

(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2018-514748

(P2018-514748A)

(43) 公表日 平成30年6月7日(2018.6.7)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 1 B 11/24 (2006.01)	G 0 1 B 11/24 K	2 F 0 6 5
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	2 G 0 5 9
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	4 C 1 6 1
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 0	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 76 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2017-539649 (P2017-539649)
 (86) (22) 出願日 平成28年2月8日 (2016.2.8)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年8月25日 (2017.8.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2016/016991
 (87) 国際公開番号 W02016/127173
 (87) 国際公開日 平成28年8月11日 (2016.8.11)
 (31) 優先権主張番号 62/112, 993
 (32) 優先日 平成27年2月6日 (2015.2.6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 509057523
 ザ ユニバーシティ オブ アクロン
 THE UNIVERSITY OF A
 KRON
 アメリカ合衆国 44325 オハイオ州
 アクロン ビュクテルコモン302
 302 Buchtel Common,
 Akron, Ohio 44325, U
 . S. A.
 (74) 代理人 100114775
 弁理士 高岡 亮一
 (74) 代理人 100121511
 弁理士 小田 直
 (74) 代理人 100202751
 弁理士 岩堀 明代

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学撮像システムおよびその方法

(57) 【要約】

光学撮像システムは、3次元（3D）光スキャナを利用して、外科患者などの、撮像されている目標対象の形状情報、色反射率情報、および蛍光情報を捕捉する。本システムは、また、画像マッピング処理を実行するために目標対象の形状情報を利用して、捕捉した蛍光または他の術中画像を、改善された精細度または鮮明さで、目標対象上に投影して戻す。追加として、本システムは、目標対象の形状情報を利用して、ディスプレイ上への提示のため、または目標対象上への投影のために、目標対象のカラー画像などの2つ以上の画像を、蛍光画像に重ね合わせる。

【選択図】 図1

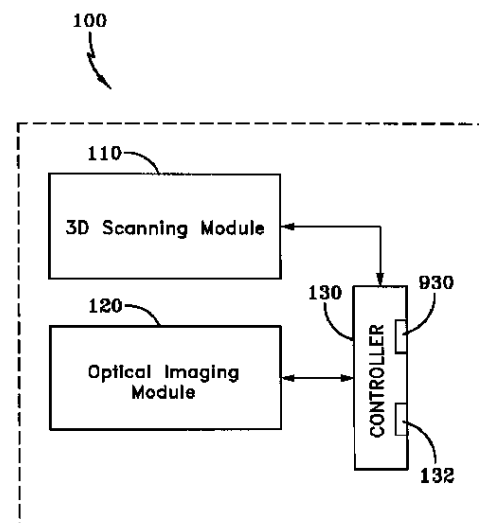


FIG-1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

目標対象を撮像するための光学撮像システムであって、
コントローラと、
前記コントローラに結合された、前記目標対象を光で照らすための発光体モジュールと

、
前記コントローラに結合された、前記目標対象を撮像するための視野を有する画像検出モジュールと
を含み、

前記コントローラは、1つのモードにおいて、前記画像検出モジュールが前記目標対象の3次元(3D)形状画像を捕捉し、かつ第2のモードでは、前記画像検出モジュールが前記目標対象の特定の画像を捕捉するように、前記発光体および前記画像検出モジュールを制御する、
光学撮像システム。

【請求項 2】

前記画像検出モジュールは、CCDまたはCMOS撮像センサーを含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 3】

前記画像検出モジュールの前記視野と動作可能に配置されたフィルタをさらに含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 4】

前記フィルタは、選択的に前記画像検出モジュールの前記視野に入れられたり、前記視野から出されたりするように構成される、請求項3に記載の光学撮像システム。

【請求項 5】

前記フィルタは蛍光発光フィルタを含み、かつ前記特定の画像は蛍光画像を含む、請求項3に記載の光学撮像システム。

【請求項 6】

前記フィルタは、各々が異なる通過帯域を有する、複数のフィルタを含み、かつ前記特定の画像はマルチスペクトル画像を含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 7】

前記フィルタは、その前記通過帯域を変更するための波長可変フィルタを含み、かつ前記特定の画像はハイパースペクトル画像を含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 8】

前記画像検出モジュールと光通信する撮像プローブをさらに含む、前記撮像プローブは、内視鏡、ファイバスコープ、ボアスコープ、またはビデオスコープ、から成る群から選択される、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 9】

前記撮像プローブは光ガイドを含み、光ファイバ、リレーレンズ、または液体光ガイド、から成る群から選択される、請求項8に記載の光学撮像システム。

【請求項 10】

前記目標対象を撮像するための前記視野を拡大するために、前記コントローラに結合された別の画像検出モジュールをさらに含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 11】

前記目標対象を照らすために外部光源をさらに含む、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項 12】

前記コントローラは、複数の撮像フレームを所定のレートで捕捉するために前記画像検出モジュールを制御し、それにより、前記複数の撮像フレームの1つの部分が前記形状画像と関連付けられ、かつ前記複数の撮像フレームの別の部分が前記特定の画像と関連付けられる、請求項1に記載の光学撮像システム。

10

20

30

40

50

【請求項 13】

前記コントローラに結合された蛍光検出モジュールをさらに含み、前記画像検出モジュールは、前記目標対象の前記 3 次元 (3D) 形状画像を検出し、かつ前記蛍光検出モジュールは、前記目標対象の前記特定の画像を蛍光画像として捕捉する、請求項 1 に記載の光学撮像システム。

【請求項 14】

ビームスプリッタをさらに含み、

前記画像検出モジュールは、前記蛍光撮像モジュールに対して実質的に直角に配置され、

前記ビームスプリッタは、前記目標対象から受信した 1 つの範囲の波長の光が、前記画像検出モジュールに供給され、かつ前記目標対象から受信した別の範囲の波長の光が、前記蛍光撮像モジュールに供給されるように、前記画像検出モジュールおよび蛍光撮像モジュールに対して配置される、

請求項 13 に記載の光学撮像システム。

【請求項 15】

前記 3D 形状画像が、走査三角測量、構造化光、飛行時間、コノスコープホログラフィ、調光、ステレオカメラ、フーリエ 3D 走査、低コヒーレンス干渉法、コモンパス干渉 3D 走査、または接触側面計を使用して、前記画像検出モジュールによって捕捉される、請求項 1 に記載の光学撮像システム。

【請求項 16】

前記発光体モジュールは、順次投影技法、バイナリパターンおよびグレイコーディング、グレイレベルパターン、位相シフト、照度差ステレオ技法、位相シフトとグレイコーディングの組合せ、フルフレームの空間的に変化する色パターン、レインボー 3D カメラ、連続的に変化するカラー符号化、ストライプ指標付け (単一ショット)、色を使用したストライプ指標付け、セグメントパターンを使用したストライプ指標付け、繰り返しグレイスケールパターンを使用したストライプ指標付け、De Bruijn シーケンスに基づくストライプ指標付け、グリッド指標付け (2D 空間グリッドパターン)、擬似ランダム二元配列 (PRBA)、符号語として使用されるミニパターン、色分けされたグリッド、色分けされたドットの 2D 配列、またはそれらの組合せを使用して、前記目標対象を照らす、請求項 1 に記載の光学撮像システム。

【請求項 17】

前記コントローラに結合された周辺インタフェースをさらに含む、請求項 1 に記載の光学撮像システム。

【請求項 18】

前記周辺インタフェースは、撮像または検知機器と通信するように構成される、請求項 17 に記載の光学撮像システム。

【請求項 19】

前記撮像または検知機器が、光学分光法、吸光分光法、蛍光分光法、ラマン分光法、コヒーレント反ストークスラマン分光法 (CARS)、表面増感ラマン分光法、フーリエ変換分光法、フーリエ変換赤外分光法 (FTIR)、マルチプレックスまたは周波数変調分光法、X 線分光法、減衰全反射分光法、電子常磁性分光法、電子分光法、ガンマ線分光法、音響共鳴分光法、オージェ分光法、キャビティリングダウン分光法、円二色性分光法、冷蒸気原子蛍光分光法、相関分光法、深準位過渡分光法、二重偏光干渉法、EPR 分光法、力分光法、ハドロン分光学、バリオン分光学、中間子分光学、非弾性電子トンネル分光法 (IETS)、レーザー誘起破壊分光法 (LIBS)、質量分光法、メスバウアー分光法、中性子スピンエコー分光法、光音響分光法、光電子分光法、光熱分光法、ポンププローブ分光法、ラマン光学活性分光法、飽和分光法、走査トンネル分光法、分光測光法、紫外光電子分光法 (UPS)、ビデオ分光、振動円二色性分光法、X 線光電子分光法、カラー顕微鏡、反射率顕微鏡、蛍光顕微鏡、酸素飽和度顕微鏡、偏光顕微鏡、赤外線顕微鏡、干渉顕微鏡、位相差顕微鏡、微分干渉顕微鏡、ハイパースペクトル顕微鏡、全反射照明蛍

10

20

30

40

50

光顕微鏡、共焦点顕微鏡、非線形顕微鏡、2光子顕微鏡、第二高調波発生顕微鏡、超解像顕微鏡、光音響顕微鏡、構造化光学顕微鏡、4Pi顕微鏡、誘導放出抑制顕微鏡、確率的光学再構築顕微鏡、超音波顕微鏡、反射率撮像、蛍光撮像、チェレンコフ撮像、偏光撮像、超音波撮像、放射測定撮像、酸素飽和度撮像、光干渉断層撮影、赤外線撮像、熱撮像、光音響撮像、分光撮像、ハイパースペクトル撮像、蛍光、ガンマ線撮像、X線コンピュータ断層撮影、またはそれらの組合せを実行するように構成される、請求項18に記載の光学撮像システム。

【請求項20】

前記コントローラに結合された追跡モジュールをさらに含み、前記追跡モジュールは、前記目標対象の前記位置を追跡する、請求項1に記載の光学撮像システム。

10

【請求項21】

前記コントローラは、前記目標対象の術前画像を前記特定の画像と、重ね合わせた画像として重ね合わせるために前記形状画像を処理する、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項22】

前記術前画像は、コンピュータ断層撮影（CT）画像、陽電子放射断層撮影（PET）画像、単光子放射型コンピュータ断層撮影法（SPECT）画像、または磁気共鳴断層撮影（MRI）から成る群から選択される、請求項1に記載の光学撮像システム。

【請求項23】

前記重ね合わせた画像を提示するために前記コントローラに結合されたウェアラブルディスプレイをさらに含む、請求項21に記載の光学撮像システム。

20

【請求項24】

平坦でない目標対象を撮像するための光学撮像システムであって、
コントローラと、

前記コントローラに結合された、前記目標対象を光で照らすための発光体モジュールと

、
前記コントローラに結合された、前記平坦でない目標対象を撮像するための視野を有する画像検出モジュールと
を含み、

前記コントローラは、前記画像検出モジュールが前記目標対象の3次元（3D）形状画像を捕捉するように、前記発光体および前記画像検出モジュールを制御し、かつ、

30

前記コントローラは、前記平坦でない表面の複数の部分と前記発光体モジュールとの間の前記相対距離を識別して、補正した投影画像を生成し、すると、前記補正した投影画像が前記発光体モジュールによって投影される、
光学撮像システム。

【請求項25】

前記画像検出モジュールは、前記目標対象の特定の画像を捕捉する、請求項24に記載の光学撮像システム。

【請求項26】

前記特定の画像は、蛍光画像、マルチスペクトル画像、偏光画像、吸収係数画像、散乱係数画像、ハイパースペクトル画像、酸素飽和度画像、またはそれらの組合せを含む、請求項25に記載の光学撮像システム。

40

【請求項27】

前記画像検出モジュールと動作可能に配置された蛍光発光フィルタをさらに含む、請求項24に記載の光学撮像システム。

【請求項28】

前記発光体モジュール、前記画像検出モジュールのいずれか、または両方と動作可能に配置されたフィルタホイールまたは波長可変フィルタをさらに含む、請求項24に記載の光学撮像システム。

【請求項29】

50

前記コントローラは、前記発光体モジュールを制御して、インターリーブ方式で、前記目標対象を照らし、かつ前記補正した投影画像を投影する、請求項 2 4 に記載の光学撮像システム。

【請求項 3 0】

前記コントローラに結合された光源をさらに含む、請求項 2 4 に記載の光学撮像システム。

【請求項 3 1】

目標対象の画像を重ね合わせるための方法であって、

前記目標対象の第 1 の特定の画像を第 1 の画像検出モジュールから取得するステップと

10

、

前記目標対象の第 2 の特定の画像を第 2 の画像検出モジュールから取得するステップと

、

前記目標対象の形状画像を取得するために、2 つ以上の画像検出モジュールに対する前記目標対象の距離を取得するステップと、

前記第 1 の特定の画像、前記第 2 の特定の画像、および前記距離に基づいて変換行列を計算するステップと、

前記変換行列に基づき、前記第 1 の特定の画像を前記第 2 の特定の画像に重ね合わせるステップと、

を含む、方法。

20

【請求項 3 2】

前記第 1 の特定の画像はカラー画像であり、かつ前記第 2 の特定の画像は、蛍光画像、近赤外反射画像、および吸収画像、から成る群から選択された、狭帯域画像または狭帯域反射画像である、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 3】

前記第 1 の特定の画像はカラー画像であり、かつ前記第 2 の特定の画像は熱画像である、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 4】

前記第 1 の特定の画像は近赤外画像であり、かつ前記第 2 の特定の画像は熱画像である、請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 5】

30

前記第 1 の特定の画像を関連付けられた距離を有する複数の領域に分割するステップと

、

前記第 2 の特定の画像を関連付けられた距離を有する複数の領域に分割するステップとをさらに含む、

前記変換行列は、前記第 1 の特定の画像の前記複数の領域および距離、ならびに前記第 2 の特定の画像の前記複数の領域および距離に基づく、

請求項 3 1 に記載の方法。

【請求項 3 6】

目標対象の光学走査の方法であって、

前記目標対象を偏光によって照らすステップと、

40

前記目標対象から戻った前記光を分析器によって分析光として処理するステップと、

前記分析光を前記目標対象の形状画像として検出するステップと

を含む、方法。

【請求項 3 7】

前記偏光は、複数の波長を含み、それにより、各波長は、前記目標対象内の奥行きに対応し、かつ

前記複数の波長の各 1 つに対して帯域通過を有するスペクトルフィルタによって前記偏光を処理することと、

前記複数の波長の各 1 つに対して帯域通過を有するスペクトルフィルタによって前記分析光を処理することと、

50

前記複数の波長の各 1 つの前記分析光を前記目標対象内の各奥行きに対する形状画像として検出すること

を含む、請求項 32 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2015 年 2 月 6 日に提出された、米国仮出願第 62 / 112, 993 号の利益を主張し、その内容が参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

技術分野

一般に、本発明は、光学撮像のシステムおよび方法に関する。詳細には、本発明は、3D 走査、光学撮像、マルチモーダル撮像、ならびに画像重ね合わせおよび表示に関する。さらに詳細には、本発明は、3D 走査を、光学撮像および放射線画像診断法などの、医用撮像と組み合わせて利用して、診断機能を実行するためのシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0003】

医療分野で使用されているような、現在の撮像技術は、外科医などの、医療従事者によって求められるような、複数画像の強固な統合をまだ提供できない。例えば、表面形状測定は、現在、構造化光 3 次元 (3D) スキャナによって利用されるものなどの、3D 走査法を使用して実施され、それは、蛍光撮像または偏光撮像によって提供されるものなどの、高度な光学撮像機能を提供しない。3D 走査ベースの撮像方法は、表面情報、形状データ、3D 点群データ、ならびに対象およびそれらの動きを追跡する能力を提供するが、3D 走査は、限られた生医学応用および診断情報しか提供しない。

【0004】

あるいは、医用光学撮像法は通常、平面撮像法の使用を伴い、表面形状情報を提供しない。例えば、かかる医用光学撮像法によって取得された平面撮像情報は、形態 / 形状情報を提示しない。加えて、かかる平面撮像情報は、コンピュータ断層撮影 (CT) または磁気共鳴断層撮影 (MRI) データなどの、他の撮像情報と融合させるか、または組み合わせるのが困難である。蛍光撮像システムなどの、現在の光学撮像システムが 3D 形状情報を欠いていることにより、光学撮像と他の画像診断法との間の画像重ね合わせが困難になる。

【0005】

例えば、典型的な平面蛍光撮像では、十分な奥行き / 形状情報を、手術部位などの、関心の標的から取得することができない。蛍光断層撮影法は、非常に低速であり、術中撮像に使用すること、および組織変形を追跡することが不可能である。さらに、蛍光撮像を、CT、MRI、または陽電子放射断層撮影 (PET) から術前撮像データと重ね合わせすることは困難である。

【0006】

従って、3D 走査を医用光学撮像技術と一緒に利用して、蛍光撮像または偏光撮像などの、専用光学撮像法から取得される情報と統合される表面形状画像を生成する撮像システムに対する必要性がある。加えて、3D 走査を利用して、目標対象の動きおよび変形を追跡する、表面形状情報、ならびに、診断情報を提供する光学撮像法と組み合わせた、データ融合 / 画像重ね合わせのための 3D モデルの生成を提供する撮像システムに対する必要性もある。追加として、手術、治療モニタリング、放射線療法モニタリング、創傷治療、遠隔医療、保安点検、および医学訓練を含むが、それらに限定されず、様々な用途で利用可能な、3D 走査を利用する撮像システムに対する必要性がある。さらに、バーチャルリアリティ特徴を 3D 走査撮像および医用光学撮像技術と組み合わせる撮像システムに対する必要性がある。

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

【0007】

前述の観点から、目標対象を撮像するための光学撮像システムを提供することは、本発明の一態様であり、それは、コントローラ、コントローラに結合された、目標対象を光で照らすための発光体モジュール、およびコントローラに結合された、目標対象を撮像するための視野を有する画像検出モジュールを含み、コントローラは、1つのモードにおいて、画像検出モジュールが目標対象の3次元（3D）形状画像を捕捉し、第2のモードでは画像検出モジュールが目標対象の特定の画像を捕捉するように、発光体および画像検出モジュールを制御する。

【0008】

平坦でない目標対象を撮像するための光学撮像システムを提供することは本発明の別の態様であり、それは、コントローラ、コントローラに結合された、目標対象を光で照らすための発光体モジュール、コントローラに結合された、平坦でない目標対象を撮像するための視野を有する画像検出モジュールを含み、コントローラは、画像検出モジュールが目標対象の3次元（3D）形状画像を捕捉するように発光体および画像検出モジュールを制御し、かつ、コントローラは、平坦でない表面の複数の部分と発光体モジュールとの間の相対距離を識別して補正した投影画像を生成し、その後、補正した投影画像が発光体モジュールによって投影される。

【0009】

目標対象の画像を重ね合わせるための方法を提供することは、本発明の別の態様であり、それは、目標対象の第1の特定の画像を第1の画像検出モジュールから取得すること、目標対象の第2の特定の画像を第2の画像検出モジュールから取得すること、目標対象の2つ以上の画像検出モジュールに対する距離を取得して目標対象の形状画像を取得すること、第1の特定画像、第2の特定画像、および距離に基づいて変換行列を計算すること、ならびに変換行列に基づき、第1の特定画像を第2の特定画像に重ね合わせることを含む。

【0010】

目標対象の光学走査の方法を提供することは本発明の別の態様であり、それは、目標対象を偏光によって照らすこと、目標対象から戻った光を分析器により分析光として処理すること、および分析光を目標対象の形状画像として検出すること、のステップを含む。

【0011】

光学撮像システムを提供することは本発明の別の態様であり、コントローラは、術前画像空間、術中画像空間、および周辺画像空間の間の変換行列を計算すること、ならびに術前画像空間、術中画像空間、および周辺画像空間を重ね合わせることを含むステップを実行するように構成される。

【0012】

目標対象の酸素飽和度撮像または脈管構造撮像は、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0013】

目標対象の3D形状、蛍光撮像、吸収係数および散乱係数を捕捉するために提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0014】

ジェスチャ認識を提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0015】

心臓ゲーティングを提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0016】

二重標識である造影剤（例えば、蛍光性であり、PETまたはSPECT撮像用に放射性同位元素でも標識される造影剤）と一緒に利用されることは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0017】

10

20

30

40

50

本発明の光学撮像システムにより、蛍光撮像（例えば、5-アミノレブリン酸またはインドシアニングリーン）が、介入または手術をガイドするために、術前手術ナビゲーション（例えば、MRI、CT、PET、SPECT...）と併せて使用されるように構成されることは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0018】

（5-アミノレブリン酸またはインドシアニングリーンなどの）蛍光撮像が、脳に対する治療介入または手術をガイドするために、術前手術ナビゲーション（例えば、MRI、CT、PET、SPECT...）と併せて使用される場合に提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0019】

生体力学モデリングおよびFEMモデリングを使用して変形補正を提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0020】

光源および検出器を、撮像する組織の2つの異なった側または反対側に配置した静脈撮像（透過幾何形状）が好まれる、脈管構造撮像を提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0021】

撮像する組織の同じ側にある光源および検出器を用いて静脈撮像（反射幾何形状）が実行される、脈管構造撮像を提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0022】

静脈撮像がマルチスペクトル撮像で実行される、脈管構造撮像を提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【0023】

投影品質モニタリングを提供することは、本発明の光学撮像システムの別の態様であり、投影最適化および最小二乗誤差が実装され、投影の精度がそれに応じて更新される。

【0024】

目標対象の光学走査の方法を提供することは本発明の光学撮像システムの別の態様であり、それは、目標対象を偏光によって照らすこと、目標対象から戻った光を分析器により分析光として処理すること、および分析光を目標対象の形状画像として検出することによって、偏光は、複数の波長を含み、それにより各波長は目標対象内の奥行きに対応し、および複数の波長の各1つに対して帯域通過を有するスペクトルフィルタによって偏光を処理すること、複数の波長の各1つに対して帯域通過を有するスペクトルフィルタによって分析光を処理すること、複数の波長の各1つの分析光を目標対象内の各奥行きに対する形状画像として検出すること、のステップを含む。

【0025】

正規化に続いて複数の波長の1つに基づく反射画像を複数の波長の別の1つに基づく別の反射画像で減算することにより画像を生成することは、本発明の光学撮像システムの別の態様である。

【発明の効果】

【0026】

本発明のこれらおよび他の特徴および利点は、以下の記述、添付のクレーム、および付随の図面を参照してより良く理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の概念に従った光学撮像システムのブロック図である。

【図2】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の実施形態のブロック図である。

【図3】本発明の概念に従った代替光学撮像システムのブロック図である。

【図4A】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。

【図4B】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。

- 【図 4 C】本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。
- 【図 4 D】本発明の概念に従った光学撮像システムの追加構成のブロック図である。
- 【図 4 E】本発明の概念に従った光学撮像システムの更なる構成のブロック図である。
- 【図 4 F】本発明の概念に従った光学撮像システムの更に別の構成のブロック図である。
- 【図 5 A】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 5 B】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。
- 【図 5 C】本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。
- 【図 5 D】本発明の概念に従った光学撮像システムの追加構成のブロック図である。
- 【図 5 E】本発明の概念に従った光学撮像システムの更なる構成のブロック図である。
- 【図 5 F】本発明の概念に従った光学撮像システムの更に別の構成のブロック図である。 10
- 【図 6 A】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 6 B】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。
- 【図 6 C】本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。
- 【図 7 A】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 7 B】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。
- 【図 7 C】本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。
- 【図 8 - 1】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 8 - 2】本発明の概念に従った光学撮像システムの構成によって利用される三角測量プロセスを示すブロック図である。
- 【図 9】本発明の概念に従った光学撮像システムによって実行された様々な画像の重ね合わせを示す画像である。 20
- 【図 10】本発明の概念に従った光学撮像システムによって実行された様々な画像の重ね合わせを示す別の画像である。
- 【図 11】A - B。本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 12】本発明の概念に従って画像を重ね合わせるために光学撮像システムによって取られるステップを示す流れ図である。
- 【図 13 A】本発明の概念に従って画像を重ね合わせるために光学撮像システムによって取られるステップを示す代替流れ図である。
- 【図 13 B】本発明の概念に従って画像を重ね合わせるために光学撮像システムによって取られるステップを示す代替流れ図である。 30
- 【図 14】A - B。本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 15 - 1】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 15 - 2】本発明の概念に従った光学撮像システムの更に別の構成のブロック図である。 D。本発明の概念に従った光学撮像システムの追加構成のブロック図である。
- 【図 16 A】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 16 B】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。
- 【図 17】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 18 - 1】本発明の概念に従った様々な画像の重ね合わせを示す画像である。 40
- 【図 18 - 2】本発明の概念に従った様々な画像の重ね合わせを示す画像である。
- 【図 19】本発明の概念に従って重ね合わせた画像を表示するために光学撮像システムによって取られるステップを示す流れ図である。
- 【図 20 - 1】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。
- 【図 20 - 2】本発明の概念に従った光学撮像システムの更なる構成のブロック図である。
- 【図 20 - 3】本発明の概念に従った光学撮像システムの更に別の構成のブロック図である。
- 【図 21】A - B。本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。 50

【図 2 2 - 1】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。

【図 2 2 - 2】本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。本発明の概念に従った光学撮像システムの追加構成のブロック図である。本発明の概念に従った光学撮像システムの更なる構成のブロック図である。本発明の概念に従った光学撮像システムの更に別の構成のブロック図である。

【図 2 3】A - B。本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。

【図 2 4】本発明の概念に従った光学撮像システムによって提供される撮像および投影プロセスを示す流れ図である。

【図 2 5】本発明の概念に従い空間的に変調された撮像を使用して光学特性マップを取得するために取られるステップを示す流れ図である。

【図 2 6】本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。

【図 2 7】A。本発明の概念に従った光学撮像システムの一構成のブロック図である。B。本発明の概念に従った光学撮像システムの別の構成のブロック図である。C。本発明の概念に従った光学撮像システムの代替構成のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

本発明の光学撮像システムは、図面の図 1 に示すように、概して、番号 100 で参照される。具体的には、撮像システム 100 は、3D 走査モジュール 110 および光学撮像モジュール 120 を含み、それらは、任意の適切なコントローラ 130 を介して、相互に動作可能に通信する。

【0029】

3D 走査モジュール 110 は、レーザー走査三角測量、構造化光、飛行時間、コノスコープホログラフィ (conoscopic holography)、調光、ステレオカメラ、フーリエ 3D 走査 (Fourier 3D scanning)、低コヒーレンス干渉法、コモンパス干渉 3D 走査、および接触側面計を含むが、それらに制限されない、1 つ以上の技術を含む。

【0030】

光学撮像モジュール 120 は、蛍光撮像、反射撮像、ハイパースペクトル撮像、IR 熱撮像、チェレンコフ撮像、偏光撮像、偏光差 / 偏光比撮像、分光偏光差撮像、多光子撮像、二次高調波発生撮像、光音響撮像、および蛍光寿命撮像を含むが、それらに制限されない、1 つ以上の技術を含む。

【0031】

そのため、システム 100 は、表面形状測定値および、蛍光撮像情報などの、光学撮像情報の両方を取得することが可能である。

【0032】

コントローラ 130 は、説明する本発明の機能を実行するために、必要なハードウェア、ソフトウェア、またはそれらの組合せを含み得ることも理解されよう。さらに、コントローラ 130 は、3D 走査モジュール 110 および光学撮像モジュール 120 の動作を制御することが可能な任意の適切な携帯型またはスタンドアロンのコンピューティング装置を含み得る。コントローラ 130 は、撮像データなどのデータを、データインタフェース 132 に結合された適切なプロジェクタまたはディスプレイに出力することが可能なデータインタフェース 132 を含み得ることも理解されよう。かかる構成のいくつかの実施形態を以下で詳細に説明する。コントローラ 130 のデータインタフェース 132 は、有線または無線ネットワークを通して、ディスプレイまたはプロジェクタと、およびデータインタフェース 132 によってそれに出力された画像データを転送するために他のリモートコンピューティング装置と通信するように構成され得ることも理解されよう。加えて、コントローラ 130 は、データインタフェース 130 を通して、キーボードなどの入力装置から、またはデータインタフェース 130 と通信しているコンピューティング装置によ

10

20

30

40

50

て、適切なコマンドを受信することも可能であり得る。

【0033】

システム100の別の実施形態では、図2に示すように、100Aとして示されて、3D走査モジュール110と動作可能に通信するディスプレイモジュール200、光学撮像モジュール120、および前述したコントローラ130も含み得る。具体的には、ディスプレイモジュール200は、有線または無線接続を経由し、データインタフェース132を通して、コントローラ130と通信する。ディスプレイモジュール200は、液晶ディスプレイ(LCD)、または2次元(2D)ディスプレイ、3次元(3D)ディスプレイ、ヘッドマウント式ディスプレイ、もしくはプロジェクタを含むが、それらに限定されない、任意の他のディスプレイなどの、任意の適切なディスプレイを含む。

10

【0034】

100Bとして示された、システム100の別の実施形態では、光学撮像システム100Aのコントローラ130は、ソフトウェアモジュール210として示された、必要なハードウェア、ソフトウェア、またはそれらの組合せで構成され得、光学画像および表面形状を、陽電子放射断層撮影(PET)、単光子放射型コンピュータ断層撮影法(SPECT)、磁気共鳴断層撮影(MRI)、2Dおよび3D超音波、ガンマ線撮像、光干渉断層撮影(OCT)、X線撮像、および同様のものなどの、他の画像診断法に重ね合わせるための処理を実行する。言うまでもなく、ソフトウェアモジュール210は、コントローラ130内に埋め込まれるように構成され得るか、またはインタフェース132と通信するリモートコンピューティング装置もしくは記憶装置によって提供され得る。

20

【0035】

前述した光学撮像システム100および100A~Bの実施形態によって利用される構造的特徴は、以下で詳細に提示されることが理解されよう。

【0036】

具体的には、3D走査モジュール110および撮像モジュール120によって提供される機能は、図4Aに示すように、撮像構成300Aで具現化され得る。具体的には、構成300は、図4Aに示すように、発光体モジュール310および画像検出モジュール320を含む。発光体モジュール310は、1つ以上の光線322を放出するための任意の適切な発光デバイスを含み、光線322は、目標対象324の励起光/照明光として、および/または目標対象324上への、3D走査用のパターン投影などの、画像の投影のために、機能する。一態様では、発光体モジュール310は、目標対象324を照らすことが可能な、投光機またはレーザー干渉モジュールを含み得る。画像検出モジュール320は、発光体モジュール310によって出力された放出光線322によって照らされていることに応答して、目標対象324によって反射されたか、または放出された光326を検出するように構成された任意の適切な光検出装置を含む。一態様では、画像検出モジュール320は、電荷結合撮像素子(CCD)または相補型金属酸化膜(CMOS)撮像素子を含み得るが、1つ以上の光電子増倍管(PMT)、1つ以上のアバランシェフォトダイオード(APD)またはフォトダイオードなどの、任意の他の適切な撮像素子が使用され得る。加えて、発光フィルタ340は、画像検出モジュール320の入力の前に動作可能に配置される。発光フィルタ340は、帯域通過フィルタ、ロングパスフィルタまたは波長可変フィルタとして構成され得、それは、それが吸収した励起光322によって照らされていることに応答して、目標対象324によって放出される蛍光と関連した光の波長だけを透過させる。さらに、発光フィルタ340は、励起光322と関連した光の波長を阻止することが理解されよう。具体的には、発光フィルタは、フィルタホイールまたは他の適切な機構を含み得、それは、第1のモードでは、光326が、画像検出モジュール320によって捕捉される前に、発光フィルタ340を透過し、第2のモードでは、光326が発光フィルタ340を透過せず、画像検出モジュール320によって直接検出されるように、フィルタホイール340が、回転されるか、または移動されるように、選択的に作動されるように構成される。一態様では、発光フィルタ340は、蛍光発光フィルタを含み得る。そのため、構成300は、フィルタ340が画像検出モジュール320によって使

30

40

50

用されない場合、単一の撮像素子は目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉し、フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 によって使用される場合には、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉することになる。従って、検出構成 3 0 0 の動作中、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路から出される場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉し、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられる場合には、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉する。別の態様では、3 D 走査プロセスは、任意選択で、発光フィルタ 3 4 0 を画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路から出すことなく実行され得る。例えば、発光体モジュール 3 1 0 は、3 D 走査を可能にするために発光フィルタ 3 4 0 を透過できる光を放出するように構成され得る。このプロセスの一例は、発光体モジュール 3 1 0 が、約 8 3 0 nm の波長で光を放出し得、それは、8 3 0 nm に中心を置く帯域通過発光フィルタ 3 4 0 を透過でき、そのため 3 D 走査が可能になることである。

10

【0037】

別の態様では、システム 1 0 0 は、目標対象 3 2 4 の 3 D 形状および蛍光情報を連続して捕捉し得る。これを達成するために、システム 1 0 0 は、3 D 走査を第 1 に、次いで、蛍光撮像を第 2 に実行する。

【0038】

別の態様では、本システムは、目標対象 3 2 4 の 3 D 形状および蛍光情報を並行して、または同時に捕捉し得る。そのため、画像検出モジュール 3 2 0 は、同様の時間枠中に、3 D 走査信号および蛍光信号の両方を検出することが可能である。従って、画像検出モジュール 3 2 0 によって捕捉される画像フレームは、それぞれ、3 D 走査および蛍光撮像の目的に対して指定され得る。例えば、画像検出モジュール 3 2 0 のフレームレートが 3 0 フレーム／秒 (FPS) の場合、1 秒間では、3 D 形状を捕捉するために 1 5 フレーム (例えば、奇数フレーム 1, 3, 5, 7, 9, ...) が使用でき、他方、残りの 1 5 フレーム (例えば、2, 4, 6, 8, 10, ...) は蛍光検出のために使用できる。画像フレーム指定の任意の他の組合せが並行／同時走査に対して使用され得、例えば、総画像フレームの 3 分の 2 が 3 D 走査のために使用され得、他方、総画像フレームの 3 分の 1 が蛍光撮像のために使用されることが理解されよう。

20

【0039】

発光体 3 1 0 および画像検出モジュール 3 2 0 の動作は、コントローラ 1 3 0 によるフレーム同期化の動作によって調整されることも理解されよう。例えば、画像検出モジュール 3 2 0 は、3 0 フレーム／秒 (FPS) で動作し、発光体 3 1 0 は、画像検出モジュール 3 2 0 と同期して 1 5 フレーム (例えば、奇数フレーム: 1, 3, 5, 7, 9, ...) 内で 3 D 形状を捕捉するための縞パターンを放出することが可能である。発光体モジュール 3 1 0 は、検出器 3 2 0 と同期して、残りの 1 5 フレーム (例えば、偶数フレーム 2, 4, 6, 8, 10, ...) の蛍光撮像のために蛍光励起光を放出するように構成される。

30

【0040】

フィルタホイールは、必要に応じて同期化の一部として提供され、それにより、発光フィルタ 3 4 0 は、発光体 3 1 0 および画像検出モジュール 3 2 0 の動作モードに従い、光路に入ったり光路から出たりし得るとも考えられる。発光体モジュール 3 1 0 および画像検出モジュールおよび蛍光検出モジュール 5 1 0 を含む、システム 1 0 0 の異なる構成要素の同期化および制御はコントローラ 1 3 0 によって制御され、この場合、同期クロック信号はコントローラ 1 3 0 によって生成されることも理解されよう。

40

【0041】

一態様では、システム 3 0 0 A は、目標対象 3 2 4 の 3 D 走査および蛍光撮像に加えて、色反射率撮像を可能にするように構成される。具体的には、画像検出モジュール 3 2 0 がカラー撮像素子 (例えば、Bayer パターンフィルタ配列など、撮像センサーレベルで配置されたフィルタ配列を備えた) の場合、画像検出モジュール 3 2 0 は色情報を単独で検出できる。

50

【0042】

別の態様では、画像検出モジュール320がモノクロ撮像素子を含み得る場合、それによって目標対象324のカラー画像が捕捉され得、それにより発光体モジュール310が、赤、緑および青の波長を連続して投影し、画像検出モジュール320は、それぞれ、赤、緑および青の反射に対して3つのモノクロ画像を捕捉する。加えて、カラー画像は、デジタル的に合成することが可能である。カラー撮像、蛍光撮像および3D走査は、連続して、または同時に実行できることも理解されよう。並行または同時モードでは、画像フレームは、それぞれ、カラー撮像、蛍光撮像および3D走査に対して分割することが可能である。例えば、総撮像フレームの半分が3D走査のために使用され得、総撮像フレームの4分の1が蛍光撮像のために使用され得、総撮像フレームの4分の1がカラー撮像のために使用され得る。発光体モジュール310、画像検出モジュール320および発光フィルタ340を具現化しているフィルタホイールは、並行／同時モードの動作に対して、コントローラ130の支援と同期する方法で動作することが理解されよう。

10

【0043】

更に別の実施形態では、発光フィルタ340は、波長可変フィルタを含み得る。波長可変フィルタを使用すると、ハイパースペクトル撮像が構成300Aによって実行できるようにして、複数の光波長を捕捉する。更に別の実施形態では、発光フィルタ340は、複数の狭帯域フィルタを含むフィルタホイールを含み得る。そのため、構成300Aは、複数の光波長の反射画像または吸収画像を捕捉することが可能である。

【0044】

20

更に別の実施形態では、発光フィルタ340を具現化しているフィルタホイールは、酸素飽和度の撮像に適したフィルタを含む。例えば、組織酸素飽和度(S_{TO2})または静脈血酸素飽和度(S_{VO2})の画像が測定され得る。例えば、660nmおよび950nmフィルタが酸素飽和度画像を捕捉するために使用され得る。酸素飽和度は、式： $S_{tO_2} = \text{酸素飽和したヘモグロビン値} / \text{総ヘモグロビン値 (未飽和 + 飽和)}$ 、を使用して計算できる。適切なフィルタ340を使用することによりチェレンコフ撮像も可能になり得ることも理解されよう。

【0045】

スペクトルフィルタの代わりに偏光器が使用でき、また、偏光撮像、および偏光差／偏光比撮像を可能にするために、別の偏光器が発光体モジュール310の前に配置され得ることも理解されよう。前述した異なる画像診断法が、以前に説明した、インターリーブ方式を使用して、連続して、または並行して、のいずれかで、3D走査と一緒に獲得され得ることが理解されよう。本発明により、複数の画像診断法が可能になり得ることが理解されよう。例えば、酸素飽和度撮像、色反射率撮像、自動蛍光撮像および外因性コントラスト(extrinsic contrast)に基づく近赤外線(NIR)撮像は、一緒に同時に可能になり得る。

30

【0046】

別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図4Bに示すように、撮像構成300Bで具現化され得る。具体的には、構成300Bは、蛍光励起フィルタ410を追加して、前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、発光フィルタ340を含む。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、発光体モジュール310と併せて使用され、発光体モジュール310から放出された光が、撮像されている目標対象324を照らす前に、励起フィルタ410を透過するように配置される。蛍光励起フィルタ410は、目標対象324によって容易に吸収可能な励起波長(すなわち、励起光)の範囲内の光線を有する光322だけがそれを透過できる、帯域通過フィルタ、ショートパスフィルタまたは、波長可変フィルタとして構成される。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、フィルタホイールまたは他の適切な機構を含み得、それは、第1のモードでは、光322は、目標対象324上に入射する前に、発光フィルタ410によって処理されるように、励起フィルタ410を透過し、第2のモードでは、光322が、励起フィルタ340を透過せず、発光体モジュール310から直接放出され

40

50

て、目標対象 3 2 4 上に入射するように、フィルタホイール 3 4 0 が、回転されるか、または移動されるように、選択的に作動されるように構成される。光の吸収に応答して、目標対象 3 2 4 は蛍光の形で光 3 2 6 を放出することが可能である。そのため、一態様では、検出構成 3 0 0 B の動作中、画像検出モジュール 3 2 0 は、励起フィルタ 4 1 0 が放出された光 3 2 2 の経路から出され、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路から出されると、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉し、また、励起フィルタ 4 1 0 が放出された光 3 2 2 の経路に入れられ、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられると、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉する。別の態様では、検出構成 3 0 0 B の動作中、画像検出モジュール 3 2 0 は、励起フィルタ 4 1 0 が放出された光 3 2 2 の経路から出され、他方、発光フィルタ 3 4 0 は光路内にとどまっていると、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉する。代替として、画像検出モジュール 3 2 0 は、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路から出され、他方、励起フィルタ 4 1 0 は光路内にとどまっていると、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉する。加えて、検出構成 3 0 0 B は、励起フィルタ 4 1 0 が放出された光 3 2 2 の経路に入れられ、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられと、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉する。

10

【0047】

別の態様では、システム 3 0 0 B は、3 D 形状および蛍光画像に加えて、カラー画像も捕捉し得る。

【0048】

3 D 走査は、発光フィルタ 3 4 0 または励起フィルタ 4 1 0 のいずれかを光検出または発光経路から出して、実行され得ることが理解されよう。

20

【0049】

更なる実施形態では、3 D 走査モジュール 1 1 0 および撮像モジュール 1 2 0 は、図 4 C に示すように、撮像構成 3 0 0 C で具現化され得る。具体的には、撮像構成 3 0 0 C は、蛍光励起フィルタ 4 1 0 と共に動作する励起光源 4 5 0 を追加して、前述したように、発光体モジュール 3 1 0、画像検出モジュール 3 2 0、発光フィルタホイール 3 4 0 を含む。励起光源 4 5 0 は、任意の適切な光を発生するように構成され得、その光は次いで、励起フィルタ 4 1 0 を透過する。具体的には、蛍光励起フィルタ 4 1 0 は、励起光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 が、撮像されている目標対象 3 2 4 に当たる前に、励起フィルタ 4 1 0 を透過するように配置される。一態様では、検出構成 3 0 0 C の動作中、発光フィルタ 3 4 0 が任意選択で画像検出モジュール 3 2 0 の光 3 2 6 検出経路から出され、発光体モジュール 3 1 0 が光 3 2 2 を発生するために使用されて目標対象 3 2 4 を照らす場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉する。代替として、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられて、励起フィルタ 4 1 0 が、目標対象 3 2 4 を照らすために光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 の経路に入れられる場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 からの蛍光情報を捕捉する。並列モードでは、形状走査フレームおよび蛍光撮像フレームは、同期されている発光体モジュール 3 1 0、励起光源 4 5 0 および画像検出モジュール 3 2 0 で、順次にインターリーブされ得る。別の態様では、フィルタ 3 4 0 および 4 1 0 はまた、並列走査を可能にするために、発光体モジュール 3 1 0、励起光源 4 5 0 および検出モジュールと同期され得る。

30

40

【0050】

励起光源 4 5 0 は、レーザー光、白色 LED などの発光ダイオード (LED)、白熱光、プロジェクタ用電球、キセノン、キセノン水銀、またはメタルハライドランプなどのアーク灯、およびコヒーレントまたはインコヒーレント光源を含み得ることも理解されよう。

【0051】

励起光源 4 5 0 は、デジタル (LED ベースの) プロジェクタも含み得、追加として、光源は、パターン照明のための空間周波数を投影し得る。例えば、デジタルプロジェクタ

50

はスペクトルフィルタと併せて、光源として使用され得る。加えて、励起光源４５０は、連続出力またはパルス出力を放出し得、任意の所望のスペクトル窓内の電磁波である光を発生し得る。

【００５２】

励起光源４５０は光拡散体も含み得ることも理解されよう。

【００５３】

更なる実施形態では、３Ｄ走査モジュール１１０および撮像モジュール１２０は、図４Ｄに示すように、別の撮像構成３００Ｄで具現化され得る。具体的には、撮像構成３００Ｄは、別の画像検出モジュール３２０Ａおよび別の発光フィルタ３４０Ａを追加して、前述のように、発光体モジュール３１０、画像検出モジュール３２０、発光フィルタ３４０を含む。発光フィルタ３４０および３４０Ａはフィルタホイールとして構成され、それは、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの光検出経路に入れられたり、光検出経路から出されたりし得ることが理解されよう。そのため、検出構成３００Ｄの動作中、発光体モジュール３１０は目標対象の目標対象３２４を光３２２で照らす。加えて、目標対象３２４の形状情報を画像検出モジュール３２０および３２０Ａによって捕捉するために、発光フィルタ３４０および３４０Ａは、任意選択で、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの光３２６検出経路から出される。さらに、目標対象３２４の蛍光情報を画像検出モジュール３２０および３２０Ａによって捕捉するために、発光フィルタ３４０および３４０Ａは、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの光３２６検出経路に入れられる。そのため、構成３００Ｄは複数の画像検出モジュール３２０および３２０Ａを利用するので、光路妨害が回避される。

【００５４】

更なる実施形態では、３Ｄ走査モジュール１１０および撮像モジュール１２０は、図４Ｅに示すように、撮像構成３００Ｅで具現化され得る。具体的には、撮像構成３００Ｅは、励起フィルタ４１０を追加して、前述のように、発光体モジュール３１０、画像検出モジュール３２０、発光フィルタ３４０、画像検出モジュール３２０Ａおよび発光フィルタ３４０Ａを含む。励起フィルタ４１０は、選択的に発光体３１０の出力経路に入れられたり、出力経路から出されたりするように、フィルタホイールとして構成され得ることが理解されよう。そのため、検出構成３００Ｅの動作中、目標対象３２４を照らすために発光体モジュール３１０によって放出された光３２２が励起フィルタ４１０によって処理されないように、励起フィルタ４１０が任意選択で移動され、発光フィルタ３４０および３４０Ａが任意選択で、光３２６を捕捉するために、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの検出経路から移動される場合、画像検出モジュール３２０および３２０Ａは、目標対象３２４の形状情報を捕捉する。加えて、光が励起フィルタ４１０によって処理されるように励起フィルタ４１０が検出経路に入れられて、発光フィルタ３４０および３４０Ａが、光３２６を捕捉するために、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの検出経路に入れられる場合、画像検出モジュール３２０および３２０Ａは、目標対象３２４の蛍光情報を捕捉する。そのため、構成３００Ｅは複数の画像検出モジュール３２０を利用するので、光路妨害が回避される。別の態様では、励起フィルタ４１０は、フィルタホイールを使用することなく、固定フィルタ（stationary filter）として具現化され得、そのため、フィルタ４１０は、前述した実施形態と同様に、検出経路に入れたり検出経路から出したりする必要がないことが理解されよう。

【００５５】

更なる実施形態では、３Ｄ走査モジュール１１０および撮像モジュール１２０は、図４Ｆに示すように、撮像構成３００Ｆで具現化され得る。具体的には、撮像構成３００Ｆは、蛍光励起フィルタ４１０と共に動作する励起光源４５０を追加して、前述のように、発光体モジュール３１０、画像検出モジュール３２０、発光フィルタ３４０、画像検出モジュール３２０Ａおよび発光フィルタ３４０Ａを含む。発光フィルタ３４０および３４０Ａはフィルタホイールとして構成され得、それらは、それぞれの画像検出モジュール３２０および３２０Ａの光検出経路に入れられたり、光検出経路から出されたりし得ることが理

解されよう。そのため、検出構成 300F の動作中、目標対象 324 を照らすために発光体 310 を使用して光 322 を放出し、また、発光フィルタ 340 および 340A が、任意選択で、目標対象 324 からの反射光 326 を検出するために、それぞれの画像検出モジュール 320 および 320A の検出経路から出される場合、画像検出モジュール 320 および 320A は、目標対象 324 の形状情報を捕捉する。代替として、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉するために、光源 450 が、目標対象 324 を照らす、蛍光励起フィルタ 410 によって処理される、光 322 を放出するために使用され、発光フィルタ 340 および 340A は、目標対象 324 からの放出光 326 を検出するために、それぞれの画像検出モジュール 320 および 320A の検出経路に入れられる。

【0056】

一態様では、構成 300F は、3D 形状および蛍光情報を連続して捕捉し得る。そのため、形状情報の収集中、励起光源 450 および蛍光励起フィルタ 410 は使用されず、他方、蛍光情報の収集中、発光体モジュール 310 は使用されない。別の態様では、構成 300F は、3D 形状および蛍光情報を並行して、または同時に捕捉し得る。そのため、検出モジュール 320 および 320A は、同様の時間枠中に、3D 走査信号および蛍光信号の両方を検出し得る。そのため、検出モジュール 320 および 320A のフレームは、それぞれ、3D 走査および蛍光撮像のために指定され得る。例えば、フレームレートが 30 フレーム／秒 (FPS) の場合、1 秒間の間に、3D 形状を捕捉するために 15 フレーム (例えば、奇数フレーム：1, 3, 5, 7, 9, ...) が使用され得、他方、残りの 15 フレーム (例えば、偶数フレーム：2, 4, 6, 8, 10, ...) は蛍光検出のために使用され得る。フレーム指定の任意の他の組合せが並行走査に対して使用され得る (例えば、総画像フレームの 3 分の 2 が 3D 走査のために使用され、総画像フレームの 3 分の 1 が蛍光撮像のために使用される) ことも理解されよう。

【0057】

別の態様では、1 つの検出モジュール 320 が蛍光撮像のために指定でき、他方、他の検出モジュール 320A が 3D 走査のために指定できる。そのため、同時の 3D 走査および蛍光撮像が可能にできる。

【0058】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 5A に示すように、撮像構成 500A で具現化され得る。具体的には、構成 500A は、蛍光発光フィルタ 340 と共に使用される蛍光検出モジュール 510 を追加して、図 4A に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320 を含む。そのため、蛍光検出モジュール 510 および発光フィルタ 340 は、発光体モジュール 310 からの光 322 によって照らされていることに応答して目標対象 324 から放出された光 326 が、蛍光検出モジュール 510 によって検出される前に、発光フィルタ 340 を透過するように、動作可能に配置される。加えて、蛍光検出モジュール 510 は、蛍光波長に敏感に反応する任意の適切な撮像素子として構成され得、いくつかの実施形態では、電荷結合撮像素子 (CCD) または相補型金属酸化膜 (CMOS) 撮像素子を含み得る。そのため、検出構成 500A の動作中、発光体モジュール 310 は、光 322 を放出して目標対象 324 を照らし、その後、画像検出モジュール 320 が、目標対象 324 の、奥行き情報などの形状情報を、目標対象 324 から反射された光 322 から捕捉する。加えて、蛍光検出モジュール 510 は、発光体モジュール 310 の光 322 によって照らされていることに応答して、目標対象 324 から放出された光 322 から目標対象 324 の蛍光情報を捕捉する。従って、構成 500A は、2 つのカメラ／センサー／検出器、画像検出モジュール 320 および蛍光検出モジュール 510 を利用し、それにより、画像検出モジュール 320 は、目標対象 324 の形状情報を捕捉し、蛍光検出モジュール 510 は、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉する。発光体モジュール 310 は、交互フレーム (alternating frame) をそれぞれ、形状および蛍光撮像用に分割し得ることが理解されよう。例えば、奇数の撮像フレームは、形状走査のために使用でき、偶数の撮像フレームは、蛍光撮像のために使用され得る。別の態様では、システム 500A は、3

10

20

30

40

50

d形状および蛍光画像に加えて、蛍光検出器モジュール510または画像検出モジュール320を使用してカラー画像も捕捉できる。

【0059】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図5Bに示すように、撮像構成500Bで具現化され得る。具体的には、構成500Bは、蛍光励起フィルタ410に加えて、図5Aに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光検出モジュール510および蛍光発光フィルタ340を含む。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、発光体モジュール310と共に使用するように構成され、それと動作可能に配置される。そのため、励起フィルタ410は、発光体モジュール310から放出された光が、撮像されている目標対象324を照らす前に、励起フィルタ410を透過するように配置される。励起フィルタ410は、フィルタホイールを含み、それは、選択的に、発光体モジュール310の出力経路に入れたり、出力経路から出したりすることも理解されよう。そのため、検出構成500Bの動作中、放出光322が、目標対象324を照らす前に励起フィルタ410によって処理されないように、励起フィルタ410が、任意選択で、発光体モジュール310の光出力経路から出され、その後、画像検出モジュール320が目標対象324によって反射された光326を検出する場合、画像検出モジュール320は、目標対象324の形状情報を捕捉する。加えて、放出光322が、目標対象324を照らす前に励起フィルタ410によって処理されるように、励起フィルタ410が、発光体310の光出力経路に入れられる場合、蛍光検出モジュール510は、目標対象324の蛍光情報を捕捉し、その後、蛍光検出モジュール510は、発光フィルタ340によって処理された目標対象324から放出された光326を目標対象324の蛍光情報として検出する。

【0060】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図5Cに示すように、撮像構成500Cで具現化され得る。具体的には、撮像構成500Cは、励起光源450および蛍光励起フィルタ410に追加して、図5Aで前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光検出モジュール510、および発光フィルタ340を含む。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、光源450と共に動作し、光源450から放出された光322が、撮像されている目標対象324を照らす前に、励起フィルタ410を透過するように、動作可能に配置される。そのため、検出構成500Cの動作中、発光体モジュール310が目標対象324を照らすために光322を放出し、その後、画像検出モジュール320が、目標対象324からの反射光326を検出する場合、画像検出モジュール320は目標対象324の形状情報を捕捉する。代替として、励起光源450が、目標対象324を照らすために励起フィルタ410によって処理されている光322を発生し、その後、照らされていることに応答して目標対象324により放出された光326が、蛍光検出モジュール510により蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ340によって処理される場合、蛍光検出モジュール510は目標対象324の蛍光情報を捕捉する。

【0061】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図5Dに示すように、撮像構成500Dで具現化され得る。具体的には、撮像構成500Dは、画像検出モジュール320Aを追加して、図5Aで前述のように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、画像検出モジュール320A、蛍光撮像モジュール510、および発光フィルタ340を含む。そのため、検出構成500Dの動作中、目標対象324の形状情報を検出するために、発光体モジュール310は光322を放出して目標対象324を照らし、すると、画像検出モジュール320および320Aは、目標対象324から反射された光322から、目標対象324の、奥行き情報などの、形状情報を捕捉する。加えて、蛍光検出モジュール510は、発光体モジュール310の光322によって照らされていることに応答して目標対象324から放出された光326から、目標対象324の蛍光情報を捕捉する。従って、構成500Dは、画像検出モジュール320

および 320A ならびに蛍光検出モジュール 510 を含め、複数のカメラ／センサー／検出器を利用し、それにより、画像検出モジュール 320 および 320A は目標対象 324 の形状情報を捕捉し、蛍光検出モジュール 510 は目標対象 324 の蛍光情報を捕捉する。従って、構成 500D は複数の画像検出モジュール 320 を利用するので、光路妨害が回避される。検出モジュール 320、320A のうちの 1 つは、色反射率撮像などの、他の特定の撮像を実行するために、任意選択で、指定され得ることが理解されよう。

【0062】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 5E に示すように、撮像構成 500E で具現化され得る。具体的には、撮像構成 500E は、励起フィルタ 410 を追加して、図 5D に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、画像検出モジュール 320A を含む。具体的には、励起フィルタ 410 は、発光体モジュール 310 と共に動作するように構成されて、発光体モジュール 310 から放出された光が、撮像されている目標対象 324 を照らす前に、励起フィルタ 410 を透過するように、動作可能に配置される。具体的には、励起フィルタ 410 は、フィルタホイールまたは他の適切な機構を含み得、それは、第 1 のモードでは、光 322 は、目標対象 324 を照らす前に、発光フィルタ 410 によって処理されるように、励起フィルタ 410 を透過し、第 2 のモードでは、光 322 が、励起フィルタ 340 を透過せず、発光体モジュール 310 から直接放出されて、目標対象 324 を照らすように、フィルタホイール 340 が、回転されるか、または移動されるように、選択的に作動されるように構成される。そのため、検出構成 300E の動作中、目標対象 324 を照らすために発光体モジュール 310 によって放出された光 322 が励起フィルタ 410 によって処理されないように、励起フィルタ 410 が任意選択で移動される場合、画像検出モジュール 320 および 320A は、反射光 326 を目標対象 324 の形状情報として捕捉する。加えて、蛍光検出モジュール 510 は、励起フィルタ 410 によって処理されている発光体モジュール 310 の光 322 によって照らされていることに応答して、目標対象 324 から放出された光 326 から目標対象 324 の蛍光情報を捕捉する。そのため、構成 300E は複数の画像検出モジュール 320 を利用するので、光路妨害が回避される。コントローラ 130 は、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、画像検出モジュール 320A、および励起フィルタホイール 410 を同期させて作動させることが理解されよう。システム 500E は、コントローラ 130 の助けにより、投影および画像フレームを分割するために、以前に説明したインターリーブ方式を使用し得ることも理解されよう。

【0063】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 5F に示すように、撮像構成 500F で具現化され得る。具体的には、撮像構成 500F は、画像検出モジュール 320A を追加して、図 5C に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、画像検出モジュール 320A、蛍光撮像モジュール 510、発光フィルタ 340、光源 450 および励起フィルタ 410 を含む。そのため、検出構成 500F の動作中、目標対象 324 を照らすために発光体モジュール 310 が光 322 を放出し、その後、画像検出モジュール 320 および 320A が、目標対象 324 からの反射光 326 を検出する場合、画像検出モジュール 320 および 320A は、目標対象 324 の形状情報を捕捉する。形状情報の収集プロセス中、励起光源 450 は使用されず、さらに、励起フィルタ 410 は使用されないことが理解されよう。代替として、励起光源 450 が、目標対象 324 を照らすために励起フィルタ 410 によって処理された光 322 を発生し、その後、照らされていることに応答して、目標対象 324 によって放出された光 326 が、蛍光検出モジュール 510 によって蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ 340 によって処理される場合、蛍光検出モジュール 510 は、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉する。発光体モジュール 310 は、蛍光情報収集プロセス中に使用されないことが理解されよう。

【0064】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図6Aに示すように、別の撮像構成600Aで具現化され得る。具体的には、撮像構成600Aは、ビームスプリッタ610に加えて、図5Aに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光撮像モジュール510、および発光フィルタ340を含む。一態様では、ビームスプリッタ610は、ダイクロイックフィルタまたは1つの範囲の波長の光を反射して、別の範囲の波長の光を透過することが可能な任意の適切な装置を含み得る。画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510は、実質的に直角など、相互にある角度をなして配置され、他方、ビームスプリッタ610は、画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510に対して、約45度の角度など、斜角で配置される。そのため、検出構成600Aの動作中、発光体モジュール310は、光322を放出して目標対象324を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象324によって反射されて放出された光326がビームスプリッタ610によって受信され、そこで、目標対象324の形状データを捕捉するために、光326の部分620が、画像検出モジュール320による受信のためにビームスプリッタ610を透過するのを可能にされる。加えて、光326の別の部分622が、ビームスプリッタ610によって反射され、すると、目標対象324の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール510による受信のために、発光フィルタ340を透過するように向けられる。別の態様では、ビームスプリッタ610は、偏光に基づき光を分割し得る。ビームスプリッタ610は、プレートビームスプリッタ、キューブビームスプリッタ、非偏光ビームスプリッタ、横変位ビームスプリッタ、五角柱(pent-prism)ビームスプリッタ、ワイヤグリッド偏光ビームスプリッタ、または偏光ビームスプリッタを含み得るが、それらに限定されないことが理解されよう。検出器モジュール510または画像検出モジュール320のいずれかにより、カラー画像も捕捉できることも理解されよう。

【0065】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図6Bに示すように、別の撮像構成600Bで具現化され得る。具体的には、撮像構成600Bは、励起フィルタ410に加えて、図6Aに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光撮像モジュール510、発光フィルタ340、およびビームスプリッタ610を含む。具体的には、励起フィルタ410は、発光体310に対して動作可能に配置され、そのため、出力された光622が励起フィルタ410によって処理されるようになる。励起フィルタ410は、フィルタホイールまたは他の可動装置として構成され、それは、発光体310によって出力された光が、励起フィルタ410によって選択的に処理されるか、または処理されないように動かすことができることが理解されよう。そのため、構成600Bの動作中、励起フィルタ410は、発光体310によって放出された光322が、励起フィルタ410によって処理されず、目標対象324を照らすように動かされ、すると、照らされていることに応答して目標対象324によって反射された光326がビームスプリッタ610によって受信される。次に、目標対象324から反射されて放出された光326がビームスプリッタ610によって受信され、そこで、光の部分620が、目標対象324の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール320による受信のためにビームスプリッタ610を透過するのを可能にされる。蛍光情報を検出するために、励起フィルタ410は、発光体310によって放出された光が、励起フィルタ410によって処理されて、目標対象324を照らすように動かされ、すると、照らされていることに応答して目標対象324から放出された光326がビームスプリッタ610によって受信される。次に、放出された光326の部分622が、ビームスプリッタ610によって反射され、すると、目標対象324の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール510による受信のために、発光フィルタ340を透過するように向けられる。

【0066】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図6Cに示すように、撮像構成600Cで具現化され得る。具体的には、撮像構成600Cは

、光源 450 および励起フィルタ 410 に加えて、図 6A に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、発光フィルタ 340、およびビームスプリッタ 610 を含む。具体的には、蛍光励起フィルタ 410 は、励起フィルタ 410 と併せて使用するよう構成され、発光体モジュール 310 から放出された光 322 が、撮像されている目標対象 324 を照らす前に、それ透過するように動作可能に配置される。そのため、検出構成 600C の動作中、発光体 310 が光 322 を放出して目標対象 324 を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象 324 によって反射された光 326 がビームスプリッタ 610 によって受信され、そこで、光 326 の部分 620 が、目標対象 324 の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール 320 による受信のためにビームスプリッタ 610 を透過するのを可能にされる。代替として、目標対象 324 からの蛍光情報を検出するために、励起光源 450 は、目標対象 324 を照らすために励起フィルタ 410 によって処理される光 322 を発生するように作動される。そのため、照らされていることに応答して目標対象 324 から放出された光 326 がビームスプリッタ 610 によって受信される。次に、放出された光 326 の部分 622 が、ビームスプリッタ 610 によって反射され、すると、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール 510 による受信のために、発光フィルタ 340 を透過するよう向けられる。

10

【0067】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 7A に示すように、撮像構成 700A で具現化され得る。具体的には、撮像構成 700A は、ビームスプリッタ 610A、画像検出モジュール 320A、蛍光撮像モジュール 510A および発光フィルタ 340A を追加して、図 6A に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、発光フィルタ 340 を含む。そのため、画像検出モジュール 320 および蛍光撮像モジュール 510 は、実質的に互いに直角に配置され、他方、画像検出モジュール 320A および蛍光撮像モジュール 510A も実質的に互いに直角に配置される。加えて、ビームスプリッタ 620 は、画像検出モジュール 320 および蛍光撮像モジュール 510 に対して、約 45 度など、斜角で配置される。同様に、ビームスプリッタ 620A は、画像検出モジュール 320A および蛍光撮像モジュール 510A に対して、約 45 度など、斜角で配置される。そのため、検出構成 700A の動作中、発光体モジュール 310 は、光 322 を放出して目標対象 324 を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象 324 によって反射されて放出された光 326 がビームスプリッタ 610 およびビームスプリッタ 610A によって受信され、そこで、光 326 の部分 620 が、目標対象 324 の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール 320 および 320A による受信のためにビームスプリッタ 610 および 610A を透過するのを可能にされる。加えて、ビームスプリッタ 610 および 610A によって受信された光 326 の別の部分 622 が、ビームスプリッタ 610 および 610A によって反射され、すると、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール 510 および 510A による受信のために、発光フィルタ 340 および 340A を透過するよう向けられる。

20

30

【0068】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 7B に示すように、撮像構成 700B で具現化され得る。具体的には、撮像構成 700B は、励起フィルタ 410 に加えて、図 7A で前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、発光フィルタ 340、ビームスプリッタ 610A、画像検出モジュール 320A、蛍光撮像モジュール 510A および発光フィルタ 340A を含む。具体的には、励起フィルタ 410 は、発光体 310 に対して動作可能に配置され、そのため、それによって出力された光が励起フィルタ 410 によって処理されるようになる。励起フィルタ 410 は、フィルタホイールまたは他の可動装置として構成され、それは、発光体 310 によって出力された光が、励起フィルタ 410 によって選択的に処理されるか、または処理されないように移動できることが理解されよう。

40

50

そのため、構成 700B の動作中、励起フィルタ 410 は任意選択で、発光体 310 によって放出された光 322 が、励起フィルタ 410 によって処理されないように、発光体モジュール 310 の光出力経路から出され、すると、発光体 310 によって放出された光 322 によって照らされていることに応答して、目標対象 324 から反射された光 326 が、ビームスプリッタ 610 および 610A によって受信され、そこで、光 326 の部分 620 が、目標対象 324 の形状情報を捕捉するために、それぞれの画像検出モジュール 320 および 320A による受信のためにビームスプリッタ 610 および 610A を透過するのを可能にされる。加えて、目標対象 324 から蛍光情報を収集するために、励起フィルタ 410 は、発光体の光出力経路に入れられ、そのため、それによって放出された光が励起フィルタ 410 によって処理されるようになる。そのため、処理された光 322 によって照らされていることに応答して、目標対象 324 から放出された光 326 が、ビームスプリッタ 610 および 610A によって受信され、すると、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール 510 および 510A による受信のために、発光フィルタ 340 および 340A を透過するように向けられるか、または反射される。本発明の別の態様では、励起フィルタ 410 は、フィルタホイールを使用することなく、固定フィルタとして具現化され得、そのため、フィルタ 410 は、前述した実施形態と同様に、検出経路に入れたり検出経路から出したりする必要がないことが理解されよう。

【0069】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 7C に示すように、撮像構成 700C で具現化され得る。具体的には、撮像構成 700C は、励起光源 450 および励起フィルタ 410 を加えて、図 7A に関して前述したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光撮像モジュール 510、発光フィルタ 340、ビームスプリッタ 610、画像検出モジュール 320A、蛍光撮像モジュール 510A、発光フィルタ 340A およびビームスプリッタ 610A を含む。そのため、検出構成 700C の動作中、発光体モジュール 310 が光 322 を放出して目標対象 324 を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象 324 によって反射された光 326 が、ビームスプリッタ 610 および 610A によって受信され、そこで、光 326 の部分 620 が、目標対象 324 の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール 320 および 320A による受信のためにビームスプリッタ 610 および 610A を透過するのを可能にされる。加えて、目標対象 324 から蛍光情報を収集するために、励起光源 450 は、それから放出された光 322 が励起フィルタ 410 によって処理されるように、作動される。そのため、励起フィルタ 410 を透過して出力された処理された光によって照らされていることに応答して、目標対象 324 から放出された光 326 が、ビームスプリッタ 610 および 610A によって受信される。受信された光 326 は次いで、ビームスプリッタ 610 および 610A によって反射され、すると、光 326 の部分 622 は、目標対象 324 の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール 510 および 510A による受信のために、発光フィルタ 340 および 340A を透過するように向けられるか、またはそうでなければ反射される。

【0070】

更なる実施形態では、3D 走査モジュール 110 および撮像モジュール 120 は、図 8A に示すように、撮像構成 800A で具現化され得る。具体的には、構成 800A は、図 4A に関して前述したように、発光体モジュール 310 および画像検出モジュール 320 を含む。具体的には、フィルタホイール 810 は、発光体モジュール 310 と一緒に使用するよう構成されて、励起フィルタ 410 および偏光器 830 をその上に備えて含む。加えて、フィルタホイール 820 は、発光フィルタ 340 および分析器 840 の両方をその上に備えて含む。具体的には、フィルタホイール 810 は、発光体モジュール 310 に対して選択的に移動され得、それにより、1つの状態では、励起フィルタ 410 が、目標対象 324 を照らすために使用する発光体モジュール 310 によって放出された光 322 を処理し、別の状態では、偏光器 830 が、目標対象 324 を照らすために使用する発光体モジュール 3

10から放出された光322を処理するようになる。同様に、フィルタホイール820は、画像検出モジュール320に対して選択的に移動され得、それにより、1つの状態では、発光フィルタ340が、照らされていることに応答して目標対象324から放出された光326を処理し、別の状態では、分析器840が、照らされていることに応答して目標対象324から反射された光326を処理するようになる。そのため、検出構成800Aの動作中、目標対象324の形状情報を捕捉することが望まれる場合、フィルタホイール810の偏光器部分830が、発光体モジュール310によって放出された光322を処理するための位置に入れられて、それにより、処理された光322が目標対象324を照らすようになる。加えて、フィルタホイール820の分析器部分840が、画像検出モジュール320の検出経路に入れられて、それにより、照らされていることに応答して目標対象324によって反射された光326が、画像検出モジュール320によって検出される前に、分析器840によって処理されるようになる。一態様では、分析器840および偏光器830は、共偏光(c o - p o l a r i z a t i o n)構成で配置されて、目標対象324の表面に反射した光子を検出し、目標対象324中に拡散した光子の検出を最小限にし得る。代替として、目標対象324の蛍光情報を捕捉することが望まれる場合、フィルタホイール810の励起フィルタ410が、発光体モジュール310によって放出された光322を処理するための位置に入れられて、それにより、処理された光322が目標対象324を照らすようになる。加えて、発光フィルタ340が、画像検出モジュール320の検出経路に入れられて、それにより、発光体310によって放出された処理された光322によって照らされていることに応答して目標対象324によって放出された光326が、画像検出モジュール320によって検出される前に、発光フィルタ340を透過するようになる。一態様では、蛍光検出中、分析器840および偏光器830は、照明および検出経路内に留まり得、そのため、分析器840および偏光器830は交差偏光構成に配置されて目標対象324の鏡面反射を低減する。

【0071】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図8Bに示すように、撮像構成800Bで具現化され得る。具体的には、構成800Bは、画像検出モジュール320と一緒に使用する分析器840および画像検出モジュール320と一緒に使用する蛍光検出モジュール510および蛍光検出モジュール510と一緒に使用する発光フィルタ340を追加して、図8Bに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、励起フィルタ410および偏光器830の両方をその上に備えて含むフィルタホイール810を含む。すなわち、分析器840は、画像検出モジュール320の検出経路に対して配置され、他方、発光フィルタ340は、蛍光撮像モジュール510の検出経路に対して配置される。そのため、検出構成800Bの動作中、フィルタホイール810の偏光器部分830が、発光体モジュール310によって放出された光322を処理するための位置に入れられる場合、画像検出モジュール320は目標対象324の形状情報を捕捉する。一態様では、分析器840および偏光器830は、共偏光構成で配置されて、目標対象324の表面に反射した光子を検出し、目標対象324中に拡散した光子の検出を最小限にし得る。次に、照らされていることに応答して目標対象324から反射された光326が、画像検出モジュール320により形状情報として検出される前に、分析器840によって処理される。加えて、目標対象324の蛍光情報を捕捉するため、フィルタホイール810の励起フィルタ410が、発光体モジュール310によって放出された光322を処理するための位置に入れられる。そのため、発光体モジュール310から放出された光322によって照らされていることに応答して目標対象322から放出された光326が、蛍光撮像モジュール510によって検出される前に、発光フィルタ340によって処理される。

【0072】

従って、図8A～8Bに示す、構成800Aおよび800Bの偏光器と分析器のペアの使用により、偏光ゲーティングの処理を実行するのが可能になり、目標対象324が、撮像処理中に、発光体310によって照らされると、目標対象324内を移動し得る拡散し

た光子を除去する。これは、表面形状走査が正確に実行されることを確実にする。すなわち、入射構造化光が直線的に偏光されると、光子の一部が、良好に保持された偏光状態で、目標対象 324 の表面で反射されるが、他方、拡散した光子の偏光状態は、さらにランダムに分散される。そのため、本発明で使用する偏光器／分析器のペアは、偏光ゲーティングが実行できるようにし、それによって、目標対象 324 の形状情報の収集中に、表面反射した光子が、拡散した光子から分離できる。

【0073】

測定データ表現

本発明によって取得される形状測定値は、奥行き z のマップとして、また空間位置 x および y の関数として、表現され、それは、 $fz_{ij} = \{(x_i, y_j); i = 1, 2, \dots, L, j = 1, 2, \dots, M\}$ と表現され得ることが理解されよう。本発明では、蛍光撮像情報と組み合わせられた 3D (3次元) 表面形状情報は、目標対象 324 の撮像されている表面上の各点と関連付けられるスカラー値を識別することが可能である。値のこの関連付けは、「点群 (point cloud)」と呼ばれ、 $P_i = x_i, y_i, z_i, I_i$ として表現され、この場合 ($i = 1, 2, 3, \dots, N$) で、 I_i は、データセット内の i 番目の表面点における蛍光撮像値を表す。同様に、両方の色反射率情報も、目標対象 324 から捕捉されて、同様に目標対象 324 から捕捉された蛍光および形状情報と統合される場合、点群は、 $P_i = (x_i, y_i, z_i, I_i, R_i, G_i, B_i)$ として表現され、この場合、 $i = 1, 2, 3, \dots, N$ で、ベクトル (R_i, G_i, B_i) は赤、緑、青の色成分を表す。蛍光情報の複数のチャンネルが、目標対象 324 からの色反射率と共に捕捉される場合、点群は $P_i = x_i, y_i, z_i, I_i, R_i, G_i, B_i$ として表現され、この場合、 $i = 1, 2, 3, \dots, N$ で、 I_i は蛍光チャンネル 2 を表し、 F_i は蛍光チャンネル 1 を表し、各チャンネルは異なる波長を有する。

【0074】

別の実施形態では、メッシュは計算時間を削減するので、形状データは、点群の代わりに多角形メッシュによって表され得る。メッシュ面 (mesh face) は、三角形、四辺形、または任意の他の凸多角形を含み得る。例えば、メッシュ面は、頂点-頂点メッシュ、面-頂点メッシュ、ウィングドエッジメッシュおよびレンダラダイナミック (render dynamic) メッシュを含み得る。

【0075】

本発明の他の実施形態では、撮像されている場面または目標対象 324 のアクティブな照明は、空間的に変化する光強度パターンを使用するように発光体モジュール 310 を構成することによって達成され得る。例えば、発光体モジュール 310 は、構造化照明を提供するために空間光変調器によって変調されるデジタルプロジェクタまたは光源として構成され得る。構造化照明は、2D (2次元) または 3D (3次元) のいずれかにできる。形状情報を捕捉する画像検出モジュール 320、発光体モジュール 310、および目標対象 324 の間の関係は、三角測量方程式によって表現できる。

【0076】

図 8C を参照すると、画像検出モジュール 320、発光体モジュール 310、および目標対象 324 上の対象表面点の間の幾何形状的關係は、以下の式を使用して、三角測量原理によって表され得る。

【数 1】

$$L = B \frac{\sin(\alpha)}{\sin(\alpha + \beta)}$$

【0077】

具体的には、発光体モジュール 310 は、様々なアルゴリズムまたは技術を使用して、目標対象 324 の構造化光照明を発生する。例えば、発光体モジュール 310 によって利用され得る構造化照明を投影するための技術または方法は、1.) バイナリパターン、お

よびグレイコーディング、グレイレベルパターン、位相シフト、照度差ステレオ技法、および位相シフトとグレイコーディングのハイブリッド法などの、順次投影技法、2.) レインボー3Dカメラ (rainbow 3D camera) によって提供されるような、フルフレームの空間的に変化する色パターン、連続的に変化するカラー符号化、ストライプ指標付け (単一ショット)、色を使用したストライプ指標付け、セグメントパターンを使用したストライプ指標付け、繰り返しグレイスケールパターンを使用したストライプ指標付け、De Bruijnシーケンスに基づくストライプ指標付け、ならびに3.) 擬似ランダム二元配列 (PRBA)、符号語として使用されるミニパターン、色分けされたグリッド、色分けされたドットの2D配列などの、グリッド指標付け (2D空間グリッドパターン)、ならびに4.) 前述した方法を組み合わせるハイブリッド法、を含み得るが、それらに制限されない。

10

【0078】

発光体モジュール310および画像検出モジュール320は、画像検出モジュール320によって捕捉された目標対象324の画像上の画素の奥行きと空間的位置との間の関係を確立するために較正され得る。一態様では、発光体モジュール310は、例えば、市松模様またはドットの配列などの、任意の適切なターゲットを使用して、強度と幾何形状の両方に対して較正され得る。

【0079】

撮像および重ね合わせI

従って、本発明の実施形態は、図9に示すように、目標対象324の表面形状情報および蛍光撮像情報を手術中に捕捉し、重ね合わせを通して組み合わせることが可能である。例えば、いくつかの実施形態では、光源310は、目標対象324の蛍光励起を提供するためにNIR (近赤外線) 光源を含み得、他方、白色光源も手術用照明を提供するために本発明の実施形態に組み込まれ得る。追加として、画像検出モジュール320は、CCD (電荷結合素子) 撮像センサーまたはCMOS (相補型金属酸化膜) 撮像センサーを含み得、それは、カラーまたはグレイスケール画像を捕捉することが可能である。さらに、他の実施形態では、本発明は、図10に示すように、術中の蛍光撮像情報および／または色反射率撮像情報と、目標対象324の陽電子放射断層撮影 (PET) データ、コンピュータ断層撮影 (CT) データ、または磁気共鳴断層撮影 (MRI) データなどの、任意の他の術前撮像データ／情報との間で、重ね合わせることが可能である。加えて、本発明のかかる実施形態は、ガイドッドサージェリーおよび手術計画を容易にするために、術中の蛍光撮像および／または色反射率撮像データの、蛍光撮像データと共に、術前のPET/CTデータへの重ね合わせを通して、組み合わせるために利用されてきた。加えて、各画像診断法からの画像データは、異なる色を使用して表され得る。例えば、CTデータは青色で表され得、PETデータは赤色で表され得、蛍光データは緑色で表され得る。一態様では、マルチモーダル画像データを有する3Dモデルは、可視化を容易にするためにユーザー入力で回転され得る。

20

30

【0080】

別の実施形態では、MRIスキャナによって捕捉された術前のMRIデータ、ならびにシステム100によって生成される術中の蛍光データ、色反射率データおよび形状データは、脳外科手術を容易にするために、1つの画像と一緒に重ね合わされ得る。一態様では、インドシアニングリーン (ICG) または5-アミノレブリン酸 (5-ALA) などの、造影剤が、脳外科手術をガイドするために使用され得る。術前MRIデータは、光学追跡または電磁追跡などの、追跡技術を使用した手術ナビゲーションを可能にでき、術中の蛍光撮像、色反射率および形状データは正確な画像ガイダンスを提供できる。システム100は、手術ナビゲーションおよび術中撮像を重ね合わせたデータの可視化と統合することも可能である。一態様では、5-ALA蛍光は、術前MRIデータに基づく手術ナビゲーションによって検出される画像と相関させるために、脳腫瘍を撮像するために使用できる。別の態様では、ICG蛍光は、術前MRIに加えて、有用な情報を提供するために、組織の血管分布を撮像できる。一態様では、システム100の光源は、造影剤の光退色ま

40

50

たは光毒症を最小限にするために、所定の期間、所定の頻度（例えば、1回の撮影につき10ms、1秒あたり12撮影）で操作され得る。重ね合わせアルゴリズムは、サーフェス画像重ね合わせ法、特徴ベースの重ね合わせ、ポイント画像重ね合わせ、強度ベースの重ね合わせ、またはそれらの組合せを含む。重ね合わせは、点群表現、または多角形メッシュ表現、またはそれらの組合せを使用して実行できる。一態様では、脳の変形は、重ね合わせ処理を容易にするために、有限要素法（FEM）を使用して生体力学モデリングで計算できる。

【0081】

他の実施形態では、視覚データは、各タイプのデータを、任意の適切なディスプレイ上での表現に対して「透過的」にすることにより明瞭に視覚化され得る。さらに、各タイプの画像データの透過性レベルは、改善された視覚化のために調整されて変更され得る。

10

【0082】

更に別の実施形態では、二重標識である造影剤（例えば、蛍光性であり、PETまたはSPECT撮像用に放射性同位元素でも標識される造影剤）が、システム100と共に使用され得る。例えば、抗体は、陽電子放出放射性同位体および蛍光部位の両方で標識できる。二重標識した造影剤は、撮像目的で、ヒトの対象324に注射され得る。造影剤は、陽電子と蛍光の両方を生じるので、対象324の位置は、同じ源に由来する両方の画像診断法に対する信号源を用いて、PETおよび蛍光撮像の両方で撮像できる。これは、PETデータと蛍光データとの間の相関関係を容易にする。造影剤は、3つ以上の診断法（例えば、MRI、PETおよび蛍光）に対して使用するために標識され得ることが理解されよう。造影剤は、画像診断法の他の組合せ（例えば、MRIと蛍光、SPECTと蛍光など）に対して二重標識できることが更に理解されよう。

20

【0083】

撮像および重ね合わせII

システム100の他の実施形態では、画像検出モジュール320は、高速CMOS（相補型金属酸化膜センサー）センサーを含み得、他方、振幅分割（amplitude-splitting）技術は、本発明の実施形態の撮像速度を向上するために利用され得る。例えば、画像検出モジュール320は、高速CMOSカラーセンサーを含み得、他方、蛍光撮像モジュール510は、ビームスプリッタ610などの、NIRビームスプリッタと併用して利用されるNIR（近赤外線）感知CMOSセンサーを含み得る。形状撮像または走査のために、画像検出モジュール320は、約500フレーム/秒（fps）のフレームレートを有する高速CMOSセンサー（LUPA1300-2、ON Semiconductor, Inc.）を含み得る。そのため、本発明は、これまでの生成撮像システムに比べて、形状撮像または走査を実行するために必要な時間を削減することが可能である。蛍光撮像のため、蛍光検出モジュール510は、NIR感知CMOSセンサー（MT9V032、Aptina）を含み得る。このセンサーは、800nmで約40%の高量子効率、および約60fpsの高フレームレートを提供する。加えて、このセンサーは、NIR感知モノクロセンサーを使用し、それは検出限界を改善して目標対象324に適用されるpMレベルICG（インドシアニングリーン）濃度に達し、それは、蛍光撮像を容易にするために使用される。加えて、本発明の実施形態によって使用されるビームスプリッタ610は、照らされた後に目標対象324から反射された可視光成分および目標対象324から放出されたNIR成分（蛍光）を分離するために、ショートパスダイクロイックビームスプリッタ（FF756-SDI01-25×36、Semrock）を含み得る。加えて、本発明の実施形態によって使用される発光フィルタ340は、クロストークを最小限にするために、NIR（近赤外線）発光フィルタ（#84-123、Edmund Optics、37nm帯域幅をもつ832nm CWL、OD 6）を含み得る。

30

40

【0084】

本発明のシステム100の実施形態は、総計の撮像時間全体を短縮しながら、並行した形状撮像/走査およびNIR蛍光撮像/走査を可能にするので、好都合である。例えば、

50

蛍光検出モジュール510を含むNIR蛍光センサーは、外科手術中に、リアルタイム2D（2次元）蛍光ガイダンスを提供するために、目標対象324から、NIR蛍光などの、蛍光情報を捕捉することが可能であり、他方、画像検出モジュール310によって提供されるような、カラー撮像センサーは、3D（3次元）形状情報および色反射率情報を捕捉する。

【0085】

加えて、本発明の実施形態は、 $F/4$ などのF値を有する画像検出センサー320を使用して、大きな被写界深度および高い光収集効率を提供し得る。画像検出センサー320は、CMOS光検出器を利用し得る。本発明のシステム100によって実行されるような、目標対象324の形状走査のために、目標対象324の撮像または走査時間を低減する高速なフレームレートでの高分解能撮像が望まれる。標準的なCCD撮像センサーに関して、その読出しレートは電荷シフト機構および画素数によって本質的に制限され、ビニングは、通常、より高速なフレームレートを達成するために必要とされ、それは、実質的に有効分解能を低下させる。CCDセンサーと比較して、本発明の画像検出センサー320によって利用されるCMOSセンサーは、ビニングを必要とすることなく、より高速なフレームレートを備え各画素へ直接アクセスする高分解能撮像を提供する。加えて、CMOSセンサーの低電力消費および低コストも望ましい。

【0086】

さらに、本発明のいくつかの実施形態は、励起光源450がフィルタ処理したLED（発光ダイオード）アレイを含むように構成され、他方、発光体モジュール310は小型デジタルプロジェクタを含む。励起光源450のカスタマイズしたLEDアレイは、良好に定義されて均一な目標対象324の領域を照らすために使用され、それにより、いくつかの実施形態では、特定の術野のみが照らされ、従って、暗雑音を低減する。いくつかの実施形態では、本発明の励起光源450は、高出力780nm LEDアレイを使用し得る。加えて、いくつかの実施形態では、励起フィルタ410（#84-106、Edmund Optics、46nm帯域幅をもつ775nm CWL、OD 6）は、800nmを上回る、励起光源450によって放出された光を遮断するために使用される。いくつかの実施形態で、発光体モジュール310として使用される、小型デジタルプロジェクタ（Barco F50）は、形状走査のために、目標対象324の120Hzでの高速構造化照明を提供する。他の実施形態では、発光フィルタ340は、700nm低域通過フィルタ（#84-727、Edmund Optics、OD 4）を含み得、それは、蛍光発光検出を妨げ得るNIR（近赤外線）光成分を除去する。代替として、発光フィルタ340は、発光体モジュール310の使用によって狭帯域の構造化光照明を作り出すために、低域通過フィルタの代わりに帯域通過フィルタを含み得る。

【0087】

本発明の実施形態によって使用される偏光器830および分析器840は、ペアとして一緒に使用されて、撮像されている目標対象324の生物組織中に拡散する光子を除去して、目標対象324の正確な表面形状の取得を確実にするために、目標対象324の表面に反射した光子だけを残し得る。本発明は、かなり高速で動作することが可能で、可動部品がないので、本発明によって利用される目標対象324の構造化光照明は、従来のレーザーポイント走査技法よりも好都合である。

【0088】

本発明の実施形態によって利用される制御モジュールまたはコントローラ130は、構成の様々な構成要素と通信するように構成されて、それらの同期動作を可能にする。一態様では、コントローラ130は、ラップトップコンピュータなどの、適切なコンピューティング装置を備えたFPGA（フィールドプログラマブルゲートアレイ）を含む小型デジタル処理装置を含み得る。FPGAは、任意の適切なプログラミング言語を使用してプログラムされて、FPGAの並列処理機能を利用して、リアルタイム撮像およびコンピュータモニターまたは任意の他の適切なディスプレイへの結果の表示を実装し得る。FPGAボードは、画像検出モジュール310および蛍光撮像モジュール510からデータを受信

し、それは、例えば、カメラリンクデータベースまたはUSBなどの、任意の適切なデータ接続を介して、任意の適切なリモートコンピューティング装置に伝送される。ラップトップコンピュータは、画像情報をFPGAボードから、格納、処理および表示目的で受信し、発光体モジュール310および励起光源450によって提供されたデジタルプロジェクタからの構造化光照明を直接制御するように動作する。ARMアーキテクチャを使用し、Linux（登録商標）オペレーティングシステムを使用する組み込み型コンピュータなどの、他の組み込みシステムが、FPGAの代わりにコントローラ130として使用され得ることが理解されよう。コントローラ130は、スタンドアロンまたは携帯型コンピューティングシステムなどの、任意の適切なコンピューティングシステムを含み得ることが更に理解されよう。

10

【0089】

ジェスチャ認識

システム100は、3D走査および奥行き感知を実行する能力があるので、システム100を通して見ているものの奥行きマップが生成でき、すると、この奥行きデータが手振りなどの姿勢またはジェスチャの検出に使用できる。3Dモデルベースのアルゴリズム、骨格ベースのアルゴリズム、または外観ベースのモデルがジェスチャ認識アルゴリズムで使用され得る。例えば、ジェスチャ認識は、ユーザーがシステム100を制御するのを支援し得る。

【0090】

心臓ゲーティング

心臓ゲーティングは、心電図（ECG）信号が取得され、システム100によって取得された撮像データと関連させるために基準信号として使用され得る場合に実行され得る。そのため、データは、呼吸サイクルの異なる位相に割り当てられ得、それにより、モーションアーチファクトが低減されて、各サイクルの生理機能が観察できるようになる。一態様では、パルスオキシメトリセンサーまたは機械力センサー（患者の胸腔上に置かれた）もゲート信号を生成するために使用され得る。

20

【0091】

目標対象の組織表面上への蛍光情報の投影

さらに、本発明の様々な実施形態は、これまで、蛍光情報を表示するために使用されてきた、典型的な平面ディスプレイのいくつかの欠点を克服している。例えば、通常、蛍光撮像を提示するために利用される、かかる平面ディスプレイは、外科医または他の個人の邪魔をするか、または気をそらし得、いくつかの場合には、ディスプレイと手術をしている患者との間を連続して見る必要があるので、彼または彼女の協調（coordination）に影響を及ぼす。さらに、平面プロジェクタディスプレイなどの、典型的な平面ディスプレイは、奥行き／形状情報を解決せず、それは、蛍光情報の誤った投影となり得る。追加として、かかる平面ディスプレイは、外科医が、手術中に、目標対象324の組織変形を追跡するのを困難にする。

30

【0092】

その結果、蛍光情報を提示するために使用されてきた、現在の平面ディスプレイの欠点を克服するために、図11Aに示すように、本発明100の別の実施形態、構成900Aが、利用され得る。具体的には、構成900Aは、図11に示すように、撮像システム100に統合される画像投影システム910を含む。具体的には、画像検出センサー310、蛍光検出センサー510、投影システム910、および画像検出モジュール310が、コントローラ130に結合される。追加として、図11Aに示すように、ビームスプリッタ610が使用されて、前述したように、蛍光撮像モジュール510および画像検出モジュール310が、発光体モジュール310によって照らされていることに応答して、形状情報および蛍光情報を検出できるようにし得る。そのため、構成900Aの動作中、発光体モジュール310は光322を発生して目標対象324を照らす。加えて、蛍光検出モジュール510は、照らされていることに応答して反射された光326を受信し、それを蛍光情報として処理する。加えて、画像検出モジュール320は、照らされていることに

40

50

応答して目標対象 3 2 4 から放出された光 3 2 6 を受信し、それを形状情報として処理する。次に、本システムが目標対象 3 2 4 から識別された形状／奥行き情報に従って検出された蛍光情報を処理した後、投影システム 9 1 0 は蛍光情報を、患者などの、目標対象 3 2 4 上に投影して戻す。投影システム 9 1 0 および発光体モジュール 3 1 0 は、2 つの別々の装置にできるか、または両方の役割を実行する 1 つの装置から成り得ることが理解されよう。一態様では、1 つのプロジェクタが、前述したインターリーブ方式を使用して、投影システム 9 1 0 および発光体モジュール 3 1 0 の両方として機能できる。そのため、2 つのチャンネルが作成されて、1 つを形状走査用に、他の 1 つを、画像情報を対象 3 2 4 の表面上に投影して戻すために使用し得る。前述したインターリーブ方式を使用して、プロジェクタ 9 1 0 は、目標対象 3 2 4 の蛍光励起を作成することも可能であることが更に理解されよう。従って、本発明のこの特徴は、形状情報および蛍光情報の両方を外科医に同時に提供する好都合な利益を提供する。加えて、本発明は、患者または目標対象 3 2 4 の形状情報を利用して、蛍光情報を、空間的なずれにおける低減されたレイテンシで、患者または目標対象上に投影して戻すことを可能にする。構成 9 0 0 A は、目標対象 3 2 4 の奥行き形状および 3 D 形状を考慮に入れ、目標対象 3 2 4 の形状データに基づきプロジェクションマッピング技術を使用して、プロジェクタ 9 1 0 に対して適切な投影画像を計算して処理する。さらに、本発明は、3 D 表面形状を使用して、手術中に目標対象 3 2 4 の組織運動を追跡し、投影された蛍光画像におけるモーションアーチファクトを低減する。

10

【0093】

20

追加の実施形態では、投影システム 9 1 0 は、図 1 1 B に示すように、発光体モジュール 3 1 0 から離れた別々の構成要素として、撮像構成 9 0 0 B で提供され得ることも理解されよう。そのため、構成 9 0 0 B の画像検出モジュール 3 1 0 および蛍光検出モジュール 5 1 0 によって捕捉される形状情報および蛍光情報が、プロジェクタシステム 9 0 0 に送信され、それは、外科医をガイドするために、蛍光データを目標対象 3 2 4 に投影して戻す。

【0094】

具体的には、図 1 1 A ～図 1 1 B に示すように、投影システム 9 1 0 は、本発明の任意の実施形態と共に使用され得る。具体的には、投影システム 9 1 0 は、画像検出モジュール 3 2 0、蛍光検出モジュール 5 1 0、および、術前の C T／P E T 画像データ、M R I データ、S P E C T データまたは超音波データを含むデータソースなど、任意の他の画像データソースまたは周辺機器を含む、複数のデータ入力チャンネルから画像データを受信することが可能である。一旦、複数のデータ入力を受信されると、投影システム 9 1 0 は、複数のデータ入力チャンネルからの画像データを目標対象 3 2 4 上に同時に投影して戻す。例えば、1 つのデータ入力チャンネルは、蛍光情報を含み得、別のデータ入力チャンネルは色反射率データを含み得、別のデータ入力チャンネルは術前の C T／P E T データを含み得る。一実施形態では、投影システム 9 1 0 は、図 1 1 A に示すように、目標対象 3 2 4 の構造化照明および蛍光画像の目標対象 3 2 4 上への投影の両方が可能な 2 チャンネルプロジェクタを含み得る。一態様では、画像投影および構造化照明処理は、交互フレームを使用するためにインターリーブされ得る（例えば、1 番目、3 番目、5 番目．．．のフレームが画像投影用、また 2 番目、4 番目、6 番目．．．のフレームが構造化照明用）。

30

40

【0095】

従って、蛍光情報または他の画像データを、投影システム 9 1 0 によって患者または目標対象 3 2 4 に投影して戻す方法を計算するために形状情報が使用される。例えば、本発明の投影システム 9 1 0 は、形状相関のある蛍光情報を患者または目標対象 3 2 4 に投影して戻すことができるか、または形状相関のある蛍光および P E T／C T 情報を、外科医をガイドするために患者または目標対象 3 2 4 に投影して戻すことができる。M R I（磁気共鳴断層撮影）データ、超音波画像データ、ガンマ線撮像データ、C T 撮像データ、および X 線撮像データを含むが、それらに限定されない、任意の他のタイプの画像データが、捕捉された形状データおよびプロジェクションマッピング法に基づき、患者または目標

50

対象 3 2 4 への投影のために、投影システム 9 1 0 の入力チャンネルに配信され得ることも理解されよう。

【0096】

別の態様では、本発明は、図 1 ～ 図 3 に示すような、コントローラ 1 3 0 によって提供された周辺インタフェース 9 3 0 を含み得、それは、1 つ以上の周辺機器の追加が選択的に、撮像および検出システム 1 0 0 に組み込まれるか、取り付けられるか、または他の方法でそれと通信を行うのを可能にする、有線または無線インタフェースを含み得る。例えば、周辺機器は、体温、血圧、脈拍、呼吸数、ECG、EEG、パルスオキシメトリ、および血糖を含むが、それらに限定されず、患者の様々な特質を監視するために構成される、バイタルサインセンサーモジュールを含む、1 つ以上のセンサーおよび検出器を含み得るが、それらに限定されない。周辺機器は、超音波モジュール、分光モジュール（例えば、ラマン分光法、吸光分光法、および反射分光法）、GPS（全地球測位システム）モジュール、顕微鏡モジュール（例えば、ハンドヘルド顕微鏡、ファイバース生体顕微鏡、および従来の顕微鏡）、および非顕微鏡的撮像モジュール（ハイパースペクトル撮像、光音響撮像、光干渉撮像）も含み得るが、それらに限定されない。

10

【0097】

更に別の態様では、周辺機器は、任意の関心の生体標的を取得または検出するために使用されるハンドヘルドプローブなどの、プローブベースの器具を含み得る。そのため、ハンドヘルドプローブは、生体顕微鏡などの、任意の所望のタイプの顕微鏡に対して使用され得る。さらに、周辺プローブは、カラー顕微鏡、反射率顕微鏡、蛍光顕微鏡、酸素飽和度顕微鏡、偏光顕微鏡、赤外線顕微鏡、干渉顕微鏡、位相差顕微鏡、微分干渉顕微鏡、ハイパースペクトル顕微鏡、全反射照明蛍光顕微鏡、共焦点顕微鏡、非線形顕微鏡、2 光子顕微鏡、第二高調波発生顕微鏡、超解像顕微鏡、光音響顕微鏡、構造化光学顕微鏡、4 P i 顕微鏡、誘導放出抑制顕微鏡、確率的光学再構築顕微鏡、超音波顕微鏡、およびそれらの組合せを含むが、それらに制限されない、任意の適切な検出方法を利用し得る。

20

【0098】

別の態様では、周辺機器を含むハンドヘルドプローブは、顕微鏡的分解能を有していない撮像装置を含み得る。従って、いくつかの実施形態では、本発明の非顕微鏡的撮像プローブ周辺機器は、反射率撮像、蛍光撮像、チェレンコフ撮像、偏光撮像、超音波撮像、放射測定撮像、酸素飽和度撮像、光干渉断層撮影、赤外線撮像、熱撮像、光音響撮像、分光撮像、ハイパースペクトル撮像、蛍光、ガンマ線撮像、および X 線コンピュータ断層撮影を含むが、それらに制限されない、様々な撮像技術を利用し得る。ハンドヘルドプローブ周辺機器の物理的形状は、内視鏡、腹腔鏡、気管支鏡、血管内視鏡、および血管造影用カテーテルを含み得る。

30

【0099】

さらに、ハンドヘルドプローブは、ファイバースの分光光度計などの、非撮影装置または検知装置であり得る。加えて、異なる分光法が周辺機器によって実現され得、例えば、様々な光学分光法、吸光分光法、蛍光分光法、ラマン分光法、コヒーレント反ストークスラマン分光法（CARS）、表面増感ラマン分光法、フーリエ変換分光法、フーリエ変換赤外分光法（FTIR）、マルチプレックスまたは周波数変調分光法、X 線分光法、減衰全反射分光法、電子常磁性分光法、電子分光法、ガンマ線分光法、音響共鳴分光法、オージェ分光法、キャピティリングダウン分光法、円二色性分光法、冷蒸気原子蛍光分光法、相関分光法、深準位過渡分光法、二重偏光干渉法、EPR 分光法、力分光法、ハドロ分光法、バリオン分光法、中間子分光法、非弾性電子トンネル分光法（IETS）、レーザー誘起破壊分光法（LIBS）、質量分光法、メスバウアー分光法、中性子スピンエコー分光法、光音響分光法、光電子分光法、光熱分光法、ポンププローブ分光法、ラマン光学活性分光法、飽和分光法、走査トンネル分光法、分光測光法、紫外光電子分光法（UPS）、ビデオ分光、振動円二色性分光法、X 線光電子分光法、およびそれらの組合せなどである。

40

【0100】

50

光学データ、および他の画像データ（PET／CTおよびMRIデータ）の重ね合わせのためのアルゴリズム

本発明の撮像システム100によって捕捉された術中光学データの他の画像データとの重ね合わせのためにコントローラ130によって実行されるプロセス1000を図12に示す。本発明の一実施形態では、術前のCT／PETスキャンからのデータは、本発明のシステム100を使用して術中撮像を実行する前に取得され得る。サーフェス画像重ね合わせ法は、以下で詳細に説明するプロセスに従い、処理時間を最小限にするためにk-d次元のツリーを用いて、ICP（iterative closest point）アルゴリズムを使用して実行される。最初に、ステップ1010で、コントローラ130は、PET／CT画像データなどの、術前撮像データを取得する。次に、ステップ1020で、プロセスは、術前撮像データに基づく、点群または3Dメッシュモデルを作成する。加えて、術中撮像データは、ステップ1030に示すように、点群または3Dモデルを生成するために、蛍光撮像データなどの、本発明の光学撮像形状走査システム100から取得される。引き続き、ステップ1040で、プロセス1000は、術中画像空間と術前画像空間との間の変換行列を計算する。次に、ステップ1050で、蛍光画像データおよび色反射率データなどの、術中撮像データが、術前画像空間に重ね合わされる。最後に、ステップ1060で、重ね合わせた画像データが、前述のように、投影システム910を介して患者もしくは目標対象324上に、またはLCD（液晶ディスプレイ）などの任意の適切なディスプレイ上に表示される。

【0101】

このように、プロセス1000では、画像重ね合わせは、サーフェスまたはポイントベースのいずれかであり得る。加えて、画像重ね合わせは、点群、もしくは画像データからレンダリングされるサーフェスモデル、またはそれらの組合せに基づくことができる。任意選択として、重ね合わせプロセスは、手術部位の動きまたは変形を補正するために、有限要素モデリングまたは生体力学モデリングアルゴリズムを利用し得る。3D形状データは、点群または多角形メッシュを使用して表現され得ることも理解されよう。さらに、重ね合わせは、点群表現、多角形メッシュ表現、またはそれらの組合せで実行され得る。

【0102】

前述した重ね合わせ技法に加えて、ポイント画像重ね合わせ、サーフェス画像重ね合わせ、およびそれらの組合せなどの、他の重ね合わせ技法が、本発明によって使用され得ることも理解されよう。重ね合わせは、強度ベースまたは特徴ベースの重ね合わせのいずれかを含み得る。使用される変換モデルは、線形変換、または非剛体／弾性変換を含み得る。自動または対話式法だけでなく、空間または周波数領域法も使用され得る。加えて、画像重ね合わせを容易にするために、機械学習アルゴリズムが使用され得る。例えば、機械学習アルゴリズムは、デシジョンツリー学習、相関ルール学習、人工神経回路網、帰納的論理プログラミング、サポートベクターマシン、クラスタリング、ベイジアンネットワーク、強化学習、表現学習、類似度およびメトリック学習、スパース辞書学習、遺伝的アルゴリズム、ディープラーニング、およびそれらの組合せを含み得るが、それらに制限されない。

【0103】

前述した技法に加えて、他の追跡技法、例えば、光学追跡、磁気追跡、ラジオ周波数追跡、ジャイロスコープ追跡、ビデオ追跡（パターン認識）、音響追跡、機械式追跡、およびそれらの組合せなど、が使用され得ることも理解されよう。加えて、本発明によって利用される追跡法は、剛体、可撓体またはデジタイザ法を利用し得る。さらに、追跡技法は、単独で、またはサーフェス画像重ね合わせなどの、重ね合わせアルゴリズムと併せて、使用され得る。前述した周辺機器モジュールは、術前撮像データおよび術中撮像データとの重ね合わせのために追跡技法を使用して追跡され得ることも理解されよう。例えば、超音波プローブは、その空間的位置を記録するために光学的に追跡され得る。

【0104】

超音波またはハンドヘルド顕微鏡などの、周辺インタフェース930と通信するように

配置された周辺機器が使用される場合、図13A～図13Bに示すように、代替重ね合わせプロセス1100がコントローラ130によって実行される。最初に、プロセス1100のステップ1110で、術前撮像データが、制御システム130の周辺インタフェース930によって取得される。次に、ステップ1120に示すように、術前撮像データに基づく点群または3Dモデルが作成される。プロセス1100は次いで、ステップ1130で、点群または3Dモデルを生成するために、蛍光情報などの、術中撮像データを光学撮像システム100から取得する。ステップ1140で、プロセス1100は、術中画像空間と術前画像空間との間の変換行列を計算する。次に、ステップ1150に示すように、蛍光画像データなどの、術中撮像データが、術前画像空間に重ね合わされる。引き続きステップ1160で、ハンドヘルド撮像装置などの可動周辺装置、または検出データが、超音波、ファイバ顕微鏡、およびラマン分光法を使用して取得され、点群、多角形メッシュまたは2D/3Dモデルを生成する。次に、ステップ1170で、ハンドヘルド撮像装置の位置が、光学追跡などの追跡技法を使用して追跡され、さらに、ステップ1180で、ハンドヘルド装置画像空間と術中画像空間との間の変換行列が計算される。次に、ステップ1190に示すように、超音波ファイバ顕微鏡などの、ハンドヘルド画像空間が、術中撮像空間に重ね合わされる。最後に、ステップ1200で、ステップ1190の重ね合わせたデータが、前述のように、投影システム910を介して患者もしくは目標対象324上に表示されるか、または任意の他のディスプレイ装置上に表示され得る。

【0105】

形状走査のためのレーザー三角測量を用いた蛍光撮像

別の実施形態では、本発明は、三角測量ベースの方法を利用して目標対象324の形状走査を実行し得、それにより、レーザー光を使用して、形状に対する奥行き情報を探す。そのため、三角測量レーザーは、目標対象324上にレーザースポットを照射し、カメラまたは撮像センサーを使用して、レーザードットの位置を探す。レーザーが所与の目標対象324に当たる深度に応じて、レーザードットは、カメラまたは撮像センサーの視野の深度に異なる位置で出現する。従って、目標対象324の奥行き情報が推測できる。レーザードットをラスタ走査すると、目標対象324に関する奥行き情報と共に点群が生成される。任意選択として、単一のレーザードットの代わりに、レーザーストライプが使用され得、すると、レーザーストライプは、目標対象324をさっと通って、形状走査プロセスを加速する。

【0106】

従って、三角測量形状走査プロセスを実行するために、撮像システム100は、図14Aに示すように、別の構成1300Aとして具現化され得る。具体的には、構成1300Aは、画像検出モジュール320を含み、それは、CCD（電荷結合素子）もしくはCMOS（相補型金属酸化膜）カメラまたは他の撮像センサーを含み得る。加えて、構成1300Aは、発光体モジュール310を含み、それは、1つ以上のレーザー光を放出するように構成され、それらは目標対象324を照らすために使用される。発光体モジュール310は、1つ以上の中心波長のレーザー光を放出し、それにより1つの波長が3D走査のために使用され、別の波長が蛍光撮像のために使用されるようにも構成され得ることが理解されよう。加えて、画像検出モジュール320は、発光フィルタ340を含み、それは、前述のように、可動フィルタホイールとして構成される。そのため、目標対象324の蛍光情報を捕捉するために、目標対象324は、発光体モジュール310によって放出されたレーザー光322によって照らされる。加えて、フィルタホイールは、発光フィルタ340が、発光体モジュール310のレーザー光322によって照らされていることに応答して目標対象324によって放出された光326を処理するように動かされ、すると、画像検出モジュール320によって検出された処理された光は、目標対象324の蛍光情報を含む。別の動作モードでは、形状情報を捕捉するために、発光体モジュール310は、1つ以上のレーザー光322を放出し、それは、目標対象324を照らすために使用される。加えて、フィルタホイールは、発光フィルタ340が、発光体モジュール310のレーザー光322によって照らされていることに応答して目標対象324によって反射さ

れた光 3 2 6 を処理しないように動かされ、すると、画像検出モジュール 3 2 0 によって検出された処理された光は、目標対象 3 2 4 の形状情報を含む。

【0107】

更なる実施形態では、代替撮像システム 1 0 0 は、図 1 4 B に示すように、撮像構成 1 3 0 0 B で具現化され得る。具体的には、撮影構成 1 3 0 0 B は、蛍光撮像モジュール 5 1 0 を追加して、図 1 4 A に関して前述したように、C C D (電荷結合素子) もしくは C M O S (相補型金属酸化膜) カメラまたは撮像センサーを含み得る、画像検出モジュール 3 2 0、目標対象 3 2 4 を照らすために使用する 1 つ以上のレーザー光を放出するように構成される、発光体モジュール 3 1 0、および発光フィルタ 3 4 0 を含む。蛍光撮像モジュール 5 1 0 は、発光フィルタ 3 4 0 と併せて使用するために構成される。そのため、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉するために、目標対象 3 2 4 は、発光体モジュール 3 1 0 によって放出されたレーザー光 3 2 2 によって照らされる。発光体モジュール 3 1 0 のレーザー光 3 2 2 によって照らされていることに応答して、目標対象 3 2 4 は、蛍光撮像モジュール 5 1 0 により目標対象 3 2 4 の蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ 3 4 0 によって処理される光 3 2 6 を放出する。別の動作モードでは、形状情報を捕捉するために、発光体モジュール 3 1 0 は、1 つ以上のレーザー光 3 2 2 を放出し、それは、目標対象 3 2 4 を照らすために使用され、すると、目標対象 3 2 4 から反射された光 3 2 6 が画像検出モジュール 3 2 0 により、目標対象 3 2 4 の形状情報として検出される。発光体モジュール 3 1 0 は、1 つ以上の中心波長のレーザー光を放出し、それにより 1 つの波長が 3 D 走査のために使用され、別の波長が蛍光撮像のために使用されるように構成され得ることが理解されよう。

【0108】

様々な実施形態では、蛍光光源が使用され得ることも理解されよう。さらに、様々な実施形態では、レーザーダイオードまたはレーザーが、三角測量目的で使用できる。他の実施形態では、蛍光の複数のチャンネルが取得でき、かつ、色反射率情報も取得できる。

【0109】

更なる実施形態では、3 D 走査モジュール 1 1 0 および撮像モジュール 1 2 0 は、図 1 5 A に示すように、撮像構成 1 3 5 0 A で具現化され得る。具体的には、撮像構成 1 3 5 0 A は、三角測量レーザーとして構成されている発光体モジュール 3 1 0 を追加して、図 4 F に関して前述したように、画像検出モジュール 3 2 0、発光フィルタ 3 4 0、画像検出モジュール 3 2 0 A および発光フィルタ 3 4 0 A、および蛍光励起フィルタ 4 1 0 と共に動作する励起光源 4 5 0 を含む。具体的には、三角測量レーザー 3 1 0 は、目標対象 3 2 4 の三角測量プロセスを実行するのに適した複数のレーザー光 3 2 2 を放出するように構成される。発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A はフィルタホイールとして構成され、それらは、それぞれの画像検出モジュール 3 2 0 および 3 2 0 A の光検出経路に入れられたり、光検出経路から出されたりし得ることが理解されよう。そのため、検出構成 1 3 5 0 A の動作中、目標対象 3 2 4 を照らすために発光体 3 1 0 を使用してレーザー光 3 2 2 を放出し、発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A が、目標対象 3 2 4 からの反射光 3 2 6 を検出するために、それぞれの画像検出モジュール 3 2 0 および 3 2 0 A の検出経路から出される場合、画像検出モジュール 3 2 0 および 3 2 0 A は、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉する。別の態様では、3 D 走査プロセスは、任意選択で、発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A を画像検出モジュール 3 2 0 および 3 2 0 A の検出経路から出すことなく実行され得る。例えば、発光体モジュール 3 1 0 は、3 D 走査を可能にするために、発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A を透過することが可能な光を放出するように構成され得る。このプロセスの一例は、発光体モジュール 3 1 0 は、約 8 3 0 n m の波長で光を放出し得、それは、8 3 0 n m に中心を置く帯域通過発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A を透過することが可能であり、それにより、3 D 走査が実行可能になることである。代替として、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を捕捉するために、光源 4 5 0 が光 3 2 2 を放出するために使用され、光 3 2 2 は、目標対象 3 2 4 を照らす蛍光励起フィルタ 4 1 0 によって処理され、発光フィルタ 3 4 0 および 3 4 0 A は、目標対象 3 2 4 からの放出光 3 2 6 を検出するために

、それぞれの画像検出モジュール320および320Aの検出経路に入れられる。3D走査および蛍光撮像は、並行して、または連続しても実行され得ることも理解されよう。

【0110】

更に別の実施形態では、発光フィルタ340および340Aは、波長可変フィルタを含み得る。波長可変フィルタを使用すると、ハイパースペクトル撮像を構成1350Aによって実行して、複数の光波長を捕捉することが可能になる。更に別の実施形態では、発光フィルタ340および340Aは、複数の狭帯域フィルタを含むフィルタホイールを含み得る。そのため、構成1350Aは、複数の光波長の反射画像または吸収画像を捕捉することが可能である。

【0111】

更に別の実施形態では、発光フィルタ340および340Aを具現化しているフィルタホイールは、酸素飽和度の撮像に適したフィルタを含み得る。例えば、組織酸素飽和度(STO2)または静脈血酸素飽和度(SVO2)の画像が測定され得る。例えば、660nmおよび950nmフィルタが酸素飽和度画像を捕捉するために使用され得る。酸素飽和度は、式： $StO2 = \text{酸素飽和したヘモグロビン値} / \text{総ヘモグロビン値}$ (未飽和+飽和)、を使用して計算できる。適切なフィルタ340および340Aを使用することによりチェレンコフ撮像も可能になり得ることも理解されよう。

【0112】

前述した異なる画像診断法が、以前に説明した、インターリーブ方式を使用して、連続して、または並行して、のいずれかで、3D走査と一緒に獲得され得ることが理解されよう。本発明により、複数の画像診断法が可能になり得ることが理解されよう。例えば、酸素飽和度撮像、色反射率撮像、自動蛍光撮像および外因性コントラストに基づく近赤外線(NIR)撮像は、一緒に同時に実行され得る。フィルタ340および340Aは、異なる画像診断法を可能にするために異なる構成を有し得ることも理解されよう。例えば、フィルタ340は、蛍光画像を捕捉するように構成され得、フィルタ340Aは、マルチスペクトル反射率画像を捕捉するように構成され得る。

【0113】

さらに、三角測量プロセスを実行するために、レーザーモジュール310は、目標対象324上にレーザースポットを照射し、検出器320を使用して、目標対象324上でレーザードットの位置を探す。レーザーが目標対象324に当たる深度に応じて、レーザードットは、カメラまたは撮像センサー320の視野の深度に異なる位置で出現する。従って、目標対象324の奥行き情報が、センサー320上の対応する画素位置に基づいて推測できる。レーザードットをラスタ走査すると、目標対象324に関する奥行き情報と共に点群が生成される。任意選択として、発光体モジュール310は、単一のレーザードットの代わりに、レーザーストライプを出力でき、すると、レーザーストライプは、目標対象324をさっと通って、形状走査プロセスを加速する。

【0114】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図15Bに示すように、撮像構成1350Bで具現化され得る。具体的には、撮像構成1350Bは、三角測量レーザーとして構成されている発光体モジュール310を追加して、図15Fに関して前述したように、画像検出モジュール320、画像検出モジュール320A、蛍光撮像モジュール510、発光フィルタ340、光源450および励起フィルタ410を含む。具体的には、三角測量レーザー310は、目標対象324の三角測量プロセスを実行するのに適した複数のレーザー光322を放出するように構成される。そのため、検出構成1350Bの動作中、発光体モジュール310は、目標対象324を照らすためにレーザー光322を放出し、すると、画像検出モジュール320および320Aは、目標対象324から反射されたレーザー光326を形状情報として検出する。代替として、励起光源450が目標対象324を照らすために励起フィルタ410によって処理されていて、その後、照らされていることに応答して目標対象324によって放出された光326が、蛍光検出モジュール510により蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ3

10

20

30

40

50

40によって処理される場合、蛍光検出モジュール510は、目標対象324の蛍光情報を捕捉する。3D走査および蛍光撮像プロセスは、並行して、または連続して実行され得ることが理解されよう。

【0115】

さらに、三角測量プロセスを実行するために、レーザーモジュール310は、目標対象324上にレーザースポットを照射し、検出器320を使用して、目標対象324上でレーザードットの位置を探す。レーザーが所与の目標対象324に当たる深度に応じて、レーザードットは、カメラまたは撮像センサー320の視野の深度に異なる位置で出現する。従って、目標対象324の奥行き情報が、センサー320上の対応する画素位置に基づいて推測できる。レーザードットをラスタ走査すると、目標対象324に関する奥行き情報と共に点群が生成される。任意選択として、発光体モジュール310は、単一のレーザードットの代わりに、レーザーストライプを出力し得、すると、レーザーストライプは、目標対象324をさっと通って、形状走査プロセスを加速する。

【0116】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図15Cに示すように、撮像構成1350Cで具現化され得る。具体的には、撮像構成1350Cは、三角測量レーザーとして構成されている発光体モジュール310を追加して、図6Cに関して前述したように、画像検出モジュール320、蛍光撮像モジュール510、発光フィルタ340、およびビームスプリッタ610、励起光源450および励起フィルタ410を含む。具体的には、三角測量レーザー310は、目標対象324の三角測量プロセスを実行するのに適した複数のレーザー光322を放出するように構成される。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、励起フィルタ410と併せて使用するように構成され、発光体モジュール310から放出された光322が、撮像されている目標対象324を照らす前に、それを透過するように動作可能に配置される。そのため、検出構成1350Cの動作中、発光体モジュール310がレーザー光322を放出して目標対象324を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象324によって反射された光326がビームスプリッタ610によって受信され、そこで、反射された光326の部分620が、目標対象324の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール320による受信のためにビームスプリッタ610を透過するのを可能にされる。代替として、目標対象324からの蛍光情報を検出するために、励起光源450は、目標対象324を照らすために励起フィルタ410によって処理される光322を発生するように操作される。そのため、照らされていることに応答して目標対象324から放出された光326がビームスプリッタ610によって受信される。次に、放出された光326の部分622が、ビームスプリッタ610によって反射され、すると、目標対象324の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール510による受信のために、発光フィルタ340を透過するように向けられる。

【0117】

三角測量のため、レーザーモジュール310は、目標対象324上にレーザースポットを照射し、検出器320を使用して、目標対象324上でレーザードットの位置を探す。レーザーが所与の目標対象324に当たる深度に応じて、レーザードットは、カメラまたは撮像センサー320の視野の深度に異なる位置で出現する。従って、目標対象324の奥行き情報が、センサー上の対応する画素位置に基づいて推測され得る。レーザードットをラスタ走査すると、目標対象324に関する奥行き情報と共に点群が生成される。任意選択として、発光体モジュール310は、単一のレーザードットの代わりに、レーザーストライプを出力し得、すると、レーザーストライプは、目標対象324をさっと通って、形状走査プロセスを加速する。

【0118】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図15Dに示すように、撮像構成1350Dで具現化され得る。具体的には、撮像構成1350Dは、三角測量レーザーとして構成されている発光体モジュール310を追加して、図

7 Aに関して前述したように、画像検出モジュール320、蛍光撮像モジュール510、発光フィルタ340、ビームスプリッタ610A、画像検出モジュール320A、蛍光撮像モジュール510Aおよび発光フィルタ340Aを含む。具体的には、三角測量レーザー310は、目標対象324の三角測量プロセスを実行するのに適した複数のレーザー光322を放出するように構成される。そのため、画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510は、実質的に互いに直角に配置され、他方、画像検出モジュール320Aおよび蛍光撮像モジュール510Aも実質的に互いに直角に配置される。加えて、ビームスプリッタ620は、画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510に対して、約45度など、斜角で配置される。同様に、ビームスプリッタ620Aは、画像検出モジュール320Aおよび蛍光撮像モジュール510Aに対して、約45度など、斜角で配置される。そのため、検出構成1350Dの動作中、発光体モジュール310は、レーザー光322を放出して目標対象324を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象324によって反射されて放出された光326がビームスプリッタ610および610Aによって受信され、そこで、光326の部分620が、目標対象324によって反射された光として、目標対象324の形状データを捕捉するために、画像検出モジュール320および320Aによる受信のためにビームスプリッタ610および610Aを透過するのを可能にされる。加えて、光326の別の部分622が、目標対象324によって放出された光として、ビームスプリッタ610および610Aによって受信され、ビームスプリッタ610および610Aによって反射され、すると、目標対象324の蛍光情報を捕捉するために、蛍光撮像モジュール510および510Aによる受信のために、発光フィルタ340および340Aを透過するように向けられる。

【0119】

形状走査のための飛行時間スキャナ／距離計を用いた蛍光撮像

他の実施形態では、飛行時間レーザー距離計、もしくはライダー、もしくはレーザースキャナが、統合されるか、または前述した本発明の光学撮像能力と併せて利用され得る。蛍光、色反射率、偏光、マルチスペクトル、ハイパースペクトル、吸収および酸素飽和度を含むが、それらに制限されない、様々な光学的画像診断法も実装できる。例えば、いくつかの実施形態では、飛行時間レーザー距離計またはスキャナは、距離計によって放出された光パルスが、目標対象324に達して、距離計に戻るのにかかる往復時間を特定することにより目標対象324の距離を特定する。すなわち、パルス状レーザー距離計は、光パルスを放出し、目標対象324によって反射された光が検出器によって捕捉されるまでの時間が飛行時間として測定される。

【0120】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図16Aに示すように、撮像構成1400Aで具現化され得る。具体的には、撮像構成1400Aは、距離計として構成されている発光体モジュール310を追加して、図4Cに関して前述したように、画像検出モジュール320、発光フィルタホイール340、励起光源450および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、発光体モジュール310は、飛行時間レーザー距離計、またはレーザー距離計などの、任意の他の適切な距離計として構成され得る。一実施形態では、レーザー310は、目標対象324までの距離を特定するために距離計プロセスを実行するのに適した複数のレーザー光322を放出するように構成される。追加として、励起光源450は、任意の適切な光を発生するように構成され得、その光は次いで、励起フィルタ410を透過する。具体的には、蛍光励起フィルタ410は、励起光源450から放出された光322が、撮像されている目標対象324に当たる前に、励起フィルタ410を透過するように配置される。そのため、検出構成1400Aの動作中、発光フィルタ340が画像検出モジュール320の光326検出経路から出され、発光体モジュール310がレーザー光322を発生するために使用されて、目標対象324を照らす場合、画像検出モジュール320は、目標対象324の形状情報を捕捉する。別の態様では、3D走査プロセスは、任意選択で、発光フィルタ340を画像検出モジュール320の検出経路から出すことなく実行され得る。例えば、発光体モジュール

ル 3 1 0 は、3 D 走査を可能にするために、発光フィルタ 3 4 0 を透過することが可能な光を放出するように構成され得る。このプロセスの一例は、発光体モジュール 3 1 0 は、約 8 3 0 n m の波長で光を放出し得、それは、8 3 0 n m に中心を置く帯域通過発光フィルタ 3 4 0 を透過することが可能であり、それにより、3 D 走査が実行可能になることである。代替として、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられて、励起フィルタ 4 1 0 が、目標対象 3 2 4 を照らすために光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 を処理するように動かされる場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 からの蛍光情報を捕捉する。そのため、光源 4 5 0 から処理された光 3 2 2 によって照らされていることに応答して、目標対象 3 2 4 によって放出された光 3 2 6 が次いで、画像検出モジュール 3 2 0 により目標対象 3 2 4 の蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ 3 4 0 によって処理される。

10

【0 1 2 1】

更なる実施形態では、3 D 走査モジュール 1 1 0 および撮像モジュール 1 2 0 は、図 1 6 B に示すように、撮像構成 1 4 0 0 B で具現化され得る。具体的には、撮像構成 1 4 0 0 A は、形状走査モジュールとして構成されている発光体モジュール 3 1 0 を追加して、図 4 C に関して前述したように、画像検出モジュール 3 2 0、発光フィルタホイール 3 4 0、励起光源 4 5 0 および蛍光励起フィルタ 4 1 0 を含む。具体的には、発光体モジュール 3 1 0 を形成する形状走査モジュールは、コノスコープホログラフィ、調光、ステレオカメラ、フーリエ 3 D 走査、低コヒーレンス干渉法、コモンパス干渉 3 D 走査、接触側面計を含むが、それらに制限されない、様々な形状走査法を利用するように構成され得る。発光体 3 1 0 は、Microsoft Kinect (商標) などの、市販の奥行き感知カメラを含み得る。加えて、かかる技術は、形状走査および光学撮像データの両方を生成するための蛍光撮像などの、高度な光学撮像方法と統合できる。励起光源 4 5 0 は、任意の適切な光を発生するように構成され得、その光は次いで、励起フィルタ 4 1 0 を透過することも理解されよう。具体的には、蛍光励起フィルタ 4 1 0 は、励起光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 が、撮像されている目標対象 3 2 4 に当たる前に、励起フィルタ 4 1 0 を透過するように配置される。そのため、検出構成 1 4 0 0 B の動作中、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の光 3 2 6 検出経路から出され、発光体モジュール 3 1 0 がレーザー光 3 2 2 を発生するために使用されて、目標対象 3 2 4 を照らす場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 の形状情報を捕捉する。別の態様では、3 D 走査プロセスは、任意選択で、発光フィルタ 3 4 0 を画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路から出すことなく実行され得る。例えば、発光体モジュール 3 1 0 は、3 D 走査を可能にするために、発光フィルタ 3 4 0 を透過することが可能な光を放出するように構成され得る。このプロセスの一例は、発光体モジュール 3 1 0 は、約 8 3 0 n m の波長で光を放出し得、それは、8 3 0 n m に中心を置く帯域通過発光フィルタ 3 4 0 を透過することが可能であり、それにより、3 D 走査が実行可能になることである。代替として、発光フィルタ 3 4 0 が画像検出モジュール 3 2 0 の検出経路に入れられて、励起フィルタ 4 1 0 が、目標対象 3 2 4 を照らすために光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 を処理するように動かされる場合、画像検出モジュール 3 2 0 は、目標対象 3 2 4 からの蛍光情報を捕捉する。そのため、光源 4 5 0 から処理された光 3 2 2 によって照らされていることに応答して、目標対象 3 2 4 によって放出された光 3 2 6 が次いで、画像検出モジュール 3 2 0 により目標対象 3 2 4 の蛍光情報として検出される前に、発光フィルタ 3 4 0 によって処理される。

20

30

40

【0 1 2 2】

更に別の実施形態では、発光フィルタ 3 4 0 は、波長可変フィルタを含み得る。波長可変フィルタを使用すると、ハイパースペクトル撮像を構成 1 4 0 0 B によって実行して、複数の光波長を捕捉することが可能になる。更に別の実施形態では、発光フィルタ 3 4 0 は、複数の狭帯域フィルタを含むフィルタホイールを含み得る。そのため、構成 1 4 0 0 B は、複数の光波長の反射画像または吸収画像を捕捉することが可能である。

【0 1 2 3】

50

更に別の実施形態では、発光フィルタ340を具現化しているフィルタホイールは、酸素飽和度の撮像に適したフィルタを含み得る。例えば、組織酸素飽和度(S_{TO2})または静脈血酸素飽和度(S_{VO2})の画像が測定され得る。例えば、660nmおよび950nmフィルタが酸素飽和度画像を捕捉するために使用され得る。酸素飽和度は、式： $S_{tO2} = \text{酸素飽和したヘモグロビン値} / \text{総ヘモグロビン値 (未飽和 + 飽和)}$ 、を使用して計算できる。適切なフィルタ340を使用することによりチェレンコフ撮像も可能になり得ることも理解されよう。

【0124】

スペクトルフィルタの代わりに偏光器が使用され得、また、偏光撮像、および偏光差／偏光比撮像を可能にするために、別の偏光器が発光体モジュール310の前に配置され得ることも理解されよう。前述した異なる画像診断法が、以前に説明した、インターリーブ方式を使用して、連続して、または並行して、のいずれかで、3D走査と一緒に獲得され得ることが理解されよう。本発明により、複数の画像診断法が可能になり得ることが理解されよう。例えば、酸素飽和度撮像、色反射率撮像、自動蛍光撮像および外因性コントラストに基づく近赤外線(NIR)撮像は、本発明によって、一緒に同時に可能になるか、または実行され得る。

【0125】

カラー符号化ストライプ指標付けおよび波長分割技法

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図17に示すように、撮像構成1500で具現化され得る。具体的には、撮像構成1500は、高速カラープロジェクタとして構成される、発光体モジュール310を含む。発光体モジュール310と動作可能に配置されているのは、近赤外線(NIR)阻止フィルタ1510および偏光器830である。いくつかの実施形態では、フィルタ1510はショートパスフィルタを含み得ることが理解されよう。そのため、発光体モジュール310の動作中、発光体モジュール310によって放出された光322は、NIR阻止フィルタ1510および偏光器830によって処理され、その後、処理された光322は目標対象324を照らす。撮像構成1500は、光源450も含み、それは、近赤外線LED(発光ダイオード)アレイ450を含む。光源450は、励起フィルタ410および光拡散体1520と動作可能に配置される。さらに、画像検出モジュール320、発光体モジュール310、光源450、および蛍光撮像モジュール510は、コントローラ130に結合され、そのため構成要素は、適切な通信技術を使用して互いに通信し得る。そのため、光源450の動作中、光源450によって放出された光322は、励起フィルタ410および光拡散体1520によって処理され、その後、処理された光322は目標対象324を照らす。加えて、撮像構成1500は、ビームスプリッタ610を含み、それは、ダイクロイックフィルタまたは1つの範囲の波長の光を反射して、別の範囲の波長の光を透過することが可能な任意の適切な装置を含み得る。加えて、撮像構成1500は、画像検出モジュール320、蛍光撮像モジュール510、および発光フィルタ340を含み、それにより、画像検出モジュール320は、蛍光撮像モジュール510および発光フィルタ340に対して、実質的に直角など、ある角度をなして配置される。加えて、ビームスプリッタ610は、画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510／発光フィルタ340に対して、約45度の角度など、斜角で配置される。画像検出モジュール320は、目標対象324の形状情報を捕捉するためのカラーセンサーとして構成され、他方、蛍光撮像モジュール510は、目標対象324の蛍光情報を捕捉するための近赤外線(NIR)センサーとして構成されることが理解されよう。加えて、光学レンズ1550および分析器840が、ビームスプリッタ610に対して動作可能に配置され、そのため、光学レンズ1550は、ビームスプリッタ610に近接して置かれ、分析器840はビームスプリッタ610に対して遠位に置かれる。加えて、光学レンズ1550および分析器840は、蛍光撮像モジュール510に平行に、かつ画像検出モジュール320に対して実質的に直角に配置され、他方、ビームスプリッタ610は、光学レンズ1550および分析器840に対して、約45度の角度など、斜角で配置される。従って、発光体モジュール310

10

20

30

40

50

から放出された光 3 2 2 または励起光源 4 5 0 から放出された光 3 2 2 によって照らされていることに応答して目標対象 3 2 4 から反射されるか、または放出される光 3 2 6 が、ビームスプリッタ 6 1 0 によって受信される前に、分析器 8 4 0 および光学レンズ 1 5 5 0 によって処理され、すると、処理された光 3 2 6 は、説明した方法で、画像検出モジュール 3 2 0 および発光フィルタ 3 4 0 および蛍光撮像モジュール 5 1 0 に向けられる。

【0126】

そのため、検出構成 1 5 0 0 の動作中、目標対象 3 2 4 の形状情報を検出するために、発光体モジュール 3 1 0 は光 3 2 2 を放出し、それは、N I R 阻止フィルタ 1 5 1 0 および偏光器 8 3 0 によって処理されて目標対象 3 2 4 を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象 3 2 4 によって反射された光 3 2 6 が、ビームスプリッタ 6 1 0 によって受信される。ビームスプリッタ 6 1 0 で光 3 2 6 を受信すると、ビームスプリッタ 6 1 0 は、目標対象 3 2 4 のカラー形状データを捕捉するため、画像検出モジュール 3 2 0 による受信のために、光 3 2 6 を光線 6 2 2 として反射する。加えて、目標対象 3 2 4 の蛍光情報を検出するために、励起光源 4 5 0 は光 3 2 2 を放出し、それは、励起フィルタ 4 1 0 および光拡散体 1 5 2 0 によって処理されて目標対象 3 2 4 を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象 3 2 4 によって放出される光 3 2 6 が、ビームスプリッタ 6 1 0 による受信のために、ビームスプリッタ 6 1 0 によって受信される。ビームスプリッタ 6 1 0 で光 3 2 6 を受信すると、ビームスプリッタ 6 1 0 は、放出された光 3 2 6 が、蛍光撮像モジュール 5 1 0 による目標対象 3 2 4 の蛍光情報としての受信のために、発光フィルタ 3 4 0 を光線 6 2 0 として透過できるようにする。

【0127】

本発明の構成 1 5 0 0 は、低走査速度で、低い近赤外線 (N I R) 検出感度を有するこれまでの生成撮像システムの制限を克服することが理解されよう。具体的には、本発明の構成 1 5 0 0 は、図 1 7 に示すように、カラー符号化ストライプ指標付け単一ショット技法および高速 C M O S 撮像センサー 3 2 0 および 5 1 0 に基づく波長分割 2 センサー構成を使用する。具体的には、画像検出モジュール 3 2 0、発光体モジュール 3 1 0、光源 4 5 0、および蛍光撮像モジュール 5 1 0 およびコントローラ 1 3 0 が一緒に結合され、それによりモジュールは適切な通信技術を使用して相互に通信し得る。

【0128】

画像検出モジュール 3 2 0 に関しては、リアルタイム形状走査のために高速カラー C M O S センサー (L U P A 1 3 0 0 - 2、O N S e m i c o n d u c t o r) を含み得る。いくつかの実施形態では、画像検出モジュール 3 2 0 は、約 5 0 0 フレーム / 秒のフレームレートを有し得る。

【0129】

加えて、蛍光撮像モジュール 5 1 0 は、N I R 感知 C M O S センサー (M T 9 V 0 3 2、A p t i n a) を含み得、それは、約 8 0 0 n m で約 4 0 % の量子効率を有し得る。さらに、発光フィルタ 3 4 0 は、高感度での蛍光撮像のために、8 3 2 n m 帯域通過発光フィルタ 3 4 0 (# 8 4 - 1 2 3、E d m u n d O p t i c s) を含み得る。加えて、ビームスプリッタ 6 1 0 は、ショートパスダイクロイックビームスプリッタ (F F 7 5 6 - S D i 0 1 - 2 5 × 3 6、S E M R O C K) を含み得、それは、図 1 7 に示すように、可視光成分と N I R 光成分を分割するために使用される。本発明の波長分割 2 センサー構成 1 5 0 0 は、目標対象 3 2 4 の形状情報および蛍光情報の並行または同時取得を可能にする。カラー C M O S センサーを含む画像検出モジュール 3 2 0 は、必要に応じて、反射画像を捕捉するようにも構成され得る。F / 4 撮像システムは、画像検出モジュール 3 2 0 および蛍光撮像モジュール 5 1 0 によって実装されて、大きい被写界深度および高蛍光収集効率を達成し得る。

【0130】

光源 4 5 0 は、フィルタ処理した N I R L E D (発光ダイオード) アレイを含み得、発光体モジュール 3 1 0 は、フィルタ処理した高速カラープロジェクタを含み得る。発光体モジュール 3 1 0 を含むカラープロジェクタ (B a r c o F 5 0) は、目標対象 3 2

4のリアルタイム形状走査のために、高速、単一ショット、カラー符号化、120Hzでの構造化照明を提供する。本発明の構成1500によって利用されるカラー符号化ストライプ指標付け投影技法は、前述した技術を使用して実装される。加えて、NIR阻止フィルタ1510は、蛍光検出を妨げるNIR成分を除去するために、700nmショートパスフィルタ(#84-727、Edmund Optics)を含み得る。偏光器/分析器ペア(#89-602、Edmund Optics)830および840は、偏光解消される、組織または目標対象324を形成する他の材料中に拡散した光子を除去するために提供され、そのため、表面に反射する光子を捕捉して、目標対象324の正確な形状取得が実行されるのを確実にするように動作する。加えて、光源450は、780nm LEDアレイ(Roithner Lasertechnik LED 780-66-60)を含み得、それは、60のLEDおよび4ワットの光出力を有して、0.5mの作動距離で約30×24cmの領域に対して均一な照明を提供する。さらに、いくつかの実施形態では、目標対象324の、術野などの、関心のある定義された領域のみが照らされて、バックグラウンドを低減する。追加として、励起フィルタ410は、800nmを上回る放出された励起光を遮断するために、775nm帯域通過励起フィルタ(#840106、Edmund Optics)を含み得る。

10

【0131】

コントローラ130は、画像検出モジュール320、発光体モジュール310、光源450、および蛍光撮像モジュール510と通信して、それらの同期した動作を確実にする。一態様では、コントローラ130は、制御および画像処理用のDell precision Tower 7810 Workstationなどの、任意の適切なコンピュータシステムと共に、ボード(Opakelly)上に実装される1GBの外部メモリなどの、任意の適切なメモリを備えたFPGA(フィールドプログラマブルゲートアレイ)を含み得る。FPGAは、Verilogなどの、任意の適切なプログラミング言語を使用してプログラムされ得、いくつかの実施形態では、リアルタイム撮像を実装するために、FPGAの並列処理能力を利用し得る。FPGAは、CMOS画像センサー320および510からデータを受信するように構成され、それは、Camera-Linkデータバスを介して送信される。そのため、コントローラ130を形成するワークステーションは、記憶、処理および表示のために、FPGAボードから画像を受信し、デジタルプロジェクタからの構造化光照明を直接制御する。

20

30

【0132】

画像重ね合わせ処理

さらに、本発明は、図18に示すように、PET/CT(陽電子放射断層撮影)および/またはCT(x線コンピュータ断層撮影)の目標対象324の蛍光撮像との、サーフェス画像重ね合わせアルゴリズムも提供する。そのため、本アルゴリズムでは、個々の診断法からのデータ、および重ね合わせたデータをユーザー選択に基づくコマンドで表示可能にする。例えば、マウスのリンパ節の、図18D、図18Eに示す、術前PET/CT画像、および図18B、図18Cに示す、蛍光撮像が捕捉されている。そのため、本発明は、図18Aに示す、目標対象324の形状情報を使用して、図18F~図18Iに示すような、術中蛍光撮像および色反射率撮像と、術前CT/PETデータとの間の正確な重ね合わせを可能にする。そのため、本発明は、図18F~図18Iに示すように、術前PET/CT手術ナビゲーションおよび術中蛍光撮像に基づく、マルチモーダル3D(3次元)画像ガイダンスを提供できるようにする。すなわち、図18A~図18Eに示す個々の診断法からの画像データならびに図18Cおよび図18F~図18Iの重ね合わせた画像は、ユーザー選択に基づいて提示され得る。図18G~図18Iの重ね合わせた画像は、手術計画および術中の意思決定を容易にするために回転され得る。

40

【0133】

さらに、本発明は、制御システム130において高速画像重ね合わせアルゴリズムまたはプロセス1600を実装することにより、オフラインの手動画像重ね合わせを利用する従来技術のシステムの限界を克服して、マルチモーダル画像ガイダンスを術中に提供する

50

。本アルゴリズムまたはプロセス1600によって実行されるステップを図19に示す。最初に、ステップ1610で、手術の前に、手術の目標対象324が術前画像データを取得するためにPET/CTスキャンを受ける。次に、ステップ1620で、点群 $\{P_i = (x_i, y_i, z_i, f_i, r_i, g_i, b_i), i = 1, 2, \dots, N\}$ が次いで得られ、ここでベクトル (f_i, r_i, g_i, b_i) は、個々の表面点と関連付けられた蛍光、赤、緑および青のデータを表す。ステップ1630で、本発明の撮像構成1500は、前述したように、形状、蛍光および色反射率データを含む、術中の撮像データを取得する。ステップ1640での、光学およびPET/CTデータセットのリサンプリング後、プロセス1600はステップ1650に進み、そこで、サーフェス画像重ね合わせが、前述したように、処理時間を最小限にするために、 $k-d$ 次元のツリーを用いて、ICP (iterative closest point) アルゴリズムを使用して実行される。いくつかの実施形態では、重ね合わせアルゴリズムが、MATLABまたはPythonなどの、任意の適切なプログラミング言語を使用して実装され得ることが理解されよう。重ね合わせ後、術前のPET/CT容積測定データが取り込まれて、更新された点群は $\{P_i = (x_i, y_i, z_i, f_i, r_i, g_i, b_i, p_i, c_i), i = 1, 2, \dots, N\}$ となり、ここでベクトル $(f_i, r_i, g_i, b_i, p_i, c_i)$ は、3D体積における個々の点と関連付けられた蛍光、赤、緑、青、PETおよびCTのデータを表す。最後に、ステップ1660で、重ね合わせた術前画像データおよび術中画像データが表示され、いくつかの実施形態では、リアルタイムで表示される。表示ステップ1660中、蛍光、PETおよびCT信号は、合成画像において異なる擬似カラー方式を割り当てられ得る。重ね合わせプロセスは、任意選択として、点群表現の代わりに、多角形メッシュ表現に基づいても実行され得ることも理解されよう。本発明のグラフィックユーザーインタフェース (GUI) は、従来のキーボード/マウス入力装置、およびタッチスクリーンインタフェース、ジェスチャ認識、音声認識、または任意の他の適切なインタフェース装置の両方に対して適切であるように最適化され、それにより、撮像システムまたは構成1500を臨床状況で使用する方法において医師に卓越した柔軟性を提供する。

【0134】

3D走査および医用撮像能力を備えた撮像ゴーグル

具体的には、3D走査モジュール110および撮像モジュール120によって提供される機能は、図20Aに示すように、撮像構成1700Aで具現化され得る。具体的には、構成1700Aは、ウェアラブルディスプレイ1710を追加して、図4Aに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、および発光フィルタ340を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、発光体モジュール310および画像検出モジュール320に結合される。そのため、撮像構成1700Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報が、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。

【0135】

さらに、別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図20Bに示すように、撮像構成1700Bで具現化され得る。具体的には、構成1700Bは、ウェアラブルディスプレイ1710を追加して、図4Bに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、発光フィルタ340、および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、発光体モジュール310および画像検出モジュール320に結合される。そのため、撮像構成1700Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報は、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。一態様では、発光フィルタ340および蛍光励起フィルタ410は、前述のように、可動フィルタホイールとして提供される。

【0136】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図2

0 Cに示すように、撮像構成1700 Cで具現化され得る。具体的には、構成1700 Cは、ウェアラブルディスプレイ1710に加えて、図4 Cに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、発光フィルタホイール340、励起光源450および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、画像検出モジュール320に結合される。そのため、撮像構成1700 Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報は、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。

【0137】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図20 Dに示すように、撮像構成1700 Dで具現化され得る。具体的には、構成1700 Dは、ウェアラブルディスプレイ1710に加えて、図5 Aに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光検出モジュール510、および蛍光発光フィルタ340を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、発光体モジュール310、画像検出モジュール320および蛍光モジュール510に結合される。そのため、撮像構成1700 Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報は、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。

【0138】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図20 Eに示すように、撮像構成1700 Eで具現化され得る。具体的には、構成1700 Eは、ウェアラブルディスプレイ1710に加えて、図5 Bに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光検出モジュール510、蛍光発光フィルタ340、および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、発光体モジュール310、画像検出モジュール320および蛍光撮像モジュール510に結合される。そのため、撮像構成1700 Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報は、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。

【0139】

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図20 Fに示すように、撮像構成1700 Eで具現化され得る。具体的には、撮像構成1700 Eは、ウェアラブルディスプレイ1710に加えて、図5 Cに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、蛍光検出モジュール510、発光フィルタ340、励起光源450および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、ウェアラブルディスプレイ1710は、コントローラ130の出力に結合され、コントローラ130は、発光体モジュール310および画像検出モジュール320に結合される。そのため、撮像構成1700 Aによって捕捉された形状情報および蛍光情報は、説明する方法で、ウェアラブルディスプレイ1710上に提示される。

【0140】

そのため、本発明の撮像構成1700 A~1700 Fは、ウェアラブルディスプレイ1710を含み、それは、ユーザーに取り付けて装着されるように構成されているウェアラブルディスプレイなどの、任意の適切なディスプレイを含み得る。例えば、ウェアラブルディスプレイ1710は、ゴーグルタイプのウェアラブル装置の一部として含まれ得、それはディスプレイ1710の付いたウェアラブルゴーグルまたは接眼フレームを含む。

【0141】

一態様では、ディスプレイ1710は、ユーザーの視野の全体、またはその一部を覆う単一の表示面を提供する単一の連続表示に適した単一のディスプレイ要素を含み得る。代替として、ディスプレイ1710は、ユーザーの各眼に対して視野を提供するために独立したディスプレイを提供する、立体ディスプレイの場合などに、右専用ディスプレイおよび左専用ディスプレイなどの、複数の別々のディスプレイ要素を含み得る。

10

20

30

40

50

【0142】

さらに、ディスプレイ1710は、反射型液晶（Liquid crystal on silicon）（LCoS）ディスプレイ、LCD（液晶ディスプレイ）ディスプレイ、OLED（有機発光ダイオード）ディスプレイ、投写型ディスプレイ、ヘッドマウント式ディスプレイ（HMD）、ヘッドマウント式投写型ディスプレイ（HMPD）、光学透過型ディスプレイ、切換え可能光学透過型ディスプレイ、選択的遮蔽透過型ヘッドマウント式ディスプレイ、およびビデオ透過型ディスプレイを含み得る。さらに、ディスプレイは、拡張現実窓、拡張モニター、患者への投影／ヘッドマウント式透過型ディスプレイ、選択的遮蔽透過型ヘッドマウント式ディスプレイ、網膜走査ディスプレイ、または任意の他の適切なディスプレイを含み得る。別の態様では、ディスプレイ1710は、任意の静止画像または動画を表示するように構成され得る。ディスプレイ1710は、複数の独立した画像供給源からの画像を同時に表示できるピクチャーインピクチャー（PIP）ディスプレイも含み得る。一例では、超音波画像および術中の蛍光&形状の統合画像が、ピクチャーインピクチャー方式で表示され得る。別の例では、術前の断層画像、および術中のカラー画像が、ピクチャーインピクチャー方式で、形状と統合されて表示され得る。

10

【0143】

いくつかの実施形態では、術前の断層画像（例えば、MRI、CT、SPECT、およびPET）は、術中のカラー画像、蛍光画像および形状データと重ね合わされて、ディスプレイ1710に表示され得る。

【0144】

他の実施形態では、ディスプレイ1710は、立体画像を奥行き感覚とともに表示可能な立体ディスプレイを含み得る。更なる実施形態では、ディスプレイ1710は、3次元（3D）画像を奥行き感覚とともに表示可能であり得る。さらに他の実施形態では、ディスプレイ1710は、複数の画像を一度にディスプレイ1710上に同時に表示可能にするために、様々な不透明度／透明度の重ね合わせたか、または重ねられた画像を提供するように構成され得る。更に別の実施形態では、ディスプレイ1710は、ユーザーが、ディスプレイ1710によって表示されている画像を見ることができるようにし、同時に、ユーザーの周辺環境も見するために、ユーザーが直接、自分の目で、またはディスプレイ1710を通した自然視で見るのを可能にするために、少なくとも部分的に光透過であり得る。

20

30

【0145】

他の実施形態では、蛍光撮像モジュール510は、赤、緑、および青の色情報、ならびに奥行き情報またはデータおよび蛍光撮像情報を捕捉するように構成されるカメラを含む。

【0146】

別の態様では、システム100は、目標対象324の3D形状および蛍光情報を順次に捕捉し得る。これを達成するために、システム100は最初に3D走査を、次いで蛍光撮像を2番目に実行する。

【0147】

別の態様では、本システムは、目標対象324の3D形状および蛍光情報を並行して、または同時に捕捉し得る。そのため、画像検出モジュール320は、同様の時間枠中に、3D走査信号および蛍光信号の両方を検出することが可能である。従って、画像検出モジュール320によって捕捉される画像フレームは、それぞれ、3D走査および蛍光撮像の目的に対して指定され得る。例えば、画像検出モジュール320のフレームレートが30フレーム／秒（FPS）の場合、1秒間では、3D形状を捕捉するために15フレーム（例えば、奇数フレーム：1, 3, 5, 7, 9, . . .）が使用でき、他方、残りの15フレーム（例えば、2, 4, 6, 8, 10, . . .）は蛍光検出のために使用できる。画像フレーム指定の任意の他の組合せが並行／同時走査に対して使用され得、例えば、総画像フレームの3分の2が3D走査のために使用され得、他方、総画像フレームの3分の1が蛍光撮像のために使用されることが理解されよう。

40

50

【0148】

発光体310および画像検出モジュール320の動作は、コントローラ130によるフレーム同期化の動作によって調整されることも理解されよう。例えば、画像検出モジュール320は、30フレーム／秒（FPS）で動作し、発光体310は、画像検出モジュール320と同期して15フレーム（例えば、奇数フレーム1, 3, 5, 7, 9, . . .）に対して3D形状を捕捉するための縞パターンを放出することが可能である。発光体モジュール310は、検出器320と同期して、残りの15フレーム（例えば、奇数フレーム1, 3, 5, 7, 9, . . .）に対して蛍光撮像のために蛍光励起光を放出するようにも構成される。

【0149】

本発明の撮像構成1700A～Fは、様々な光学撮像技術を可能にできる。更に別の実施形態では、発光フィルタ340は、波長可変フィルタを含み得る。波長可変フィルタを使用すると、ハイパースペクトル撮像を構成1700A～Fによって実行して、複数の光波長を捕捉することが可能になる。更に別の実施形態では、発光フィルタ340は、複数の狭帯域フィルタを含むフィルタホイールを含み得る。そのため、構成1700A～Fは、複数の光波長の反射画像または吸収画像を捕捉することが可能である。更に別の実施形態では、発光フィルタ340を具現化しているフィルタホイールは、酸素飽和度の撮像に適したフィルタを含み得る。例えば、組織酸素飽和度（STO2）または静脈血酸素飽和度（SVO2）の画像が測定され得る。例えば、660nmおよび950nmフィルタが酸素飽和度画像を捕捉するために使用され得る。酸素飽和度は、式： $StO2 = \frac{\text{酸素飽和したヘモグロビン値}}{\text{総ヘモグロビン値（未飽和+飽和）}}$ 、を使用して計算できる。適切なフィルタ340を使用することによりチェレンコフ撮像も可能になり得ることも理解されよう。スペクトルフィルタの代わりに偏光器が使用され得、また、偏光撮像、および偏光差／偏光比撮像を可能にするために、別の偏光器が発光体モジュール310の前に配置され得ることも理解されよう。前述した異なる画像診断法が、以前に説明した、インターリーブ方式を使用して、連続して、または並行して、のいずれかで、3D走査と一緒に獲得され得ることが理解されよう。本発明により、複数の画像診断法が可能になり得ることが理解されよう。例えば、酸素飽和度撮像、色反射率撮像、自動蛍光撮像および外因性コントラストに基づく近赤外線（NIR）撮像は、一緒に同時に可能にされ得る。

【0150】

本システムでは、ウェアラブルディスプレイ1710と、撮像モジュール320、発光体モジュール310、光源、および蛍光撮像モジュール510に結合されるコントローラ130との間の接続は、有線または無線接続を含み得る。いくつかの実施形態では、ウェアラブルディスプレイ1710、撮像モジュール320および発光体モジュール310は、ユニボディ設計内に収納されて、ユーザーによって装着される。他の実施形態では、撮像モジュール320、蛍光撮像モジュール510、発光体310および光源450は、三脚上に取り付けられ得、他方、ウェアラブルディスプレイ1710はユーザーによって装着される。いくつかの実施形態では、蛍光励起のための励起光源450は、ユーザーによって装着され得るか、または固定の移動しない支持上に取り付けられ得る。

【0151】

コントローラ130は、システム制御およびデータ処理のために、組込みのコンピューティング装置を含み得るか、または外部のコンピュータ／タブレットコンピュータ／スマートフォンに接続され得ることも理解されよう。

【0152】

別の例では、ジャイロスコープ追跡は、システム100によって提供される追跡モジュールを使用して実行され得る。慣性測定装置（IMU）が追跡目的で使用され得る。前述した追跡技法に加えて、他の追跡技法、例えば、ラジオ周波数追跡、光学追跡、電磁追跡、ビデオ追跡（パターン認識）、音響追跡、機械式追跡、および／またはそれらの組合せなど、が使用され得ることも理解されよう。加えて、採用される追跡法は、剛体、可撓体またはデジタイザ法を利用し得る。

10

20

30

40

50

【0153】

追跡および重ね合わせプロセス中、コントローラ130は、正確な追跡および重ね合わせを可能にするために、計算を実行して必要なステップを実行することが理解されよう。一態様では、完全な重ね合わせプロセスは、以下のステップで実行され得る。最初に、本プロセスは、患者または目標対象324、ウェアラブル撮影および表示システム100ならびにインタフェースに結合された周辺機器としてのハンドヘルドプローブの位置を取得する。次に、本システムは、術前の撮像データを取得する。次に、その術前撮像データに基づいて3Dモデルが作成される。次のステップで、患者の位置が、例えば、位置合わせマーカーなどの、任意の適切な技術を使用して術中に追跡される。次に、術前の画像空間と術中の対象空間（すなわち、患者空間）との間の変換行列が計算される。引き続き、術前の画像データが術中の対象空間（すなわち、患者空間）に重ね合わされる。次に、術中の撮像データが、例えば、蛍光またはカラー撮像などの、撮像システム100から取得される。引き続き、ウェアラブル撮影および表示システム100の位置が、光学追跡または磁気追跡などの、任意の適切な技法を使用して、取得される。次に、術中の撮像空間（すなわち、ウェアラブル撮影および表示システム）と術中の対象空間（患者空間）との間の変換行列が計算される。術中の撮像空間（蛍光画像データなど）が次いで、術中の対象空間（すなわち、患者空間）に重ね合わされる。加えて、本プロセスは、例えば、超音波ファイバ顕微鏡、およびラマン分光法などの、ハンドヘルド装置撮像または検出データを取得する。加えて、超音波ファイバ、顕微鏡、およびラマン分光プローブなどの、ハンドヘルドプローブの位置が追跡される。次に、ハンドヘルド撮像／検出プローブ画像空間と術中の対象空間（すなわち、患者空間）との間の変換行列が計算される。引き続き、ハンドヘルド装置の画像空間（すなわち、超音波または顕微鏡）が術中の対象空間（すなわち、患者空間）に重ね合わされる。最後に、重ね合わせた画像データが、ウェアラブル撮像システム100のディスプレイ1710上に提示される。

【0154】

別の態様では、本プロセスは、追跡および重ね合わせプロセスが、ハンドヘルドプローブから取得した画像データなしで実行されるように、構成され得る。結果として、本プロセスは、撮像および表示システム100（すなわち、ゴーグルシステム）によって取得した術中の画像データならびに術前の手術ナビゲーション画像データだけを使用する。

【0155】

更に別の態様では、本プロセスは、追跡および重ね合わせプロセスが、術前の手術ナビゲーション画像データなしで実行されるようにも構成され得る。結果として、本プロセスは、撮像および表示システム100（すなわち、ゴーグルシステム）によって取得した術中の画像データならびにハンドヘルドプローブによって取得した画像データだけを使用する。

【0156】

前述した重ね合わせ技法に加えて、ポイント画像重ね合わせ、サーフェス画像重ね合わせ、および／またはそれらの組合せなどの、他の重ね合わせ技法が使用され得ることも理解されよう。重ね合わせは、強度ベース、ランドマークベースまたは特徴ベースの重ね合わせのいずれかを含み得る。使用される変換モデルは、線形変換、または非剛体／弾性変換を含み得る。自動または対話式法だけでなく、空間または周波数領域法も使用され得る。重ね合わせプロセスは、点群表現、メッシュ表現、またはそれらの組合せに基づいて実行できる。

【0157】

偏光ベースおよび波長ベースの異なる深度での光学走査

異なる波長の光は、生物組織などの、目標対象324に、異なる波長で浸透する。例えば、800nmの近赤外線（NIR）光は、450nmの青色光よりも深く生物組織に浸透できる。また、直線偏光が使用される場合、組織または目標対象324の外側表面は、偏光状態を維持して光を反射する。それに対して、目標対象の組織に深く浸透する光は、光子が組織内に移動する際の散乱事象に起因して、その直線偏光を失う。これらの特性は

、システム100を、異なる奥行き（例えば、最も外側の表面、表面下0.5mm、表面下1mm）で形状を生成できる3D走査システムとして構成するために使用できる。

【0158】

従って、いくつかの実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図21Aに示すように、撮像構成1800Aで具現化され得る。具体的には、撮像構成1800Aは、偏光器830および分析器840を追加して、図4Aに関して前述したように、発光体モジュール310および画像検出モジュール320を含む。具体的には、偏光器830は、発光体モジュール310との併用のために動作可能に配置され、他方、分析器840は、画像検出モジュール320との使用のために動作可能に配置される。その結果、撮像構成1800Aの動作中、発光体モジュール310は、線形偏光器830によって処理される光322を発生して目標対象324を照らす。加えて、照らされていることに応答して目標対象324によって反射された光は、次いで、目標対象324の形状情報として検出される前に、分析器840によって処理される。そのため、撮像構成1800Aで偏光器830および分析器840を使用することにより、目標対象324の深度分解された形状が捕捉できるようにする。従って、線形偏光器830および分析器840の偏光状態が、互いに位置合わせされる（すなわち、共偏光）場合、画像検出モジュール320は、外側表面形状を取得するために、目標対象324の最も外側の表面に反射した光子を検出することが可能である。追加として、線形偏光器830および分析器840の偏光状態が、互いに直角である（すなわち、交差偏光）場合、画像検出モジュール320は、目標対象324内のわずかに深い深度で表面形状を取得するために、目標対象324の内側部分に移動する光子を検出することが可能である。

【0159】

さらに、他の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図21Bに示すように、撮像構成1800Bで具現化され得る。具体的には、撮像構成1800Bは、スペクトルフィルタ1810および1810Aのペアを追加して、図21Aに関して前述したように、発光体モジュール310および画像検出モジュール320、線形偏光器830および分析器840を含む。具体的には、スペクトルフィルタ1810Aおよび偏光器830は、発光体モジュール310との併用のために動作可能に配置され、他方、スペクトルフィルタ1810および分析器840は、画像検出モジュール320との使用のために動作可能に配置される。その結果、撮像構成1800Aの動作中、発光体モジュール310は、スペクトルフィルタ1810Aおよび線形偏光器830によって処理される光322を発生して目標対象324を照らす。加えて、照らされていることに応答して目標対象324によって反射された光は、次いで、目標対象324の形状情報として検出される前に、分析器840およびスペクトルフィルタ1810によって処理される。従って、スペクトルフィルタ1810および1810Aが、偏光器830および分析器840と組み合わせて使用される場合、目標対象324の層状に深度分解された形状を得ることができる。例えば、約400nm、500nm、600nm、700nm、800nmに中心を置く帯域通過フィルタが、2つのフィルタホイール内に配置でき、それにより、1つのフィルタホイールが画像検出モジュール320と動作可能に配置され、他のフィルタホイールが発光体モジュール310と動作可能に配置されるように、各フィルタホイールは、400nm、500nm、600nm、700nm、800nmのフィルタのセットを有する。分析器840および偏光器830が、直交偏光状態を可能にする、交差偏光構成である場合、目標対象324の形状は、画像検出モジュール320および発光体モジュール310の両方がスペクトルフィルタ1810をある波長で使用する（例えば、両方が400nmフィルタを使用し、次いで、両方が500nmフィルタを使用する。次いで両方が600nmフィルタを使用する、など）場合に走査できる。結果として、目標対象324の深度分解された形状が取得できる。波長が長ければ、目標対象324の形状が走査される深度が深くなる。そのため、異なる波長での目標対象324の詳細が取得できる。狭帯域フィルタのフィルタホイールの代わりに、波長可変フィルタが使用できることが理解されよう。

10

20

30

40

50

【0160】

形状画像データに加えて、異なる波長（例えば、400nm、500nm、600nm、700nmなど）での反射画像が、構成1800Aを使用して取得できる。より長い波長は、生物組織または他の媒体中により深く浸透するので、より長い波長の反射画像データ（例えば、800nm画像）は、短い波長の反射画像データ（例えば、400nm画像）よりも、その深い層において目標対象324に関してより多くの情報を伝える。そのため、正規化に続いて、異なる照明波長に対して取得された2つの画像を減算すると、埋め込まれた対象が位置する、より深い深度に到達する前に反射された光子から生じた画像情報の大部分が無効にされる。異なる照明波長は、発光体モジュール310に、異なるスペクトルフィルタ1810Aによって処理される光322を放出させることにより作られ得ることが理解されよう。例えば、400nm反射画像は $I_{400}(x, y)$ として表現され、800nm反射画像は $I_{800}(x, y)$ として表現され、正規化差分画像(NDI)は数学的に $I_{NDI}(x, y) = I_{800}(x, y) - A \cdot I_{400}(x, y)$ として表現され、式中、 $I_{NDI}(x, y)$ は、正規化差分画像(NDI)であり、Aは、より浅い浸透深度における対象に起因した共通情報の大部分を無効にするための正規化係数である。一態様では、Aは、 $I_{800}(x, y)$ と $I_{400}(x, y)$ との間の類似点に基づいて反復して計算される。Aは、異なる画素位置における異なる値の行列にできることが理解されよう。そのため、NDI画像に対する式は、 $I_{NDI}(x, y) = I_{800}(x, y) - A(x, y) \cdot I_{400}(x, y)$ と表現できる。

【0161】

蛍光情報の目標対象の組織表面上への投影

従来世代の画像投影システムは、画像情報の平坦でない表面への正確な投影に関連した問題に悩まされ、そのため、従来世代のシステムは、平坦な表面でのみ機能するように設計されたことが理解されよう。そのため、従来世代の画像投影システムが、平坦でないか、または湾曲した表面上に画像を投影する必要がある場合、投影された画像は歪む。すなわち、典型的なプロジェクタは、短い距離におけるよりも、遠い距離において、より大きな画像を生じるので、目標対象324などの、平坦でない投影表面は、表面の異なる部分にわたって異なるプロジェクタ対表面距離を取り込み、それは、湾曲した投影表面上に投影される画像が、歪みなく、はっきりとしていることを確実にするために、考慮に入れる必要がある。

【0162】

現在の投影システムのこの問題を克服するために、本発明のシステム100は、プロジェクションマッピングプロセスを使用して画像がその上に投影される、目標対象324などの、対象の表面を考慮に入れる。具体的には、システム100によって提供されるプロジェクションマッピングプロセスは、投影される画像情報を、目標対象324などの、画像情報がその上に投影される表面の3D形状に基づいて処理する。加えて、プロジェクションマッピングプロセスは、画像プロジェクタと、目標対象324などの、画像が投影される平坦でない表面の様々な部分／点／領域との間の相対距離を分析および計算する。距離計算に基づき、システム100は、画像が投影される表面（目標対象324）の表面形状を考慮に入れる補正画像を生成し、それにより、ユーザーが見る投影画像の歪みが低減されるか、または最小限にされる。

【0163】

従って、システム100の一実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図22Aに示すように、撮像および投影構成1900Aで具現化され得る。具体的には、構成1900Aは、前述したように、発光体モジュール310および画像検出モジュール320を含むが、発光体モジュール310は、目標対象の表面走査およびユーザー可視化のための画像投影の両方を実行するように構成される。本発明は、並行または同時の3D走査および画像投影を可能にするので、本発明は、投影前に別個の3Dスキャナによって作成された3Dモデルに基づいて投影パターンを処理する以前のプロジェクションマッピング技術とは異なる。具体的には、発光体モジュール310のフレーム

は、画像プロジェクタとして動作する場合、インターリーブできる。例えば、プロジェクタの総フレームレートが60フレーム／秒（FPS）である場合、総フレームの1／2（奇数フレーム）が3D走査のために使用され得、他方、総フレームの残りの1／2（偶数フレーム）が画像またはビデオの平坦でない表面上への投影のために使用され得る。目標対象324を見る人の目に対する混乱を最小限にするために、画像検出モジュール320によって収集された目標対象324の3D走査フレームは、目標対象324を見る人の目には見えない発光体モジュール310による照明に対して近赤外線（NIR）波長を使用し得、他方、発光体モジュール310の投影機能による目標対象324上への画像／ビデオの投影は、可視波長を使用して実行され得る。

【0164】

システム100の別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図22Bに示すように、別の撮像および投影構成1900Bで具現化され得る。具体的には、構成1900Bは、図22Aに関して説明したように、発光体モジュール310および画像検出モジュール320を含むが、画像検出モジュール320は、デプスカメラまたは3Dスキャナとして構成される。そのため、画像検出モジュール320によって提供されるデプスカメラまたは3Dスキャナは、目標対象324の表面形状および3Dモデルを取得することが可能であり、それは次いで、プロジェクタとして構成される発光体モジュール310によって投影される画像を処理するために使用される。従って、高速に移動する対象、スポーツ場面、および車の視点から見た画像を含む、動的シーンを撮像する場合、プロジェクションマッピングプロセスは、画像検出モジュール320のデプスカメラから取得されたデータに基づき、構成1900Bによってリアルタイムで実行される。任意のデプスカメラまたは3Dスキャナが画像検出モジュール320によって使用されることが理解されよう。具体的には、デプスカメラまたは3Dスキャナは、コノスコープホログラフィ、調光、ステレオカメラ、フーリエ3D走査、低コヒーレンス干渉法、コモンパス干渉3D走査、および接触側面計を含むが、それらに制限されない、様々な形状走査法を利用し得る。

【0165】

システム100の別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図22Cに示すように、別の撮像および投影構成1900Cで具現化され得る。具体的には、構成1900Cは、別の発光体モジュール310Aを追加して、図22Bに関して前述したように、画像検出モジュール320および発光体モジュール310を含む。そのため、発光体モジュール310は、3D走査機能を実行するように構成され、他方、発光体モジュール310Aは、前述した画像プロジェクションマッピングを使用して、画像の目標対象324上への画像プロジェクタとして機能する。

【0166】

システム100の別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図22Dに示すように、別の撮像および投影構成1900Dで具現化され得る。具体的には、構成1900Dは、蛍光発光フィルタ340および蛍光励起フィルタ410を追加して、図22Aに関して説明した構成1900Aで構成されたように、画像検出モジュール320および発光体モジュール310を含む。具体的には、発光フィルタ340は、画像検出モジュール320との併用のために動作可能に配置され、励起フィルタ410は、発光体モジュール310との併用のために動作可能に配置される。発光フィルタ340および励起フィルタ410の両方は、フィルタホイールとして構成され得、それにより、発光フィルタ340は選択的に、画像検出モジュール320の光検出経路に入れられたり、光検出経路から出されたりし得、励起フィルタ410は、選択的に、発光体モジュール310の発光経路に入れられたり、発光経路から出されたりし得ることも理解されよう。そのため、構成1900Dは、画像検出モジュール320による蛍光撮像が、励起フィルタ410および発光フィルタ340が使用される場合に強化できるようにする。

【0167】

システム100の別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール

120は、図22Eに示すように、別の撮像および投影構成1900Eで具現化され得る。具体的には、構成1900Eは、励起光源450を追加して、図22Dに関して前述したように、画像検出モジュール320、発光体モジュール310、蛍光発光フィルタ340、および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、励起光源450は、発光フィルタ340および画像検出モジュール320による目標対象324の蛍光情報の捕捉中に、励起フィルタ410と併用するように構成される。発光フィルタ340は、フィルタホイールとして構成され得、それは選択的に、画像検出モジュール320の光検出経路に入れたり、光検出経路から出したりすることができることも理解されよう。そのため、構成1900Eは、画像検出モジュール320による蛍光撮像が、励起フィルタ410および発光フィルタ340が使用される場合に強化できるようにする。

10

【0168】

システム100の別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図22Fに示すように、別の撮像および投影構成1900Fで具現化され得る。具体的には、構成1900Fは、追加の発光体モジュール310Aを追加して、図22Dに関して前述したように、画像検出モジュール320および発光体モジュール310、蛍光発光フィルタ340および蛍光励起フィルタ410を含む。具体的には、図22Cに関して前述したように、発光体モジュール310は、3D走査のためのライトプロジェクタとして構成され、他方、発光体モジュール310Aは、画像プロジェクタとして構成される。具体的には、発光フィルタ340は、画像検出モジュール320との併用のために動作可能に配置され、励起フィルタ410は、発光体モジュール310との併用のために動作可能に配置される。発光フィルタ340および励起フィルタ410の両方は、フィルタホイールとして構成され得、それにより、発光フィルタ340は選択的に、画像検出モジュール320の光検出経路に入れられたり、光検出経路から出されたりし得、励起フィルタ410は、選択的に、発光体モジュール310の発光経路に入れられたり、発光経路から出されたりし得ることも理解されよう。そのため、構成1900Fは、画像検出モジュール320による蛍光撮像が、励起フィルタ410および発光フィルタ340が使用される場合に強化できるようにする。

20

【0169】

静脈撮像

システム100は、針または注射の静脈内での配置を容易にするために、ヒトまたは動物の静脈目標対象324が位置する場所の撮像を容易にするようにも構成され得る。この撮像機能を可能にするために、3D走査モジュール110および撮像モジュール120を含む、システム100の別の実施形態が、図23Aに示すように、撮像および投影構成2000Aで具現化され得る。具体的には、構成2000Aは、発光体モジュール310および画像検出モジュール320を含み、それにより、発光体モジュール310は、赤外光源450を追加して、図22Aに関して前述したように、目標対象の3D表面走査およびユーザー可視化のための画像投影の両方を実行するように構成される。しかし、赤外光源450は、他の波長をもつ任意の適切な光源を含み得ることが理解されよう。具体的には、撮像構成2000Aは、透過撮像幾何形状を含み、それにより、赤外光源450および画像検出モジュール320が、組織または目標対象324の異なる側または反対側に配置され、それにより、組織を透過する、放出されたIR光2030の部分2020が画像検出モジュール320によって撮像される。赤、近赤外または赤外波長は、目標対象320の生物組織により深く浸透するので、この用途に対して好まれる。本システムは、目標対象324の3D形状を捕捉し、プロジェクタ310は画像を生物組織、または手などの目標対象324に投影して戻す。そのため、目標対象の手324の静脈および脈管構造は、静注をガイドするために目標対象組織324上に表示して戻され得る。プロジェクタ310はまた、前述のように、目標対象324の形状走査と目標対象324上への画像投影との間で、インターリーブ方式で撮像フレームを分割する。カメラも、透過モード撮像と形状走査との間で撮像フレームを分割する。例えば、画像検出モジュール320および発光フィルタ310によって提供されるプロジェクタは、それらのフレームレートを60fps

30

40

50

sで同期させて、同じクロック信号を共有できる。奇数撮像フレーム（1，3，5，7，．．．）に対して、プロジェクタ310および画像検出モジュール320は、目標対象324の形状走査を生成するために連携する。偶数撮像フレーム（2，4，6，8．．．）に対して、画像検出モジュール320は光源2010と連携して、透過モード撮像（例えば、手324内の静脈撮像）を生成し、プロジェクタ310は、処理した画像を、見る人の目による視覚化のために目標対象組織324上に投影して戻す。投影された画像は、目標組織表面324の3D形状に基づいて処理されて、歪みを最小限にすることが理解されよう。構成2000Aは、脈管構造撮像の代わりに、他の器官、組織またはプラスチック成形品などの任意の対象内での減衰を撮像するために使用され得ることも理解されよう。

10

【0170】

別の実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120を含むシステム100は、図23Bに示すように、撮像および投影構成2000Bで具現化され得る。具体的には、構成2000Bは、発光体モジュール310、画像検出モジュール320および光源450を含み、それにより、発光体モジュール310は、図23Aに関して前述したように、目標対象の3D表面走査およびユーザー可視化のための画像投影の両方を実行するように構成される。加えて、光源450および画像検出モジュール320は、両方とも、様々な波長のそれぞれのスペクトルフィルタ1810および1810Aと動作可能に配置される。例えば、スペクトルフィルタ1810および1810Aの両方は、フィルタホイールと結合され得、その各々は、400nm、500nm、600nm、700nm、800nmに中心を置く帯域通過フィルタのセットも含む。動作中、光源450および画像検出モジュール320の両方は、共に400nmフィルタを使用して目標対象324の画像を捕捉し、500nm、600nm、700nm、800nm画像を同様の方法で捕捉する。望ましい場合には、正規化差分画像（NDI）が $I_{NDI}(x, y) = I_{800}(x, y) - A \cdot I_{400}(x, y)$ として数学的に表現され、式中、 $I_{NDI}(x, y)$ は、正規化差分画像（NDI）であり、Aは、より浅い浸透深度における対象に起因した共通情報の大部分を無効にするための正規化係数である。任意の波長がマルチスペクトル撮像に対して選択できて、特定の生物学的構造または疾病の撮像を容易にすることが理解されよう。前述した例と同様に、画像検出モジュール320、プロジェクタ310および光源450は、同期化されて、フレームが、マルチスペクトル撮像および形状走査を並列して可能にするためにインターリーブされる。

20

30

【0171】

プロジェクションマッピングおよび歪み補正

目標対象324などの、投影される平坦でない表面に対する3D形状および深度により、画像の処理が最適化された投影を達成して、投影する画像の画像歪みが最小限にできるようにする。従って、本発明により捕捉されて生成された目標対象324の3Dモデルは、空間変換によって物理的な平坦でない目標対象324にリンクされ、空間変換は、3Dモデルからのリアルタイムでの個々の点を目標対象324の投影表面にマッピングし、それにより3Dモデルの画像が1対1対応で、平坦でない物理的な目標対象324の表面上に正確に投影されるようになる。空間変換は、コントローラ130、または無線もしくは有線接続によりそれに接続された任意の適切なコンピュータシステムを含む、任意の適切なコンピューティングシステムによって計算されて処理される。空間変換は、 (x_w, y_w, z_w, w) によって表現される点 (x, y, z) のデカルト座標を使用する、3Dモデル空間 X_m 、対象空間 X_o 、および目標対象324の投影表面上の画像空間 X_i との間の変換Tを使用して計算され、ここでwはスカラー因子である。この計算は、中央処理装置（CPU）もしくはグラフィック処理装置（GPU）、もしくはそれらの組合せ、または前述したような任意の適切なコンピューティングシステム上で行うことができることが理解されよう。変換Tは、1対1のマッピングプロセスであり、それは、3Dモデル空間 X_m から対象空間 X_o への変換 T_1 、および対象空間 X_o から対象表面上の画像 X_i への変換 T_2 を含む。変換Tは、 T_1 および T_2 に対して定式化された座標を使用し、標準的

40

50

な画像走査技術に従い、3Dモデルを対象空間内の目標対象324に、回転、反射、およびせん断する。 T_1 および T_2 は、以下の式1～3によって決定され、

$$T_1 * X_m = X_o \quad \text{式(1)、}$$

$$T_2 * X_o = X_i \quad \text{式(2)、}$$

式中、 X_m 、 X_o 、および X_i は、4次元(xw, yw, zw, w)の列ベクトルであり、 T_1 および T_2 は、 4×4 行列である。

式(1)と式(2)を組み合わせると、

$$T_2 * T_1 * X_m = X_i \quad \text{式(3)}$$

が提供される。

【0172】

従って、本発明のシステム100から形状を識別して3Dモデルを有すると、正確なプロジェクションマッピングのための変換行列 T_1 および T_2 の計算が容易になる。

【0173】

投影品質モニタリング、投影最適化および最小二乗誤差

目標対象324上への画像投影の品質は、我々のシステムによってリアルタイムで監視され得る。例えば、生物組織病変または創傷が830nmで近赤外線(NIR)蛍光を放出している場合、それは、本発明によって撮像されて、図24に示すように、緑2050などの色に擬似カラー化した目標対象324の組織表面上に投影して戻され、品質モニタリングおよび最適化のために、投影された画像2050(緑色)を本当の信号2052(近赤外信号)と比較できる。つまり、本当の信号からの点 $P_t(x_t, y_t)$ が、投影された画像からの対応する点 $P_p(x_p, y_p)$ と比較される。NIRおよび緑色は、システム100によって撮像できる。対応は、特徴マッチングおよびパターン認識に基づいて確立される。 $P_t(x_t, y_t)$ から $P_p(x_p, y_p)$ をポイントするベクトル V_{tp} が計算され得る(例えば、 $V_{tp} = P_p(x_p, y_p) - P_t(x_t, y_t)$)。ベクトル V_{tp} は、ベクトルのノルムを低減することにより、プロジェクションマッピングの最適化をガイドする。複数のマッピング点のペアが、最適化のために使用でき、最小二乗誤差法が使用できる。例えば、 n 個のマッピング点ペア($P_p(x_p, y_p)$, $P_t(x_t, y_t)$)が選択される場合、組み合わせられた二乗誤差は：

【数2】

$$\sum_{i=1}^n [P_{pi}(x_p, y_p) - P_{ti}(x_t, y_t)]^2$$

と表現でき、式中、

【数3】

$$[P_{pi}(x_p, y_p) - P_{ti}(x_t, y_t)]^2$$

は、二乗残差の和を表す。最適化は、システム100が二乗残差の和を最小限にする場合に達成され、それにより、残差は、投影された画像値と撮像値との間の差である。一態様では、最適化アルゴリズムは反復して実行できる。そのため、反復アルゴリズムは、計算された二乗誤差和が、予め決められている／事前設定された値よりも小さい場合に、反復を停止し得る。事前設定された値は、手動によるか、または類似のデータセットによって訓練される機械学習アルゴリズムによるかのいずれかで、設定できることが理解されよう。

【0174】

この最適化は、蛍光以外の他の光学撮像機構に適用できることが理解されよう。例えば、図23A～図23Bに関して前述した静脈撮像システムは、この最適化アルゴリズムを使用し得る。同様に、マルチスペクトル撮像、目標対象324の平坦でない表面上へのプロジェクションマッピングを伴う酸素飽和度撮像もこのアルゴリズムを利用できる。目標対象324の平坦でない表面上へ投影された画像のリアルタイムモニタリングは、投影品質を動的に監視するための技術を提供することも理解されよう。

【0175】

10

20

30

40

50

3 D形状、蛍光撮像の両方、吸収係数および散乱係数を捕捉するためのシステム

システム100の別の実施形態では、蛍光画像データ／情報および3D形状データ／情報に加えて、吸収係数(μ_a)および低減された散乱係数(μ_s')が取得され得るように、3D走査モジュール110および撮像モジュール120が構成され得る。空間周波数領域撮像(SFDI)を使用した目標対象324の生物組織の光学特性のマッピングは、目標対象組織324の生化学的組成および構造の特性化のために、システム100に統合され、コントローラ130によって実行され得る。空間的に変調された正弦波縞照明からの拡散反射率を分析するために変調撮像が適用されて、吸収係数(μ_a)および低減された散乱係数(μ_s')マップを提供する。SFDIシステムは、発光体モジュール310および画像検出モジュール320として具現化された画像プロジェクタを含み、それらは幾何学的に較正される。

10

【0176】

空間的に変調された撮像を使用した光学特性マップを取得するための手順またはプロセス2100を図25に示す。具体的には、ステップ2110で、プロジェクタ310は、目標対象324の2つのグレイスケール正弦波縞パターンを異なる空間周波数(f_x)で120度シフトされた3つの位相で照らす。空間周波数パターンの順次照射は、コントローラ／コンピュータ130上で実行するプログラムによって制御され、フィルタは、空間周波数照明を異なる波長で発生するために使用される。反射光は、画像検出モジュール320によって取得されて、処理のために保存される。ステップ2120で、低空間周波数パターン($f_x=0$)および高空間周波数パターンが、拡散的反射強度(I)のDCおよびAC成分を抽出するために採用される。次いで、復調されたAC(M_{AC})およびDC(M_{DC})振幅が、各空間位置(x_i)に対して、

20

【数4】

$$M_{AC}(x_i, f_x) = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{[I_1(x_i) - I_2(x_i)]^2 + [I_2(x_i) - I_3(x_i)]^2 + [I_3(x_i) - I_1(x_i)]^2}$$

式(4)

【数5】

$$M_{DC}(x_i) = \frac{1}{3} [I_1(x_i) + I_2(x_i) + I_3(x_i)]$$

30

式(5)

として計算され、式中、 I_1 、 I_2 、 I_3 は、シフトされた空間位相をもつ画像強度である。フーリエおよびヒルベルト変換などの、変換関数を採用する技術によって、高空間周波数パターンの単一フレームを使用して復調された強度の決定が可能になり、それにより、撮像速度が著しく、リアルタイムSFDIでの使用に対して向上する。対象の拡散反射率(R_d)は、既知の光学特性をもつ不透明なファントム($R_{d,ref}$)の拡散反射率から測定できる：

【数6】

$$R_d(x_i, f_x) = \frac{M_{AC}(x_i, f_x)}{M_{AC,ref}(x_i, f_x)} R_{d,ref}(f_x),$$

40

式(6)

ステップ2130に示すように、散乱剤としてのイントラリピッドおよび吸収体としての墨を蒸留水と希釈および混合することにより、組織模擬ファントムが準備される。ステップ2140で、復調されたAC($M_{AC,ref}$)およびDC($M_{DC,ref}$)画像を取得するために、広範な吸収および拡散値をもつ均質な液体ファントムの反射率測定が実行される。ファントムの拡散反射率は、吸収係数および低減した散乱係数の所与のセットに対して、拡散近似およびホワイトモンテカルロシミュレーションなどの、拡散ベースおよび移送ベースのアプローチに基づく順モデルを適用することによって予測される。ステップ2150に示すように、最小二乗極小化および2周波数ルックアップテーブルアプロ

50

ーチなどのインバージョン法が、対象の光学特性を抽出するために利用される。全ての画素に対する拡散反射率の分析により、吸収係数および低減された散乱係数マップが作成され、それは次いで、本システムによって捕捉された3Dモデルと統合するために処理される。

【0177】

吸収係数 (μ_a) および低減された散乱係数 (μ_s') 画像は、前述した重ね合わせアルゴリズムを使用して、蛍光画像、色反射率画像および術前画像 (MRI、CT、SPECT、PETなど) と重ね合わせることができることが理解されよう。

【0178】

生体力学モデリングおよびFEMモデリングを使用した変形補正

目標対象324の生物組織、特に軟部組織は変形しやすい。軟部組織が、術前撮像と術中撮像との間で異なる変形を有する場合、変形が適切に対処されなければ、画像間での重ね合わせエラーが生じる。それに鑑み、本発明は、システム100によって捕捉される3D形状が、術前画像を更新して組織変形を吸収するために使用できるようにする。

【0179】

つまり、表面メッシュまたは容積メッシュが、術前形状撮像データ (例えば、MRI、CT、SPECT、PET、3D超音波、OCTなど) に基づいて生成できる。関心のあ
る器官を分離するために画像分割が実行できる。特徴およびランドマークが、術前画像モデル (形状撮像データに基づく) および術中画像モデル (我々の発明によって捕捉された3D形状) の両方から抽出できる。第1の画像重ね合わせは、識別された特徴およびランド
マークに基づいて実行される。識別された特徴およびランドマークは、変形が少ない傾
向があることが理解されよう。画像重ね合わせの後、関心のあるメッシュノードと手術中
に変形した表面との間の最接近点距離が計算される。最接近点距離は、メッシュデータ、
点群データまたはそれらの組合せに基づいて計算できることが理解されよう。続いて、境
界条件が、以前に重ね合わされた術前画像データおよび術中画像データに基づいて生成さ
れる。一態様では、境界条件は、メッシュノードまたは点と関連付けられた関心のある組
織／器官の初期変形を含む。続いて、モデルソリューションが、境界条件を反復して使用
する有限要素モデリング (FEM) 法を使用して計算できる (ステップA)。一態様では、
最接近点距離の部分が、メッシュノードに関して変位境界条件を決定するために使用さ
れる。各反復の後、術前画像データの新しいメッシュノードまたは点群の位置が、計算
されたFEMモデルソリューションに基づき、機械的変形を反映するように更新される。続
いて、新しい境界条件が生成でき、ステップAを繰り返すことができる。偏微分方程式は、
患者の解剖学的構造、体積力 (body force)、組織材料特性などに基づく境界条件セッ
トを用いて解かれることが理解されよう。反復アルゴリズムが実行されると、シ
ステム100のコンピュータ／コントローラ130は、全てのメッシュノードまたは対
応する点について最接近点距離に対する最小二乗誤差を最小限にする。全てのメッシュ
ノードまたは点に対する二乗誤差の総和が、動的に計算でき、事前設定値と比較できる。
反復アルゴリズムは、計算された二乗誤差和が、事前設定値よりも小さい場合に、反
復を停止し得る。事前設定値は、手動によるか、または類似のデータセットによって
訓練された機械学習アルゴリズムによるかのいずれかで、設定できることが理解され
よう。FEMは、コンピュータ／コントローラのCPUまたはGPU上のいずれかで実行でき
ることが理解されよう。

【0180】

形状および奥行き形状に基づく2つの画像検出器間での重ね合わせアルゴリズム

更なる実施形態では、3D走査モジュール110および撮像モジュール120は、図2
6に示すように、撮像構成2200で具現化され得る。具体的には、撮像構成2200は、
図4Fに関して前述したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、
発光フィルタ340、画像検出モジュール320A、および蛍光励起フィルタ410と
共に動作する励起光源450を含む。従って、前述した他の実施形態だけでなく、構成2
200は、本発明によって提供される3D走査および奥行き感知能力と併せて、複数の画

像検出モジュール320を使用し得る。従って、2つの異なる画像検出モジュール、320と320Aとの間の画像重ね合わせは、奥行き形状に基づいて最適化され得る。例えば、画像検出器320によって捕捉された画像（蛍光画像）を画像検出モジュール320Aによって捕捉された画像（カラー画像）に重ね合わせることが可能である。画像重ね合わせのための変換行列は、目標対象324から画像検出モジュール320および320Aまでの距離によって決まる。本発明では、目標対象324の距離は、既に分かっている。従って、画像検出モジュール320および画像検出モジュール320Aは、固定距離に対して計算された正しい変換行列を使用して重ね合わせることができる。例えば、変換行列は、様々な距離および作動距離（20cm、21cm、22cmなど）に対して取得され得る。本発明によって捕捉された目標対象324の距離／奥行きと共に、正しい変換行列が最適化された重ね合わせ結果のために使用され得る。

【0181】

一態様では、様々な作動距離における重ね合わせ行列が、チェス盤パターンなどの較正ターゲットを使用して較正される。加えて、様々な距離における変換行列が較正プロセス中に取得できる。例えば、カメラ320および320Aは、チェス盤パターンなどの、同じ較正ターゲットを撮像し得、交差および／または縁が識別される。そのため、共通の特徴（例えば、交差および／または縁）は、所与の作動距離で、カメラ320によって捕捉された画像からカメラ320Aによって捕捉された画像への変換の計算のために使用できる。本発明は、撮像される対象324の奥行き情報および形状データを提供するので、正しい作動距離における変換行列が識別されて、画像重ね合わせのために使用される。例えば、対象324がシステム100から約22cm離れている場合、システム100は、奥行きを検出して、カメラ320とカメラ320Aとの間の画像重ね合わせのために、22cmの作動距離用の変換行列を使用する。

【0182】

別の態様では、重ね合わせは、2つの2D（2次元）画像間で実行され得る。変換行列が、コンピュータ／コントローラ130によって計算されて処理され、それは、第1の検出器／カメラ X_1 の画像空間と第1の検出器／カメラ X_2 の画像空間との間の変換行列 T_d （式7）を使用し、それにより

$$T_d * X_1 = X_2 \quad (7)。$$

【0183】

この計算は、中央処理装置（CPU）もしくはグラフィック処理装置（GPU）、またはそれらの組合せ上で実行され得ることが理解されよう。変換 T は、検出器320からの画像を回転、拡大縮小、反射、およびせん断して、検出器320Aからの画像と重ね合わせる。重ね合わせアルゴリズムは、剛体重ね合わせまたは非剛体重ね合わせのいずれかにできることも理解されよう。チェス盤パターンなどの、較正パターンを使用すると、各作動距離における変換行列 T_d が正確に取得できる。 $\{T_{20}, T_{21}, T_{22}, T_{23}, T_{24}\}$ などの値のセットは、様々な作動距離（20cm、21cm、22cm...）および奥行きに対して取得できる。各行列に対して許容差範囲が割り当てられ得、一方、 T_{20} は、19.1～21.0cmの範囲に対して割り当てることができ、 T_{22} は、21.1～23.0cmに対して割り当てることができることが理解されよう。2つの画像検出モジュール320および320Aは、異なるタイプであり得ることが更に理解されよう。例えば、画像検出モジュール320は、カラー撮像用のシリコンベースのCCD／CMOSカメラにでき、画像検出モジュール320Aは、アンチモン化インジウム、ヒ化インジウム、テルル化カドミウム水銀（MCT）、硫化鉛、セレン化鉛、アモルファスシリコン（a-Si）、酸化バナジウム（VOx）、マンガニウム酸バリウムランタン（lanthanum barium manganite）（LBMO）、チタン酸ジルコン酸鉛（PZT）、ランタンをドーブしたチタン酸ジルコン酸鉛（PLZT）、タンタル酸鉛スカンジウム（PST）、チタン酸鉛ランタン（PLT）、チタン酸鉛（PT）、亜鉛ニオブ酸鉛（PZN）、チタン酸ストロンチウム鉛（lead strontium titanate）（PSrT）、チタン酸ストロンチウムバリウム（BST）、チタン

酸バリウム（BT）、スルホヨウ化アンチモン（antimony sulfonide）（SbSI）、およびフッ化ポリビニリデン（PVDF）を含むが、それらに制限されない要素から成るサーモグラフィカメラにできる。別の例では、画像検出モジュール320は、近赤外線（NIR）ナイトビジョンカメラであり得、画像検出モジュール320Aは、サーモグラフィカメラであり得、2つのタイプの画像は、システム100からの関心のある対象324の距離に基づいて重ね合わされ得る。

【0184】

深度領域ベースの重ね合わせ

いくつかの状況では、撮像されている目標対象324は異なる深度にある。最も正確な重ね合わせ結果のために、深度領域（depth-region）ベースの重ね合わせプロセスが使用され得る。具体的には、画像は、システム100によって捕捉された奥行き形状に基づき、異なる領域に分割され得る。例えば、画像は2つの領域に分割でき、領域1は撮像システムから20cm離れた対象を有し、領域2は撮像システムから30cm離れた対象を有する。各領域に対して、正しい変換行列が使用され、従って、 T_{20} （20cmの作動距離用）が領域1（ X_{1r1} ）の重ね合わせのために使用され、 T_{30} （30cmの作動距離用）が領域2（ X_{1r2} ）の重ね合わせのために使用される。画像は、3以上の、複数の領域に分割できることが理解されよう。分割される各領域は、画像の新しいスタック（stack）によって表現され得、領域内の画素は、まだ元の強度値を保持しているが、他方、領域外の画素は0の強度値が割当てられ得ることが更に理解されよう。結果として、各領域を表現する画像の座標および次元は同じままであり、従って、各領域ベースの画像は、元の重ね合わせ変換行列と容易に使用され得る。一態様では、

【0185】

1つの数学的表現を以下に示す。

$$T_{d1} * X_{1r1} = X_{2r1}, T_{d2} * X_{1r2} = X_{2r2}, \dots, T_{di} * X_{1ri} = X_{2ri}$$

ここで、 T_{di} は*i*番目の領域に対する変換行列であり、 X_{1ri} は、*i*番目の領域に対する検出器／カメラ320からの画像空間であり、 X_{2ri} は、*i*番目の領域に対する検出器／カメラ320からの画像空間である。そのため、以前に生成された画像のスタックは、対応する作動距離の変換行列を使用して変換され得る。続いて、最後の変換画像が、様々な作動距離の画像の変換されたスタックから合成画像を作成することにより、デジタル的に合成され得る。

【0186】

一実施形態では、深度領域ベースの重ね合わせアルゴリズムまたはプロセスは、次のプロセスを使用して実行され得る。最初に、本プロセスは、画像検出モジュール320および320Aなどの、2つの検出器間の変換行列を、異なる作動距離で較正する。次に、本プロセスは、対象の奥行き形状を撮像視野で取得する。次のステップでは、2つの検出器によって捕捉される画像が、奥行き形状に基づいて分割される。プロセスは次いで、様々な作動距離の画像のスタックを生成し、各スタック画像は、所与または予め決められた深度の対象324を含む。従って、特定の作動距離の各スタック画像に対して、本プロセスは、画像の重ね合わせのために、対応する作動距離の変換行列を使用する。最後に、本プロセスは、変換されたスタック画像を一緒に加えて／重ね合わせて、重ね合わせた最終画像を合成する。

【0187】

深度領域ベース重ね合わせアルゴリズムまたはプロセスは、3つ以上の検出器または撮像装置からの、複数の画像を重ね合わせるために使用され得ることも理解されよう。深度領域ベース重ね合わせアルゴリズムまたはプロセスは、3Dスキャナまたはデプスカメラなどの、システム100によって提供される以外の機器によって捕捉される奥行き形状または3D形状情報を使用し得ることも理解されよう。本アルゴリズムまたはプロセスはまた、画像システム100の使用とは関係なく動作し得る。一態様では、深度領域ベース重ね合わせアルゴリズムまたはプロセスは、目標対象324の既知の奥行きマップまたは形

状プロファイルを使用して複数の画像を重ね合わせるためにも使用され得る。

【0188】

内視鏡構成

いくつかの実施形態では、システム100は、図27Aに示すように、撮像構成2400Aで具現化され得る。具体的には、撮像構成2400Aは、ビームスプリッタ610、および撮像プローブ2410を追加して、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、発光フィルタ340を含む。そのため、発光体モジュール310は、目標対象の表面走査ならびに、蛍光撮像および色反射率撮像などの、光学撮像の両方を実行するように構成される。従って、本発明は、自由空間光通信によるアクセスが困難な空洞または他の場所において、並行または同時の3D走査および光学撮像を可能にする。

10

【0189】

撮像プローブ2410は、ヒト、動物、建物、車、または任意の他の物理的対象内の空洞内に入るか、または配置することができる内視鏡、腹腔鏡、または任意のスコープの形で具現化され得ることが理解されよう。一実施形態では、撮像プローブ2410の内視鏡構成は、前述した実施形態に類似しているが、本システムは、小腔に適合できるように、小型化される追加の要件を伴う。絶縁された電気コードは、ダクト、腸、手術用ポートまたは他のアクセス経路を経由して、電力を撮像プローブ2410に供給するために使用できる。具体的には、発光体モジュール310、および画像検出モジュール320および発光フィルタ340は、実質的に直角など、相互にある角度をなして配置され、他方、ビームスプリッタ610は、画像検出モジュール320および画像検出モジュール320および発光フィルタ340に対して、約45度の角度など、斜角で配置される。加えて、構成2400Aは、レンズ2420および2430を含み、それにより、レンズ2420は、ビームスプリッタ610に近接して撮像プローブ2410の一方の端部に置かれ、他のレンズ2430は、撮像プローブ2410の他方の端部に、ビームスプリッタ610より遠位に、配置される。そのため、レンズ2430は、撮像が望まれる、様々な空洞に入るように適切に構成される。

20

【0190】

そのため、検出構成2400Aの動作中、発光体モジュール310は光322を放出し、撮像プローブを経由して目標対象324を照らし、すると、照らされていることに応答して目標対象324によって反射されて放出された光326が、目標対象324の形状および蛍光データを捕捉するために、画像検出モジュール320による受信のためにビームスプリッタ610を透過する。いくつかの実施形態では、画像データは、LCDモニターまたはウェアラブルディスプレイなどの、ディスプレイ装置によって表され得る。加えて、発光体モジュール310によって具現化されたプロジェクタは、撮像プローブ2410を通して画像検出モジュール320によって検出された蛍光画像を目標対象324上に投影もし得る。

30

【0191】

他の実施形態では、システム100は、図27Bに示すように、撮像構成2400Bで具現化され得る。具体的には、構成2400Bは、図27Aに関して説明したように、発光体モジュール310、画像検出モジュール320、発光フィルタ340、および撮像プローブ2410を含むが、ビームスプリッタ610は使用しない。加えて、構成2400Bは、ビームスプリッタ610、および撮像プローブ2410を追加して、対応するレンズ2420Aおよび2430Aを含む、追加の撮像プローブ2410Aを含む。そのため、発光体モジュール310は、目標対象の表面走査および光学撮像の両方を実行するように構成される。従って、本発明は、並行または同時の3D走査および光学撮像を可能にする。具体的には、動作中、撮像プローブ2410は、目標対象324の形状情報および蛍光画像情報を捕捉するために使用され、他方、撮像プローブ2410Aは、3D走査のためのパターンを目標対象324上に投影するために使用され、蛍光励起光を目標対象324に提供する。

40

【0192】

50

他の実施形態では、システム 100 は、図 27C に示すように、撮像構成 2400C で具現化され得る。具体的には、構成 2400C は、撮像プロープ 2140A、レンズ 2460、スペクトルフィルタ 1810 および光源 450 を追加して、図 27A に関して説明したように、発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、発光フィルタ 340、ビームスプリッタ 610、および撮像プロープ 2410 を含む。そのため、発光体モジュール 310 は、目標対象の表面走査ならびに、蛍光撮像および色反射率撮像などの、光学撮像の両方を実行するように構成される。そのため、構成 2400C の動作中、スペクトルフィルタ 1810、およびレンズ 2460 は、光源 450 から放出された光を処理し、すると、処理された光は、撮像プロープ 2410A を透過して目標対象 324 を照らす。加えて、発光体モジュール 310 は、ビームスプリッタ 610 を経由し、撮像プロープ 2410 を通して、目標対象 324 の 3D 走査のためのパターンを投影する。加えて、画像検出モジュール 320 は、照らされていることに応答して目標対象 324 から反射されて放出された光をビームスプリッタ 610 を通して受信し、それは、目標対象 324 の形状および蛍光情報として、内部検出装置 2410 撮像プロープ 2410 を透過する。従って、本発明は、並行または同時の 3D 走査および光学撮像を可能にする。

10

【0193】

構成 2400A ~ 2400C の撮像プロープ 2410 は、ファイバ束の代わりに、液体光ガイド、リレーレンズ系を含み得ることも理解されよう。3D 表面形状走査と共に、カラー内視鏡、蛍光内視鏡、酸素飽和度内視鏡撮像、ハイパースペクトル内視鏡撮像が、本発明によって可能にできることが更に理解されよう。内視鏡画像は、前述した方法を使用して、CT、MRI、PET、SEPC T、および超音波画像、または任意の他の診断画像と重ね合わせることができることが更に理解されよう。レーザー三角測量または構造化光照明などの、前述した様々な 3D 走査技法が、3D 走査のために内視鏡内に実装され得ることが更に理解されよう。具体的には、内視鏡構成内で発光体モジュール 310 を形成する形状走査モジュールは、コノスコープホログラフィ、調光、ステレオカメラ、フーリエ 3D 走査、低コヒーレンス干渉法、コモンパス干渉 3D 走査、および接触側面計を含むが、それらに制限されない、様々な形状走査法を利用するように構成され得る。

20

【0194】

発光体モジュール 310、画像検出モジュール 320、蛍光検出モジュール 510、プロジェクタ 910、光源 450、ならびに、可動装置として実装された場合の様々なフィルタ 340 および 410 を含むシステム 100 の構成要素、または制御を必要とするシステム 100 の任意の他の構成要素は、コントローラ 130 に結合されるか、またはそうでなければ、コントローラ 130 と有線または無線通信することも理解されよう。それに応じて、コントローラ 130 は、スタンドアロンのコンピューティング装置または携帯型コンピューティング装置などの、任意の適切なコンピューティング装置内で具現化され得、それは、コントローラ 130 に結合された構成要素の動作を調整および同期させるために必要なハードウェア、ソフトウェアまたはそれらの組合せを有する。さらに、いくつかの実施形態では、コントローラ 130 は、システム 100 の構成要素の動作を調整および同期させるために構成され得るリモートコンピューティング装置（例えば、携帯型またはスタンドアロンのコンピューティング装置）と、有線または無線通信ネットワークを通して通信するように構成され得、それにより、コントローラ 130 は、システム 100 の構成要素と、リモートコンピューティング装置との間のインタフェースとして機能する。

30

40

【0195】

従って、本発明の 1 つの利点は、撮像システムが形状および、蛍光情報などの光学撮像データを同時に取得するように構成されることである。本発明の更に別の利点は、収集される形状および、蛍光情報などの光学撮像データを、重ね合わせるのを可能にすることである。本発明の別の利点は、形状および蛍光値の 3D 点群 / 多角形メッシュが生成され、それは、例えば、PET / CT または MRI 画像データなどの、術前撮像データと容易に重ね合わせることができることである。本発明の更に別の利点は、撮像システムは表面 3D 形状を利用して、表面変形を追跡し、サーフェス画像重ね合わせを提供することである

50

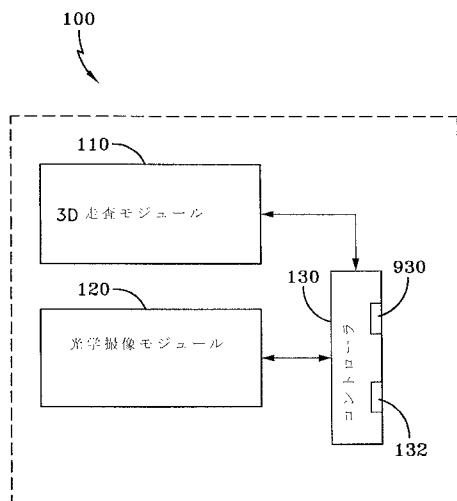
。本発明の更に別の利点は、撮像システムは、情報を捕捉して、平坦でない（すなわち、でこぼこした、湾曲した、起伏のある）表面上に、リアルタイムまたは略リアルタイムで、低空間的遅延で、投影することが可能なことである。本発明の更に別の利点は、撮像システムは、目標対象の形状および奥行き形状に基づき複数の画像間で正確な重ね合わせを可能にすることである。本発明の更に別の利点は、撮像システムは、偏光ゲーティングおよび／またはマルチスペクトル走査により深度分解された走査を可能にすることである。本発明の更に別の利点は、撮像システムは、光学撮像を実行できる、3D走査ゴーグルを可能にすることである。本発明の更に別の利点は、撮像システムは、3D走査内視鏡が光学撮像を実行できるようにすることである。

【0196】

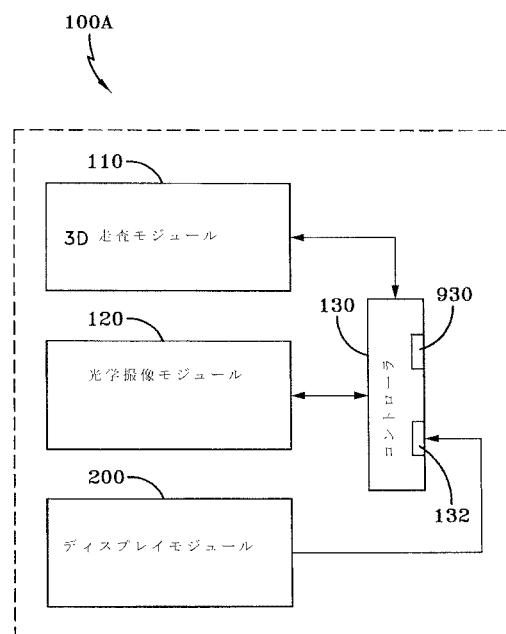
10

従って、本発明の目的は、上で提示した構造およびその使用方法によって満たされていることが分かる。特許法によれば、最良の形態および好ましい実施形態だけが提示され、詳細に説明されているが、本発明はそれに制限されず、またそれによっても制限されないことが理解される。それに応じて、本発明の本当の範囲および幅の理解のため、以下のクレームを参照すべきである。

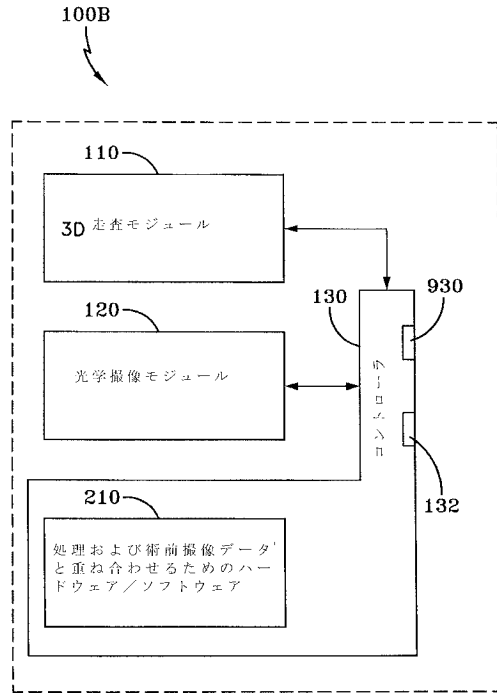
【図1】



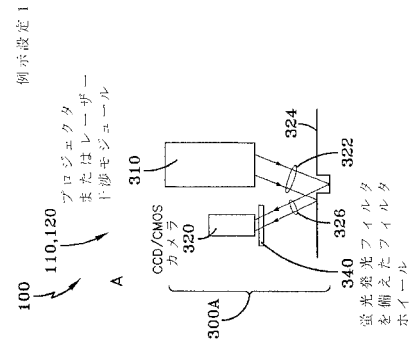
【図2】



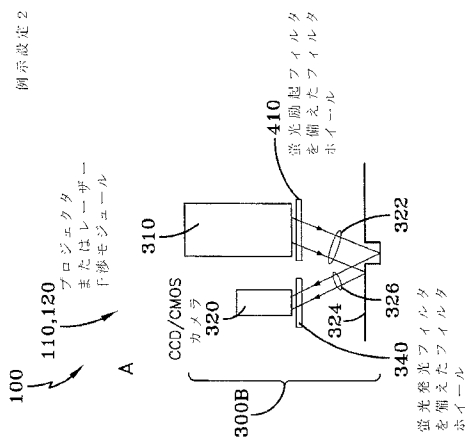
【図 3】



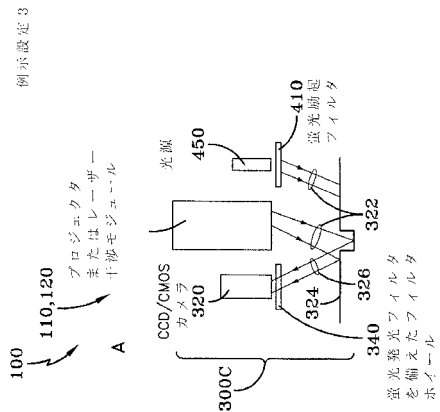
【図 4 A】



【図 4 B】

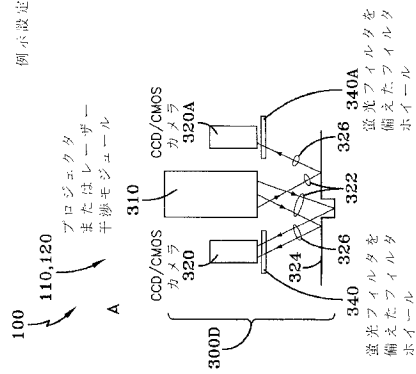


【図 4 C】



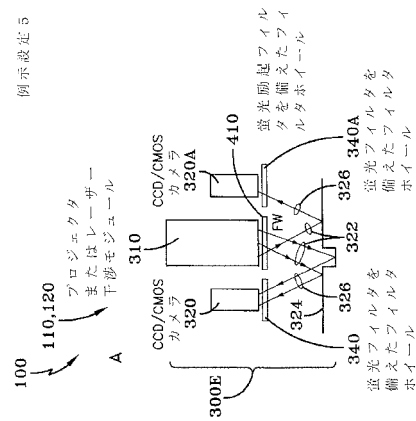
【図 4 D】

例示設定 4



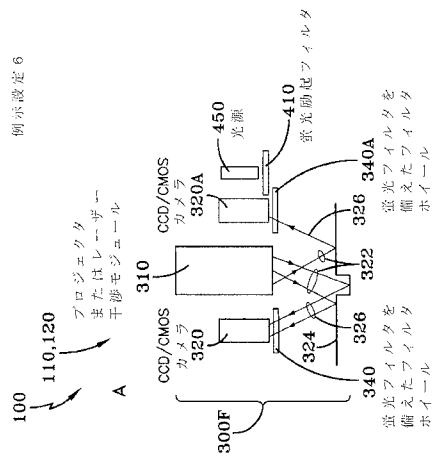
【図 4 E】

例示設定 5



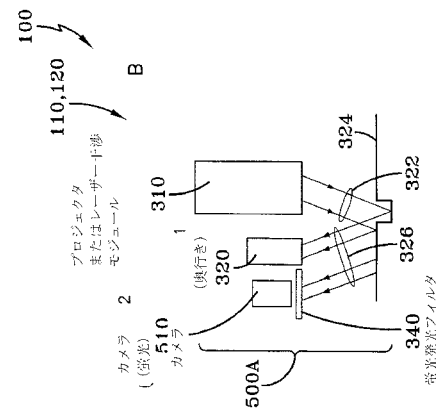
【図 4 F】

例示設定 6

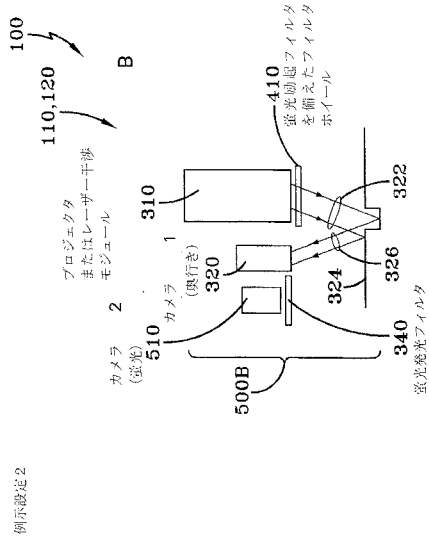


【図 5 A】

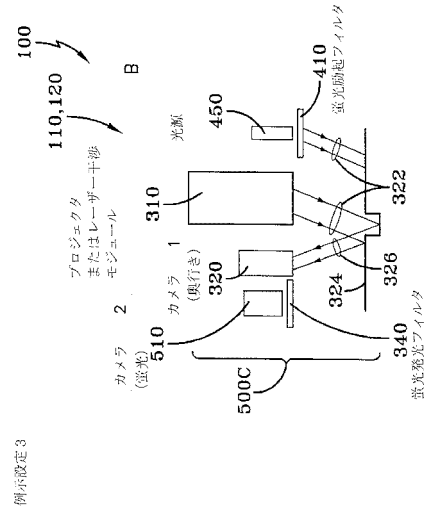
例示設定 1



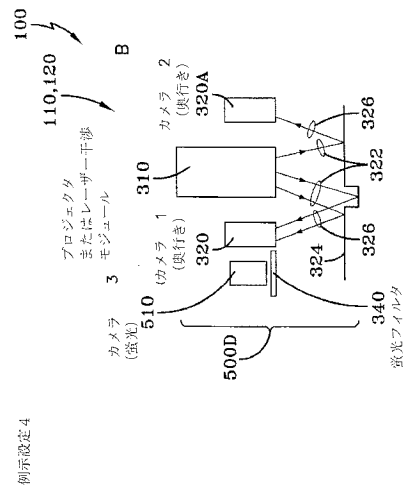
【図 5 B】



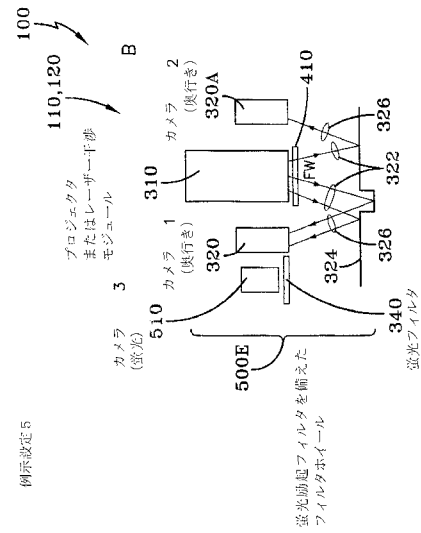
【図 5 C】



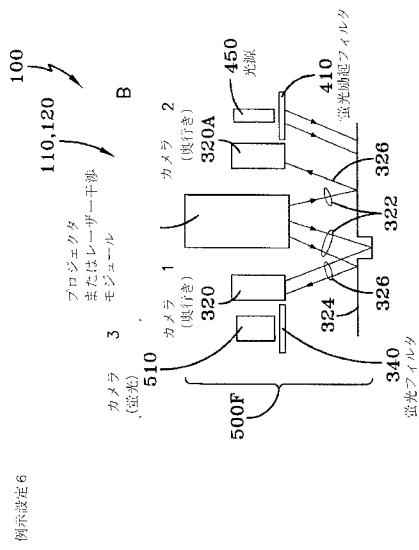
【図 5 D】



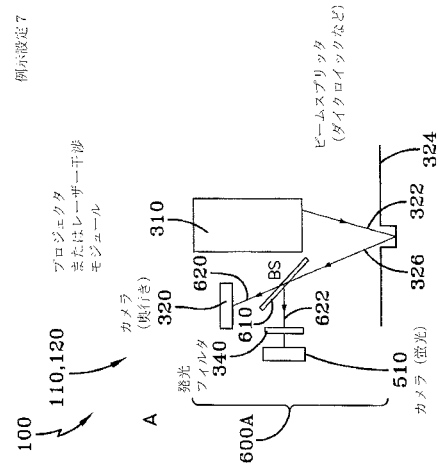
【図 5 E】



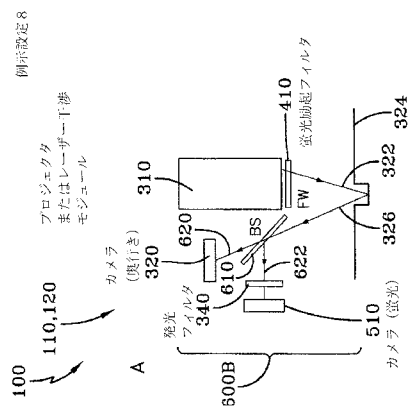
【図 5 F】



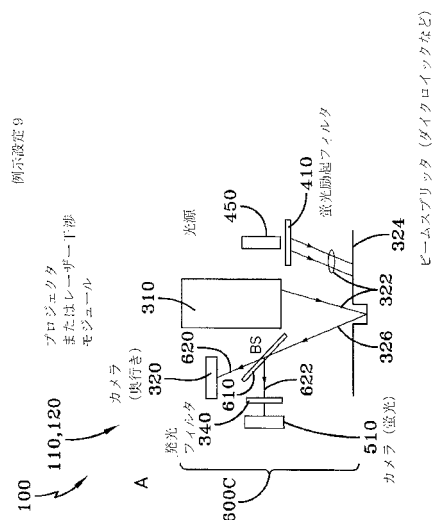
【図 6 A】



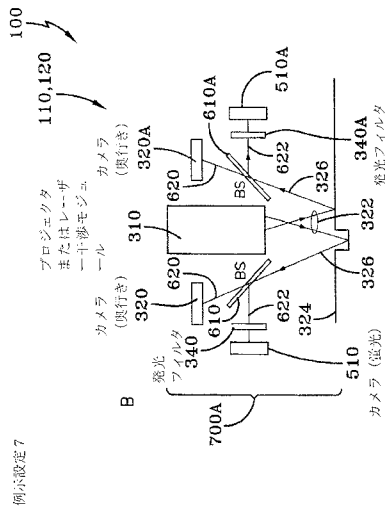
【図 6 B】

BS: ビームスブリッタ (ダイクロイックなど)
FW: 蛍光励起フィルタを備えたフィルタホイール

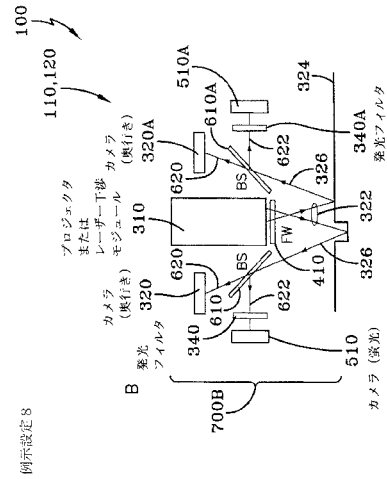
【图 6 C】



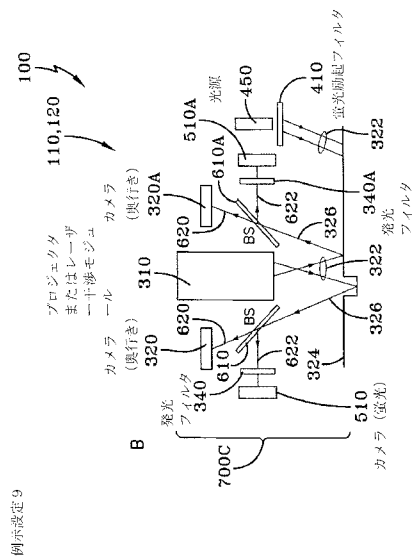
【図 7 A】



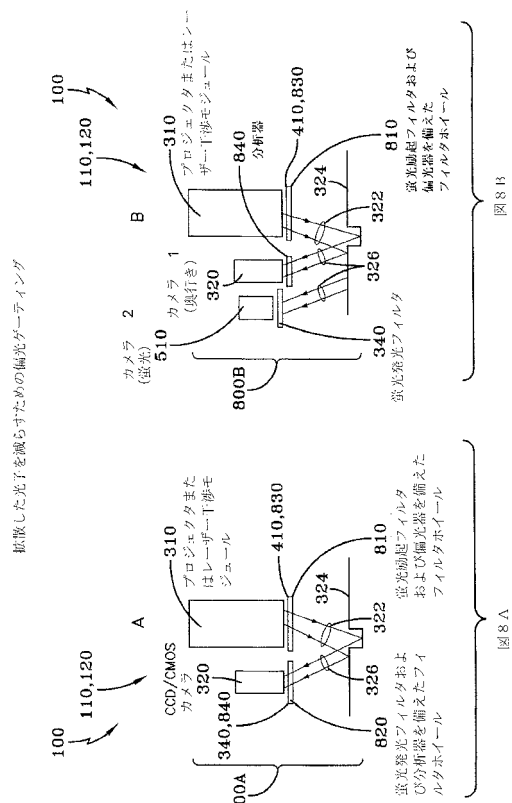
【図 7 B】



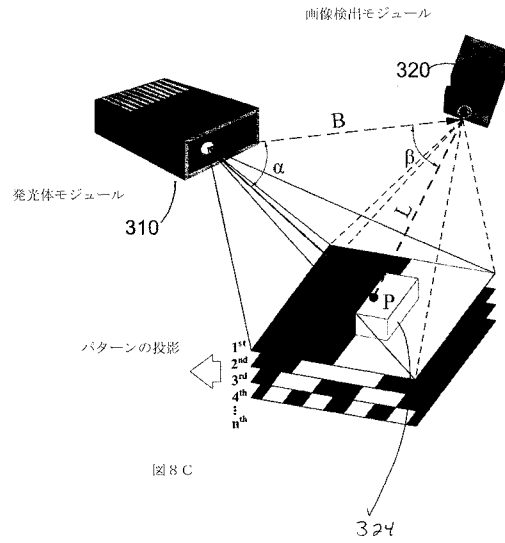
【図 7 C】



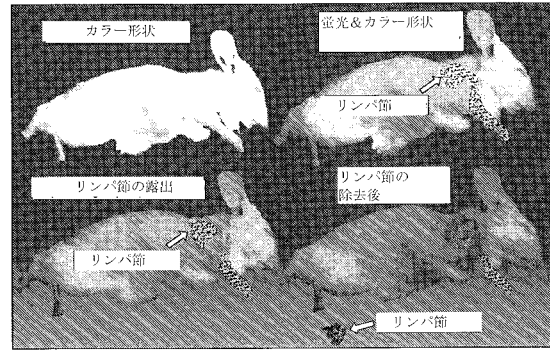
【図 8 - 1】



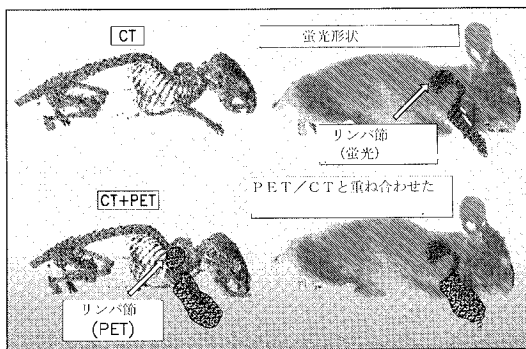
【図 8 - 2】



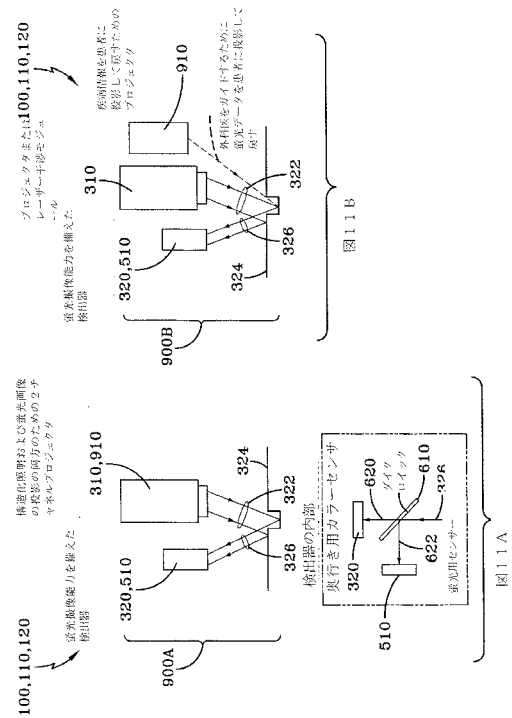
【図 9】



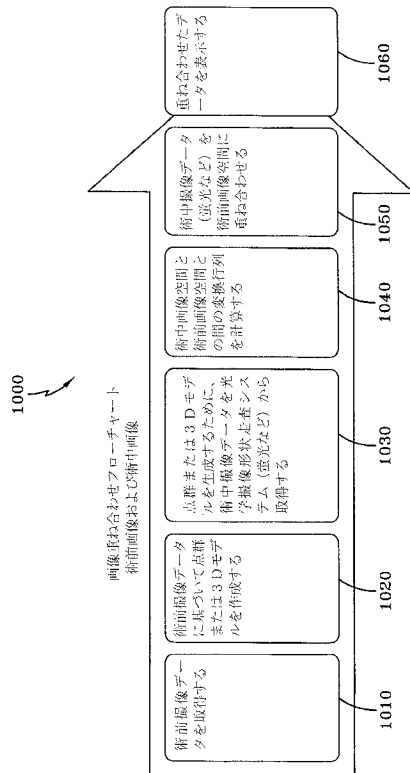
【図 10】



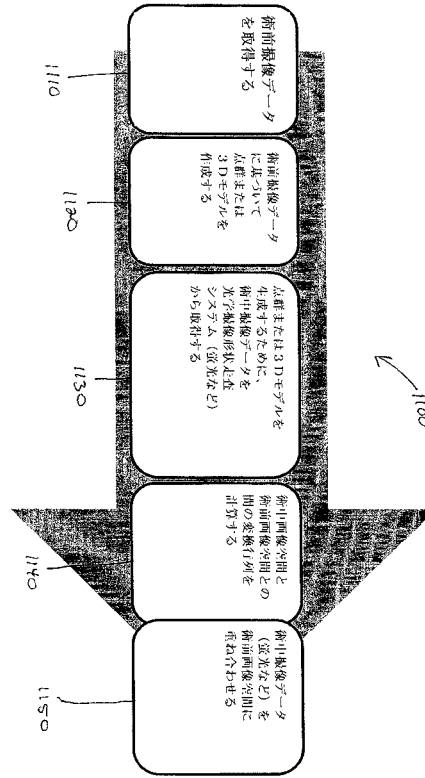
【図 11】



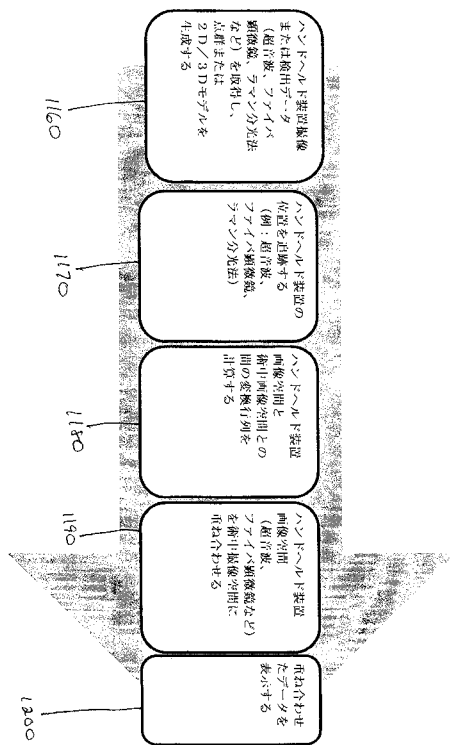
【図 1 2】



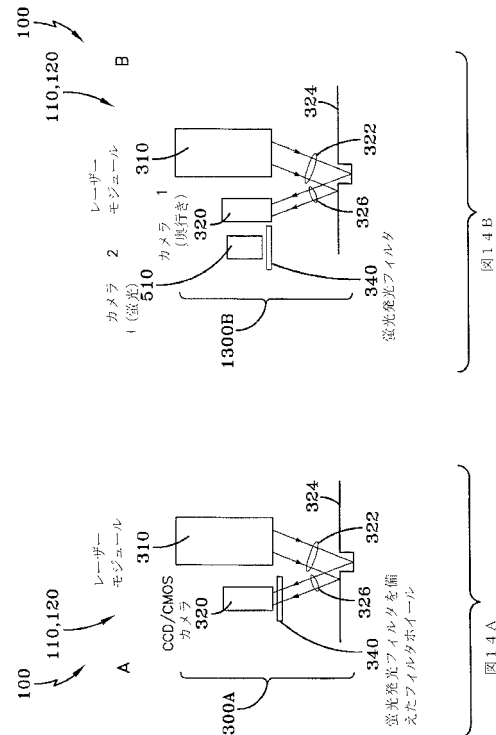
【図 1 3 A】



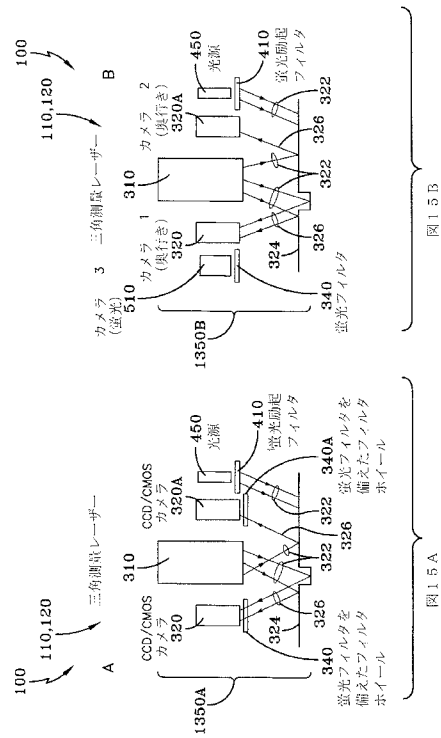
【図 1 3 B】



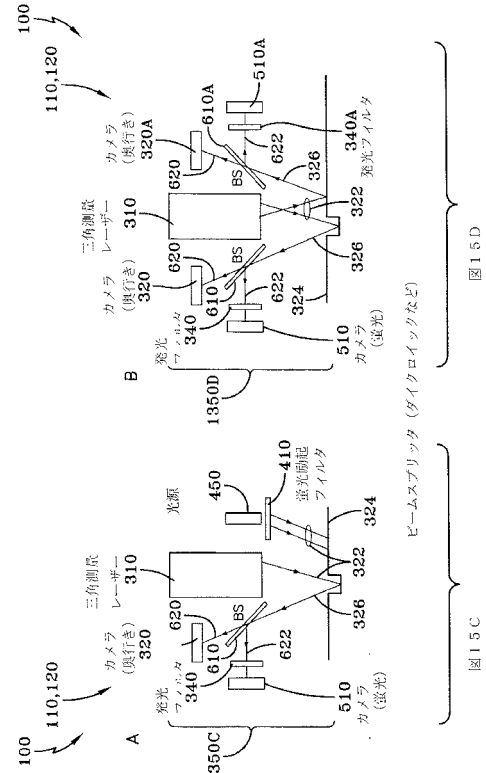
【図 1 4】



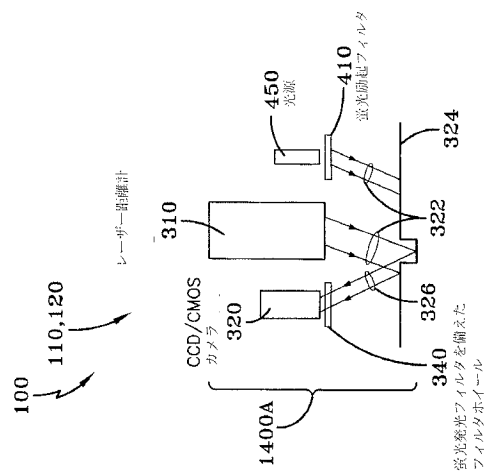
【図15-1】



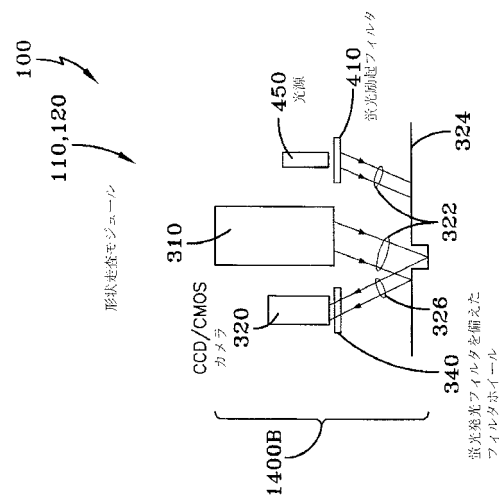
【図15-2】



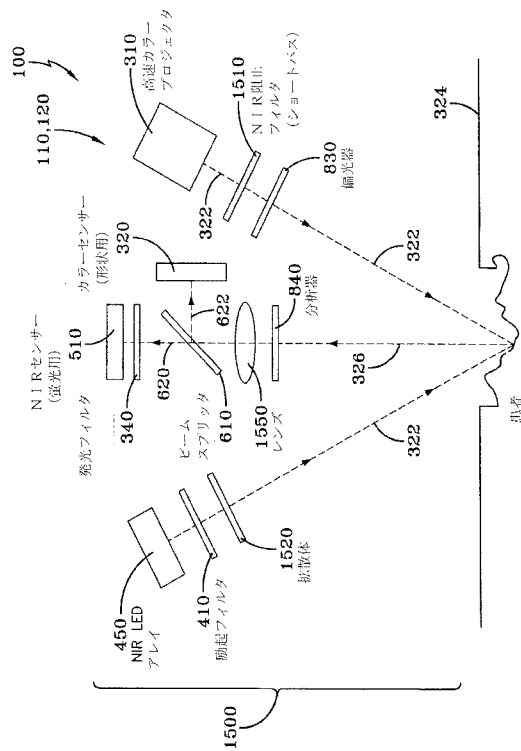
【図16A】



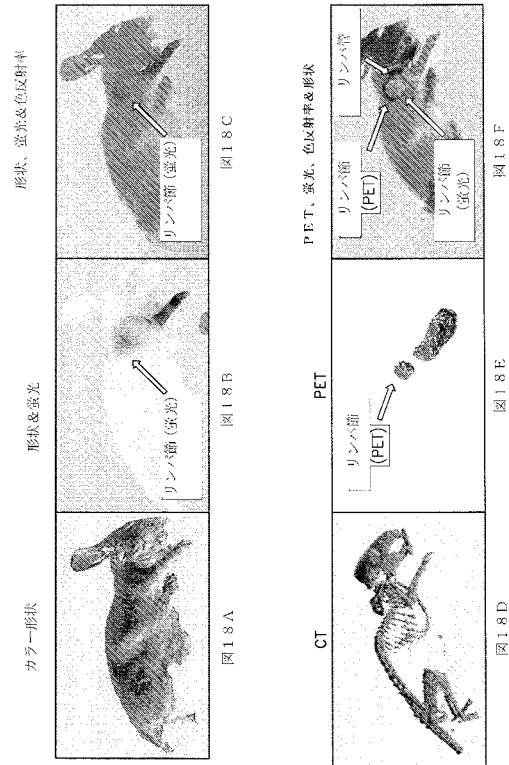
【図16B】



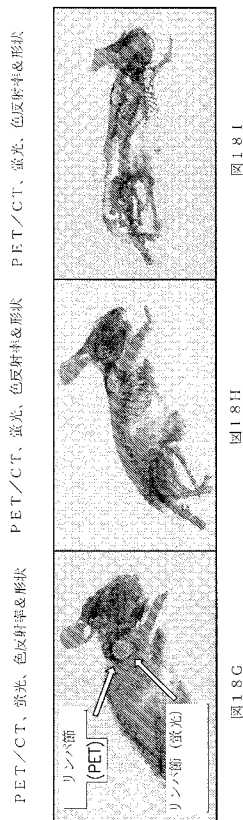
【図 17】



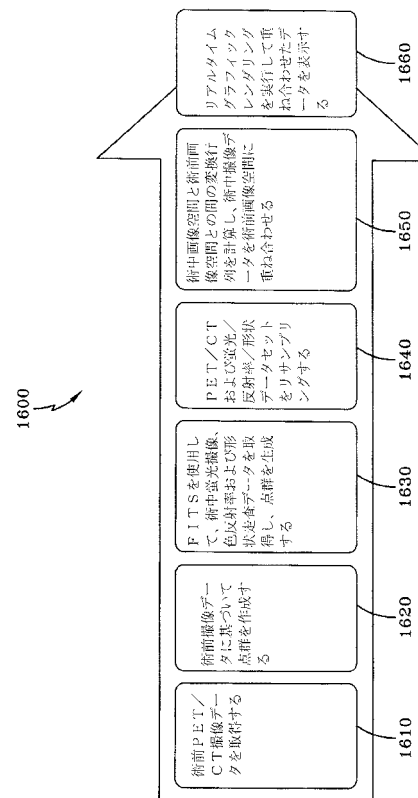
【図 18-1】



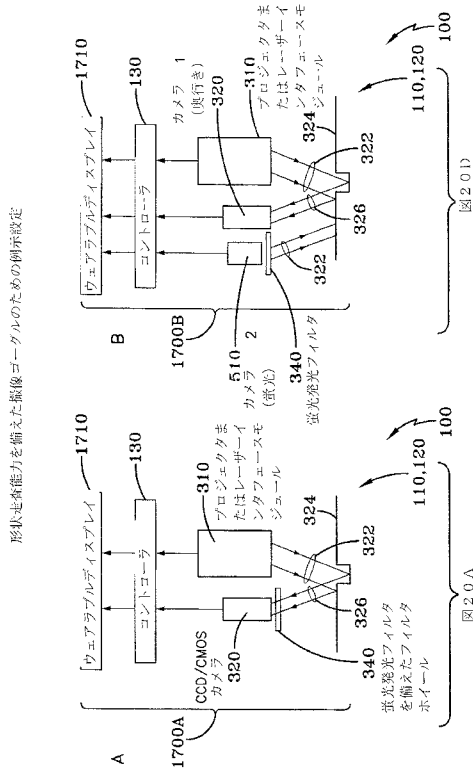
【図 18-2】



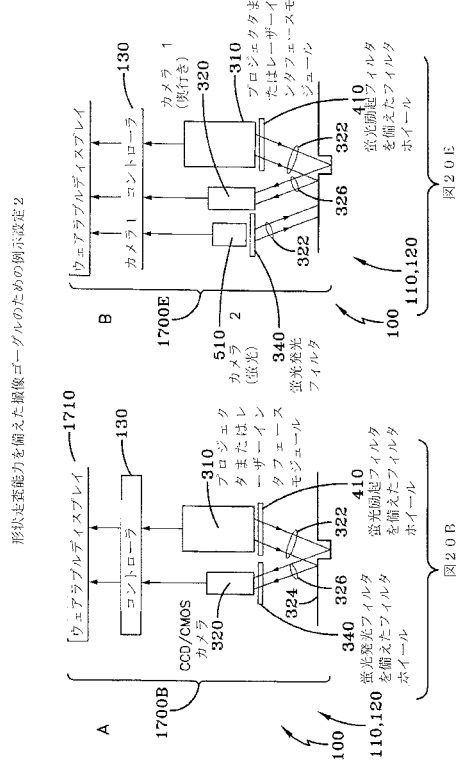
【図 19】



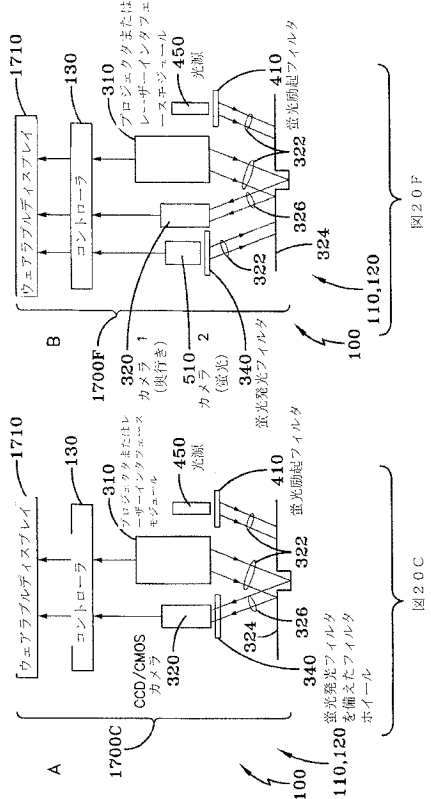
【図 20-1】



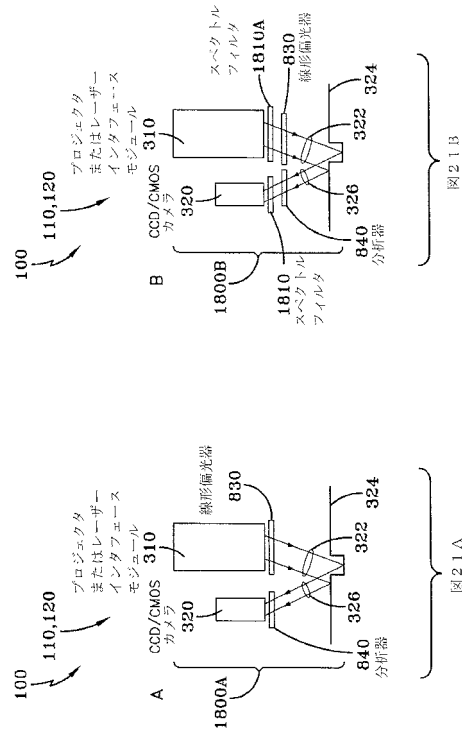
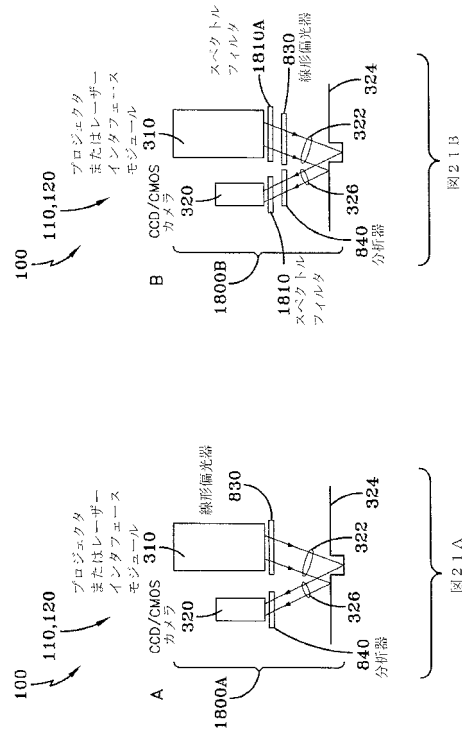
【図 20-2】



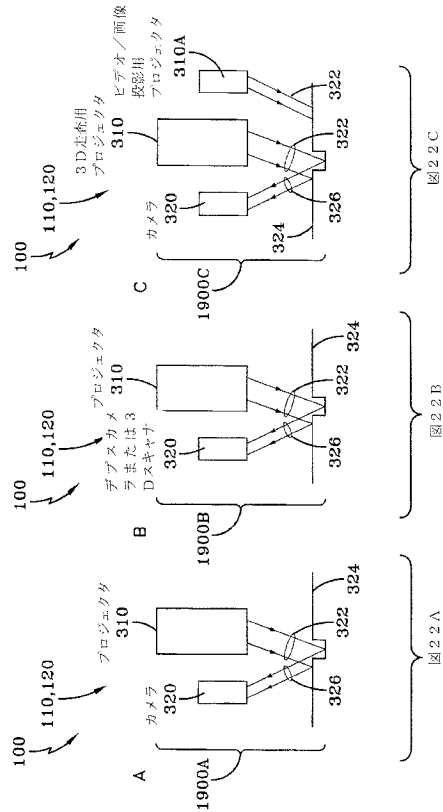
【図 20-3】



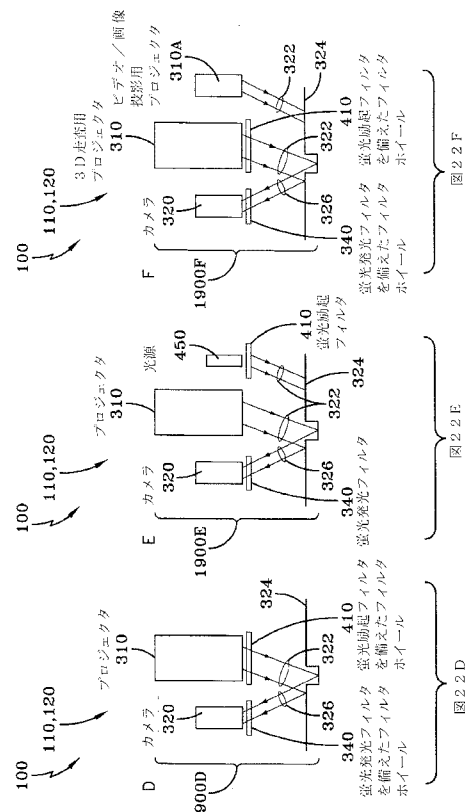
【図 21】



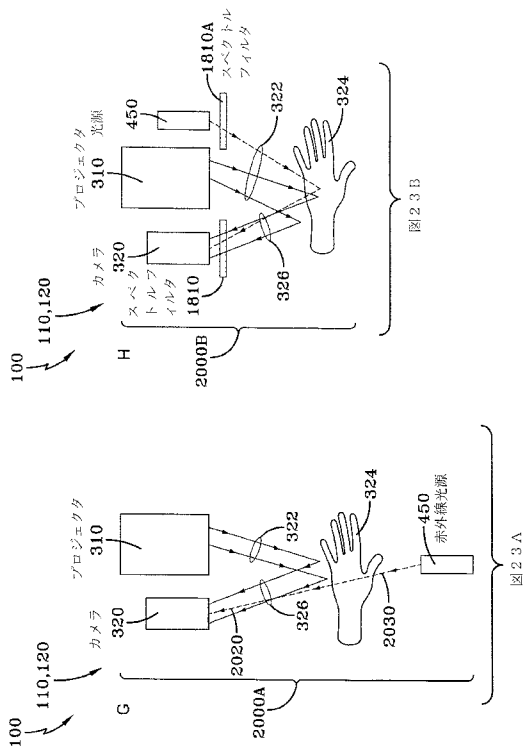
【図 2 2 - 1】



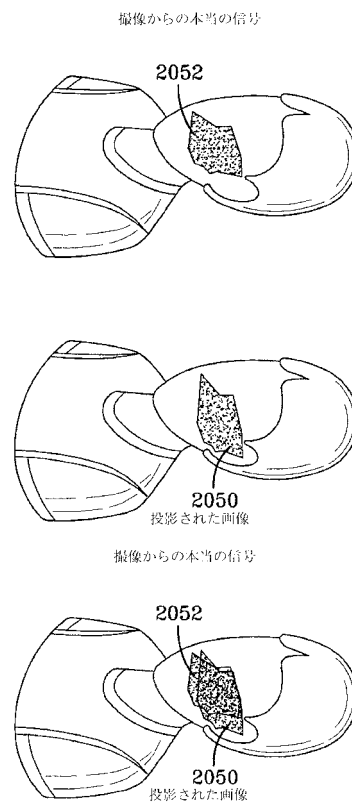
【図 2 2 - 2】



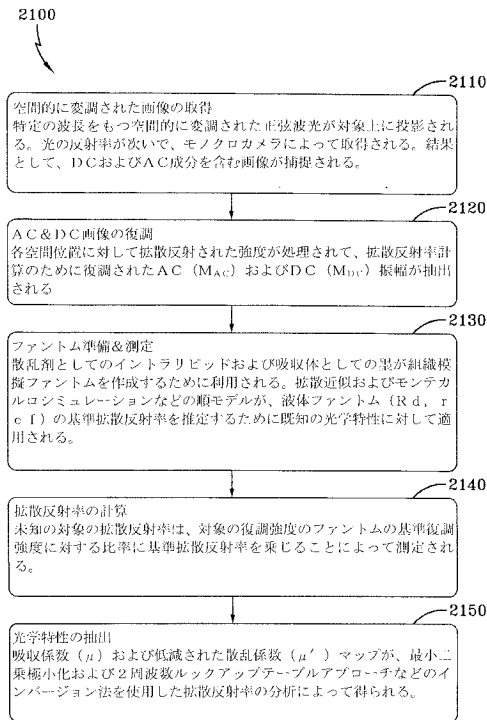
【図 2 3】



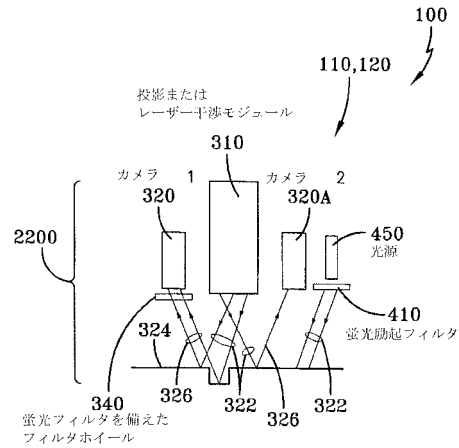
【図 2 4】



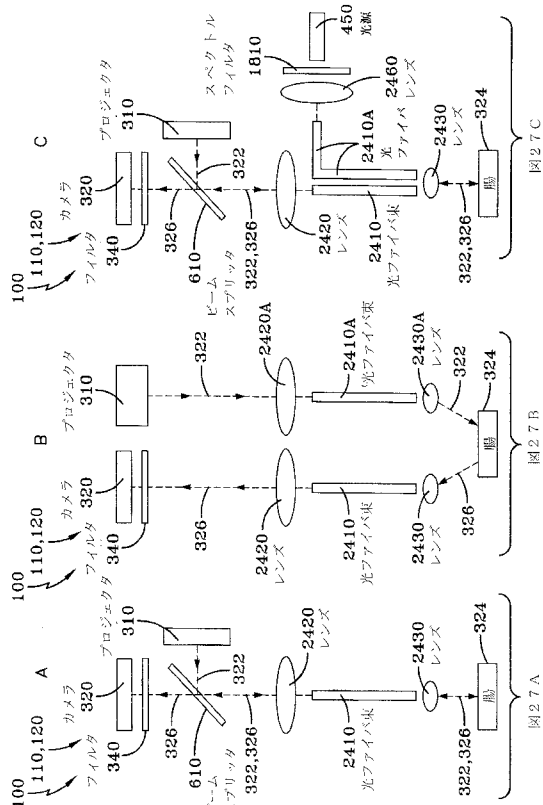
【图 2 5】



【図 26】



【图 27】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US 16/16991

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(8) - G06K 9/00 (2016.01) CPC - G06T 7/0075; G06I 220//10012; H04N 13/0239 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) CPC: G06T 7/0075; G06T 2207/10012; H04N 13/0239; G01J 3/501; G01J 3/0229; G01B 9/02083; G01B 11/2441; G01B 9/02007; G01J 3/50 IPC(8): G06K 9/00 (2016.01) Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched USPC: 382/154; 356/12; 382/144; 345/419; 356/73; 600/109; 600/118; 250/226; 250/208.1; 264/2.1; 252/582; 252/588; 356/328; 356/326; 600/476; 348/333.02; 348/50; 348/E13.074; 235/462.32; 235/472.01; 250/363.03; 250/363.02; 250/459.1; 250/208.1; 703/20 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Pat Base (AU BE BR CA CH CN DE DK EP ES FI FR GB IN JP KR SE TH TW US WO), Google Patent, Google Scholar, Search terms: imaging optical detect field-of-view controller 3D topography second mode specific filter in out fluorescence emission tracking module position hyperspectral co-register preoperative peripheral interface figure picture irradiate		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2014/0226150 A1 (COLONNA DE LEGA) 14 August 2014 (14.08.2014) para [0005], [0008], [0011], [0014], [0038]-[0044], [0046], [0051], [0064], [0065], [0069]; figures 1 and 5; claim 18	1-23
Y	US 2010/0063355 A1 (MATSUURA) 11 March 2010 (11.03.2010) para [0012], [0013], [0019], [0021], [0025], [0037], [0039], [0054], [0055], [0075]; figure 2; abstract	1-23
Y	US 2007/0210244 A1 (HALVIS et al.) 13 September 2007 (13.09.2007) para [0003], [0011], [0021]-[0023]	4
Y	US 2011/0133056 A1 (DATNER et al.) 9 June 2011 (09.06.2011) para [0005], [0022], [0030], [0057]	5
Y	US 2008/0088840 A1 (BODKIN et al.) 17 April 2008 (17.04.2008) para [0003], [0008]	7
Y	US 6,774,370 B1 (UCHIDA et al.) 10 August 2004 (10.08.2004) col 1, ln 65-67; col 2, ln 1 and ln 37-65; abstract	10
Y	US 2008/0272312 A1 (TUSCHEL) 6 November 2008 (06.11.2008) para [0008], [0009], [0011], [0026], [0040], [0046]; figure 6	13-14
Y	US 6,377,910 B1 (HSU et al.) 23 April 2002 (23.04.2002) col 2, ln 56-58; col 3, ln 5-6; col 4, ln 11-15; figure 3	17-18
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐		
* 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 1 June 2016 (01.06.2016)		Date of mailing of the international search report 24 JUN 2016
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. 571-273-8300		Authorized officer: Lee W. Young PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 16/16991

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid.

Group I: Claims 1-23, directed to an optical imaging system to image a target object.

Group II: Claims 24-30, directed to an optical imaging system to image a non-flat target object.

Group III: Claims 31-35, directed to a method of registering images of a target object.

Group IV: Claims 36-37, directed to a method of optical scanning of a target object

****please see the continuation at the end of this form****

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-23

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 16/16991

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2012/0133778 A1 (SHIH et al.) 31 May 2012 (31.05.2012) para [0010], [0027]; claim 1; figure 5; abstract	20
Y	US 2009/0275831 A1 (HALL et al.) 5 November 2009 (05.11.2009) para [0003], [0007], [0023], [0037]-[0038]	21-23
A	US 2014/0378843 A1 (VALDES et al.) 25 December 2014 (25.12.2014); the entire document	1-23

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 16/16991

continuation of Box III (Lack of Unity)

The inventions listed as Groups I-IV do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons:

Special Technical Feature:

Group I does not require a non-flat target object; and wherein the controller identifies the relative distance between a plurality of portions of the non-flat surface and the light emitter module to generate a corrected projection image, whereupon the corrected projection image is projected by the light emitter module, as required by group II.

Group II does not require that the controller controls the light emitter and the image detection module, such that in a second mode the image detection module captures a specific image of the target object, as required by Group I.

Group I does not require registering images of a target object; acquiring a first specific image of the target object from a first image detection module; acquiring a second specific image of the target object from a second image detection module; acquiring a distance of the target object relative to two or more image detection modules to obtain a topography image of the target object; calculating a transformation matrix based on the first specific image, the second specific image, and the distance; and registering the first specific image to the second specific image based on the transformation matrix, as required by group III.

Group III does not require an optical imaging system to image a target object; a controller; a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light; and an image detection module coupled to the controller, the image detection module having a field of view to image the target object; wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that in one mode the image detection module captures a three dimensional (3D) topography image of the target object, and in a second mode the image detection module captures a specific image of the target object, as required by Group I.

Group I does not require optical scanning of a target object; illuminating the target object by a polarized light; processing the light returned from the target object by an analyzer as analyzed light; and detecting the analyzed light as a topography image of the target object, as required by group IV.

Group IV does not require an optical imaging system to image a target object; a controller; a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light; and an image detection module coupled to the controller, the image detection module having a field of view to image the target object; wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that in one mode the image detection module captures a three dimensional (3D) topography image of the target object, and in a second mode the image detection module captures a specific image of the target object, as required by Group I.

Group II does not require registering images of a target object; acquiring a first specific image of the target object from a first image detection module; acquiring a second specific image of the target object from a second image detection module; acquiring a distance of the target object relative to two or more image detection modules to obtain a topography image of the target object; calculating a transformation matrix based on the first specific image, the second specific image, and the distance; and registering the first specific image to the second specific image based on the transformation matrix, as required by group III.

Group III does not require an optical imaging system to image a non-flat target object; a controller; a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light; an image detection module coupled to the controller, the image detection module having a field of view to image the non-flat target object; wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that the image detection module captures a three-dimensional (3D) topography image of the target object, and wherein the controller identifies the relative distance between a plurality of portions of the non-flat surface and the light emitter module to generate a corrected projection image, whereupon the corrected projection image is projected by the light emitter module, as required by Group II.

Group II does not require optical scanning of a target object; illuminating the target object by a polarized light; processing the light returned from the target object by an analyzer as analyzed light; and detecting the analyzed light as a topography image of the target object, as required by group IV.

Group IV does not require an optical imaging system to image a non-flat target object; a controller; a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light; an image detection module coupled to the controller, the image detection module having a field of view to image the non-flat target object; wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that the image detection module captures a three-dimensional (3D) topography image of the target object, and wherein the controller identifies the relative distance between a plurality of portions of the non-flat surface and the light emitter module to generate a corrected projection image, whereupon the corrected projection image is projected by the light emitter module, as required by Group II.

Group III does not require optical scanning of a target object; illuminating the target object by a polarized light; processing the light returned from the target object by an analyzer as analyzed light; and detecting the analyzed light as a topography image of the target object, as required by group IV.

Group IV does not require registering images of a target object; acquiring a first specific image of the target object from a first image detection module; acquiring a second specific image of the target object from a second image detection module; acquiring a distance of the target object relative to two or more image detection modules to obtain a topography image of the target object; calculating a transformation matrix based on the first specific image, the second specific image, and the distance; and registering the first specific image to the second specific image based on the transformation matrix, as required by Group III.

please see the next page for continuation

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 16/16991

continuation of previous page

Common technical features:

Groups I and II share the technical feature of an optical imaging system to image a target object; a controller; a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light; an image detection module coupled to the controller; the image detection module having a field of view to image the target object, wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that the image detection module captures a three-dimensional (3D) topography image of the target object. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by US 2014/0226150 A1 (Colonna de Lega). Colonna de Lega teaches an optical imaging system to image a target object (para [0038]-[0040]; figure 1; an interferometry system 100 used to generate a 3D representation of shape and color of a surface of a test object 105, using an illumination module 110 which has illumination optics), a controller (para [0038]; figure 1; control module 160); a light emitter module coupled to the controller to illuminate the target object with light (para [0042]; figure 1; The electronic control module 160 is communicatively coupled with the illumination module 110 (light emitter module). Further, the electronic control module 160 is configured to cause the light source module 120 to sequentially illuminate the surface of the test object 105 with the multiple different spectral light distributions); an image detection module coupled to the controller (para [0042]; figure 1; The electronic control module 160 is communicatively coupled with the imaging module 130 and the image acquisition module 150. The imaging module 130 and the image acquisition module 150 combined can be thought as the light detection module here. Further, the image acquisition module 150 contains multi-element detector 155); the image detection module having a field of view to image the target object (para [0040], [0064], [0065]; figure 1; Light is collected by the imaging module 130 (part of the image detection module), and forms a final image of the test object surface onto a multi-element detector 155 of the image acquisition module 150. Further, the imaging module 130 has a field of view, wherein the controller controls the light emitter and the image detection module, such that the image detection module captures a three-dimensional (3D) topography image of the target object (para [0042], [0005]; figure 1; The electronic control module 160 is communicatively coupled with the illumination module 110 (light emitter module), the imaging module 130 and the image acquisition module 150. The imaging module 130 and the image acquisition module 150 combined can be thought as the light detection module here. Further, the image acquisition module 150 contains multi-element detector 155. The surface topography interferometers equipped with a multi-element detector and an illumination system produce a true-color image of the measured object surface. The color information may be presented as the true-color two-dimensional image or combined with the topography information to form a three-dimensional (3D) representation of the shape and color texture of the object, effectively creating for a human observer the impression of looking at the actual part).

Groups I and III share the technical feature of acquiring/capturing the target object from an image detection module; and obtain a topography image of the target object. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches acquiring/capturing the target object from an image detection module; and obtain a topography image of the target object (para [0040]-[0042], [0005]; figure 1; The imaging module 130 and the image acquisition module 150 combined can be thought as the light detection module here. Further, the image acquisition module 150 contains multi-element detector 155. The surface topography interferometers equipped with a multi-element detector and an illumination system produce a true-color image of the measured object surface. The color information may be presented as the true-color two-dimensional image or combined with the topography information to form a three-dimensional (3D) representation of the shape and color texture of the object, effectively creating for a human observer the impression of looking at the actual part).

Groups I and IV share the technical feature of illuminating the target object; detecting; and a topography image of the target object. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches illuminating the target object (para [0039]; figure 1; The illumination module 110 includes a light source module 120 and is configured to illuminate a surface of the test object 105); detecting (para [0040]; figure 1; forming a final image of the test object surface onto a multi-element 2D detector 155 of the image acquisition module 150); and a topography image of the target object (para [0039]; figure 1; the light source module 120 includes a first light source sub-module 122 arranged and configured to provide illumination light 124 for acquiring surface topography data).

Groups II and III share the technical feature of acquiring/capturing the target object from an image detection module; obtain a topography image of the target object; and distance of the target object. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches acquiring/capturing the target object from an image detection module; and obtain a topography image of the target object (para [0040]-[0042], [0005]; figure 1; The imaging module 130 and the image acquisition module 150 combined can be thought as the light detection module here. Further, the image acquisition module 150 contains multi-element detector 155. The surface topography interferometers equipped with a multi-element detector and an illumination system produce a true-color image of the measured object surface. The color information may be presented as the true-color two-dimensional image or combined with the topography information to form a three-dimensional (3D) representation of the shape and color texture of the object, effectively creating for a human observer the impression of looking at the actual part); and distance of the target object (para [0059]; distances between the imaging module 130 and the test object surface (target object)).

Groups II and IV share the technical feature of illuminating the target object; detecting; and a topography image of the target object. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches illuminating the target object (para [0039]; figure 1; The illumination module 110 includes a light source module 120 and is configured to illuminate a surface of the test object 105); detecting (para [0040]; figure 1; forming a final image of the test object surface onto a multi-element 2D detector 155 of the image acquisition module 150); and a topography image of the target object (para [0039]; figure 1; the light source module 120 includes a first light source sub-module 122 arranged and configured to provide illumination light 124 for acquiring surface topography data).

Groups III and IV share the technical feature of target object; image; and light. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches target object (para [0039]; figure 1; test object 105); image (para [0005]; an illumination system to produce a true-color image of the measured object surface); and light (para [0011]; the interferometry system can include a wavelength tunable light source (e.g., a laser diode) configured to emit test light of two or more wavelengths).

please see the next page for continuation

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US 16/16991

****continuation of previous page****

Groups I-IV share the technical feature of target object; image; and light. However, these shared technical features do not represent a contribution over prior art, because the shared technical feature is being anticipated by Colonna de Lega. Colonna de Lega teaches target object (para [0039]; figure 1; test object 105); image (para [0005]; an illumination system to produce a true-color image of the measured object surface); and light (para [0011]; the interferometry system can include a wavelength tunable light source (e.g., a laser diode) configured to emit test light of two or more wavelengths).

As the shared technical features were known in the art at the time of the invention, they cannot be considered common technical features that would otherwise unify the groups. Therefore, Groups I-IV lack unity under PCT Rule 13.

Note: claim 37 is improperly depending from claim 32. For the purpose of completing this ISR, claim 37 will be interpreted as it is depending from claim 36.

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	5 2 2
G 0 1 N 21/65 (2006.01)	A 6 1 B 1/00	5 2 6
	A 6 1 B 1/00	5 5 1
	A 6 1 B 1/00	7 3 2
	A 6 1 B 1/00	7 3 0
	A 6 1 B 1/00	5 2 1
	G 0 1 N 21/27	A
	G 0 1 N 21/27	B
	G 0 1 N 21/64	Z
	G 0 1 N 21/65	

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,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,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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. M A T L A B

(74)代理人 100191086

弁理士 高橋 香元

(72)発明者 リュウ, ヤン

アメリカ合衆国, オハイオ州 4 4 3 1 3, アクロン, 4 1 0 ワイアント ロード

Fターム(参考) 2F065 AA03 AA52 AA53 BB30 CC11 CC14 CC16 DD03 DD06 FF01
 FF02 FF04 FF05 FF09 FF12 FF52 FF54 FF64 FF65 FF67
 GG02 GG03 GG04 GG07 GG21 GG23 GG24 HH05 HH06 JJ03
 JJ17 JJ18 JJ26 LL22 LL23 LL34 LL37 LL46 MM11 PP24
 PP26 QQ18 QQ25 SS02 SS13
 2G043 AA03 CA05 EA01 EA03 EA04 FA01 FA06 HA07 HA09 JA03
 KA01 KA09 LA03
 2G059 AA05 BB08 BB12 EE02 EE03 EE07 EE10 EE12 FF01 GG01
 GG02 HH01 JJ03 JJ22 KK04
 4C161 AA07 AA22 AA24 CC03 CC04 UU05 WW17

专利名称(译)	光学成像系统及其方法		
公开(公告)号	JP2018514748A	公开(公告)日	2018-06-07
申请号	JP2017539649	申请日	2016-02-08
申请(专利权)人(译)	阿克伦大学		
[标]发明人	リュウヤン		
发明人	リュウ,ヤン		
IPC分类号	G01B11/24 A61B10/00 A61B1/00 A61B1/045 G01N21/27 G01N21/64 G01N21/65		
CPC分类号	A61B5/0064 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/7285 A61B5/7425 A61B5/7445 A61B6/032 A61B6/037 A61B6/508 A61B6/5247 A61B90/37 A61B2090/373 A61B2034/105 G06K9/00201 G06K2209/05 G06T7/30 G06T2207/10028 G06T2207/10072 A61B1/00006 A61B1/045 A61B1/07 A61B5/055 G06T7/37 G06T2207/10064 G06T2207/10076 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10104 G06T2207/10108 H04N5/33 H04N13/246 H04N13/254 H04N13/271 H04N13/296		
FI分类号	G01B11/24.K A61B10/00.E A61B1/00.511 A61B1/045.617 A61B1/045.620 A61B1/00.522 A61B1/00.526 A61B1/00.551 A61B1/00.732 A61B1/00.730 A61B1/00.521 G01N21/27.A G01N21/27.B G01N21/64.Z G01N21/65		
F-TERM分类号	2F065/AA03 2F065/AA52 2F065/AA53 2F065/BB30 2F065/CC11 2F065/CC14 2F065/CC16 2F065/DD03 2F065/DD06 2F065/FF01 2F065/FF02 2F065/FF04 2F065/FF05 2F065/FF09 2F065/FF12 2F065/FF52 2F065/FF54 2F065/FF64 2F065/FF65 2F065/FF67 2F065/GG02 2F065/GG03 2F065/GG04 2F065/GG07 2F065/GG21 2F065/GG23 2F065/GG24 2F065/HH05 2F065/HH06 2F065/JJ03 2F065/JJ17 2F065/JJ18 2F065/JJ26 2F065/LL22 2F065/LL23 2F065/LL34 2F065/LL37 2F065/LL46 2F065/MM11 2F065/PP24 2F065/PP26 2F065/QQ18 2F065/QQ25 2F065/SS02 2F065/SS13 2G043/AA03 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/EA03 2G043/EA04 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA07 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/KA01 2G043/KA09 2G043/LA03 2G059/AA05 2G059/BB08 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE03 2G059/EE07 2G059/EE10 2G059/EE12 2G059/FF01 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/HH01 2G059/JJ03 2G059/JJ22 2G059/KK04 4C161/AA07 4C161/AA22 4C161/AA24 4C161/CC03 4C161/CC04 4C161/UU05 4C161/WW17		
代理人(译)	Iwahori明代		
优先权	62/112993 2015-02-06 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光学成像系统利用三维 (3D) 光学扫描仪来捕获形状信息, 颜色反射率信息和正在成像的目标物体 (例如手术患者) 的荧光信息。该系统还利用目标物体的形状信息来执行图像映射过程, 以将捕获的荧光或其他具有改善的清晰度或清晰度的术中图像投影到目标物体上。回去 另外, 该系统利用目标物体的形状信息来显示两个或更多个图像, 例如目标物体的彩色图像, 以在显示器上呈现或投影到目标物体上。覆盖在荧光图像上。[选型图]图1

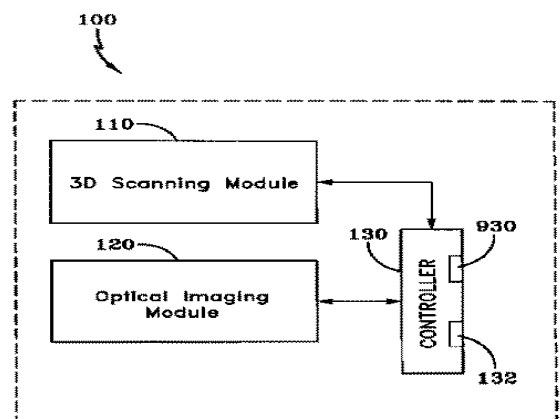


FIG-1