

(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2016-518156

(P2016-518156A)

(43) 公表日 平成28年6月23日 (2016.6.23)

(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 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
	A 6 1 B 1/00 3 3 2 A	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2016-501194 (P2016-501194)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月11日 (2014.3.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年9月30日 (2015.9.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/023285
 (87) 国際公開番号 W02014/168705
 (87) 国際公開日 平成26年10月16日 (2014.10.16)
 (31) 優先権主張番号 13/830,477
 (32) 優先日 平成25年3月14日 (2013.3.14)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 515251377
 アパーチャー ダイアグノスティックス
 リミテッド
 APERTURE DIAGNOSTIC
 S LTD.
 アメリカ合衆国 11935 ニューヨー
 ク州 カチョーグ ワンウェータ ロード
 3280
 (74) 代理人 100105957
 弁理士 恩田 誠
 (74) 代理人 100068755
 弁理士 恩田 博宣
 (74) 代理人 100142907
 弁理士 本田 淳

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 全視野3次元表面測定

(57) 【要約】

本発明の実施形態は、人体の外側および内側の表面などの表面の測定を全視野で、かつ3Dで行うことに用いることができる。電磁放射線源は、電磁放射線を空間信号変調アルゴリズムに対応するパターンで投射するように構成することができる。電磁放射線源はまた、放射線が投射される媒体を通して送信するのに適した周波数で電磁放射線を投射するように構成することもできる。画像センサは、投射されたパターンを表示する画像データを捕捉するように構成することができる。画像処理モジュールは、画像センサから捕捉した画像データを受取り、捕捉した画像データおよび空間信号変調アルゴリズムを用いて表面の全視野3D表示を計算するように構成することができる。表示デバイスは、表面の全視野3D表示を表示するように構成することができる。

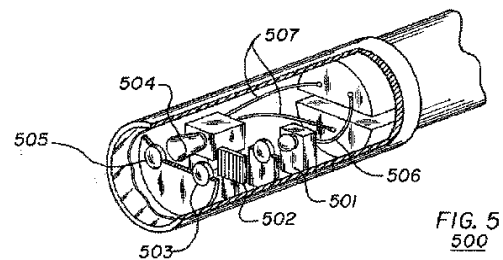


FIG. 5
500

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

全視野 3 次元画像化のためのシステムであって、

電磁放射線を表面に投射するように構成された電磁放射線源であって、空間信号変調アルゴリズムに対応するパターンで、かつ前記表面に隣接する媒体のために構成された周波数で、前記電磁放射線を投射するように構成された電磁放射線源と、

前記投射されたパターンを表示する画像データを捕捉するように構成された画像センサと、

前記捕捉された画像データを前記画像センサから受取り、前記捕捉した画像データと前記空間信号変調アルゴリズムを用いて前記表面の全視野 3 次元表示を計算するように構成された画像処理モジュールと、

前記表面の前記全視野 3 次元表示を表示するように構成された表示デバイスと、を備えたシステム。

【請求項 2】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡内に組み込まれ、前記内視鏡はさらに、可撓性シャフト部と、

器具ポートと、

灌注モジュールと、のうちの 1 つ以上を備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に結合されかつ前記電磁放射線源から電磁放射線を搬送するように構成された光ファイバ束を備える、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に電力を送るために構成された 1 つ以上の電気リードを備える、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記灌注モジュールが、

液体または空気を供給する導管と、

液体または空気を除去する吸引管と、を備える、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡カプセル内に組み込まれ、

前記内視鏡カプセルはさらに、

アンテナモジュールと、

前記アンテナモジュールを用いて、前記捕捉された画像データを、前記画像処理モジュールへ送信するように構成された無線モジュールと、

電力を供給するように構成されたバッテリーモジュールと、を備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが、可撓性シャフト部を備えたカテーテル内に組み込まれた、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによる液状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによるガス状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

全視野 3 次元画像化のための装置であって、

電磁放射線を表面に投射するように構成された電磁放射線源であって、空間信号変調アルゴリズムに対応するパターンで、かつ前記表面に隣接する媒体のために構成された周波

10

20

30

40

50

数で、前記電磁放射線を投射するように構成された電磁放射線源と、

前記投射されたパターンを表示する画像データを捕捉するように構成された画像センサと、

前記捕捉された画像データを前記画像センサから受取り、前記捕捉した画像データと前記空間信号変調アルゴリズムを用いて前記表面の全視野3次元表示を計算するように構成された画像処理モジュールへの1つ以上の接続と、を備えた装置。

【請求項11】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡内に組み込まれ、前記内視鏡はさらに、可撓性シャフト部と、

器具ポートと、

灌注モジュールと、のうちの1つ以上を備える、請求項10に記載の装置。

10

【請求項12】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に結合されかつ前記電磁放射線源から電磁放射線を搬送するように構成された光ファイバ束を備える、請求項11に記載の装置。

【請求項13】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に電力を送るように構成された1つ以上の電気リードを備える、請求項11に記載の装置。

【請求項14】

前記灌注モジュールが、

液体または空気を供給する導管と、

液体または空気を除去する吸引管と、を備える、請求項11に記載の装置。

20

【請求項15】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡カプセル内に組み込まれ、前記内視鏡カプセルはさらに、

アンテナモジュールと、

前記アンテナモジュールを用いて、前記捕捉された画像データを、前記画像処理モジュールへ送信するように構成された無線モジュールと、

電力を供給するように構成されたバッテリーモジュールと、を備える、請求項10に記載の装置。

【請求項16】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが、可撓性シャフト部を備えたカテーテル内に組み込まれた、請求項10に記載の装置。

30

【請求項17】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによる液状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項10に記載の装置。

【請求項18】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによるガス状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項10に記載の装置。

【請求項19】

全視野3次元画像化のための方法であって、

空間信号変調アルゴリズムに対応するパターンで、かつ表面に隣接する媒体のために構成された周波数で電磁放射線を投射するように構成されている電磁放射線エミッタモジュールからの電磁放射線源を前記表面に投射する工程と、

前記投射されたパターンを表示する画像データを画像センサによって捕捉する工程と、

前記捕捉された画像データを画像処理モジュールに供給する工程と、

前記画像処理モジュールのプロセッサによって、前記捕捉した画像データと前記空間信号変調アルゴリズムを用いて前記表面の全視野3次元表示を計算する工程と、

前記表面の前記全視野3次元表示を表示デバイスに表示する工程と、を備えた方法。

40

【請求項20】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡内に組み込まれ、前記内視鏡はさらに、

50

可撓性シャフト部と、
 器具ポートと、
 灌注モジュールと、のうちの1つ以上を備える、請求項19に記載の方法。

【請求項21】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に結合されかつ前記電磁放射線源から電磁放射線を搬送するように構成された光ファイバ束を備える、請求項20に記載の方法。

【請求項22】

前記可撓性シャフト部が、前記電磁放射線源に電力を送るように構成された1つ以上の電気リードを備える、請求項20に記載の方法。

【請求項23】

前記灌注モジュールが、
 液体または空気を供給する導管と、
 液体または空気を除去する吸引管と、を備える、請求項20に記載の方法。

【請求項24】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが内視鏡カプセル内に組み込まれ、前記内視鏡カプセルはさらに、

アンテナモジュールと、

前記アンテナモジュールを用いて、前記捕捉された画像データを、前記画像処理モジュールへ送信するように構成された無線モジュールと、

電力を供給するように構成されたバッテリーモジュールと、を備える、請求項19に記載の方法。

【請求項25】

前記電磁放射線源と前記画像センサとが、可撓性シャフト部を備えたカテーテル内に組み込まれた、請求項19に記載の方法。

【請求項26】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによる液状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項19に記載の方法。

【請求項27】

前記電磁放射線源が、前記画像センサによるガス状媒質内の画像データの捕捉を可能にする周波数を用いて電磁放射線を投射するように構成された、請求項19に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全視野3次元画像化のためのシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

多くの医療行為において、人体の外側および内側の表面の正確な3次元マップが必要とされている。例えば、人体の外側の表面は、顔面再建手術または補綴装着のためにスキャンを必要とする場合がある。人体の内側の表面は、仮想生検、ステント留置術、アブレーション、気管支鏡検査、食道・胃内視鏡検査、腹腔鏡検査、結腸内視鏡検査、膀胱鏡検査、または関節鏡検査などの、多様な内視鏡またはカテーテルによる手技のためにマッピングを必要とする場合がある。さらに、体内の施術が、気管支鏡検査などのガス状媒質内で行われる場合や、関節鏡検査または心臓血管可視化などの液状媒質内で行われる場合もある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

人体の外側および内側の表面を3次元スキャンするための現行の技術には多くの欠点がある。レーザ線スキャンなどの、レーザによるスキャンは一般的に患者に対して静止状態を要求し、僅かな動きでもスキャンの正確性に影響を与える。一般的なレーザスキャンは

10

20

30

40

50

、多数の2次元のスライス断面を収集する間、10秒間～15秒間、じっと座っていることを患者に対して要求する場合がある。2次元のスライス断面は、後から、表面の3次元表示に再コンパイルされる。この時間内の、呼吸、震え、または筋肉反射等の患者の動きは、スキャンの正確性に悪影響を及ぼす場合がある。さらに、レーザスキャン装置自体が、レーザの固有の動きによってシステム内に不要な振動を取り込む場合がある。

【0004】

コンピュータ断層撮影法(CT:Computed Tomography)、光コヒーレンス・トモグラフィ(OCT:Optical Coherence Tomography)、磁気共鳴映像法(MRI:Magnetic Resonance Imaging)、および多様な超音波診断法(US:UltrasonographyおよびIVUS:Intravascular Ultrasound)など、内臓器官の測定に一般的に用いられる技術には、同様の誘発される誤差が欠点としてある。

10

【0005】

したがって、迅速に実行可能で、かつ、患者および装置によって取り込まれる不正確さを排除できる3次元表面測定技術に対する需要が存在する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明の一実施形態を示す図。

【図2】本発明の一実施形態による論理の流れを示す図。

【図3】本発明の一実施形態による測定パッケージを示す図。

20

【図4A】本発明の一実施形態による内視鏡を示す図。

【図4B】本発明の一実施形態による内視鏡を示す図。

【図4C】本発明の一実施形態による内視鏡を示す図。

【図5】本発明の一実施形態による遠位端部を示す図。

【図6】本発明の一実施形態によるカプセルを示す図。

【図7A】本発明の一実施形態によるカテーテル検査用プローブを示す図。

【図7B】本発明の一実施形態によるカテーテル検査用プローブを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0007】

本発明は、リアルタイム全視野3次元(「3D」)表面複製に関するものである。本発明の実施形態は、人体の外側および内側の表面などの、表面の測定を全視野で、かつ3Dで実施するために使用することができる。全視野という用語は、例えば、測定対象を含む全体的な光景の3D情報を捕捉および計算するための、装置のセンサの能力を指すことができる。リアルタイムという用語は、例えば、検出され得るターゲット表面の動きを最小化または除去するために十分高速のセンサ露出またはフレームレートを使用することを指すことができる。

30

【0008】

本発明の実施形態は、表面に対して電磁放射線を投射するように構成される電磁放射線源を備えることができる。電磁放射線源は、空間信号変調アルゴリズムに対応するパターンで電磁放射線を投射するように構成することができる。また、電磁放射線源は、放射線が投射される媒体の透過に適した周波数で電磁放射線を投射するように構成することもできる。画像センサは、投射されたパターンを表す画像データを捕捉するように構成することができる。画像処理モジュールは、画像センサから捕捉された画像データを受取り、捕捉された画像データおよび空間信号変調アルゴリズムを用いて表面の全視野3D表示を計算するように構成することができる。表示デバイスは、表面の全視野3D表示を表示するように構成することができる。

40

【0009】

本発明の実施形態は、さらに、人体の内側の表面に対する全視野3D表面複製を可能とするために、プローブ、診断または治療用カテーテル、内視鏡、またはカプセルに組み込んでよい。かかる装置は、体腔または心臓血管系を通して前進させる、またはナビゲー

50

トするために、内部または外部で、案内してもよく、操縦可能であってもよく、または推進させてもよい。

【0010】

図1は、本発明の一実施形態によるリアルタイム全視野3D表面複製システム100を示している。システム100は、測定パッケージ102と、ターゲット表面104と、コントローラシステム106と、表示システム108とを備えてもよい。システム100は、1995年2月27日に出願され、その全文が参照により本明細書に組み込まれる、米国特許第5,581,352号明細書に記載された空間信号変調(SSM: Spatial Signal Modulation)技術を実装して、人体の外側および内側の表面の即時の定量化可能な3Dマップを複製してもよい。

10

【0011】

測定パッケージ102は、カメラデバイス110と、放射線源112とを備えてもよい。放射線源112は、放射線放出デバイスとレンズ(図示せず)との間へのスライドの配置または所望のパターンのグレーチング(図示せず)を行うことによって製作してもよい。カメラデバイス110は、ターゲット表面104から反射された画像データを捕捉することができるデバイス(例えば、電荷結合素子(CCD: Charge-Coupled Device)カメラ)であってもよい。

【0012】

コントローラシステム106(または画像処理モジュール)は、カメラデバイス110が捕捉した画像データを受取り、ターゲット表面104の全視野3D表示を計算するためにデータを処理することができるプロセッサまたは状態機械を備えてもよい。かかる機械は、例えば、適切な処理プラットフォーム、コンピュータ・プラットフォーム、計算装置、処理装置、計算システム、処理システム、コンピュータ、プロセッサなどを備えてもよく、ハードウェアおよびソフトウェアまたはハードウェアもしくはソフトウェアの任意の適切な組み合わせを用いて実装してもよい。

20

【0013】

表示システム108は、コントローラシステム106からターゲット表面104の全視野3D表示を受取り、ユーザによって分析される表面104のデジタル表示を表示するために、表示デバイス(液晶表示装置、発光ダイオード表示装置など)を備えてもよい。

【0014】

図2は、本発明の実施形態による図1の複製システム100の動作の論理の流れ200である。動作の間、放射線源112は、空間信号変調アルゴリズムに従って、ターゲット表面104に電磁放射線のパターンを投射してもよい(ステップ202)。このパターンは、例えば、電磁放射線の並列帯域の形状であってもよい。本発明の実施形態によれば、投射された空間放射線信号の搬送周波数は、信号が伝播する媒体によって決まるものでよい。例えば、人間の血液は、可視青色領域のより短い波長に比較して、特定の赤外線周波数において約2,500倍の透明性を有する。また、使用される放射線の波長が対象物よりも長い場合は、対象物を「見る」ために電磁放射線を使用することは不可能である。したがって、エミッタ搬送周波数は、ターゲット表面に隣接する媒体(空気、血液、粘液、尿など)の1つ以上の特性(粒径、色、粒量など)に基づいて選択してもよい。

30

40

【0015】

空間信号は、ターゲット表面104からカメラデバイス110へ反射することができる。カメラデバイス110は、反射した空間信号を捕捉することができ、この信号は表面104との相互作用によって変化/変調することができる(ステップ204)。歪められた投射の捕捉された反射画像は、空間的に符号化された3D表面情報を含む。反射した(および歪められた)空間信号を表すデータは、コントローラシステム106へ送信され、処理することができる(ステップ206)。

【0016】

コントローラシステム106は、画像処理モジュールを備えてもよく、多様な信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3D形状情報を含む反射空間信号の内容を分離し

50

てもよい。形状情報は、ターゲット表面104の3D形状を数学的に再構築するために用いられてもよい(ステップ208)。コントローラシステム106は、表面104の計算された表示に対応するデジタルデータを表示システム108に送信して、表面104の3D視野を表すデジタル画像を表示してもよい。

【0017】

図3は、本発明の実施形態による測定パッケージ300を示す。測定パッケージ300は、放射線源302と、カメラ/レンズデバイス304と、器具ポート306と、灌注モジュール308とを備えてもよい。(それぞれ図1の放射線源112およびカメラデバイス110と同様の)放射線源302およびカメラ/レンズデバイス304は、上述のSSM技術の実装に使用される。

10

【0018】

器具ポート306は、現在の医師のニーズに合うように、手術中に交換され得る多様な手術装置の挿入を許容する中空管であってもよい。灌注モジュール308は、手術中にカメラ/レンズ304の外側から組織片を取り除くように加圧化で不活性液体(例えば、生理食塩水)を導入する導管を備えてもよい。器具ポート306および灌注モジュール308は、測定パッケージ300のオプション機能である。

【0019】

測定パッケージ300は、特定の周波数を有する放射線パターンを表面に投射し、放射線パターンの歪められた反射を捕捉し、歪められた反射を処理して、表面の3D形状を再構築するための多様な数学的処理による分析を容易にする(図1のシステム100と同様の)システムに実装されてもよい。本発明の実施形態は、多様な表面の3D表示を生成するために、測定パッケージ300の変更例を医療装置に組み込むことができる。例えば、本発明の実施形態は、人体の外側の表面(例えば、顔、手、足など)の3D表示を生成するために使用することができる。本発明の実施形態は、人体の内側の表面(例えば、心臓、肺、腸など)の3D表示を生成するためにも使用することができる。

20

【0020】

図4A~図4Cは、本発明の実施形態による内視鏡の変更例を示す。図4Aを参照すると、内視鏡400は、人体内の臓器/体腔の内部を検査するために、および臓器/体腔の全視野3D表示を生成するために用いることができる。内視鏡400は、カテーテル部401と、遠位端部402と、(図1のカメラ110と同様の)カメラ404と、(図1の放射線源112と同様の)放射線源403とを備えてもよい。カメラ404および放射線源403はカテーテル部401の一端部側でカテーテル部401に接続され、遠位端部402はカテーテル部401の他端部側でカテーテル部401に接続されてもよい。他の実施形態では、カメラ404および放射線源403は共に、遠位端部402とは反対側のカテーテル部401の端部に配置されてもよく、カメラ404および放射線源403は共に、遠位端部402側のカテーテル部401の端部に配置されてもよく、あるいはカメラ404および放射線源403はそれぞれ、カテーテル部401の対向する端部に配置されてもよい。

30

【0021】

カテーテル部401は、可撓性シャフトであってよく、患者の体の検査を容易にできる幾つかの導管(図示せず)を備えてもよい。カテーテル部401の導管は、カテーテル部401の一端部側から他端部側に延在し、カメラ404/放射線源403と遠位端部402との間のデータ送信を可能にしてもよい(以下により詳細に説明する)。導管は、遠位端部402によって捕捉された画像の送信、放射線源403で生成された放射線の遠位端部402への供給、遠位端部402の洗浄および組織片の除去のための(空気/水パスウェイ407および吸引パスウェイ408を用いた)灌注、および患者内への医療器具の(器具パスウェイ409を介した)導入などの遠隔操作を医師が行うことを可能にすることができる。

40

【0022】

本発明の一実施形態による内視鏡の動作を、図4Aおよび図4Bに関して説明する。図

50

4 B は、本発明の一実施形態による内視鏡 4 0 0 のカテーテル部 4 0 1 の詳細を示す図である。カテーテル部 4 0 1 は、遠位端部 4 0 2 と、光ファイバ束 4 1 1 とを備えてもよい。遠位端部 4 0 2 は、投射光学部 4 1 2 とイメージング光学部 4 1 3 とを備えた先端部 4 1 0 を備えていてもよい。投射光学部 4 1 2 およびイメージング光学部 4 1 3 はそれぞれ、内視鏡 4 0 0 によって用いられる放射線の焦点を合わせるためのレンズを備えてもよい。レンズは、放射線の焦点を合わせるために用いられ、例えば、光学レンズ、放物面反射鏡、またはアンテナなどであってもよい。光ファイバ束 4 1 1 は、放射線源 4 0 3 から投射光学部 4 1 2 への電磁放射線の送信を容易にするために、放射線源 4 0 3 と投射光学部 4 1 2 を接続してもよい。光ファイバ束 4 1 1 は、イメージング光学部 4 1 3 によって捕捉されたイメージングデータのカメラ 4 0 4 への送信を容易にするために、カメラ 4 0 4 とイメージング光学部 4 1 3 を接続してもよい。

10

【0023】

内視鏡 4 0 0 は、図 1 ~ 図 3 に関して上述した S S M 技術を用いて人体内の臓器および体腔の全視野 3 D 表示を生成することができる。動作中に、遠位端部 4 0 2 およびカテーテルシャフト 4 0 1 は患者に挿入され、検査中の患者の体内の表面に案内されることができる。遠位端部 4 0 2 が適切に方向づけられると、放射線源 4 0 3 は光ファイバ束 4 1 1 を介して投射光学部 4 1 2 に電磁放射線の空間パターンを送信することができる。図 1 ~ 図 3 に関して上述したように、電磁放射線の周波数は、放射線が伝播する媒体（先端部 4 1 0 とターゲット表面との間の領域）に合わせて変更することができる。電磁放射線のパターンは、放射線源 4 0 3 とカテーテル部 4 0 1 内の光ファイバ束 4 1 1 との間にスライドを配置または所望のパターンのグレーチング（図示せず）を行うことによって、検査中の表面に投射することができる。電磁放射線のパターンは、光ファイバ束 4 1 1 を通して伝播し、先端部 4 1 0 で投射光学部 4 1 2 から出て、ターゲット表面上に投射されてもよい。

20

【0024】

空間放射線信号はターゲット表面から先端部 4 1 0 へ反射してもよく、イメージング光学部 4 1 3 が反射された信号（これらは表面との相互作用により変調される）を捕捉してもよい。捕捉された反射画像は、光ファイバ束 4 1 1 を介してイメージング光学部 4 1 3 からカメラ 4 0 4 へ送信され、続いて（図示しないが、図 1 のコントローラシステム 1 0 6 と同様の）コントローラシステムへ送信されてもよい。コントローラシステムは、多様な信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3 D 形状情報を含む反射空間信号の内容を分離してもよい。形状情報は、ターゲット表面の 3 D 形状を数学的に再構築するために用いられてもよい。

30

【0025】

さらに、内視鏡 4 0 0 は、内視鏡 4 0 0 を所定の通路を通して移動させることにより、患者の体内の長い通路（例えば、消化管）の全視野表面マップを構築するために用いることができる。内視鏡 4 0 0 が所定の通路を通して案内される間、カメラ 4 0 4 によって各映像フレームが捕捉される間に収集された 3 D データを綴じ合わせることによって、連続した全視野の表面マップを生成することができる。3 D データは、ソフトウェア、ハードウェア、またはソフトウェアとハードウェアの組み合わせに実装される技術分野において公知のアルゴリズムを用いて綴じ合わせるすることができる。このように、デバイスが移動する体腔の正確な 3 D モデルを絶えずデジタル処理で作成し、記録することができる。したがって、本発明の実施形態は患者の消化管の内部の連続的なリアルタイムの 3 D 表示を提供することができる。かかる方法はまた、固定内視鏡によって捕捉できない他の内臓に対しても用いることができる。

40

【0026】

図 4 C は、本発明による遠位端部 4 2 1 と、電気およびデータリード 4 2 5 を備えたカテーテル部 4 2 0 の他の実施形態を示す。遠位端部 4 2 1 は、（図 4 B のイメージング光学部 4 1 3 と同様の）イメージング光学部 4 2 4 と、電磁放射線エミッタ 4 2 3 とを備えた先端部 4 2 2 を備えていてもよい。電磁放射線エミッタ 4 2 3 は、先端部 4 2 2 上に形

50

成され、(図1～図4Bに関して上述した信号と同様の)空間放射線信号を投射することができる。エミッタ423は、ランプと、パターンスライドと、レンズを備え(図示しないが、以下の図5で説明される)、電気およびデータリード425を介してこれに電力が供給されたときにターゲット表面に空間パターンを投射することができる。したがって、エミッタ423は局所的に放射線パターンを生成し、それをターゲット表面に投射することができるため、(図4の放射線源403と同様の)外部の電磁放射線源を必要としない。

【0027】

カテテル部420は、単独で、または(図4Aの内視鏡400と同様であるが、放射線源403を備えていない可能性もある)内視鏡デバイスの動作中のルーメンに組み込まれて、またはそれを通して利用され、上述のSSM技術を利用してよい。動作中に、エミッタ423は、電気およびデータリード425を介して電力を受取り、続いて空間信号変調アルゴリズムに従ってターゲット表面に空間電磁放射線パターンを投射することができる。空間パターンの投射に用いられる電磁放射線の周波数は、(前述のように)放射線が伝播する媒体に合わせて変更してもよい。

10

【0028】

空間放射線信号はターゲット表面から先端部422へ反射してもよく、イメージング光学部424が反射された信号(これらは表面との相互作用により変調される)を捕捉してもよい。捕捉された反射画像は、電気およびデータリード425を介してイメージング光学部424から(図示しないが、図4Aのカメラ404と同様の)カメラへ送信され、続いて(図示しないが、図1のコントローラシステム106と同様の)コントローラシステムへ送信されてもよい。コントローラシステムは、多様な信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3D形状情報を含む反射空間信号の内容を分離してもよい。形状情報は、ターゲット表面の3D形状を数学的に再構築するために用いられてもよい。

20

【0029】

遠位端部421を備えたカテテル部420を内視鏡デバイスに組み込む本発明の実施形態は、内視鏡を所定の通路を通して移動させることにより、患者の体内の長い通路(例えば、消化管)の全視野表面マップを構築するためにも用いることができる(図4A～図4Bに関して説明した実施形態と同様である)。内視鏡が所定の通路を通して案内される間、カメラによって捕捉された各映像フレームに含まれる情報から計算された3D情報を継ぎ合わせることによって、連続した全視野の表面マップを生成することができる。

30

【0030】

図5は、本発明の一実施形態による図4Cに関して上述した内視鏡と一体化される遠位端部500の詳細な断面図である。遠位端部500は、ランプ501と、パターンスライド502と、照明レンズ503と、イメージセンサ504と、イメージングレンズ505とを備えていてもよい。

【0031】

ランプ501、パターンスライド502、および照明レンズ503は、空間信号変調アルゴリズムに従ってターゲット表面に放射線のパターンを投射できる(明確に表示しないが、図4Cのエミッタ423と同様の)電磁放射線エミッタを構成することができる。空間パターンの投射に用いられる電磁放射線の周波数は、(前述のように)放射線が伝播する媒体に合わせて変更してもよい。動作中に、ランプ501は、電気リード506を介して電源(図示せず)から電力を受取り、パターンスライド502および照明レンズ503を介してターゲット表面に電磁放射線を投射することができる。

40

【0032】

空間放射線信号は、イメージングレンズ505を介してターゲット表面から遠位端部500へ反射してもよく、イメージセンサ504が反射された信号(これらは表面との相互作用により変調される)を捕捉してもよい。捕捉された反射画像は、データリード507を介してイメージセンサ504から(図示しないが、図1のコントローラシステム106と同様の)コントローラシステムへ送信されてもよい。コントローラシステムは、多様な

50

信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3D形状情報を含む反射空間信号の内容を分離してもよい。形状情報は、ターゲット表面の3D形状を数学的に再構築するために用いられてもよい。

【0033】

図6は、本発明の一実施形態による内視鏡カプセル600を示す。図6は、カプセル600の断面図(左側)と俯瞰図(右側)を含む。カプセル600は、患者が口から体内に取り込むことができる、小さなビタミン剤サイズのカプセルであってもよい。カプセル600は、従来の内視鏡検査では到達が困難な人間の消化管の表面の全視野3D表示を生成するために、上述のSSM技術を実装してもよい。

【0034】

カプセル600は、イメージングパッケージ610と、電磁放射線パッケージ620と、電源および電子装置630と、無線送信機640と、透明の保護カバー650とを備えてもよい。カバー650は、患者の消化管内を流れる間、カプセル600内のデバイスを保護することができる外殻であってもよい。イメージングパッケージ610は、イメージング光学部612(例えば、レンズ)と、イメージセンサ614とを備えてもよい。

【0035】

カプセル600は、上述の実施形態と同様の方法で動作できるが、カプセル600は、例えば電池などの、電源および電子装置630によって局所的に駆動することができる。さらに、カプセル600は、捕捉された画像データを、無線送信機640を用いて人体の外側に配置された(図示しないが、図1のコントローラシステム106と同様の)画像処理モジュールへ送信することができる。カプセルから画像処理モジュールへのデータ送信を容易にするために、アンテナモジュール(図示せず)を患者の皮膚上に配置してもよい。

【0036】

動作中、患者はカプセル600を口から体内に取り込み、カプセル600は測定のために患者の消化管内を移動する。カプセル600が患者の消化管内を移動する間、(図4Cの電磁放射線エミッタ423と同様のエミッタを備えてもよい)電磁放射線パッケージ620は電源および電子装置630によって駆動されて、その経路内の表面に空間電磁放射線パターンを投射し続けることができる。空間パターンの投射に用いられる電磁放射線の周波数は、(前述のように)放射線が伝播する媒体(例えば、可視周波数透明ガスおよび透明液)に合わせて変更してもよい。

【0037】

空間放射線信号は、ターゲット表面からイメージング光学部へ反射してもよい(信号は表面との相互作用により変調されてもよい)。画像センサ614は、反射された画像を捕捉して、それらを無線インターフェース640を介してカプセル600から(図示しないが、図1のコントローラシステム106と同様の)画像処理モジュールへ送信してもよい。画像処理モジュールは、多様な信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3D形状情報を含む反射空間信号の内容を分離してもよい。形状情報は、ターゲット表面の3D形状を数学的に再構築するために用いられてもよい。

【0038】

カプセル600によって捕捉された反射画像は、画像センサ614によって各映像フレームが捕捉される間に収集された3Dデータを綴じ合わせることによって、カプセル600が患者の消化管内を移動する間の消化管の全視野表面マップを構築するために用いることができる。このように、デバイスが移動する体腔の正確な3Dモデルを絶えずデジタル処理で作成し、記録することができる。カプセル600は、通常は蠕動によって非自発的に動かされてもよく、あるいは選択的に電磁的に推進/案内されてもよい。

【0039】

図7Aおよび図7Bは、本発明の一実施形態によるカテーテルプローブ700を示す2つの図である。プローブ700は、正常機能中の構造を定量的に検査する、あるいは、例えば、冠動脈内のプラークおよび閉塞を検出および測定するためのカテーテル処置中に採

10

20

30

40

50

用することができる。カテーテルプローブ700は、カテーテル部701と、(図4Aの放射線源403と同様の)放射線源702と、放射線センサ703と、遠位端部704とを備えてもよい。放射線源702および放射線センサ703は、カテーテル部701の一端部側でカテーテル部701に接続され、遠位端部704はカテーテル部701の他端部側でカテーテル部701に接続されてもよい。他の実施形態では、放射線源702および放射線センサ703は共に、遠位端部704とは反対側のカテーテル部701の端部に配置されてもよく、放射線源702および放射線センサ703は共に、遠位端部704側のカテーテル部701の端部に配置されてもよく、あるいは放射線源702および放射線センサ703はそれぞれ、カテーテル部701の対向する端部に配置されてもよい。

【0040】

カテーテル部701は可撓性シャフトであってよく、光ファイバ束711と、遠位端部704とを備えてもよい。遠位端部704は、投射光学部712とイメージング光学部713とを備えた先端部710を備えてもよい。投射光学部712およびイメージング光学部713はそれぞれ、プローブ700によって用いられる放射線の焦点を合わせるためのレンズを備えてもよい。光ファイバ束711は、放射線源702から投射光学部712への電磁放射線の送信を容易にするために、放射線源702と投射光学部712を接続してもよい。光ファイバ束711は、イメージング光学部713によって捕捉されたイメージデータの放射線センサ703への送信を容易にするために、放射線センサ703とイメージング光学部713を接続してもよい。

【0041】

カテーテルプローブ700は、図1~図6に関して上述したSSM技術を用いて、心臓弁、冠動脈、または末梢血管系などの血管構造の全視野3D表示を生成することができる。施術中、カテーテル部701の長く、薄く、かつ可撓性を有するシャフトは、血管内に導入され、心臓の目標の血管に挿入されることができる。プローブ700は、心臓血管の環境内で前進する際の回動操縦を容易にするために遠位端部704に十分なねじり剛性および偏向可能な部分を備えてもよい(図7Aに図示)。

【0042】

遠位端部704が適切に方向づけされると、放射線源702は光ファイバ束711を介して投射光学部712へ電磁放射線の空間パターンを送信してもよい。図1~図6に関して上述したように、電磁放射線の周波数は、放射線が伝播する媒体(先端部710とターゲット表面との間の領域)に合わせて変更してもよい。電磁放射線のパターンは、放射線源702とカテーテル部701内の光ファイバ束711との間にスライドを配置または所望のパターンのグレーチング(図示せず)を行うことによって、検査中の表面に投射することができる。電磁放射線のパターンは、光ファイバ束711を通して伝播し、先端部710で投射光学部712から出て、ターゲット表面上に投射されてもよい。

【0043】

空間放射線信号は、ターゲット表面から先端部710へ反射してもよく、イメージング光学部713が反射された信号(これらは表面との相互作用により変調される)を捕捉してもよい。捕捉された反射画像は、光ファイバ束711を介してイメージング光学部713から放射線センサ703へ送信され、続いて、(図示しないが、図1のコントローラシステム106と同様の)コントローラシステムへ送信されてもよい。コントローラシステムは、多様な信号パラメータに関する既存の情報を使用して、3D形状情報を含む反射空間信号の内容を分離してもよい。形状情報は、ターゲット表面の3D形状を数学的に再構築するために用いられてもよい。

【0044】

このように、プローブ700の先端部710に配置された測定パッケージ(投射光学部712とイメージング光学部713)によって、心臓の腔の全視野デジタル3D表面マップを連続的に生成することができる。コンピュータによって生成されるこれらのマップが結合して検査中の腔の内側表面の仮想環境を形成する。この情報は、現場では手術室のスタッフに対して、あるいは遠隔地への送信によって患者から離れた場所にいる専門家によ

10

20

30

40

50

る診断のためのテレプレゼンスを行うために表示デバイスに表示してもよい。リアルタイム3Dモデルの情報は、経過および表面構造を追跡および記録するための、血管内のナビゲーション援助として用いることができる。血管または心臓構造内に入ると、先端部710は、関心のある領域へナビゲートされて、機能している生体構造の、正確で、直接的で、かつ定量的な3D観察を提供することができる。

【0045】

上述した本発明の実施形態は、正確な高速3D表面表示を生成するデバイスおよび方法を提供する。ターゲット表面への放射線投射の周波数を注意深く変更することにより、医師は、以前は不透明であると考えられていた媒体を透視することが可能となる。放射線が通過する媒体に合わせて、エミッタ-センサパッケージを特定の周波数に調整することによって、人体の内側および外側の両方の3D表面の複製が可能となる。

10

【0046】

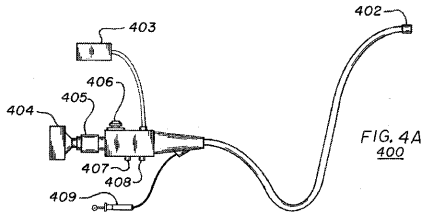
また、上述のSSM技術をプローブ、内視鏡、カテーテル、またはカプセルなどの医療装置と統合することにより、医師は、以前は作成が大変困難であった表面の正確な全視野3D表示を生成することが可能となる。生体内のトポメトリデータの医学的用途は数えきれない。胃腸管、心臓血管、または気管の内視鏡またはカテーテルを用いた検査を通じて適用される内部リアルタイム3Dセンシングは、変則的構造、狭窄、または腫瘍の発見を支援することができる。上述の本発明の実施形態による装置および方法は、多くの癌が内部構造の表面に発生するため、仮想生検および腫瘍の早期発見に非常に貴重となり得る。カテーテルを用いた、定量化できる、冠動脈内のプラーク狭窄の3Dマッピングは、心臓病のより良い診断およびステントまたはその他の器具の配置を可能とすることができる。上述の技術および装置には他に多くの医学的用途がある。

20

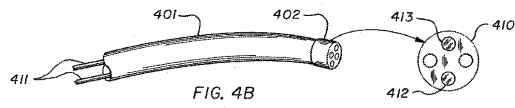
【0047】

当業者であれば、上記説明から、本発明は多様な形態で実装可能であり、多様な実施形態が単独または組み合わせて実装可能であることを理解することができる。したがって、本発明の実施形態は、それらの特定の実施例と関連して説明したが、図面、明細書および以下の特許請求の範囲を精査すれば他の変更例は当業者にとって明らかとなるため、本発明の実施形態および方法の真の範囲または本発明の実施形態もしくは方法の真の範囲は、そのように限定されるものではない。

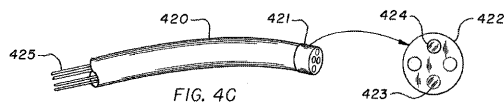
【 図 4 A 】



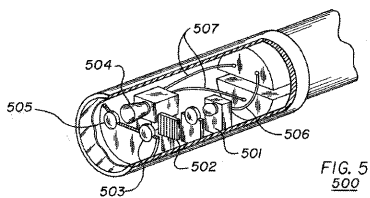
【 図 4 B 】



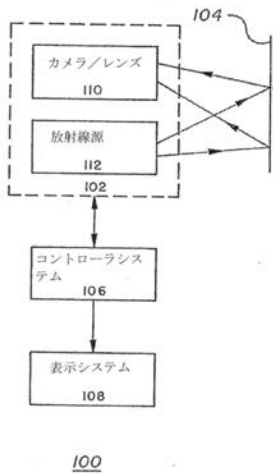
【 図 4 C 】



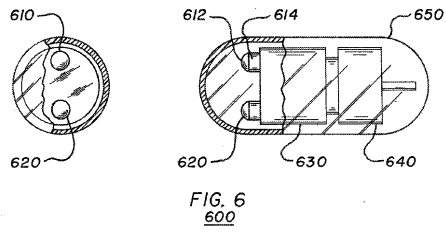
【 図 5 】



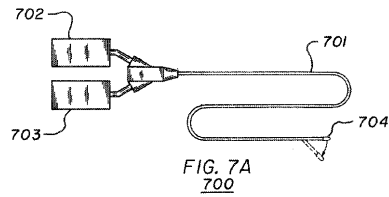
【 図 1 】



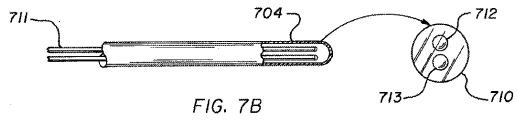
【 図 6 】



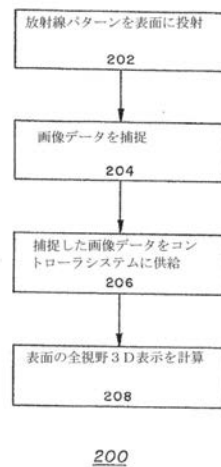
【 図 7 A 】



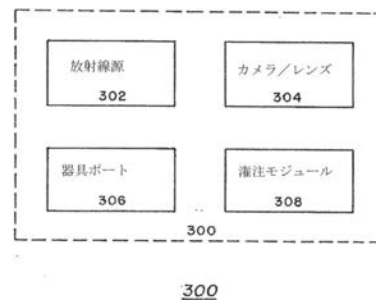
【 図 7 B 】



【 図 2 】



【 図 3 】



300

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US14/23285
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - A61B 1/04; G01C 3/08; H04N 13/02 (2014.01) USPC - 348/45; 356/603; 600/160 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) IPC(8) - A61B 1/005, 1/015, 1/04, 1/07; G01C 3/08; H04N 13/02 (2014.01) USPC - 348/45, E13.001; 356/603; 600/104, 109, 160, 473 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 practicable, search terms used) MicroPatent (US-G, US-A, EP-A, EP-B, WO, JP-bib, DE-C,B, DE-A, DE-T, DE-U, GB-A, FR-A); IP.com; Google Scholar; ProQuest; full-field, three dimensional, 3D, surface, image, electromagnetic radiation, pattern, frequency, process, data, project, display, sensor, detector, visualize, source, fiber optic, battery, wireless, antenna, transparent, air, gas		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X — Y	US 2005/0168735 A1 (BOPPART, SA et al.) 04 August 2005; paragraphs [0018]-[0019], [0037], [0039]-[0040], [0052], [0058]-[0059], [0061], [0076], [0078], [0089], [0097]-[0099]	1, 10, 19 — 2-9, 11-18, 20-27
Y	US 6,832,984 B2 (STELZER, P et al.) 21 December 2004; figures 4, 14; column 1, lines 43-47; column 2, lines 15-18; column 3, lines 26-34; column 4, lines 26-29, 58-62; column 5, lines 9-10, 48-49; column 6, lines 10-12, 15-16, 58-64; column 7, lines 6-8, 12-14; column 9, lines 25-30, 64-65; column 11, lines 28-29, 34-36	2-5, 7-8, 11-14, 16-17, 20-23, 25-28
Y	US 2003/0174208 A1 (GLUKHOVSKY, A et al.) 18 September 2003; paragraphs [0004], [0006]-[0008], [0012]-[0013], [0027], [0036]	6, 15, 24
Y	US 2010/0160904 A1 (MCMILLAN, K et al.) 24 June 2010; paragraph [0161]	9, 18, 27
A	US 2011/0242285 A1 (BYREN, RW) 06 October 2011; entire document	1, 10, 19
A	US 7,734,061 B2 (BREED, DS et al.) 08 June 2010; entire document	1, 10, 19
A	WO 2011/027127 A2 (SEMENOV, S) 10 March 2011; entire document	1, 10, 19
A	US 6,332,087 B1 (SVENSON, RH et al.) 18 December 2001; entire document	1, 10, 19
A	US 8,123,722 B2 (CHANG, JY et al.) 28 February 2012; entire document	2-5, 7-8, 11-14, 16-17, 20-23, 25-28
A	US 7,846,107 B2 (HOFFMAN, DW et al.) 07 December 2012; entire document	2-5, 7-8, 11-14, 16-17, 20-23, 25-28
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 application or patent 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 15 May 2014 (15.05.2014)		Date of mailing of the international search report 30 MAY 2014
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201		Authorized officer: Shane Thomas PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

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 2 B 23/24 B

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72) 発明者 ゼイエン、ロバート

アメリカ合衆国 1 1 9 3 5 ニューヨーク州 カチョーグ ワンウェータ ロード 3 2 8 0

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 DA03 DA12 DA14 DA15 DA57 FA13 GA06 GA11
4C161 AA01 AA04 AA15 AA22 AA24 AA25 BB02 CC06 DD03 DD07
FF46 HH02 HH04 HH05 HH08 HH51 JJ17 LL02 NN01 QQ01
QQ09 RR04 RR26 SS21 UU02 WW15

专利名称(译)	全视野3次元表面测定		
公开(公告)号	JP2016518156A	公开(公告)日	2016-06-23
申请号	JP2016501194	申请日	2014-03-11
[标]申请(专利权)人(译)	アパーチャーダイアグノスティックスリミテッド 光圈诊断有限公司		
申请(专利权)人(译)	光圈诊断有限公司		
[标]发明人	ゼイエンロバート		
发明人	ゼイエン、ロバート		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00016 A61B1/00032 A61B1/005 A61B1/041 A61B1/07 A61B5/0073 A61B5/0077 A61B5/0084 A61B1/015 A61B1/018 A61B1/051 A61B5/0086		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.332.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA57 2H040/FA13 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/AA15 4C161/AA22 4C161/AA24 4C161/AA25 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF46 4C161/HH02 4C161/HH04 4C161/HH05 4C161/HH08 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/UU02 4C161/WW15		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
优先权	13/830477 2013-03-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的实施例可用于在全视场和3D中执行诸如人体的外表面和内表面的表面的测量。电磁辐射源可以被配置为以对应于空间信号调制算法的模式投射电磁辐射。电磁辐射源还可以配置成以适合于通过其上投射辐射的介质传输的频率投射电磁辐射。图像传感器可以被配置为捕获表示投影图案的图像数据。图像处理模块可以被配置为从图像传感器接收捕获的图像数据，并使用捕获的图像数据和空间信号调制算法计算表面的全场3D显示。显示设备可以被配置为显示表面的全视场3D显示。

