、 n_{eff} は、光学モードの有効な屈折率である）の間隔で異なる屈折率 n_3 へと周期的に変化される。図 5 A ~ 5 C は、ブラッググレーティングに対するブロードバンド光信号のスペクトル反応を示す。図 5 A に示されるように、ブロードスペクトル光信号が、光学ファイバー 3 2 4 に入力される。光は、ブラッググレーティング（図 5 B に示される）を通り透過される波長 λ_B でない光と、ブラッググレーティング（図 5 C に示される）により反射される波長 λ_B の光とに分割される。

【0034】

ファイバー・ブラッグ・グレーティングは、屈折率が変化する各々のインタフェースでのフレネル反射を含む。いくつかの波長に対して、様々な期間の反射光が、互いに同相である。その結果、強め合う干渉が反射に関して存在し、結果的に、透過に関して弱め合う干渉が存在する。

【0035】

ブラッグ波長は、温度に対してだけでなく、圧力に対しても敏感である。これは、ブラッググレーティングがファイバー光学センサにおいてセンシング要素として用いられることができることを意味する。F B G センサにおいては、測定量によって、ブラッグ波長 λ_B におけるシフトが生じる。印加圧力（ P ）及び温度における変化（ T ）が原因による、ブラッグ波長における相対的なシフト

$$\Delta\lambda_B/\lambda_B$$

は、およそ

$$\delta\lambda_B/\lambda_B = C_S \epsilon + C_T \Delta T$$

で与えられる。係数 C_S は、圧力の係数と呼ばれ、その大きさは、通常約

$$0.8 \times 10^{-6}/\mu\epsilon$$

（又は、絶対的な量においては約

$$1 \text{ pm}/\mu\epsilon$$

）である。係数 C_T は、センサの温度感度を表す。それは、熱拡張係数及び熱光学効果から形成される。その値は、約 $7 \times 10^{-6} / K$ （又は、絶対的な量において、 $13 \text{ pm} /$

K)である。

【0036】

複数の光学散乱体330(例えばファイバー・ブラッグ・グレーティング又はレイリー散乱体)が、圧力を測定するためのセンサ又はゲージを形成するよう、コア又は外装材において光学ファイバーの長さにわたり分散されることができる。ある構造に埋め込まれるファイバーの長さに沿って様々なセンサ(ゲージ)に少なくとも4つの光学ファイバーコアを組み込むことは、この構造の3次元フォームが正確に決定されることを可能にする。図6に示されるように、散乱体330は、テザー300の長さに沿って複数の位置の各々に配置される。テザー300の局所曲率は、テザー300から取得される長さ分解能のある圧力及び曲率測定から決定されることができる。テザー300の総3次元フォームは、複数の圧力及び曲率測定から決定される。

【0037】

ある実施形態によれば、撮像システム100から取得される画像ボリュームの座標において複数の器具を同時に追跡するために、複数のテザーが用いられることができる。

【0038】

図1に戻ると、光学端末400は、接続点101で、テザー300の光学ファイバーコア324に接続される。図示される実施形態において、光学端末は、撮像システム100のCアーム本体に取り付けられる。光学端末400は、光学ファイバー及び/又は光学ファイバーコアに対して光を供給し、それらから光を受信する。ファイバー・ブラッグ・グレーティングが利用される場合、光学端末400は、各ファイバー・ブラッグ・グレーティング322の異なる部分に対して、ブラッグ波長 λ_B を決定することができる。

【0039】

ある実施形態によれば、アタッチメント手段150が、回転スキャンの間、テザー300のゆるい端部を固定するため、撮像システム100のCアームに配置される。アタッチメント手段は、テザー300を固定するのに適した任意の機械的な接続デバイスとすることができる。

【0040】

図7は、図1に示される器具誘導システム10のブロック図である。処理ユニット500は、メモリ520に動作可能に接続されるプロセッサ510を有する。ある実施形態によれば、それらは、バス530を介して接続される。プロセッサ510は、例えば1つ又は複数のマイクロプロセッサといった、プログラム命令を実行することができる任意のデバイスとすることができる。メモリは、例えばリムーバブルディスク、ハードドライブ、CD、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリメモリ(ROM)等の任意の揮発又は不揮発メモリデバイスとすることができる。

【0041】

ディスプレイ540も、プロセッサ510に動作可能に接続される。ディスプレイは、医学画像を示すことができるグラフィカルユーザインタフェース(GUI)を提示するのに適した任意のモニタ、スクリーン等とすることができる。

【0042】

例えば撮像システム100のCアーム102(図1)といった撮像ユニット120が、プロセッサ510に動作可能に接続される。撮像ユニットは、生体構造特徴の画像ボリュームを作成するための処理を行うプロセッサ510に対して撮像データを提供する。画像ボリュームは、ディスプレイ540に示される。処理ユニット500及び撮像ユニット120は、一緒に撮像システム100を形成する。

【0043】

形状決定ユニット550は、テザー300からプロセッサ510へと圧力及び曲率データを提供する。形状決定ユニットは、光学形状センサ(その長手軸325に沿ってテザー300に配置される光学ファイバーコア324を含む)を有する。形状決定ユニット550は更に、光学端末400を有する。この端末は、各光学ファイバーコアにおいて長さ分解能のある圧力及び曲率を決定するため、光学ファイバーコアに問い合わせる。光学ファ

イバーコアは、各光学ファイバーコアに沿ってブロードバンド光信号を送信し、反射された波長を測定する。代替的に、反射スペクトルは、ナローバンド光源から得られることができる。これにより、波長が時間においてスイープされる。局所化された曲率は、画像空間に含まれるテザー 3 0 0 の形状を決定するために用いられる。

【 0 0 4 4 】

光学端末 4 0 0 は、処理ユニット 5 0 0 におけるプロセッサ 5 1 0 とは分離するプロセッサ（図示省略）を持つことができる。更に、光学モジュール 4 0 0 は、波長シフト、圧力及び曲率に関する一部又は全部の計算を実行し、プロセッサ 5 1 0 に対して波長測定、シフト計算、圧力計算又は曲率データを提供することができる。プロセッサ 5 1 0 は、ディスプレイ 5 4 0 上に示される画像空間を形成するため、撮像データを処理する。必要に応じてテザー 3 0 0 の長さにより曲率を計算するため、形状決定ユニット 5 5 0 からのデータが処理される。接続部 3 1 0 でのテザー 3 0 0 の位置及び方向、及び従って、画像空間における器具 2 0 0 の位置及び方向を決定するため、テザー 3 0 0（図 1）の固定された端部での既知のレジストレーション点 1 0 1 と共に、この形状データが、プロセッサ 5 1 0 により用いられる。

【 0 0 4 5 】

器具識別ユニット（I I U）5 6 0 は、処理ユニット 5 0 0 においてプロセッサ 5 1 0 に動作可能に接続される。I I U 5 6 0 は、介入手順の間、医師により使用される複数の器具 2 0 0 の 1 つを識別する手段を有する。この識別手段は、無線周波数識別（R F I D）受信機を含むことができる。ここで、各器具 2 0 0 又はその包装は、それに付けられる R F I D 送信機を持つ。代替的に、識別手段は、バーコードリーダーとすることができる。ここで、各器具 2 0 0 又はその包装は、その上にプリントされるバーコードを持つ。別の実施形態によれば、抵抗コード又はマイクロチップが、各器具 2 0 0 に埋め込まれる、又は取り付けられることができる。更に別の実施形態によれば、識別手段は、キーボード又はキーパッドとすることができる。ここで、医師は、例えばコードといった識別指示を手動で入力するか、又はメニューから選択する、等を行う。識別情報がテザー 3 0 0 を通り送信されるよう、識別手段は、コネクタ 3 1 0 に一体化されることができる。代替的に、識別手段は、識別のため識別手段にもたらされる器具 2 0 0 と共に、例えば処理ユニットといった別の位置に配置されることができる。

【 0 0 4 6 】

次に図 8 を参照すると、画像空間において器具を動的に追跡する方法に関するフロー図が示される。患者が、撮像システム 1 0 0 上に配置される（ステップ 8 1 0）。患者の位置決めは、従来技術における既知の手順に基づき実行される。ある実施形態によれば、患者は、図 1 に示されるように C アーム本体において X p e r C T 撮像システム上に配置される。

【 0 0 4 7 】

3 次元回転 X p e r C T スキャンが、患者上で実行される（ステップ 8 2 0）。スキャンは、従来技術における既知の手順に基づき実行される。3 次元回転 X p e r C T スキャン以外の撮像のフォームを用いる別の実施形態が想定される点を理解されたい。更に、スキャンは、手順の前、手順の間、又はその両方において実行されることができる。

【 0 0 4 8 】

プロセッサ 5 1 0 は、スキャンデータから画像ボリュームを構築する（ステップ 8 3 0）。画像ボリュームは、生体構造を示す従来技術において知られる手順を用いて構築される。

【 0 0 4 9 】

医師は、接続点 1 0 1 において、撮像システム 1 0 0 の撮像ユニットにテザー 3 0 0 を接続する（ステップ 8 4 0）。接続点 1 0 1 は、画像ボリュームに位置合わせされることができる位置である。即ち、接続点の位置は、画像ボリュームに対して既知である。光学コネクタ 1 1 0 は、接続位置 1 0 1 において提供される。ある実施形態によれば、接続点 1 0 1 は、X p e r C T 撮像システムの C アーム本体に配置される。別の実施形態では、

接続点は、撮像システムに関する源又は検出器の位置とすることができる。

【0050】

医師は、撮像システム100にテザー300を接続する(ステップ850)。テザーは、光学コネクタ110にインストールされる。このコネクタは、光学ファイバーにより光学端末400に接続される。ある実施形態によれば、スキャンが実行された後、テザー300が接続される。別の実施形態によれば、テザー300は、スキャンの前に接続され、アタッチメント手段150を用いてその遠位端部において撮像システム100に固定される。

【0051】

器具識別ユニット560は、選択された器具200を特定する(ステップ860)。前述したように、器具識別ユニット560は、RFID受信機、バーコードリーダ、キーボード若しくはキーパッド、電気センサ、又は複数の器具200の選択された1つを示すためコード又は信号を提供するのに適した他の任意の手段とすることができる。RFID送信機、バーコード等は、選択された器具200又はその包装上に提供されることができる。RFIDの例において、医師は、RFID送信機を持つ器具200又は包装を取り、器具識別ユニット560のRFID受信機の近くにそれを配置する。器具識別ユニット560のRFID受信機は、RFID信号を受信し、プロセッサ510に対してRFIDコードを送信する。代替的に、撮像プロセッサ510と別のプロセッサが、識別コードを受信することができる。別の実施形態において、医師は、キーボード、キーパッド等を用いて、器具200識別コードを入力する。

【0052】

プロセッサ510は、テザー300の形状を決定する(ステップ870)。既知の計算方法、既知の接続点101及びテザー300の長さに沿った各センサトリプレット(triplet)330からの曲率データを用いて、撮像プロセッサ510は、テザーの完全な3次元形状を計算し、画像ボリュームに対してそれを位置合わせする。別の実施形態によれば、画像プロセッサ510と別のプロセッサが、テザー300の形状を決定する。また、様々な実施形態によれば、圧力計算及び曲率計算は、撮像プロセッサ510、別のプロセッサ又はこれらの組み合わせにより実行されることができる。代替的に、プロセッサは、臨床的に関連するテザーの部分の完全な3次元形状を計算することができる。テザーに配置され、本発明で説明される光学ファイバー又は光学ファイバーコアに関連しない既知の方法(例えばEM追跡)を用いて追跡される1つ又は複数のマーカーを用いて、テザーのこの部分は、撮像システム又は別の構造に対してローカライズされることができる。

【0053】

プロセッサ510は、選択された器具200の機能的部分の位置及び方向を決定する(ステップ880)。一旦、テザーの3次元形状、接続点101及び選択された器具200の識別が既知になると、画像プロセッサ510は、選択された器具200の機能的部分の位置及び画像空間における選択された器具200の方向を決定する。この決定は、選択された器具200に関して予めプログラムされた形状及びサイズを用いて実行される。

【0054】

プロセッサ510は、画像ボリュームにおける器具を示す選択された器具に対応する患者の画像ボリュームを表示する(ステップ890)。画像ボリュームの異なる表示が、異なる器具200に対してはより適切である。例えば、針挿入を含む手順に関して、血管といった重要な構造がセグメント化され強調される画像ボリュームが、適していることがある。別の例として、外科用メス又は吸入デバイスを用いて脳腫瘍組織を除去することを含む手順に関して、腫瘍組織がセグメント化され強調される画像ボリュームが、適していることがある。プロセッサ510は、最も有益な画像を表示するか、又はどの器具200が選択されるかに対応して画像を表示する。プロセッサ510は、画像において選択された器具200を示す。

【0055】

表示された画像は、手術前スキャン、又は手順の間、実行されるスキャンに基づかれる

ことができる。例えば、手術前画像は、C T又はM R Iを用いて取得されることができる。撮像の後、患者は、手術テーブルへと移動される。ここで、X p e r C T画像が取得される（回転Cアームスキャン）。X p e r C T画像は、C T及び／又はM R I画像と位置合わせされる。2次元蛍光透視画像が、リアルタイムに取得され、例えば外科用メスの深度を追跡する（又は洗練する）ため、手術前のX p e r C T画像と位置合わせされることができる。

【 0 0 5 6 】

別の例では、手術前画像が取得されない。患者は、手術テーブルへと移動される。ここで、X p e r C T画像が、手順開始前に取得され（回転Cアームスキャン）、及び可能性として手順の間の異なる時間点で取得される。オプションで、蛍光透視画像が、リアルタイムに取得され、X p e r C T画像に対して位置合わせされることができる。

【 0 0 5 7 】

別の例では、手術前画像が取得されない。患者は、オープンM R Iを持つ手術テーブルへと移動される。M R I画像が、手順の前に取得され、可能性として手順の間の異なる時間点で取得される。

【 0 0 5 8 】

前述の手順の各々において、器具200の機能的部分は、任意の取得された画像に対して位置合わせされることができる。なぜなら、テザー300は、画像に対して規定される位置に固定され（撮像装置上の固定された位置にある）、テザー300の3次元形状は、計算されることができるからである。これが、器具200の位置を与える。選択された器具200は、特定される。その結果、サイズ及び形状が、メモリから取得され、器具の機能的部分の正確な位置を決定するのに使用されることができる。また、選択された器具200は、手順の間、変わる場合がある。例えば、医師は、外科用メスからホッチキスへと切り替えることができる。前述したように、新しい選択された器具200が特定されるので、新しい選択された器具200の機能的部分の位置が、画像空間に対して決定されることができる。新しい選択された器具200を示す適切な画像が、示されることができる。

【 0 0 5 9 】

別の実施形態によれば、少なくとも1つの放射線不透過性マーカーが、テザー300又は選択された器具200に配置される。放射線不透過性マーカーは、2次元蛍光透視の下で見える。2D蛍光透視が、手術介入の間、利用されるとき、x線検出器-エミッタ軸に対して垂直な平面におけるマーカーの位置が、リアルタイムに決定されることができる。この決定は、科学界において既知の画像パターン認識アルゴリズムを用いて、蛍光透視画像のデジタル解析により実行されることができる。マーカー位置は、テザー300の3D形状及び器具200の位置が計算される精度を改善する参照点として利用されることができる。

【 0 0 6 0 】

別の実施形態によれば、少なくとも1つの電磁気（E M）又は光学マーカーが、テザー300又は選択された器具200に配置される。E M又は光学センサによって定まるマーカー位置は、テザー300及び／又は器具200の3D形状が計算される精度を改善する参照点として利用される。

【 0 0 6 1 】

次に図9を参照すると、形状センシングテザー300が、組み合わされたX線胸部マンモグラフィ/生検システム900にしっかりと取り付けられる。テザーは、X線源910、検出器920、生検システム又は他の任意の剛性変態点に接続される。

【 0 0 6 2 】

胸部マンモグラフィシステムは、切断合成撮像を実行することにより腫瘍結節に関する深度情報を得ることが可能である。この撮像は、対象物（この場合胸部）の周りでカメラ及び検出器を動かすことを含む。この手順を用いて作成される画像に基づき、腫瘍位置に関する深度情報が得られる。この情報は、誘導された又は自動化された胸部生検のために後に用いられる。

【 0 0 6 3 】

形状センシングテザー 3 0 0 を用いて、従来のマーカーレス生検針が、以前に取得された切断合成画像に基づき、優れた精度で追跡及び配置される。テザー 3 0 0 が、組み合わされた撮像 / 生検システム 9 0 0 に機械的に接続されるので、形状決定アルゴリズムを用いて計算される、器具コネクタ 3 1 0 の位置及び従って、生検針の位置が、切断合成 X 線画像の座標に対して自動的に位置合わせされる。

【 0 0 6 4 】

この特定の用途における光学形状センシングシステムの使用は、かなりの利点を持つ。なぜなら、E M 追跡を用いるとき発生する E M 歪みに対してこれが鈍感だからである。E M 歪みは、金属が原因で発生する。金属は、現在の X 線マンモグラフィ / 生検システムにおいてあまねく存在する。

【 0 0 6 5 】

上記の説明及び添付の図面は、本発明を説明するものとして意図され、限定するものではない。本発明の範囲は、以下の請求項の完全な範囲に対する均等な変形例及び構成を含むものとして意図される。

【 誤訳訂正 3 】

【訂正対象書類名】図面

【訂正対象項目名】図 8

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【 図 8 】

