

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6584518号  
(P6584518)

(45) 発行日 令和1年10月2日(2019.10.2)

(24) 登録日 令和1年9月13日(2019.9.13)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 0
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 8 2
A 6 1 B 1/018 (2006.01)	A 6 1 B 1/04

請求項の数 14 (全 18 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2017-542453 (P2017-542453)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年2月1日(2016.2.1)		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2018-507040 (P2018-507040A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成30年3月15日(2018.3.15)		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/EP2016/052014		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02016/131637	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成28年8月25日(2016.8.25)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成30年7月11日(2018.7.11)	(74) 代理人	100163809
(31) 優先権主張番号	62/118,730		弁理士 五十嵐 貴裕
(32) 優先日	平成27年2月20日(2015.2.20)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	15161056.5		
(32) 優先日	平成27年3月26日(2015.3.26)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 形状検知のための医療システム、装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

介入デバイスの形状検知測定を実施する形状検知素子とインタラクトすることによって及び前記介入デバイスが位置される患者の身体部分又は前記身体部分内の前記介入デバイスの画像データを生成する画像データ生成ユニットとインタラクトすることによって、形状検知を行う医療システムであって、

前記形状検知素子と通信し、前記形状検知測定の測定信号を生成する形状検知コンソールと、

前記形状検知コンソールと通信し、前記生成された測定信号に基づいて前記介入デバイスの形状を再構成する形状再構成ユニットと、

を有し、前記医療システムが更に、

前記画像データ生成ユニットを有する装置の位置及び／又は向きを受信する受信ユニットと、

前記装置の前記受信された位置及び／又は向きに基づく座標系において前記再構成された形状を表現することによって、前記再構成された形状を位置合わせする座標変換ユニットと、

前記形状検知コンソール及び／又は前記形状再構成ユニットを前記形状検知素子に接続するコネクタユニットであって、固定手段を使用して前記装置のハウジングに取り外し可能に接続できるコネクタユニットと、

を有する医療システム。

## 【請求項 2】

前記座標変換ユニットは、前記再構成された形状を、前記画像データ生成ユニットによって生成された前記画像データと位置合わせする、請求項 1 に記載の医療システム。

## 【請求項 3】

前記受信ユニットは、前記生成された画像データから決定された、前記画像データに含まれる被検体に対する前記装置の前記位置及び／又は向きを受信し、及び／又は向きトラッカ、位置トラッカ、ジャイロ스코プ、加速度計、ヒンジ結合されたディスプレイ、スイベル及び／又は振り子でありうる別のユニットによって得られたデータから決定された前記装置の前記位置及び／又は向きを受信する、請求項 1 に記載の医療システム。

## 【請求項 4】

前記座標変換ユニットは、前記被検体と向き合う前記装置の向きに基づいて、前記再構成された形状を自動的に位置合わせする、請求項 3 に記載の医療システム。

## 【請求項 5】

前記座標変換ユニットが、並進及び／又は回転変換又はルックアット方式の座標変換でありうる剛体座標変換を実施するよう構成され、及び／又は前記再構成された形状と前記生成された画像データとの間の相関関数及び／又は適合度を計算するよう構成される、請求項 1 に記載の医療システム。

## 【請求項 6】

前記座標変換ユニットが、前記再構成された形状と前記生成された画像データから抽出される前記介入デバイスの形状との間の適合度を計算する、請求項 5 に記載の医療システム。

## 【請求項 7】

前記座標変換ユニットが、前記画像データ内に表現される前記患者の身体部分の横断面又は 3 次元表現の座標系の 1 つの軸方向であるアップベクトルを、半自動的に及び／又はユーザインタラクションを使用して決定する、請求項 5 に記載の医療システム。

## 【請求項 8】

介入デバイスの形状検知測定を実施する形状検知素子とインタラクトすることによって及び前記介入デバイスが位置される患者の身体部分又は前記身体部分内の前記介入デバイスの画像データを生成する画像データ生成ユニットとインタラクトすることによって、形状検知を行う医療システムの作動方法であって、

形状検知コンソールが、前記形状検知測定の測定信号を生成するステップと、

形状再構成ユニットが、前記生成された測定信号に基づいて前記介入デバイスの形状を再構成するステップと、

受信ユニットが、前記画像データ生成ユニットを有する装置の位置及び／又は向きを受信するステップと、

座標変換ユニットが、前記装置の前記受信された位置及び／又は向きに基づく座標系において前記再構成された形状を表現することによって、前記再構成された形状を前記生成された画像データと位置合わせするステップと、

を有し、

固定手段を使用して前記装置のハウジングに接続可能であるコネクタユニットが、前記形状検知素子を、前記形状検知コンソール及び／又は前記形状再構成ユニットに接続する、作動方法。

## 【請求項 9】

介入デバイスの形状検知測定を実施する形状検知素子とインタラクトすることによって形状検知を行う装置であって、

前記介入デバイスが位置される患者の身体部分又は前記身体部分内の前記介入デバイスの画像データを生成する画像データ生成ユニットと、

請求項 1 に記載の医療システムであって、前記画像データ生成ユニットとインタラクトし、前記装置の受信された位置及び／又は向きに基づく座標系において前記介入デバイスの再構成された形状を表現することによって、前記介入デバイスの再構成された形状を位

10

20

30

40

50

置合わせするように構成される医療システムと、

前記医療システム及び／又は前記データ生成ユニットに取り外し可能に接続するハウジングと、

を有する装置。

【請求項 10】

前記装置は、タブレットコンピュータ及び／又はスマートフォンでありうるモバイル装置を有する、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記画像データ生成ユニットは、リアルタイム画像データを生成する、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 12】

前記画像データ生成ユニットは、光学カメラ、超音波カメラ及び／又はサーマルカメラを有する、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 13】

前記画像データ生成ユニットは、前記装置の前記ハウジングの複数のエッジを囲んで配される複数のカメラを有する、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 14】

前記画像データ生成ユニットによって生成された前記画像データのコンテンツ及び／又は前記位置合わせされた再構成された形状を表示する表示ユニットを更に有する、請求項 9 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療システム、装置及び形状検知を実施する方法に関する。本発明は、画像ガイドされるインターベンション及び治療プロシージャに用途を見出す。特に、本発明は、例えば内視鏡、カテーテル及びガイドワイヤのような細長の医療装置を使用する光学形状検知に用途を見出す。

【背景技術】

【0002】

介入治療において、最小侵襲性の画像ガイドされるプロシージャが、器官系の疾患を診断する及び処置するために使用される。この目的のために、生物（例えばヒト）の身体に挿入可能な細長い部分を有する介入デバイスが適用される。このようにして、最小侵襲性の技法を使用して患者を診断する及び処置することが可能であり、それにより、合併症のリスクが最小限にされ、健康結果が改善される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

介入治療プロシージャにおいて、患者の身体内に介入デバイスを正確に位置付けることは重要である。特に、所望の治療結果を達成するために介入デバイスの位置及び／又は向きを決定すること及び調整することは重要である。この点で、介入デバイスの形状検知測定を実施するためにさまざまな異なるタイプの形状検知素子が当技術分野において知られている。

【0004】

例えば、形状検知素子は、X線蛍光透視ガイダンスの下で一般に実施される介入プロシージャにおいて使用される蛍光透視マーカ追跡素子を有することができ、かかるマーカ追跡素子は、処置される身体部分の解剖学的構造及び機能に関する情報を、介入者に与える。形状検知素子は、代替として、1又は複数のEMセンサを有する電磁（EM）ローカライゼーション素子を有することができ、この場合、EMセンサは、介入デバイスに沿って間隔をおいたポイントを位置特定するために使用される。

【0005】

10

20

30

40

50

形状検知素子は、例えば 1 又は複数のコアをもつ光学ファイバのような光学形状検知素子を有することができ、ここで、光学ファイバは、介入デバイスに挿入可能な細長い部分を有する。このような形状検知技法は、「光学形状検知」(OSS)として一般に知られており、介入デバイスに挿入される光学ファイバのロケーション及び形状を追跡することによって、介入デバイスの形状を測定する手段を提供する。

#### 【0006】

光学ファイバは、介入デバイス内部の中空の空間に組み込まれることができ、又はデバイスに物理的に取り付けられることができる。光学形状検知は、危険物質や放射線を使用せず、ゆえに電磁界又は放射線のような外部干渉を受けない。従って、それは、ほとんど任意の臨床環境に適合する。

10

#### 【0007】

介入治療プロシージャにおいて形状検知を実施するために当技術分野において知られている医療システムは、形状検知測定が十分な正確さを伴って行われることができないという欠点を有し、介入デバイスの誤ったポジショニング(位置付け)又は不良ポジショニングの高いパーセンテージにつながる。

#### 【0008】

例えば、米国では、極めて病状の悪い患者、特に癌、術後効果及び外傷に苦しむ人々を支援するために、中心静脈カテーテル(CVC)及び末梢挿入中心カテーテル(PICC)を使用した処置が 1 年で約 1000 万件実施される。患者は、薬剤、栄養又は化学療法により処置される。すべてのカテーテルの 25% 乃至 35% が不良位置に位置合わせされる。介入プロシージャにおける重篤な合併症の他に、これは、処置コストの増大及び回復の遅延をもたらす。

20

#### 【0009】

自分で栄養をとることができない臨床的に悪い状態の患者を支援するために、1 年あたり何百万もの栄養チューブが挿入される。胃の機能は、患者の生存及びウィルスに対する免疫の維持のために重要である。最近の研究は、栄養チューブの約 2.4% が、不良ポジショニングされ(不良位置に位置付けられ)、それにより重篤な合併症をもたらすことを示している。腸内栄養チューブが正しく挿入され、例えば X 線によって初期の胃配置が確認される場合でさえ、栄養チューブの位置及び/又は向きの連続的な評価が要求される。患者の嘔吐、咳嗽、吐き気又は吸い込みは、栄養チューブの遠位先端部を、食道へと上方に移動させ、又は、十二指腸へと下方に移動させることがある。

30

#### 【0010】

更に、栄養チューブの部分が、咽頭においてコイル状になる可能性もある。結果的に生じる合併症の重篤さは、不良ポジショニングされたチューブが栄養又は薬剤を供給するために使用されるかどうかに依存する。可能性のある結果は、誤嚥、気胸及び敗血症を含む。

#### 【0011】

米国特許出願第 2013/0324833A1 号公報は、介入プロシージャの画像を生成する医療イメージングシステムを有する医療方法及びシステムを開示する。オーバーレイ生成器は、介入プロシージャの画像上にオーバーレイ画像を生成するように構成される。介入デバイス追跡システムは、プロシージャ中の、介入デバイスの 3 次元位置、向き及び形状を追跡するように構成され、ここで、オーバーレイ画像は、プロシージャ中、介入デバイスによって関心のある器官にもたらされる変形にตอบสนองして動的に更新される。

40

#### 【0012】

国際公開第 2014/053925A1 号は、事前プロシージャの又は中間プロシージャイメージングデータの座標系に、形状検知システムの座標系を位置合わせするシステム及び方法を開示する。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0013】

本発明の目的は、介入デバイスの不良ポジショニングを低減し、介入プロシージャにお

50

ける介入デバイスの位置特定(localization)を改善するために、形状検知を提供する医療システム、装置及び方法を提供することである。

【0014】

本発明の第1の見地において、介入デバイスの形状検知測定を実施するよう構成される形状検知素子とインタラクトすることによって及び画像データを生成する画像データ生成ユニットとインタラクトすることによって形状検知を行う医療システムであって、形状検知素子と通信し、形状検知測定の測定信号を生成する形状検知コンソールと、形状検知コンソールと通信し、生成された測定信号に基づいて形状検知素子の形状を再構成する形状再構成ユニットと、画像データ生成ユニットを有する装置の位置及び／又は向きを受信する受信ユニットと、画像データ生成ユニットの受信された向きに基づく座標系において、再構成された形状を表現することによって、再構成された形状を位置合わせする座標変換ユニットと、形状検知コンソール及び／又は形状再構成ユニットを、形状検知素子に接続するコネクタユニットであって、固定手段を使用して装置のハウジングに取り外し可能に接続可能なコネクタユニットと、を有する、医療システムが提示される。

10

【0015】

本発明の他の見地において、介入デバイスの形状検知測定を実施するよう構成される形状検知素子とインタラクトすることによって形状検知を行う装置であって、画像データを生成する画像データ生成ユニットと、請求項に記載される医療システムであって、画像データ生成ユニットとインタラクトし、装置の受信された位置及び／又は向きに基づく座標系において再構成された形状を表現することによって、形状検知素子の再構成された形状を位置合わせするよう構成される医療システムと、医療システム及び／又は画像データ生成ユニットを取り外し可能に接続するハウジングと、を有する装置が提供される。

20

【0016】

本発明の他の見地において、介入デバイスの形状検知測定を実施するよう構成される形状検知素子とインタラクトすることによって及び画像データを生成する画像データ生成ユニットとインタラクトすることによって、形状検知を行う方法であって、形状検知測定の測定信号を生成するステップと、生成された測定信号に基づいて形状検知素子の形状(19)を再構成するステップと、画像データ生成ユニットを有する装置の受信された位置及び／又は向きに基づく座標系において再構成された形状を表現することによって、再構成された形状を位置合わせするステップと、固定手段を使用して装置のハウジングに接続可能なコネクタユニットを使用して、形状検知コンソール及び／又は形状再構成ユニットを形状検知素子に接続するステップと、を含む方法が提示される。

30

【0017】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項に規定される。請求項に記載の装置及び方法は、請求項に記載のシステム及び従属請求項に規定されるものと同様の及び／又は同一の好適な実施形態を有することが理解される。

【0018】

形状検知測定は、形状検知素子によって、介入デバイスについて実施されることができ、形状検知素子は、介入デバイスに接続され、特に介入デバイスに少なくとも部分的に挿入される。形状検知測定の目的は、介入デバイスの形状を取得して、その位置特定を決定すること、特に治療下の患者の身体部分の中の位置及び／又は向きを決定することである。この目的のために、形状検知コンソールは、形状検知測定から測定信号を生成する。測定信号に基づいて、形状構成ユニットは、形状検知素子の形状、特に3次元形状を再構成することができる。

40

【0019】

好適にはモバイル装置である装置の向きは、他のデータ、例えば画像キャプチャユニットによって得られる画像データ、向き追跡ユニット及び／又は位置向き追跡ユニットからのデータから導出されることができる。ヒンジ結合されたディスプレイからのヒンジ設定及び／又はスイベル又は振り子から得られる動きデータ、ジャイロスコープデータ及び／又は加速度計データを含む他のデータが、装置の向き(orientation)を導出するた

50

めに使用されることもできる。好適には、決定された向きデータは、3D及び/又は6D座標データを含む。特に、向きデータは、例えばリアルタイム画像データ/ライブ画像フィールド、リアルタイムカメラデータ/ライブカメラフィールド、リアルタイムジャイロスコプデータ/ライブジャイロスコプフィールド、及び/又はリアルタイム加速度計データ/ライブ加速度計フィールドのような、リアルタイムデータ/ライブフィールドから導き出されることができる。

#### 【0020】

有利には、本発明による医療デバイスは、外部装置のハウジングに取り外し可能に接続可能であり、外部装置は、例えばパーソナルコンピュータのような静止した装置、又は例えばタブレットコンピュータ又は若しくはスマートフォンのようなモバイル装置を有することができる。このようにして、医療デバイスは、モバイルベースで形状検知測定データを処理することを可能にし、それにより、モバイル通信ネットワークを利用して、形状検知データを取得し交換する。これは、モバイル装置又は静止した装置を持っている多数のユーザにとって、形状検知を実施することのより高い効率性及び実際性につながる。

#### 【0021】

更に、再構成された形状は、装置の受信された位置及び/又は向きに基づいて位置合わせされることができる。特に、装置の受信された位置及び/又は向きが、生成された画像データに相関付けられる又は当該画像データから導き出されるとき、これは、生成された画像データ上へ再構成された形状をオーバーレイすることを可能にする。こうして、最初に生成されたデータ及び再構成された形状の両方を含む新しいデータセットが得られる。有利に、これは、形状検知素子及び/又は介入デバイスの再構成された形状を表現し、処理し、交換し、及び/又は変更することを容易にし、これは、形状検知プロセスの増大された効率及び正確さにつながる。介入デバイスの位置特定が改善され、介入デバイスの不良ポジショニングが低減される。それゆえ、本発明は、前述の目的を完全に達成する。

#### 【0022】

この形状検知素子は、介入デバイス（例えばカテーテル）に組み込まれることができる。形状検知素子を有する介入デバイスは、例えばカテーテルのような介入デバイスに組み込まれる使い捨てのエンティティである。それゆえ、本発明は、形状検知素子と接続し、又は形状検知素子を有することなく形状検知素子とインタラクトすることを可能にする。これは、全ての異なる追跡モダリティ、特にOSS追跡、EM追跡及び蛍光透視追跡にあてはまる。OSS追跡の場合、光学ファイバが、介入デバイスに組み込まれる。EM追跡の場合、コイルが、介入デバイスに組み込まれる。蛍光透視追跡の場合、マーカが、介入デバイス上に提供される。

#### 【0023】

好適な実施形態において、座標変換ユニットは、再構成された形状を、画像データ生成ユニットによって生成される画像データと位置合わせするように構成される。このようにして、再構成された形状は、生成された画像データにオーバーレイされることができる。画像データが容易に利用可能であるので、本発明は、再構成された形状の容易な位置合わせを有利に実現する。

#### 【0024】

好適な実施形態において、受信ユニットは、生成された画像データから画像データに含まれる被検体に対し決定される、及び/又は例えば向きトラッカ、位置トラッカ、ジャイロスコプ、加速度計、ヒンジ結合されたディスプレイ、スイベル及び/又は振り子のような異なるユニットによって得られたデータから決定される、装置の位置及び/又は向きを受信するように構成される。このようにして、本発明は、さまざまなソースから決定される装置の位置及び/又は向きを利用することを可能にする。有利には、これは、画像データ生成ユニットのそのように決定された位置及び/又は向きの信頼性を増大させ、再構成された形状の位置合わせの増大された正確さにつながる。

#### 【0025】

好適には、座標変換ユニットは、受信ユニットが被検体と向き合う装置の向きを受信し

た後、再構成された形状を自動的に位置合わせするように構成される。このようにして、本発明は、正確な形状位置合わせを自動的に実施し、それによって、その信頼性を維持するとともに形状検知の効率を増大させることが可能である。

【0026】

別の好適な実施形態において、座標変換ユニットは、並進及び／又は回転変換又はルックアット変換（look-at transformation）のような剛体座標変換を実施するように構成され、及び／又は再構成された形状と生成されたデータとの間の相関関数及び／又はフィットを決定するように構成される。剛体座標変換は、再構成された形状について形状保持を行う。それゆえ、再構成された形状に含まれる詳細が、オーバーレイの間、確実に処理されることができる。有利に、これは、形状検知プロセスの正確さ及び信頼性を増大する。更に、再構成された形状及び生成されたデータの特徴は、解析され及び／又は比較されることができ、これは、生成されたデータ上への再構成された形状の定量的に改善されたオーバーレイをもたらす。有利に、これは、更に、形状検知プロセスの正確さ及び信頼性を改善する。

10

【0027】

好適には、座標変換ユニットは、再構成された形状と生成されたデータから抽出される形状検知素子の形状との間のフィットを決定するように構成される。これは、再構成された形状に従う形状検知素子の形状、特に位置及び／又は向きを、特に画像データである生成されたデータに従うものと、相関付けることを可能にする。有利に、再構成された形状のオーバーレイが容易にされる。

20

【0028】

好適には、座標変換ユニットは、半自動的に及び／又はユーザ相互作用を使用して、アップベクトルと決定するように構成される。アップベクトルは、医療画像に表示される身体部位の横断面又は3次元表現の軸方向である。このようにして、アップベクトルは、高い正確さを伴って決定されることができる。有利に、再構成された形状は、生成されたデータにより一層容易にオーバーレイされることができる。

【0029】

別の好適な実施形態において、装置は、例えばタブレットコンピュータ及び／又はスマートフォンのようなモバイル装置を有する。このようにして、装置は、高い可動性及び柔軟性をもって構築される。有利に、これは、高い可動性及び柔軟性と共に形状検知プロセスを実施することを可能にする。

30

【0030】

別の好適な実施形態において、画像データ生成ユニットは、リアルタイムの画像データを生成するように構成される。リアルタイムの画像データは、リアルタイムのカメラデータ、リアルタイムの超音波データ及び／又はリアルタイムのサーマルデータを含みうる。有利に、再構成された形状のオーバーレイは動的であり、オーバーレイされる形状の結果は常に更新される。

【0031】

別の好適な実施形態において、画像データ生成ユニットは、光学カメラ、超音波カメラ及び／又はサーマルカメラを有する。このようにして、装置は、さまざまなタイプのデータを生成することが可能であり、それゆえ、再構成された形状が、さまざまなタイプのデータ上へオーバーレイされることができる。有利に、これは、再構成された形状を提示し、処理し、及び／又は修正する可能性を拡張し、これは、他の改善された形状検知プロセスにつながる。

40

【0032】

別の好適な実施形態において、画像データ生成ユニットは、装置のハウジングの複数のエッジを囲んで配置される複数のカメラを有する。このようにして、再構成された形状は、さまざまなビュー角度／パースペクティブから得られる画像データにオーバーレイされることができる。有利に、これは、更に形状検知の正確さを増大する。

【0033】

50

別の好ましい実施形態において、装置は、画像データ生成ユニットによって生成された画像データのコンテンツ及び／又は位置合わせされた再構成された形状を表示する表示ユニットを更に有する。これは、ユーザが、画像データ及び／又は位置合わせされた／オーバーレイされた再構成された形状をビューすることを可能にする。これは、オーバーレイされた再構成された形状の容易な調整及び／又は変更を助ける。有利に、形状検知プロセスはより信頼性が高い。

【0034】

本発明のこれら及びその他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかであり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

10

【0035】

【図1】形状検知の医療システムの概略的なブロック図。

【図2】光学形状検知の別の医療システムの概略的なブロック図。

【図3】光学形状検知の装置を例示的に示す図。

【図4】図3に示される装置を例示的に示す正面図。

【図5】光学形状検知の別の装置を例示的に示す図。

【発明を実施するための形態】

【0036】

図1は、形状検知素子12と接続される介入デバイス14の形状検知測定を実施するよう構成される形状検知素子12とインタラクトすることによって、及び画像データ21を生成する画像データ生成ユニット28（図3及び図5に図示）とインタラクトすることによって、形状検知を行う医療システム10の例示的なブロック図を示す。医療システム10は、形状検知素子12と通信するとともに形状検知測定の測定信号を生成する形状検知コンソール16を有する。医療システム10は、更に、形状検知コンソールと通信するとともに生成された測定信号に基づいて形状検知素子の形状19を再構成する形状再構成ユニット18を有する。医療システム10は、特に患者のような被検体に対する、画像データ生成ユニット28（図3及び図5に図示）を有する装置の位置及び／又は向きを受信する受信ユニット22を有する。医療システム10は、受信された装置の位置及び／又は向きに基づく座標系において、再構成された形状（以下、再構成形状）19を表現することによって、好適には生成された画像データ21上へ再構成形状19をオーバーレイして、再構成形状19を位置合わせする座標変換ユニット20を有する。最後に、医療システム10は、形状検知コンソール16及び／又は形状再構成ユニット18を、形状検知素子12に接続するコネクタユニット32を有する。図3及び図5に示されるように、コネクタユニット32は、装置26、26'のハウジング30に取り外し可能に接続できる。

20

30

【0037】

図2に関して以下に説明されるように、形状検知素子12は、1又は複数のコアをもつ光学ファイバのような光学形状検知素子を有することができる。代替として、形状検知素子12は、電磁（EM）追跡素子、蛍光透視マーカ追跡素子及び／又は形状検知の分野で知られている別のタイプの形状検知素子を有することができる。

【0038】

40

形状検知コンソール16は、測定信号を生成する光学インタロゲータを有することができる。かかる測定信号は、図2に関して以下に説明されるように光学ファイバを有する形状検知素子12の細長い部分における散乱の振幅及び／又は位相を示す散乱スペクトル信号である。代替として、形状検知コンソール16は、EM及び／又は蛍光透視マーカ追跡測定の測定信号を生成するように構成されることができる。

【0039】

形状構成ユニット18は、形状検知素子12の形状、特に介入デバイス14に挿入される光学ファイバの細長い部分の形状を再構成するように構成される。好適には、形状構成ユニット18は、散乱スペクトル信号、特に反射スペクトル信号に基づいて、3次元形状再構成を実施するよう構成される。代替として、形状構成ユニット18は、EM追跡信号

50



及び／又は蛍光透視マーカ追跡信号に基づいて３次元形状再構成を実施するように構成される。

【００４０】

受信ユニット２２及び／又は座標変換ユニット２０は、中央処理ユニット（ＣＰＵ）、手動データ処理ユニット、自動データ処理ユニット、及び／又は電子データ処理ユニットを有することができる。受信ユニット２２及び座標変換ユニット２０は、１つの単一ユニットに好適に組み込まれることができる。

【００４１】

好適には、受信ユニット２２は、生成された画像データ２１から画像データ２１に含まれる被検体に対し決定された、及び／又は例えば向きトラッカ、位置トラッカ、ジャイロ  
10 スコープ、加速度計、ヒンジ結合されたディスプレイ、スイベル及び／又は振り子のような異なるユニットによって得られるデータから決定された、装置の位置及び／又は向きを受信するよう構成される。前者において、装置の位置及び／又は向きは、被検体に対して決定される。

【００４２】

更に好適には、座標変換ユニット２０は、受信ユニット２２が被検体と向き合う装置の向きを受信したのち、再構成形状１９を自動的に位置合わせするよう構成される。

【００４３】

位置合わせによって生成された画像データ２１上へ再構成形状１９をオーバーレイする他に、座標変換ユニット２０は、好適には、あるデータフォーマットから別のデータフォー  
20 マットへのデータ変換、生成されたデータ２１の正しさを保証するためのデータ確認（validation）、生成されたデータ２１のアイテムを１又は複数のシーケンスに及び／又は１又は複数の組に配置するためのデータ並べ替え、生成されたデータ２１の１又は複数の主なアスペクトを抽出するデータ要約、生成されたデータ２１を収集し、組織し、解析し、解釈し及び／又は提示するためにデータ及び／又はデータ解析の複数の組を組み合わせるデータ集約（aggregation）を実施するように構成されることができ

【００４４】

オーバーレイの後、こうして、最初に生成された画像データ２１及び再構成形状１９を有する新しいデータセットが得られる。有利に、再構成形状１９及び生成された画像データ  
30 ２１のコンテンツは、単一のデータセットを使用して提示されることができ。これは、形状検知素子１２の再構成形状１９の提示を容易にする。更に、形状検知素子１２の再構成形状１９は、より容易に処理され、交換され、及び／又は変更されることができ、これは、形状検知の増大される効率及び正確さにつながる。

【００４５】

介入デバイスについての形状検知測定は、医療システム１０を使用して実施されることができ。形状検知素子１２は、介入デバイス１４に少なくとも部分的に挿入される。形状  
40 検知測定の目的は、治療下の身体部分の中での介入デバイスの位置特定、特に位置及び／又は向きを決定するために、介入デバイス１４の形状を得ることである。この目的のために、形状検知コンソール１６は、形状検知測定から測定信号を生成する。測定信号に基づいて、形状構成ユニット１８は、形状検知素子１２の形状、特に３次元形状を再構成することができ。介入デバイス１４の形状は、このように間接的に得られることができる。

【００４６】

生成されたデータ２１は、座標変換ユニット２０によって処理されることができ、座標変換ユニット２０は更に、形状検知素子１２及び／又は介入デバイス１４の再構成形状に関するデータを処理するようにも構成される。

【００４７】

座標変換ユニット２０は、生成された画像データ２１の基準フレームにおいて、再構成形状１９を表現するように構成される。基準フレームは、具体的には座標系であり、例えば、生成された画像データに含まれる１又は複数の画像の座標系である。このように、本  
50

発明は、生成されたデータ、特に生成された画像データに含まれる画像、のコンテンツと同じ基準フレームにおいて、形状検知素子 12 の再構成形状 19 を表現することを可能にする。有利に、これは更に、再構成形状 19 を処理し、交換し及び / 又は変更することを容易にし、これは、他の改善された形状検知につながる。

【 0048 】

図 2 は、図 1 と同じコンポーネントを有する別の医療システム 10 を示し、ここで、形状検知素子 12 は、光学ファイバ 13 を有し、光学ファイバは、介入デバイス 14 に挿入可能な細長い部分 24 を有する。光学ファイバ 13 は、単一の又は複数のコアを有することができ、複数のコアの各々は、他のコアとは別個に光学形状検知 (OSS) 測定を実施するよう構成される。

10

【 0049 】

光学ファイバ 13 は、例えばチューナブルレーザソース (TL) のような光源によって、デバイス 14 内の細長い部分 24 に沿って生成される光信号をガイドするよう構成され、光信号は、細長い部分 24 のポイントで散乱、特に反射を受け、その後、形状検知コンソール 16 にガイドされる。好適には、光学ファイバ 13 は、1 又は複数の埋め込まれた周期的な構造、例えばファイバブラッググレーティング (FBG) 及び / 又は非周期性構造を有する。このように、ブラッグ反射及び / 又はレイリー散乱スペクトル信号が調べられることができ、これは、光学形状検知の高い正確さにつながる。

【 0050 】

形状検知コンソール 16 は、好適には、光学ファイバ 13 の細長い部分 24 の散乱の振幅及び / 又は位相を示す散乱スペクトル信号、特に反射スペクトル信号、を生成するインタロゲータユニット 17 を有する。光学ファイバ 13 の局所ひずみデータは、散乱スペクトル信号から導出されることができ、光学ファイバ 13 の局所的な曲率及び / 又はねじれ角は、局所ストリングデータから得られることができる。形状再構成ユニット 18 は、好適には、光学ファイバ 13 の細長い部分 24 の 3 次元形状を決定するように構成される。このようにして、介入デバイス 14 の位置及び / 又は向きが、信頼性をもって決定されることができる。

20

【 0051 】

図 3 は、画像データを生成する画像データ生成ユニット 28 を有する装置 26 の例示的な図を示す。画像データ生成ユニット 28 は、好適には、光学カメラ、超音波カメラ又はサーマル / 赤外線カメラであり、画像データ生成ユニット 28 は、1 又は複数の画像を有する画像データを生成するよう構成される。

30

【 0052 】

装置 26 は、医療システム、特に図 1 - 図 2 に示される医療システム 10、10' を有する。好適には、座標変換ユニット 20 (図 1 - 図 2 に図示) は、画像データ生成ユニット 28 によって生成された画像データ上へ、介入デバイス 14 及び / 又は形状検知素子 12 (特に光学ファイバ 13) の再構成形状 19 をオーバーレイするよう構成される。

【 0053 】

好適には、具体的にはインタロゲータユニット 17 である形状検知コンソール 16、形状再構成ユニット 18、受信ユニット 22 及び / 又は座標変換ユニット 20 が、1 つの単一ユニット 23 として構成される。装置 26 は更に、コネクタユニット 32 と、画像データ生成ユニット 28 及び / 又は医療システム 10 を取り外し可能に接続し及び / 又は収容するハウジング 30 と、を有する。具体的には、ハウジング 30 は、好適には、前側 36 及び後側 38 を有するタブレットコンピュータハウジングである。

40

【 0054 】

好適には、装置 26 は、装置 26 の位置及び / 又は向きを決定する決定ユニット、特に装置 26 の表示ユニットを有し、又はそれとインタラクトする。決定ユニットは、生成された画像データ 21 から、画像データ 21 に含まれる被検体に対する、装置の位置及び / 又は向きを決定することができ、被検体に対し、装置の位置及び / 又は向きが決定される。代替的に又は追加的に、決定ユニットは、例えば向きトラッカ、位置トラッカ、ジャイ

50

ロスコープ、加速度計、ヒンジ結合されたディスプレイ、スイベル及び／又は振り子のよ  
うな別のユニットによって得られるデータから、装置の位置及び／又は向きを決定するこ  
とができる。

【 0 0 5 5 】

好適には、装置 2 6（具体的にはモバイル装置）が患者の方へ回転するとき、決定ユニ  
ットは、患者と向き合うものとして装置 2 6 の向きを決定する。この場合、患者の画像デ  
ータは、表示ユニットに表示されることができる。更に、介入デバイス 1 4 及び／又は形  
状検知素子 1 2 の再構成形状は、モバイル装置 2 6（具体的には表示ユニット）の決定さ  
れた向きに基づいて、患者の画像上にオーバレイされることができる。

【 0 0 5 6 】

図 3 は、ハウジング 3 0 の後側 3 8 を示す図である。図 3 から分かるように、コネクタ  
素子 3 2 は、一方では光学ファイバ 1 3 に接続し他方ではワイヤリング 3 4 を通じてユニ  
ット 2 3 に接続するように、ハウジング 3 0 の後側 3 8 に取り外し可能に接続できる。ワ  
イヤリング 3 4 は、好適には、1 又は複数の光学ファイバを有する。画像データ生成ユニ  
ット 2 8 は、画像取得表面を有し、好適には光学カメラであり、画像取得表面は、ハウジ  
ング 3 0 の後側 3 8 に配置される。図 3 から分かるように、ユニット 2 3 は、ハウジング  
とは別に配置される。代替として、画像取得ユニット 2 8 の画像取得表面は、ハウジング  
3 0 の前側 3 6 に配置されることができる。

【 0 0 5 7 】

図 4 は、図 3 の装置 2 6 の前側 3 6 を示す図である。表示ユニット 4 0 は、ハウジング  
3 0 の前側 3 6 に配置され、表示ユニット 4 0 は、光学カメラ 2 8 によって生成された画  
像データのコンテンツを表示するよう構成され、好適にはディスプレイフィールドを有す  
る。

【 0 0 5 8 】

図 5 には、ユニット 2 3 が、ハウジング 3 0 とは別個に配置されるのではなく、ハウジ  
ング 3 0 の後側 3 8 に取り付けられていることを除いて、図 3 に示されるすべてのコンポ  
ーネントを本質的に含む同様の装置 2 6 ' が示されている。コネクタユニット 3 2 の他に  
、ユニット 2 3 が更に、ハウジング 3 0 の後側 3 8 に取り外し可能に接続され、それによ  
って、別のコネクタユニットを形成することが留意される。コネクタユニットとハウジ  
ング 3 0 との間の接続は、当技術分野において知られている接着剤又は他の固定手段を使用  
して、実現されることができる。

【 0 0 5 9 】

図 3 - 図 5 に示される装置 2 6、2 6 ' は、光学形状検知において使用されるように構  
成されているが、装置 2 6、2 6 ' は、代替として、超音波、サーマル／赤外線カメラ、  
E M 追跡及び／又は蛍光透視マーカ追跡を使用することのような他の技法に基づいて、形  
状検知のための 1 又は複数の医療システム 1 0 を有することができる。ユニット 2 3 のコ  
ンポーネントの 1 又は複数のは、好適には、バッテリーのようなそれ自身の電源及び／又はハ  
ウジング 3 0 の電源によって電力供給される。

【 0 0 6 0 】

好適には、装置 2 6、2 6 ' は、例えばタブレットコンピュータ及び／又はスマートフ  
ォンのようなモバイル装置を有する。装置 2 6、2 6 ' は、静止した装置を実現するよう  
に、ドッキングステーションにドッキング可能でありうる。好適には、タブレットコンピ  
ュータである装置 2 6、2 6 ' のユニット 2 3 は、タブレットソフトウェアを実行するこ  
とによって 1 又は複数のタスクを実施するように構成される。タスクは好適には以下を有  
する：

- 光学カメラ 2 8 を通じて画像データを受信する。光学カメラ 2 8 の画像取得表面は、ハ  
ウジング 3 0 の前側 3 6 又は後側 3 8 に配置されることができる；
- ワイヤレスデータ接続及び／又はワイヤードデータ接続を通じて医療データを受信する  
。ワイヤレスデータ接続は、1 又は複数の D I C O M リンク及び／又は 1 又は複数のプロ  
プライエタリなリンクを有する；

10

20

30

40

50

- 位置合わせ情報及び／又は画像情報を操作する。位置合わせ情報は、接触情報及び／又は臨床的情報を含む；
- 例えば表示ユニット 40 によって移動されるユーザインタフェースを使用したランドマークのような、仮想対象を生成し、変更し及び／又は削除する；
- ジャイロ스코プ、内部加速度計、向き追跡ユニット／センサを使用して、及び／又は形状検知に基づいて、絶対的な向きを決定する；及び／又は
- ワイヤレスで又はハウジング 30 に遠隔で接続される又は取り付けられるユニット 23 を通じて、形状検知素子 12 の再構成形状に関するデータを取得する。

#### 【0061】

好適には、カメラ 28 によって生成される画像データは、リアルタイムデータ又はライブカメラフィールドを有する。医療データは、位置合わせ情報及び／又は画像情報を含む以前に記録された及び／又はリアルタイム／ライブの医療データを含むことができる。更に好適には、再構成形状に関するデータは、リアルタイム形状データ／ライブ形状データである。好適には、前述の複数のタスクは、1又は複数のユーザプリファレンスを設定することによって、スーパーインポーズされ及び／又はブレンドされることができ、ユーザプリファレンスは、表示ユニット 40 によって、好適にはディスプレイフィールドに表示されることができる。「カメラフィールド」及び「データフィールド」の語は、カメラ又は別のエンティティによって生成されるデータをさし、生成されたデータは、インタフェースによって受信されることが理解される。更に、「ライブカメラフィールド」、「ライブ医療データ」及び「ライブデータフィールド」の語は、リアルタイムベースで生成され及び／又は受信されるデータをさし、ゆえに、そのデータは、静止データとは対照的な動的データであることが理解される。

#### 【0062】

以下において、付加の特徴が、タブレットコンピュータである装置 26、26'に関連して記述される。しかしながら、以下に記述される特徴は静止した装置／非モバイル装置にも適用できることが理解される。

#### 【0063】

図 3、図 5 に示すように、光学ファイバ 13 は、タブレットコンピュータ 26、26'の後側 38 に物理的に取り付けられることができる。代替として、光学ファイバ 13 は、殺菌した材料で作られたスリーブによって囲まれることができ、その場合、スリーブは可撓性であり、ハウジング 30 の前側 36 と向き合うように位置付けられることができる部分を有する。タブレットコンピュータ 26、26'は、光学ファイバ 13 又は光学ファイバ 13 の細長い部分が挿入される介入デバイスの再構成形状を、光学カメラ 28 によって生成されるライブカメラフィールド上にオーバーレイするように構成される。これは、タブレットコンピュータ 26、26'の光学カメラ 28 のパースペクティブ投影、及び光学ファイバ 13 の基準フレームから光学カメラ 28 の基準フレームへの剛体変換の 2 つの変換を適用することによって行われることができる。

#### 【0064】

パースペクティブ投影の目的で、カメラ 28 は、較正される必要があり、較正されたカメラ 28 は、好適には、最小のカメラアスペクト比及び／又は最小のカメラ視野を有する。更に好適には、較正は、ピンクッション較正及び／又はワープ較正でありうる。

#### 【0065】

剛体変換は、並進及び／又は回転変換でありえ、再構成形状の座標系から、カメラ 28 によって生成される画像データの座標系への変換を可能にする。特に、剛体変換は、再構成形状の座標系からカメラ画像の座標系に、光学ファイバ 13 の位置及び／又は向きを変換する。

#### 【0066】

好適には、これは、カメラ 28 のビューイング視野に、光学ファイバ 13 又は光ファイバ 13 の細長い部分 24 が挿入される介入デバイス 14 を位置付け、そのように位置付けられた光ファイバ 13 のカメラ画像を生成し、生成されたカメラ画像において光ファイバ

13の形状を検出することによって、得られる。このような形状は、一般性の喪失なしに、「カメラ画像形状」と呼ばれる。

【0067】

光ファイバ13の検出されたカメラ画像形状と、再構成形状、特に3次元再構成形状との間のフィット及び/又は相関関数が、決定されることができる。

【0068】

代替として、剛体変換は、介入デバイス14の検知先端部又は他の任意の識別可能な部分を、カメラ28の視野の中心に配置することによって実施されることができ、ビューイング視野の中心は、好適にはカメラ28のディスプレイフィールドの中央に、十字線又は他の識別マーカによって示されることができる。その後、ルックアット変換が、検知され

10

【0069】

好適には、特に身体部分の所与のポイントにおけるアップベクトル、すなわち身体部分の横断面又は3次元表現の軸方向が、手動で又は半自動的に決定されることができる。手動の決定は、好適には、例えばタブレットコンピュータ26、26'のタッチスクリーンのようなユーザインタフェースを介して、ユーザとのインタラクションを使用する。アップベクトルの半自動の決定は、ルックアット変換を、アップベクトルが決定されることが

20

【0070】

ルックアットベクトルのみを使用して、3次元変換を決定することはできない。カメラ28の座標系に対する介入デバイス14のルックアットベクトルを中心とする回転がなお必要とされる。この回転は、ベクトルとして表現されることができ、アップベクトルと呼ばれる。アップベクトルは、カメラ28の3次元座標系において規定される。カメラ28の方向軸を中心とする回転は、再構成形状をカメラ画像形状と手動で又は自動的にマッチングすることによって、決定されることができる。

【0071】

自動の方法は、ルックアットベクトルを中心とする回転についてサーチを可能にしながら、ルックアットベクトルが固定されるベストフィットアルゴリズムを使用する。これは、アップベクトルが局所的なやり方で決定されることができていることを意味する。手動の方法は、例えばカメラ28のディスプレイフィールドのエッジを押すことによって、ユーザが再構成形状をルックアットベクトルを中心に手動で回転することを可能にすることができる。

30

【0072】

特に生成された画像データの基準フレームを使用した再構成形状の表現である、生成されたデータ上への再構成形状の前述のオーバレイは、再構成形状における介入デバイス14及び/又は光ファイバ13の位置又は向きと、タブレットコンピュータ26、26'の位置又は向きとの相関付けを決定することを可能にする。この決定は、一般性の損失なしに、「形状対タブレット(shape-to-tablet)の位置合わせ」と呼ばれる。

40

【0073】

好適には、1又は複数の器具が、介入デバイス14に物理的に接続されることができ、器具は、装置26、26'を使用して検知形状を介して追跡されることができる。特に、器具の位置又は向きは、例えば器具のカメラ画像を生成する光学カメラ28を使用して、得られることができる。このような追跡の結果は、器具と介入デバイス14との間の関係を検出するために使用されることができる。例えば、器具の形状と介入デバイス14の形状との間の相関付けが、決定されることができ、両方の形状は、好適には、カメラの基準フレーム、カメラのディスプレイフィールド及び/又はカメラ画像を使用して表現される。一般性の損失なしに、2つの形状の間の関係の前述の決定は、「形状対形状(shape-to-shape)位置合わせ」と呼ばれている。

50

## 【 0 0 7 4 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26'は、介入デバイス 14 に物理的に接続される 1 又は複数の器具のライブデータフィードを受け取るように構成される。タブレットコンピュータ 26、26'のユニット 23 は、好適には、器具のライブデータフィードの基準フレームにおいて介入デバイス 14 及び / 又は光ファイバ 13 の再構成形状を表現するように構成される。特に、ユニット 23 は、前述のライブデータフィードのデータソース又は起源を決定するように構成される。更に、ユニット 23 は、器具のライブデータフィード上へ再構成形状をオーバーレイする際の基準フレームを選択するために、例えばユーザプリファレンスにおいて、ライブデータフィードのデータソースを入力パラメータとして使用することができる。

10

## 【 0 0 7 5 】

カメラ 28 は、好適には、カメラ画像に基づいてカメラ 28 に対するこれら対象の位置及び / 又は向きを決定することによりこれら対象を追跡するために、カメラ 28 のビューイング視野内で取得される 1 又は複数の対象のカメラ画像を生成するように構成される。これは、画像検出により、例えばライブカメラフィールド内の患者の 1 又は複数の顔のフィーチャを検出することにより、又はマーカ検出により、例えば患者の 1 又は複数の部分又は器具におけるマーカを、ライブカメラフィールドに配置することにより、行われることができる。このようにして、ユーザは、タブレットコンピュータ 26、26'の位置及び / 又は向きを、追跡される対象の位置及び / 又は向きに相関付けることができる。一般性の損失なく、このような相関付けの決定は、「タブレット対ワールド座標 (tablet-to-world) 位置合わせ」と呼ばれている。好適には、再構成形状及び / 又はカメラ画像形状による介入デバイスの位置及び / 又は向きは、追跡される対象の位置及び / 又は向きと相関付けられることができる。

20

## 【 0 0 7 6 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26'は、例えばドッキングステーションのような静止キャリア又は可動キャリアに取り付けられ、静止キャリア及び / 又は可動キャリアは、例えばキャリアの速度、位置及び / 又は向きのような特定のパラメータを検知するように構成される 1 又は複数のエンコーダを有する。タブレットコンピュータ 26、26'の位置又は向きは、こうして、エンコーダの助けによって決定されることができる。更に、タブレットコンピュータ 26、26'の決定された位置又は向きは、例えばカメラフィールド又は外部エンティティから得られるデータフィードを使用して、空間及び / 又は空間内の対象に対して表されることができる。このようにして、代替のタブレット対ワールド位置合わせが行われる。

30

## 【 0 0 7 7 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26'は、タブレットコンピュータ 26、26'の 2 又は複数のエッジ 42、44、46、50 に配置される複数のカメラ 28 を有する。カメラ 28 は、3 次元で対象を追跡するように、それにより、カメラフィールドに対し、特にカメラフィールドの基準フレームに対し、対象の位置を追跡し、及び / 又は追跡される対象及び / 又は追跡される対象が存在する空間に対し、タブレットコンピュータ 26、26'の位置及び / 又は向きを追跡するように、構成される。このようにして、他の代替のタブレット対ワールド位置合わせが実施される。

40

## 【 0 0 7 8 】

介入デバイス 14 は、コンピュータトモグラフィ (CT) イメージングシステム、磁気共鳴 (MR) イメージングシステム、及び / 又は医療イメージングの分野で知られている他のイメージングシステムと協働することができる。好適には、タブレットコンピュータ 26、26'は、前述の医療イメージング技術の 1 又は複数と協働する介入デバイス 14 の光学形状検知を実施するように構成される。

## 【 0 0 7 9 】

更に好適には、タブレットコンピュータ 26、26'は、特にマイクロホンのような音響電気トランスデューサ又はセンサを更に有し、又はそれと協働する。マイクロホンは、

50

カメラ 28 と協働するように構成され、カメラの画像取得面は、ハウジング 30 の前側 36 に配置され、表示ユニット 40 のディスプレイフィールドもまた前側 36 に配置される。これは、有利に、ディスプレイフィールドに向き合うユーザが、マイクロホンに話すことによって、ユーザとタブレットコンピュータ 26、26' との間の物理的 / 手動の接触なしに、タブレットコンピュータ 26、26' とインタラクトすることを可能にする。例えば、タブレットコンピュータ 26、26' は、「ＣＴオン / オフを表示する」、「デバイスの先端部にランドマークを配置する」及び / 又は「位置合わせし直す」のような。音声コマンドを処理するように構成されることができ。

#### 【 0080 】

上述したように、本発明は、例えば 2 つの異なる対象間の形状、位置及び / 又は向きのようなパラメータに関する情報を相関付けることを可能にし、このような相関の決定は、2 つの対象間の位置合わせである。例えば、対象 A と対象 B の間の相関は、A 対 B (A-to-B) の位置合わせによって確立される。

#### 【 0081 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26' は、複数の対象のうちの任意の 2 つの間の位置合わせを得るために、複数の対象からシーングラフを作るように構成する。複数の対象は、タブレットコンピュータ 26、26' のカメラ 28 によって取得されることができ、それにより、対象の位置又は向きが、カメラ 28 のライブカメラフィールドから抽出されることができ、好適には、ライブカメラフィールドの基準フレームを使用して表現される。代替として、タブレットコンピュータ 26、26' は、複数の対象の位置及び / 又は向きを抽出するために、外部エンティティからのライブデータフィールドを使用する。こうして、複数の対象のうちの 1 つの対象の位置又は向きが、他の対象に関するデータフィールドの基準フレーム内で表現されることができ、逆もまた同様である。

#### 【 0082 】

タブレットコンピュータ 26、26' は、前述の位置合わせの 1 又は複数の入力を可能にするように構成されることができ、1 又は複数の入力は、互いにブレンドされ又は互いにスーパーインポーズされることができ、例えば、2 つの対象間のいくつかの位置合わせは、各々、新しい位置合わせを行うために「チェーンアップ (chain up)」されることができ、好適には、ライブカメラフィールド対 ＣＴ画像の位置合わせ、ＣＴ対超音波フィールドの位置合わせ、及び超音波フィールド対ライブ再構成形状の位置合わせは、ライブメ

#### 【 0083 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26' は、例えば介入デバイス 14 のようなデバイスを追跡するためにだけ、光学カメラ 28 によって生成されるライブカメラフィールドを使用するように構成される。入力の可視表現上の向きは、好適には、ユーザ規定される向きに設定されることができ、ユーザ規定される向きは、視野角の向きをさし、その向きから、例えば他のモダリティの医療データ又は非医療データのような他のデータ上への再構成形状のスーパーインポーズが、ユーザによって見られることができる。ライブカメラフィールドは、デバイスを追跡するためにだけ使用され、画像フィールド自体は使用されず、これは、画像フィールドの 2 次元性のため、視野角をカメラ 28 の現在位置に制限する。

#### 【 0084 】

好適には、タブレットコンピュータ 26、26' は、ジャイロスコープデータ及び / 又は加速度計データを処理するように構成され、ジャイロスコープデータ又は加速データは、タブレットコンピュータ 26、26' のジャイロスコープ及び / 又は加速度計によって生成され、又は外部のジャイロスコープ及び / 又は外部加速度計、位置追跡ユニット / センサ、向き追跡ユニット / センサ、及び / 又は形状検知に基づいて、生成される。受信ユニット 22 は、処理されたデータから決定されたタブレットコンピュータ 26、26' の位置及び / 又は向き、特にタブレットコンピュータ 26、26' の環境の 1 又は複数の対

象に対するタブレットコンピュータ 26、26' の位置及び / 又は向きを受け取ることが可能である。ユニット 23 は、タブレットコンピュータ 26、26'、特にカメラ 28 の受信された位置及び / 又は向きに基づく座標系において再構成形状を表現することによって、カメラデータと再構成形状を位置合わせするように構成される。

【0085】

このようにして、前述の形状対タブレット位置合わせと同様な位置合わせが理解され、この場合、位置合わせは、カメラ 28 によって生成されるライブカメラフィールドを利用しない「ブラインド位置合わせ」である。再構成形状による光ファイバ 13 及び / 又は介入デバイス 14 の位置又は向きは、ジャイロスコープ、加速度計、位置追跡ユニット / センサ、向き追跡ユニット / センサによってキャプチャされる 1 又は複数の対象に対し、及び / 又は検知形状に基づいて、位置合わせされる。好適には、介入デバイス 14 は、介入デバイス 14 のセンシング先端部が表示ユニット 40 の中心に現れるように、光学的カメラ 28 に対し、位置付けられることができ、この場合、センシング先端部の位置又は向きは、ライブカメラフィールドに含まれる位置及び / 又は向きに適応されない又は整合されない。

10

【0086】

前述のそれぞれ異なる位置合わせ方法は、装置 26、26' の相対的な又は絶対的な向きを決定するために適用されることができ、再構成形状は、装置 26、26' の受信された位置及び / 又は向きに基づく座標系の表現によって位置合わせされることができる。好適には、再構成形状は、カメラ 28 によって生成される画像データ上へオーバーレイされることができ。

20

【0087】

本発明は、前述の図面及び説明において詳しく図示され記述されているが、このような図示及び記述は、説明的又は例示的なものであって、制限的なものではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され、達成されることができる。

【0088】

請求項において、「有する、含む (comprising)」の語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複数性を除外しない。単一の構成要素又は他のユニットが、請求項に記載されるいくつかのアイテムの機能を達成することができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

30

【0089】

コンピュータプログラムは、例えば他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又はソリッドステート媒体のような適切な媒体上に記憶され / 配布されることができるが、他の形態で、例えばインターネット又は他のワイヤード又はワイヤレス通信システムを通じて配布されることもできる。

【0090】

請求項におけるいかなる参照記号も、その範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

40



【図 1】

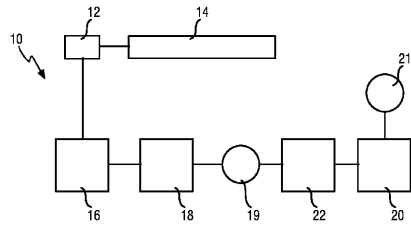


FIG.1

【図 2】

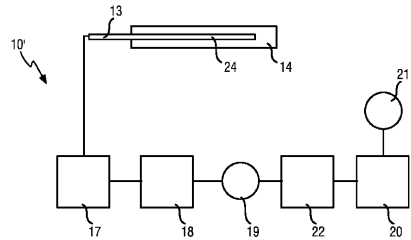


FIG.2

【図 3】

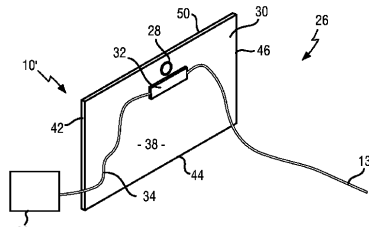


FIG.3

【図 4】

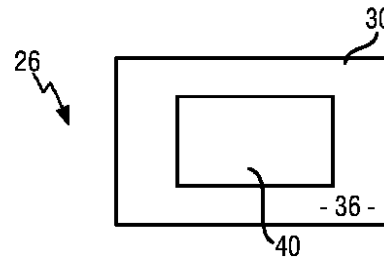


FIG.4

【図 5】

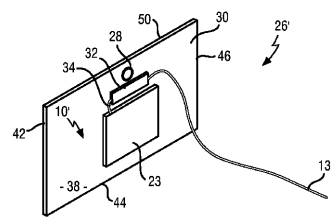


FIG.5

## フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
A 6 1 B 1/045 6 1 0  
A 6 1 B 1/045 6 2 0  
A 6 1 B 1/045 6 2 3  
A 6 1 B 1/018 5 1 5

## 早期審査対象出願

(72)発明者 デニッセン サンダー ハンス  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

(72)発明者 フェラルド ロレント  
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング  
5

審査官 北川 大地

(56)参考文献 特開2007-007041(JP,A)  
国際公開第2014/053925(WO,A1)  
特表2014-517907(JP,A)  
特表2014-509239(JP,A)  
特表2013-517032(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2  
A 6 1 B 3 4 / 0 0 - 3 4 / 2 0