【公報種別】特許法第１７条の２の規定による補正の掲載
【部門区分】第１部門第２区分
【発行日】令和7年4月17日(2025.4.17)

【公開番号】特開2024-72289(P2024-72289A)
【公開日】令和6年5月27日(2024.5.27)
【年通号数】公開公報(特許)2024-096
【出願番号】特願2023-194564(P2023-194564)
【国際特許分類】
Ａ６１Ｂ 10/00(2006.01)
【ＦＩ】
Ａ６１Ｂ 10/00 Ｅ

【手続補正書】
【提出日】令和7年4月9日(2025.4.9)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、前記肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定する測定方法であって、
前記蛍光剤の励起発光による発光を生じさせるのに適した波長を有する励起光を前記組織に照射し、蛍光画像を提供するように前記発光を空間分解測定することにより前記蛍光画像を取り込むステップと、
前記肢部の少なくとも前記一部の表面のトポロジに関するデータを取り込み、前記取り込んだデータから前記肢部の少なくとも前記一部の３Ｄ表現を決定するステップと、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の視覚化画像を出力するステップとを含む測定方法。
【請求項２】
前記３Ｄ表現から前記肢部の少なくとも前記一部の体積を決定するステップと、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像を、前記決定された体積の視覚化画像と共に出力するステップとをさらに含む、請求項１に記載の測定方法。
【請求項３】
オーバーレイ画像を提供するように、前記蛍光画像と、前記肢部の少なくとも前記一部の前記３Ｄ表現の前記視覚化画像とを重畳するステップと、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像の出力として前記オーバーレイ画像を出力するステップとをさらに含む、請求項１に記載の測定方法。
【請求項４】
前記蛍光画像を取り込むステップと、前記肢部の少なくとも前記一部の前記表面の前記トポロジに関するデータを取り込むステップとが同時に行われる、請求項１に記載の測定方法。
【請求項５】
前記蛍光画像を取り込むステップと、前記３Ｄ表現を決定するステップとが、少なくとも第１の測定シリーズ及び第２の測定シリーズで行われ、前記第１の測定シリーズ及び前記第２の測定シリーズが、異なる肢部に対して又は異なる時点で行われ、前記出力するステップが、前記第１の測定シリーズ及び前記第２の測定シリーズの前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像を出力することを含み、前記第１の測定シリーズ及び前記第２の測定シリーズの前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像が、少なくとも１つの

差分画像として出力される、請求項１に記載の測定方法。
【請求項６】
前記肢部の前記表面の少なくとも前記一部の可視光画像を取り込むステップをさらに含み、
前記蛍光画像と前記可視光画像との視線方向及び／又は視点が既知の関係を介して連結され、
前記出力するステップが、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像と共に前記可視光画像を出力するステップを含む、請求項１に記載の測定方法。
【請求項７】
前記蛍光画像を取り込むステップ及び前記可視光画像を取り込むステップを繰り返して前記蛍光画像のシリーズ及び前記可視光画像のシリーズを提供するステップと、
スティッチングパラメータのセットが決定されて適用されるスティッチングアルゴリズムを前記可視光画像の前記シリーズに適用して大きな可視光画像を生成するステップと、
前記蛍光画像の前記シリーズに前記スティッチングアルゴリズムを適用して大きな蛍光画像を生成するステップとをさらに含み、
前記肢部の前記表面の前記トポロジに関するデータの前記取込みが、前記蛍光画像の前記シリーズ及び前記可視光画像の前記シリーズを取り込むときに撮像される前記肢部の少なくとも前記一部で行われ、
前記蛍光画像の前記シリーズに適用する前記スティッチングアルゴリズムでは、前記大きな可視光画像を生成するときに決定された前記スティッチングパラメータのセットが適用され、
前記出力するステップが、
前記大きな蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像と共に前記大きな可視光画像を出力することを含む、請求項６に記載の測定方法。
【請求項８】
前記蛍光シグナルの前記測定が、少なくとも第１及び第２の蛍光剤が添加された組織に対して行われ、
前記蛍光画像を取り込む前記ステップが、
前記第１の蛍光剤の第１の励起発光による発光を生じさせるのに適した第１の波長を有する第１の励起光を前記組織に照射することによって生成された、第１の波長範囲の第１の蛍光画像を取り込むことと、
前記第２の蛍光剤の第２の励起発光による発光を生じさせるのに適した第２の波長を有する第２の励起光を組織に照射することによって生成された、第２の波長範囲の第２の蛍光画像を取り込むこととを含み、
前記出力するステップが、前記第１の蛍光画像及び前記第２の蛍光画像並びに前記３Ｄ表現の前記視覚化画像を出力することを含む、請求項１に記載の測定方法。
【請求項９】
蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、前記肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するように構成された画像取込み処理装置であって、
前記蛍光剤の励起発光による発光を生じさせるのに適した波長を有する励起光を前記組織に照射するように構成された照射部と、
蛍光画像を提供するように前記発光を空間分解測定することにより前記蛍光画像を取り込むように構成された蛍光撮像部と、
肢部の少なくとも前記一部の表面のトポロジに関するデータを取り込み、前記取り込んだデータから前記肢部の少なくとも前記一部の３Ｄ表現を決定するように構成されたトポロジ取込み部とを備える画像取込み装置と、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の視覚化画像を出力するように構成された出力部を備える処理装置とを備える、画像取込み処理装置。
【請求項１０】

前記処理装置が、
前記３Ｄ表現から前記肢部の少なくとも前記一部の体積を決定するように構成された体積決定部をさらに備え、
前記出力部が、前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像を、前記決定された体積の視覚化画像と共に出力するようにさらに構成された、請求項９に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１１】
前記処理装置が、
オーバーレイ画像を提供するように、前記蛍光画像と、前記肢部の少なくとも前記一部の前記３Ｄ表現の前記視覚化画像とを重畳するように構成された重畳部と、
前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像の出力として前記オーバーレイ画像を出力するように構成された出力部とをさらに備える、請求項９に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１２】
前記蛍光撮像部及び前記トポロジ取込み部が、前記蛍光画像の取込みと、前記肢部の少なくとも前記一部の前記表面の前記トポロジのデータの取込みとを同時に行うように構成された、請求項９に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１３】
前記画像取込み装置が、
前記肢部の前記表面の少なくとも前記一部の可視光画像を取り込むように構成された可視光撮像部をさらに備え、
前記蛍光撮像部と前記可視光撮像部とが、前記蛍光画像と前記可視光画像との視線方向及び／又は視点が、既知の関係を介して連結されるように構成され、
前記出力部が、前記蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像と共に前記可視光画像を出力するように構成された、請求項９に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１４】
前記蛍光撮像部及び前記可視光撮像部が、前記蛍光画像及び前記可視光画像を取り込むことを繰り返して前記蛍光画像のシリーズ及び前記可視光画像のシリーズを提供するようにさらに構成され、前記トポロジ取込み部が、前記蛍光画像の前記シリーズ及び前記可視光画像の前記シリーズを取り込むときに撮像される前記肢部の少なくとも前記一部において、前記肢部の前記表面の前記トポロジに関するデータを取り込むように構成され、
前記処理装置が、
スティッチングパラメータのセットが決定されて適用されるスティッチングアルゴリズムを前記可視光画像の前記シリーズに適用して前記肢部の大きな可視光画像を生成するように構成されると共に、前記蛍光画像の前記シリーズに前記スティッチングアルゴリズムを適用して大きな蛍光画像を生成するようにさらに構成されたスティッチング部をさらに備え、
前記蛍光画像の前記シリーズに適用する前記スティッチングアルゴリズムでは、前記大きな可視光画像を生成するときに決定された前記スティッチングパラメータのセットが適用され、
前記出力部が、前記大きな蛍光画像及び前記３Ｄ表現の前記視覚化画像と共に前記大きな可視光画像を出力するように構成された、請求項１３に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１５】
前記蛍光撮像部及び前記可視光撮像部が、前記蛍光画像及び前記可視光画像の前記視線方向及び前記視点が同一であるように構成され、前記蛍光画像及び前記可視光画像が同一の対物レンズを介して取り込まれるように構成された、請求項１３に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１６】
前記蛍光撮像部及び前記可視光撮像部が、前記蛍光画像の信号と前記可視光画像の信号との間の時間切替えなしに、前記蛍光画像及び前記可視光画像を同時に取り込むように構

成された、請求項１３に記載の画像取込み処理装置。
【請求項１７】
前記画像取込み装置が、前記蛍光画像を形成する蛍光及び前記可視光画像を形成する可視光を入射面を介して受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備え、
前記ダイクロイックプリズムアセンブリは、第１のプリズムと、第２のプリズムと、前記第１のプリズムと前記第２のプリズムとの間に配置された第１の補正プリズムと、前記可視光を３つの光成分に分割するための別のダイクロイックプリズムアセンブリと、前記第２のプリズムと前記別のダイクロイックプリズムアセンブリとの間に配置された第２の補正プリズムとを備え、
前記第１のプリズム及び前記第２のプリズムがそれぞれ、少なくとも５つの角を有する断面を有し、各角が少なくとも９０度の内角を有し、それぞれの入射面及びそれぞれの出射面を有し、前記入射面の法線に平行な方向に前記入射面に入射する入射ビームが、前記第１のプリズム及び前記第２のプリズムの各々の内部で２回反射され、前記出射面の法線に平行に前記出射面を介して前記第１のプリズム及び前記第２のプリズムの各々から出射するように設計され、
前記第１のプリズム及び前記第２のプリズムの各々の前記入射面の前記法線と前記出射面の前記法線とが互いに垂直であり、
光が前記入射面を通って前記第１のプリズムに入射すると、前記光が前記第１のプリズムの前記出射面に向かって部分的に反射され、前記第１のプリズムの前記入射面から前記第１のプリズムの前記出射面までの第１の経路長を進み、前記光が前記第１の補正プリズムを介して前記第２のプリズムに部分的に入射し、前記第２のプリズムの前記出射面に向かって部分的に反射され、前記第１のプリズムの前記入射面から前記第２のプリズムの前記出射面までの第２の経路長を進み、
前記第１の経路長と前記第２の経路長とが同じになるように、前記第１のプリズムが前記第２のプリズムよりも大きい、請求項９に記載の画像取込み処理装置。
【手続補正２】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定する測定方法に関する。さらに、本発明は、蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するように構成された画像取込み処理装置に関する。
【０００２】
本発明はまた、リンパ浮腫を診断する方法及びリンパ浮腫の長期治療の方法に関する。
【０００３】
本測定方法並びに画像取込み処理装置は、特にリンパ浮腫の診断、治療及び／又は予防を考慮したリンパ機能の撮像及び測定に関する。
【背景技術】
【０００４】
リンパ浮腫は、身体組織のリンパ液が貯留することである。酸素化血液が動脈を介して心臓から組織に圧送される一方で、脱酸素化血液は静脈を介して心臓に戻る。動脈側の圧力レベルは静脈側よりもはるかに高いため、血液の無色の流体部分が細胞間の空間に押し込まれる。典型的には、静脈側で再吸収される量よりも多くの流体が押し出される。過剰な流体は、リンパ毛細管によって輸送される。さらに、流体は、大きなタンパク質及び細

胞残屑などの局所及び外部の物質を運び去る。リンパ系に入った、輸送物質を含むこの流体はリンパ又はリンパ液と呼ばれる。

【０００５】

リンパ系は、リンパを次のリンパ節に輸送するための静脈弁に似た一方向弁を有するリンパ管を含む。リンパ節は、特定の物質を除去して流体が血流に戻る前に流体を浄化する。

【０００６】

リンパの流れが遮断されて所望のレベルで行われないという点でリンパ系が閉塞すると、リンパ液は組織細胞間の間質腔に貯留する。この貯留はリンパ輸送の障害によるものであり、リンパ浮腫と呼ばれる。リンパの貯留は炎症反応を引き起こし、患部の周囲の細胞を損傷する可能性がある。それはさらに線維症を引き起こし、罹患組織の硬化に転じる可能性がある。

【０００７】

リンパ浮腫は、治癒又は投薬が存在しない一生続く疾患であるため、排液を改善し、流体負荷を減少させるための早期診断及び適切な早期対策は、患者の健康及び回復にとって非常に重要である。リンパマッサージ及び圧迫包帯から手術までの可能な治療は重症度に依存し、以下のように重症度の４つのステージが世界保健機関（ＷＨＯ）によって定義されている。

【０００８】

ステージ１：リンパ系の正常な流れ。徴候又は症状なし。

ステージ２：腫れを伴う流体の貯留。

ステージ３：患部の肢部又は身体部分の隆起を伴う消散しない永続的な腫れ。

ステージ４：象皮病（大きく変形した肢部）、「いぼ状」成長を伴う皮膚肥厚及び広範な瘢痕化。

【０００９】

リンパ系機能の診断のために一般的に使用される手法は、患部の肢部又は身体部分を医師が人手で検査する方法である。公知のイメージング技術はリンパシンチグラフィである。この技術では、放射線トレーサを患部の身体部分の組織に注入した後、ＭＲＩ（磁気共鳴画像法）、ＣＴ（コンピュータ断層撮影法）、ＰＥＴ－ＣＴスキャン（陽電子放出断層撮影法）又は超音波撮像を行う。

【００１０】

比較的新しいイメージング技術は、蛍光色素、例えばＩＣＧ（インドシアニングリーン）を用いた赤外蛍光イメージングである。ＩＣＧは、４０年以上にわたって使用されている緑色の医療用色素である。この色素は、６００ｎｍ～８００ｎｍの波長を有する近赤外光で励起されると蛍光を発する。励起により、ＩＣＧは７５０ｎｍ～９５０ｎｍの蛍光を発する。ＩＣＧ色素の蛍光は、ＣＣＤ又はＣＭＯＳセンサ又はカメラを使用して検出することができる。患部の肢部又は身体部分の組織に蛍光色素を投与し、検出した蛍光に基づいて、リンパ液の濃度及び流れを追跡することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

本発明の目的は、蛍光シグナルを測定する強化された測定方法、及び強化された画像取込み処理装置、並びに強化された内視鏡又は腹腔鏡を提供することであり、特に、強化された蛍光イメージング出力を提供できるものである。

【００１２】

さらに、本発明の目的は、リンパ浮腫の強化された診断方法及びリンパ浮腫の強化された長期治療の方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【００１３】

目的は、蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、肢部の少なくとも

一部の３Ｄ表現を決定する測定方法であって、
蛍光剤の励起発光による発光を生じさせるのに適した波長を有する励起光を組織に照射し、蛍光画像を提供するように発光を空間分解測定することにより蛍光画像を取り込むステップと、
肢部の少なくとも一部の表面のトポロジに関するデータを取り込み、取り込んだデータから肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するステップと、
蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力するステップとを含む測定方法によって解決される。

【００１４】

有利には、蛍光画像から導出可能な情報は、肢部の３Ｄトポロジを考慮して、又はそれと組み合わせて分析することができる。これにより、医師はより多くの情報に基づいて診断を行うことができ、診断の精度及び信頼性を高めることができる。

【００１５】

肢部の表面のトポロジに関するデータは、適切なスキャナ又は取得装置を使用して取得することができる。これは、例えば、カラー画像、ステレオ画像、３Ｄ画像を取り込むための装置、ラインスキャナ、ＬｉＤＡＲスキャナ、ＴＯＦセンサ、点群生成器、又は物体から３Ｄデータセットを生成することができる任意の他の適切な装置であってもよい。したがって、３Ｄデータセット、すなわち患者の肢部の表面のトポロジに関するデータは、例えば点群又は任意の他の３Ｄ表現である。３Ｄ表現の視覚化のために、３Ｄデータセットは、点群、グリッドネットワーク構造、３Ｄモデルレンダリング、又は任意の他の適切な３Ｄイラストに変換（すなわち、計算）することができる。視覚化画像は、適切な装置を介して再生される真の３Ｄ画像であってもよい。装置は、例えば３Ｄスクリーンであってもよい。３Ｄスクリーンは、典型的には、３Ｄスクリーン上の物体を見るときにユーザによって装着される適切な眼鏡と組み合わせて使用される。３Ｄ画像の再生のための装置はまた、３Ｄヘッドセット、３Ｄゴーグル又は眼鏡、ＶＲ眼鏡、ＡＲ眼鏡などであってもよい。これにより、ユーザは、真の３Ｄで３Ｄ表現を見て分析することができる。

【００１６】

本発明の有利な実施形態によれば、測定方法は、３Ｄ表現から肢部の少なくとも一部の体積を決定するステップと、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を、決定された体積の視覚化画像と共に出力するステップとを含むことによってさらに強化される。

【００１７】

肢部の体積の測定値は、典型的には、リンパ浮腫の程度又は重症度を判定するために使用される。測定値は、治療的処置の成功を分析するために使用することもできる。リンパ浮腫の治療が有効である場合、患部の肢部の体積は何らかの形で変化するはずである。ほとんどの場合、有効な治療法は患部の肢部の体積を減少させると予想される。肢部の体積を決定する従来の方法は、いわゆるテープ測定である。これは、患者の足又は手のある地点から開始し、腕又は脚の上に一定の間隔でテープを置き換えていくことによって行われる。テープのそれぞれの位置で、肢部の周囲を測定する。肢部の全体積は、テープのそれぞれの位置で測定された円周に等しい円周を有する円柱又は錐台によって近似される。しかしながら、この従来の方法には重大な欠点がある。第１に、体積の決定は非常に大まかな近似となることである。第２に、特に異なるオペレータによって又は異なる時点で異なる測定が行われた場合、再現可能な測定結果を生成することは非常に困難なことである。

【００１８】

体積の決定は測定された３Ｄデータに基づくため、本発明の態様による測定方法は、肢部の体積の正確で再現可能な決定を提供することによってこうした欠点を完全に解消する。したがって、肢部の体積の変化を経時的に観察することが可能である。リンパ浮腫の発症を検出することができ、治療処置の成功又は特定の処置に対する患者の個々の反応を決定することができる。

【００１９】

本発明の態様による測定方法によって行われる肢部の体積の決定に基づいて、患者の左

右の肢部を比較することも可能である。対応する肢部の体積を比較することは、２つの肢部の一方がリンパ浮腫に罹患しているか否かを診断するための周知の指標である。例えば、患者の左腕と右腕、又は左脚と右脚を比較することができる。さらに、体積の絶対値を比較することができる。例えば１つの肢部の総体積を考慮して２つの肢部の体積の差を分析することができるため、これは有利であり得る。測定結果は、例えば、左腕の体積が右腕の体積よりも１０％大きいなどといったものであり得る。

【００２０】

肢部の３Ｄ表現と組み合わせて、体積分布を生成することができる。例えば、肢部の長手方向延在部にわたる体積の値を計算することができる。これにより、医師は、リンパ浮腫に罹患していると思われる肢部の特定の部分を検出することができる。この測定は、蛍光画像と組み合わせることができる。医師は、予備診断を検証又は誤りを立証することができ、有利には、完全に新しい基準に基づいて診断を行うことができる。これにより診断の品質は向上し、診断は医師の個々の経験及び資格に起因する個人的要素を含まなくなり、それに対して結果は客観的な測定に基づくようになる。

【００２１】

本発明の別の有利な実施形態によれば、測定方法は、オーバーレイ画像を提供するように、蛍光画像と、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現の視覚化画像とを重畳するステップと、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像の出力としてオーバーレイ画像を出力するステップとを含む。

【００２２】

蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像の出力は、例えば、２つの画像を画面又はモニタに並べて表示することによって行うことができる。蛍光画像で見られる物体は、３Ｄ表現の視覚化画像の同じ位置で見つけることができる。これは、２つの画像の対応する位置で見ることができる構造を比較するだけで行うことができる。しかしながら、このプロセスは、オーバーレイ画像を使用することによってさらに簡略化することができる。オーバーレイ画像は、３Ｄ表現及び蛍光画像における対応する部分の割り当てを著しく単純化する。したがって、オーバーレイ画像は、情報を迅速かつ容易に理解する方法をユーザに提供する。

【００２３】

さらに別の実施形態によれば、測定方法は、蛍光画像を取り込むステップと、肢部の少なくとも一部の表面のトポロジに関するデータを取り込むステップとが同時に行われる点でさらに強化される。

【００２４】

特に、蛍光画像を取り込む蛍光撮像部と、表面のトポロジに関するデータを取り込むトポロジ取込み部とが１つの装置に配置される。装置はさらに、画像データの取得とトポロジデータの取得とを同時に行うことができるように構成される。

【００２５】

さらに別の有利な実施形態によれば、測定方法は、蛍光画像を取り込むステップと、３Ｄ表現を決定するステップとが、少なくとも第１の測定シリーズ及び第２の測定シリーズで行われ、第１の測定シリーズ及び第２の測定シリーズが、異なる肢部に対して又は異なる時点で行われ、出力するステップが、第１の測定シリーズ及び第２の測定シリーズの蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力することを含み、特に、第１の測定シリーズ及び第２の測定シリーズの蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像が、少なくとも１つの差分画像として出力されるという点でさらに強化される。

【００２６】

例えば、第１の測定シリーズは、患者の最初の検査時に取り込むことができる。第２の測定シリーズは、同じ患者が第２の検査に戻っている間に取り込まれる。２つの測定シリーズのデータを比較することにより、リンパ浮腫の発生若しくは進行を観察することができ、又は治療の成功を評価することができる。

【００２７】

代替の適用シナリオでは、第１の測定シリーズのデータは、例えば患者の左腕から取り込むことができる。第２の測定シリーズは、患者の右腕から取り込む。典型的には、リンパ浮腫は、２つの肢部の一方、例えば左腕のみに影響を及ぼし、右腕には影響を及ぼさない。左右の肢部を比較することによって、リンパ浮腫のレベルを評価することができる。

【００２８】

さらに別の有利な実施形態によれば、測定方法は、肢部の表面の少なくとも一部の可視光画像を取り込むステップをさらに含み、蛍光画像と可視光画像との視線方向及び／又は視点が既知の関係を介して連結され、出力するステップは、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像と共に可視光画像を出力するステップを含む。

【００２９】

言い換えれば、蛍光及びトポロジに関する情報を含むデータセットは、可視光画像によって補完される。可視光画像との組み合わせは、患者の肢部において特定の現象が検出される位置をユーザが見つける助けとなり得る。これは、可視光画像と現実世界とを比較することによって容易に行うことができる。特定の位置の識別は、例えば、患者の肢部の特定の領域をマークすることによってサポートすることができる。このマーキングは可視光画像で見ることができ、医師が特定の関心領域を突き止める助けとなり得る。

【００３０】

本明細書の文脈内で、「可視光画像」は現実世界の状況の画像である。これは、人間の目に見えるものと同様の画像印象を再現する。人間の目とは異なり、可視光画像は、カラー画像でも、グレースケール画像でも、偽色スケールプロットでもよい。可視光画像は、蛍光剤が投与された組織を含む肢部の表面を示す。組織が肢部の表面に配置される場合、肢部の表面の撮像は組織の表面の撮像を含む。

【００３１】

当然ながら、トポロジデータ及び蛍光画像の取込みは、肢部の特定の部分に限定されることが多い。言い換えれば、肢部全体、例えば腕又は脚全体を１つの画像で撮像することは不可能である。以下の実施形態は、この欠点を解消する。有利には、測定方法は、

蛍光画像を取り込むステップ及び可視光画像を取り込むステップを繰り返して蛍光画像のシリーズ及び可視光画像のシリーズを提供するステップと、

スティッチングパラメータのセットが決定されて適用されるスティッチングアルゴリズムを可視光画像のシリーズに適用して大きな可視光画像を生成するステップと、

蛍光画像のシリーズにスティッチングアルゴリズムを適用して大きな蛍光画像を生成するステップとをさらに含み、

肢部の表面のトポロジに関するデータの取込みが、蛍光画像シリーズ及び可視光画像のシリーズを取り込むときに撮像される肢部の少なくとも一部で行われ、

蛍光画像のシリーズに適用するスティッチングアルゴリズムでは、大きな可視光画像を生成するときに決定されたスティッチングパラメータのセットが適用され、

出力するステップは、

大きな蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像と共に大きな可視光画像を出力することを含む。

【００３２】

有利には、例えば肢部全体を示す２つの大きな画像を出力することができ、ユーザに優れた概観を示すことができる。スティッチングプロセスは、典型的にはより顕著な特徴を含む可視光画像に基づいて開始する。これらの特徴により、スティッチングアルゴリズムは、スティッチングされる予定の画像を再配置することができる。この目的のために、スティッチングされるべき２つの画像に特別な特徴を見つけなければならない。さらに、そのような見つけやすい特徴を生成することも可能である。これは、例えば、患者の肢部の表面にマークを付けることによって行うことができる。蛍光画像において同様のアプローチはできない。これに加えて、蛍光画像は、典型的に多くの重要な特徴を欠いている。このため、スティッチングアルゴリズムは、蛍光画像上でスティッチングを行うときに問題を抱えることが多い。この欠点は、スティッチングパラメータが可視光画像のスティッチ

ングから導出された、同一のパラメータを有するスティッチングアルゴリズムを可視画像及び蛍光画像に適用することによって完全に取り除かれる。

【００３３】

本発明のさらに別の実施形態によれば、蛍光画像及び可視光画像の視線方向及び視点は同一である。特に、蛍光画像と可視光画像は、同一の対物レンズを介して取り込まれる。蛍光画像及び可視光画像が、特に視線方向及び視点に関して固定された空間的関係を用いて取り込まれる場合、両方のデータセット、すなわち可視光画像及び蛍光画像に対してスティッチングアルゴリズムを実行するのに有利となる。同一の対物レンズを介して画像を取り込むことによって、この前提条件を容易に満たすことができる。

【００３４】

さらに別の有利な実施形態によれば、蛍光画像の取込み及び可視光画像の取込みは、蛍光画像の信号と可視光画像の信号との間の時間切替えなしに同時に行われる。時間切替えがない場合、高フレームリピートレートを達成することができる。レートは、例えば毎秒６０フレーム又はそれ以上と高くなり得る。ライブ画像には高フレームレートが望まれることが多い。これにより、様々な応用分野が開かれる。

【００３５】

さらに別の有利な実施形態によれば、蛍光画像を取り込み、組織に励起光を照射し、同時に可視光画像を取り込むステップは、単一の画像取込み装置によって行われる。この単一の画像取込み装置は、使いやすいコンパクトなツールとなる。

【００３６】

本発明の態様による測定方法は、蛍光シグナルの測定が、少なくとも第１及び第２の蛍光剤が添加された組織に対して行われ、かつ、蛍光画像を取り込むステップが、

第１の蛍光剤の第１の励起発光による発光を生じさせるのに適した第１の波長を有する第１の励起光を組織に照射することによって生成された、第１の波長範囲の第１の蛍光画像を取り込むことと、

第２の蛍光剤の第２の励起発光による発光を生じさせるのに適した第２の波長を有する第２の励起光を組織に照射することによって生成された、第２の波長範囲の第２の蛍光画像を取り込むこととを含み、さらに、出力するステップが、

第１の蛍光画像及び第２の蛍光画像並びに３Ｄ表現の視覚化画像を出力することを含む点において、さらに強化される。

【００３７】

２つの蛍光波長を使用する蛍光イメージングによって新しい分野が開かれ、これは顧客からも求められることが多い。別の実施形態によれば、第１の蛍光色素は例えばメチレンブルーであり、第２の色素はＩＣＧであってもよい。蛍光画像を取り込むステップは、本実施形態では、第１の蛍光色素が発した蛍光の第１の蛍光画像を取り込むことと、第２の蛍光色素が発した蛍光の第２の蛍光画像を取り込むこととを含む。２つの画像の取り込みは、特に時間切替えなく行われる。第１の蛍光画像は、第１の蛍光色素としてメチレンブルーを使用した場合、７００ｎｍ～８００ｎｍの波長範囲で取り込むことができる。第２の蛍光画像は、第２の蛍光色素としてＩＣＧを使用した場合、８００ｎｍ～９００ｎｍの波長範囲で取り込むことができる。２つの異なる蛍光剤に基づく蛍光イメージングは、測定及び診断の新しい可能性をもたらす。

【００３８】

蛍光色素（同じものが第１の蛍光色素及び第２の蛍光色素に当てはまる）は、例えばＩＣＧ（インドシアニングリーン）又はメチレンブルーである。本明細書の文脈内で、「蛍光色素」又は「色素」の用語（「フルオロクロム」又は「フルオロフォア」とも呼ばれる）は、分子を蛍光性にする分子成分を指す。その成分は、特定の波長のエネルギーを吸収し、異なる特定の波長のエネルギーを再放出する分子内の官能基である。様々な態様において、蛍光剤は、蛍光色素、その類似体、その誘導体又はそれらの組み合わせを含む。適切な蛍光色素は、インドシアニングリーン（ＩＣＧ）、フルオレセイン、メチレンブルー、イソスルファンブルー、パテントブルー、シアニン５（Ｃｙ５）、シアニン５．５（Ｃ

ｙ５．５）、シアニン７（Ｃｙ７）、シアニン７．５（Ｃｙ７．５）、サイペート、シリコンローダミン、５－ＡＬＡ、ＩＲＤｙｅ７００、ＩＲＤｙｅ８００ＣＷ、ＩＲＤｙｅ８００ＲＳ、ＩＲＤｙｅ８００ＢＫ、ポルフィリン誘導体、イルミナーレ－１、ＡＬＭ－４８８、ＧＣＰ－００２、ＧＣＰ－００３、ＬＵＭ－０１５、ＥＭＩ－１３７、ＳＧＭ－１０１、ＡＳＰ－１９２９、ＡＶＢ－６２０、ＯＴＬ－３８、ＶＧＴ－３０９、ＢＬＺ－１００、ＯＮＭ－１００、ＢＥＶＡ８００を含むがこれらに限定されない。

【００３９】

目的は、蛍光剤が添加された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するように構成された画像取込み処理装置であって、

蛍光剤の励起発光による発光を生じさせるのに適した波長を有する励起光を組織に照射するように構成された照射部と、

蛍光画像を提供するように発光を空間分解測定することにより蛍光画像を取り込むように構成された蛍光撮像部と、

肢部の少なくとも一部の表面のトポロジに関するデータを取り込み、取り込んだデータから肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するように構成されたトポロジ取込み部とを備える画像取込み装置と、

蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力するように構成された出力部を備える処理装置とを備える画像取込み処理装置によってさらに解決される。

【００４０】

蛍光シグナルを測定し３Ｄ表現を決定する測定方法に関して述べた同じ又は類似の利点が、同じ又は類似の形で画像取込み処理装置にも適用されるため、それについて繰り返さないものとする。

【００４１】

有利な実施形態によれば、画像取込み処理装置の処理装置は、

３Ｄ表現から肢部の少なくとも一部の体積を決定するように構成された体積決定部をさらに備え、出力部は、

蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を、決定された体積の視覚化画像と共に出力するようにさらに構成される。

【００４２】

３Ｄ表現、蛍光シグナル、及び肢部の体積の値を決定する可能性によって、画像取込み処理装置のユーザは、例えばリンパ浮腫の診断のための優れた基礎を得る。

【００４３】

処理装置は、オーバーレイ画像を提供するように、蛍光画像と、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現の視覚化画像とを重畳するように構成された重畳部と、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像の出力としてオーバーレイ画像を出力するように構成された出力部とをさらに備える点において、さらに強化される。

【００４４】

さらに、画像取込み処理装置は、蛍光撮像部及びトポロジ取込み部が、蛍光画像の取込みと、肢部の少なくとも一部の表面のトポロジのデータの取込みとを同時に行うように構成される点においてさらに強化され得る。

【００４５】

３Ｄデータ及び蛍光データは、有利には、可視光画像データで補完することができる。したがって、本発明の態様による画像取込み装置は、有利には、

肢部の表面の少なくとも一部の可視光画像を取り込むように構成された可視光撮像部をさらに備えることができ、

蛍光撮像部と可視光撮像部とが、蛍光画像と可視光画像との視線方向及び／又は視点が、既知の関係を介して連結されるように構成され、

出力部は、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像と共に可視光画像を出力するように構成される。

【００４６】

さらに、画像取込み処理装置は、
蛍光撮像部及び可視光撮像部が蛍光画像及び可視光画像の取込みを繰り返して蛍光画像のシリーズ及び可視光画像のシリーズを提供するようにさらに構成され、トポロジ取込み部が、蛍光画像のシリーズ及び可視光画像のシリーズを取り込むときに撮像される肢部の少なくとも一部において、肢部の表面のトポロジに関するデータを取り込むように構成され、処理装置が、
スティッチングパラメータのセットが決定されて適用されるスティッチングアルゴリズムを可視光画像のシリーズに適用して肢部の大きな可視光画像を生成するように構成されると共に、蛍光画像のシリーズにスティッチングアルゴリズムを適用して大きな蛍光画像を生成するようにさらに構成されたスティッチング部をさらに備え、
蛍光画像のシリーズに適用するスティッチングアルゴリズムでは、大きな可視光画像を生成するときに決定されたスティッチングパラメータのセットが適用され、
出力部が、大きな蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像と共に大きな可視光画像を出力するように構成されることによってさらに強化され得る。
【００４７】
さらに別の有利な実施形態によれば、重畳部は、大きな可視光画像と大きな蛍光画像とを重畳して肢部のオーバーレイ画像を提供するように構成され得る。出力部は、３Ｄ表現の視覚化画像と共にオーバーレイ画像を出力するようにさらに構成され得る。
【００４８】
さらに別の有利な実施形態によれば、画像取込み処理装置は、蛍光撮像部及び可視光撮像部が、蛍光画像及び可視光画像の視線方向及び視点が同一であるように構成され、特に、蛍光撮像部及び可視光撮像部が、蛍光画像及び可視光画像が同一の対物レンズを介して取り込まれるように構成されるという点でさらに強化され得る。
【００４９】
さらに、画像取込み処理装置は、蛍光撮像部及び可視光撮像部が、蛍光画像の信号と可視光画像の信号との間の時間切替えなしに、蛍光画像及び可視光画像を同時に取り込むように構成されるという点で有利に強化される。
【００５０】
さらに別の有利な実施形態によれば、画像取込み装置は、蛍光画像を形成する蛍光及び可視光画像を形成する可視光を入射面を介して受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリを備え、
ダイクロイックプリズムアセンブリは、第１のプリズムと、第２のプリズムと、第１のプリズムと第２のプリズムとの間に配置された第１の補正プリズムと、可視光を３つの光成分に分割するための別のダイクロイックプリズムアセンブリと、第２のプリズムと別のダイクロイックプリズムアセンブリとの間に配置された第２の補正プリズムとを備え、
第１のプリズム及び第２のプリズムがそれぞれ、少なくとも５つの角を有する断面を有し、各角が少なくとも９０度の内角を有し、それぞれの入射面及びそれぞれの出射面を有し、前記入射面の法線に平行な方向に入射面に入射する入射ビームが、第１のプリズム及び第２のプリズムの各々の内部で２回反射され、前記出射面の法線に平行に出射面を介して第１のプリズム及び第２のプリズムの各々から出射するように設計され、
第１のプリズム及び第２のプリズムの各々の入射面の法線と出射面の法線とが互いに垂直であり、
光が入射面を通って第１のプリズムに入射すると、光が第１のプリズムの出射面に向かって部分的に反射され、第１のプリズムの入射面から第１のプリズムの出射面までの第１の経路長を進み、光が第１の補正プリズムを介して第２のプリズムに部分的に入射し、第２のプリズムの出射面に向かって部分的に反射され、第１のプリズムの入射面から第２のプリズムの出射面までの第２の経路長を進み、
第１の経路長と第２の経路長とが同じになるように、第１のプリズムが第２のプリズムよりも大きいことによってさらに強化される。
【００５１】

有利には、上記の５つのプリズムアセンブリは、２つの蛍光撮像波長及び可視光撮像のための３つの色、例えば赤、青及び緑を取り込むことを可能にする。５つのプリズムアセンブリは、入射面からそれぞれのセンサに進む光の光路が同じ長さを有するという点で有利である。したがって、すべてのセンサに焦点が合っており、さらに、センサの信号間にタイミングギャップがない。有利には、装置は、受信信号の時間切替えを必要としない。これにより、高フレームレートで高画質の撮像が可能となる。

【００５２】

さらに別の態様によれば、画像取込み装置は、蛍光及び可視光を第１、第２及び第３のセンサにそれぞれ向けるための第１、第２及び第３の光路を画定し、画像取込み装置は、蛍光及び可視光を入射面を介して受光するように構成されたダイクロイックプリズムアセンブリをさらに備え、ダイクロイックプリズムアセンブリは、第１のプリズムと、第２のプリズムと、第３のプリズムとを備え、各プリズムはそれぞれの第１、第２及び第３の出射面を有し、第１の出射面は第１のセンサを設け、第２の出射面は第２のセンサを設け、かつ、第３の出射面は第３のセンサを設け、特に、第１の光路は第１のフィルタを設け、第２の光路は第２のフィルタを設け、かつ、第３の光路は第３のフィルタを設け、

第１、第２及び第３のフィルタは、順不同で、緑フィルタ、赤外フィルタ、及び、赤と青のフィルタを交互のパターンにおいて含む赤・青パターンフィルタであって、赤・青パターンフィルタによって受光された光の半分が青フィルタを通過し、赤・青パターンフィルタによって受光された光の半分が赤フィルタを通過するようになっている赤・青パターンフィルタである。

【００５３】

さらに別の態様によれば、第１、第２及び第３のフィルタは、順不同で、赤・緑・青パターンフィルタ（ＲＧＢフィルタ）、第１の赤外フィルタ、及び第２の赤外フィルタであり、特に、第１及び第２の赤外フィルタは異なる透過波長を有する。

【００５４】

言い換えれば、第１及び第２の赤外フィルタは、異なる赤外波長間隔、例えば、典型的な蛍光色素が第１の蛍光ピークを発する第１のＩＲ域、及び典型的な蛍光色素が第２の蛍光ピークを発する第２のＩＲ域において、赤外光をフィルタリングするためのものである。典型的には、第２のＩＲ域は第１のＩＲ域に比べて高い波長に位置している。第１及び第２の赤外フィルタは、異なる蛍光剤の発光域に調整されてもよい。したがって、例えば、第１の蛍光剤の発光は第１のフィルタを通過し、（かつ、特に第２のフィルタによって阻止され、）対応する第１のセンサで検出されることができ、第２の蛍光剤の発光は第２のフィルタを通過し、（かつ、特に第１のフィルタで阻止され、）対応する第２のセンサで検出されることができる。例えば、第１のフィルタはメチレンブルーの蛍光発光を測定するために構成され、第２のフィルタはＩＣＧの蛍光発光を測定するように構成されてもよい。

【００５５】

また、実施形態に関して、蛍光シグナルを測定する測定方法に関して述べたのと同じ又は類似の利点及び有利な態様が適用される。

【００５６】

さらに、目的は、

肢部に蛍光剤を投与するステップと、

蛍光剤が投与された肢部の組織内の蛍光シグナルを測定し、肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するステップであって、蛍光剤が添加された組織が肢部の一部を形成するステップと、

蛍光剤の励起発光による発光を生じさせるのに適した波長を有する励起光を組織に照射し、蛍光画像を提供するように発光を空間分解測定することにより蛍光画像を取り込むステップと、

肢部の少なくとも一部の表面のトポロジに関するデータを取り込み、取り込んだデータから肢部の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するステップと、

蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力するステップと、
蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を分析することによって、リンパ浮腫に関連する、特にリンパ浮腫の重症度又はレベルに関連する診断結果を導出するステップとを含む、リンパ浮腫を診断する方法によって解決される。
【００５７】
リンパ浮腫を診断する方法は、より高い精度及び信頼性で有利に行うことができるため、より良好な結果を提供する。この全く新しいアプローチは、リンパ浮腫を診断する古典的な方法に有利に取って代わり得る。リンパ浮腫を診断する従来の方法は、患部の肢部を医師が人手で検査するものである。しかしながら、こうした診断を行う方法は、医師の個々の経験及び資格に起因する再現不可能でランダムな要素を含まざるを得ない。さらに、リンパ浮腫を診断する方法は、蛍光シグナルを測定する方法に関して前述したのと同じ又は類似の利点を含む。さらに、この方法は、従来の方法よりも良好な結果を提供する。特に、不正確なテープ測定法を行わなくて済む。
【００５８】
一実施形態によれば、３Ｄ表現の視覚化画像は、決定された体積の視覚化画像によって補完することができる。言い換えれば、肢部の少なくとも一部の体積は、３Ｄ表現から決定され、体積は、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像と共に出力される。決定された体積の視覚化画像は、グラフィック図、例えばカラースケール図とすることができる。しかしながら、グラフィック図は、決定された値の数値表現も含むべきである。
【００５９】
リンパ浮腫を診断する方法は、２つ以上の肢部に対する診断の実施をさらに含むことができる。例えば、方法は、患者の左右の肢部に対して行うことができる。これによって差分診断が可能となる。
【００６０】
さらに、方法は、患者の足又は手の指の節骨の間の組織に蛍光剤を注入することによって患者の腕又は脚に蛍光剤を投与する点において、強化することができる。
【００６１】
目的は、
本方法の上述の実施形態のうちの１つ以上に従ってリンパ浮腫に関する診断を行うステップと、
患者に対して治療を行うステップであって、治療がリンパ浮腫に関する診断結果に合わせて調整されたステップと、
リンパ浮腫を診断するステップと患者に対して治療を行うステップとを繰り返すステップであって、各反復において、治療がリンパ浮腫の診断、特にリンパ浮腫の重症度又はレベルに合わせて調整されるステップとを含むリンパ浮腫の長期治療の方法によっても解決される。
【００６２】
本発明の態様による長期治療の方法は、リンパ浮腫の診断が、従来の方法とは対照的に、疾患の重症度又はレベルに関して客観的な結果をもたらすために特に有用である。したがって、長期治療の成功を客観的な観点から分析することができる。したがって、診断及び治療を強化することができる。
【００６３】
本発明のさらなる特徴は、特許請求の範囲及び含まれる図面と共に本発明による実施形態の説明から明らかになるであろう。本発明による実施形態は、個々の特性又はいくつかの特性の組み合わせを満たすことができる。
【００６４】
本発明は、本発明の一般的な意図を制限することなく、例示的な実施形態に基づいて以下に説明され、本文でより詳細に説明されていない本発明によるすべての詳細の開示に関しては図面が明示的に参照される。図面を以下に示す。
【図面の簡単な説明】

【００６５】
【図１】画像取込み処理装置の概略図である。
【図２】画像取込み処理装置の画像取込み装置及び処理部の概略図である。
【図３】蛍光撮像部及びトポロジ取込み部を備える画像取込み装置の動作の簡略図である。
【図４】３Ｄ表現の視覚化画像及び蛍光画像を含むオーバーレイ画像の簡略図である。
【図５】可視光画像及び対応する蛍光画像の一例である。
【図６】図５に示す蛍光画像における例示的な可視光から部分的に生成された大きなオーバーレイ画像である。
【図７】画像取込み装置の内部プリズムアセンブリを示す概略図である。
【図８】スティッチングアルゴリズムのフローチャートである。
【図９】画像取込み装置の別の内部プリズムアセンブリを示す概略図である。
【発明を実施するための形態】
【００６６】
図面において、同じ又は類似の種類の要素又は互いに対応する部分には、項目を再導入する必要がないように同じ参照番号が付されている。
【００６７】
図１は、患者６の肢部４の組織における蛍光シグナルを測定するように構成された画像取込み処理装置２を示す。単なる一例として、患者６の肢部４は腕である。蛍光シグナルの測定は、患者６の他の肢部４、例えば脚に対して行うこともできる。
【００６８】
最初に測定を開始する前に、蛍光剤８が患者の肢部４の組織に投与、すなわち注入される。肢部４の組織における蛍光シグナルの測定方法は、画像取込み処理装置２を示す図面でも説明するが、蛍光剤８を投与するステップを含まない。
【００６９】
蛍光剤８は、例えば、ＩＣＧ又はメチレンブルーである。ＩＣＧ（インドシアニングリーン）は、４０年以上にわたって使用されている緑色の医療用色素である。ＩＣＧは、６００ｎｍ～８００ｎｍの波長を有する近赤外光で励起されると蛍光を発する。発する蛍光は７５０ｎｍ～９５０ｎｍである。蛍光剤８が２つの異なる医療用色素を含むことも可能である。例えば、蛍光剤８はメチレンブルーとＩＣＧとの混合物であってもよい。
【００７０】
蛍光剤８の投与後、図１に矢印で示すように、画像取込み処理装置２の一部を構成する画像取込み装置１０を用いて患者の肢部４を検査する。
【００７１】
画像取込み装置１０は、肢部４の表面１１（図３参照）を撮像し、蛍光剤８が励起光で照射された結果生じる蛍光シグナルを検出するように構成される。適切な励起波長を有する光を発するために、画像取込み装置１０は照射部１６（図１には示されていない）を備える。
【００７２】
取り込まれた画像は、画像取込み処理装置２の一部を構成する処理装置１２に通信される。分析の結果は出力され、例えば処理装置１２のディスプレイ１４に表示される。画像取込み装置１０は、医師３によって操作され得る。
【００７３】
図２は、画像取込み処理装置２の画像取込み装置１０及び処理装置１２をより詳細に示す模式図である。画像取込み装置１０は、蛍光剤８の発光を励起することによって蛍光を発生させるのに適した波長を有する励起光を組織に照射するように構成された照射部１６を備える。照射部１６には、例えば複数のＬＥＤが設けられている。
【００７４】
さらに、画像取込み装置１０はトポロジ取込み部４０を備える。トポロジ取込み部４０は、ラインスキャナ若しくはＬｉＤＡＲスキャナ、点群生成器、又は物体から３Ｄデータ

セットを生成することができる任意の他の適切な装置であってもよい。

【００７５】

画像取込み装置１０は、可視光及び蛍光を取り込む対物レンズ１８をさらに備える。光は、対物レンズ１８を通ってプリズムアセンブリ２０に導かれる。プリズムアセンブリ２０は、可視光画像をもたらす可視光から、特に７５０ｎｍ～９５０ｎｍの波長範囲にある蛍光を分離するように構成される。蛍光は、例えば、必要に応じて追加の波長フィルタ及び電子機器を含むＣＣＤ又はＣＭＯＳセンサである蛍光撮像部２２に向けられる。蛍光撮像部２２は、蛍光画像を提供するように発光、すなわち蛍光剤８の励起発光の空間分解測定によって蛍光画像を取り込むように構成される。さらに、必要に応じて追加の異なる波長フィルタ及び電子機器を含む別のＣＣＤ又はＣＭＯＳセンサである可視光撮像部２４がある。プリズムアセンブリ２０は、可視光撮像部２４が患者の肢部４の表面１１の一部の可視光画像を取り込めるように可視光撮像部２４に可視光を向けるように構成される。同様に、プリズムアセンブリ２０は蛍光撮像部２２に蛍光を向けるように構成される。プリズムアセンブリ２０、蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４については、以下でさらに詳細に説明する。

【００７６】

可視光撮像部２４は、オプションである。すなわち、画像取込み装置１０は、蛍光撮像部２２及びトポロジ取込み部４０のみを備えた構成とすることができる。先入観なしに単に説明を簡単にするために、両方のユニット、すなわち蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４を備える画像取込み装置１０が示されている。

【００７７】

画像取込み装置１０はまた、奥行き情報を含む３Ｄ画像を計算することができる一対の立体画像を取り込むのに適した３Ｄカメラであってもよい。この場合、トポロジ取込み部４０は、３Ｄ画像データから患者の肢部４の表面１１のトポロジに関するデータを算出可能な処理部に置き換えることができる。この場合、肢部４の表面１１のトポロジに関するデータを取得するための別個のセンサは不要である。

【００７８】

トポロジ取込み部４０は、患者６の肢部４の少なくとも一部の表面１１のトポロジに関するデータを取り込むように構成される。さらに、トポロジ取込み部４０は、取り込んだデータから肢部４の少なくとも一部の３Ｄ表現を決定するように構成される。

【００７９】

画像データ及び３Ｄ表現に関するデータは、適切なデータリンク２６を介して画像取込み装置１０から処理装置１２に通信される。データリンク２６は、無線データリンク又は有線データリンク、例えばデータケーブルであってもよい。

【００８０】

処理装置１２は、蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力するように構成された出力部４２を備える。３Ｄ表現の視覚化画像は、処理装置１２において、例えば出力部４２によって計算することができる。処理装置１２はまた、別個に示されていない、トポロジ取込み部４０の一部と考えることができるさらなるユニットを備えてもよい。このユニットは、例えばトポロジ取込み部４０のスキャン装置に取り込んだ３Ｄ表現のデータから３Ｄ表現の視覚化画像を計算するように構成される。３Ｄ表現の視覚化画像は、例えば、点群、グリッドネットワーク構造、３Ｄモデルレンダリング、又は任意の他の適切な３Ｄイラストであってもよい。

【００８１】

図３は、蛍光撮像部２２及びトポロジ取込み部４０を備える画像取込み装置１０が、蛍光画像と、肢部４の表面１１のトポロジに関するデータとを取り込む様子を示している。これは、画像取込み装置１０を肢部４の長手方向Ｌに沿って移動させることにより行われる。スキャンされたデータは出力部４２によって処理され、肢部４の３Ｄ表現の視覚化画像４４が生成される。

【００８２】

図４は、そのような視覚化画像４４を示す。単なる一例として、視覚化画像４４は点群である。肢部４のこの視覚化画像４４は、処理装置１２のディスプレイ１４に表示することができる（図２を参照）。

【００８３】

図３はまた、従来技術とは対照的に、肢部４の表面１１のトポロジの測定値を示す。従来の手法は、いわゆるテープ法によって患者の肢部４の体積を決定する方法である。テープは、例えば患者の腕の周りに一定の間隔で配置される。図３では、テープを黒い線で示している。テープの位置でのアームの円周が決定され、全体積は、テープのそれぞれの位置で測定された円周に等しい円周を有する円錐台の円筒によって近似される。しかしながら、この従来の方法は非常に大まかな近似である。さらに、この方法は不整合及び測定誤差を伴う。特に測定が異なる時点で又は異なる人によって行われる場合、異なる測定値を比較することは困難である。

【００８４】

図４に戻って、患者６の肢部４の表面１１のトポロジを特徴付ける３Ｄデータを意味する３Ｄ表現画像から、肢部４の体積Ｖを計算できることが分かる。肢部４の体積Ｖを算出するために、処理装置１２は体積決定部４６を含む。体積決定部４６は、３Ｄ表現から肢部４の少なくとも一部の体積Ｖを決定するように構成される。計算された体積Ｖは、３Ｄ表現の視覚化画像４４と共に表示することができる。例えば、体積Ｖは、単純な８桁を使用して表示することができ、これは図４に示されており、決定された体積の視覚化画像４８は「Ｖ＝ｘｙｃｍ３」である。

【００８５】

さらに、処理装置１２は、オーバーレイ画像９を提供するように蛍光画像と、肢部４の少なくとも一部の３Ｄ表現の視覚化画像４４とを重畳する重畳部３０を備える。それに応じて、出力部４２はオーバーレイ画像９を出力するように構成される。

【００８６】

これは、蛍光画像７を示す雲状の構造を示すことによって図４に示されている。肢部４のこの部分には、高濃度の蛍光剤が存在し、これはリンパ輸送が不十分であることの強い徴候である。この情報は、体積Ｖに関する情報及び患者の肢部４の３Ｄ表現の視覚化画像４４と共にマージされる。この情報はすべて、オーバーレイ画像９を形成する。オーバーレイ画像９は、例えばリンパ浮腫のその後の診断のための非常に良好なデータベースをユーザに与える。

【００８７】

さらに、蛍光画像７を取り込むことと、肢部４の一部の表面１１のトポロジに関するデータを取り込むことと、その後取り込んだデータから肢部４の一部の３Ｄ表現を決定することとは、少なくとも第１の測定シリーズと、第２の測定シリーズとに対して行ってもよい。異なる測定シリーズは、異なる肢部４に対して又は異なる時点で行ってもよい。例えば、第１の測定シリーズは患者６の左腕に対して行うことができ、第２の測定シリーズは患者６の右腕に対して行うことができる。第１の測定シリーズは第１の検査中に行い、第２の測定シリーズは、例えばその後の時間（数週間後）である第２の検査中に行うことも可能である。出力部４２は、第１のシリーズ及び第２のシリーズの蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像を出力するように構成される。出力部４２は、第１のシリーズ及び第２のシリーズの取込みデータから計算された差分画像を生成して出力するようにさらに構成される。言い換えれば、差分画像において第１のシリーズと第２のシリーズとの間の差が強調表示されるという点で、第１のシリーズと第２のシリーズの蛍光画像及び３Ｄ表現の視覚化画像４４が出力される。この情報を差分画像に出力することで、第１のシリーズと第２のシリーズのデータ間の差分を容易に視覚化できる。例えば、患者６の左腕と右腕との間の体積Ｖの差である。典型的には、一方の腕のみがリンパ浮腫に罹患する。したがって、この比較によってリンパ浮腫の量又はレベルを容易に視覚化できる。第１の検査結果を第２の検査の測定値と比較することによって、疾患の進行を視覚化でき、又は治療的処置の効果を視覚化できる。どちらの場合でも、さらなる診断及び治療のための非常に良好なデ

ータベースがシステムユーザに提供される。

【００８８】

さらに、画像取込み装置１０は、蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４を動作させて可視光画像と蛍光画像を同時に取り込むように構成され得る。特に、画像取込み装置１０は、蛍光画像の信号と可視光画像の信号との間の時間切替えを行わない。言い換えれば、蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４のセンサは、それぞれの波長範囲の画像を取り込むために排他的に使用され、すなわち、撮像部２２、２４のセンサは、ＩＲスペクトルの蛍光画像を取り込むために、又は可視スペクトルの可視光画像を取り込むためのいずれかに使用される。蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４のセンサは、両方の波長範囲の画像を取り込むためには使用されない。これは大きな利点をもたらす。例えば、センサは正確に焦点が合った状態で配置することができるが、この配置は、画像センサが両方の目的、すなわち可視光及び赤外光を取り込むために使用される場合、異なる波長の焦点の位置は通常異なるために不可能である。さらに、センサパラメータは、例えば必要な露光時間又はセンサゲインに関して個別に調整することができる。ＩＲ信号は通常、可視光信号よりも低いため、個別に設定できることは有利である。

【００８９】

蛍光撮像部２２と可視光撮像部２４とは、互いの空間的な関係が固定されている。これは、各ユニットが画像取込み装置１０の１つの実装構造又はフレーム内に配置されているためである。さらに、蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４は、それぞれ、蛍光画像の撮像及び可視光画像の撮像のため、同一の対物レンズ１８及びプリズムアセンブリ２０を用いる。この対策により、蛍光撮像部２２と可視光撮像部２４は、蛍光画像と可視光画像の視線方向と視点が既知の一定の関係で連結されるように構成される。所与の実施形態では、蛍光撮像部２２、可視光撮像部２４が同じ対物レンズ１８を介して撮像するため、２つの画像の視線方向は同一である。

【００９０】

画像取込み装置１０は、蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４を動作させて、蛍光画像及び可視光画像の撮像を繰り返して蛍光画像のシリーズ及び可視光画像のシリーズを提供するようにさらに構成されてもよい。同時に、トポロジ取込み部４０は、肢部４の表面１１のトポロジに関するデータを取り込む。この動作は、処理装置１２が、蛍光撮像部２２のイメージセンサ、可視光撮像部２４のイメージセンサ、及び、トポロジ取込み部４０を動作させることにより行うことができる。画像のシリーズは、典型的には、オペレータ又は医師３（図１及び図３参照）が患者６の肢部４の長手方向Ｌに沿って画像取込み装置１０を移動させている間に取り込まれる。この移動は、画像のシリーズの後続の画像が重複部分を含むように行ってもよい。言い換えれば、画像のシリーズの第１の画像に示される細部が、そのシリーズの後続の第２の画像にも示される。これは、その後のスティッチングプロセスにとって重要である。対応する特徴を後の画像で確実に見つけることができるように、画像取得の頻度を十分に高い値に設定することができる。画像の取込みは例えば医師３が人手で開始するか、又は記載された前提条件を満たすように画像取込み装置１０によって制御され得る。これは、特に可視光画像に関する。

【００９１】

２シリーズの画像（すなわち、第１のシリーズの可視光画像及び第２のシリーズの蛍光画像）又はシリーズの画像対（各画像対は蛍光画像及び可視光画像を含む）が画像取込み装置１０によって取り込まれて処理装置１２で受信されると、そのシリーズの可視光画像はスティッチング部２８（図２を参照）によって処理することができる。スティッチング部２８は、シリーズの可視光画像にスティッチングアルゴリズムを適用して肢部４の大きな可視光画像を生成するように構成される。大きな画像は、画像取込み装置１０で分析された患者６の肢部４のより大きな一部、次いで単一の画像を示すという点において「より大きい」。

【００９２】

スティッチングアルゴリズムは、可視光画像のスティッチングから始まる。スティッチ

ングアルゴリズムは、スティッチング動作を行うときにスティッチングパラメータのセットを生成して適用する。スティッチング部２８の詳細な動作については、さらに後述する。スティッチング部２８は、シリーズの可視光画像だけでなく、シリーズの蛍光画像に対してもスティッチングアルゴリズムを適用して、大きな蛍光画像を生成するように構成される。蛍光画像のスティッチングに適用されるスティッチングアルゴリズムは、可視光画像のスティッチングに使用されるのと同じアルゴリズムである。さらに、蛍光画像のスティッチングは、可視光画像のスティッチングを行う際に決定されたのと同じスティッチングパラメータのセットを用いて行われる。これは、可視光画像及び蛍光画像の視野方向及び視点の間に固定された関係があるために可能である。当然ながら、可視光画像と蛍光画像の視線方向と視点が同一でない場合、固定オフセット又はスティッチングパラメータの変更を適用する必要がある。このとき、ＩＲ及びＶｉｓ画像センサと対応する光学系との間の既知の固定された空間的関係が考慮される。

【００９３】

スティッチング後、大きな可視光画像及び大きな蛍光画像が３Ｄ表現の視覚化画像４４と共に出力される。例えば、画像及び３Ｄ表現の視覚化画像４４は、ディスプレイ１４上に並べて表示される。従来の検査システムとは異なり、ディスプレイ１４は、互いに対応する可視光画像及び蛍光画像を示す。言い換えれば、蛍光画像上で見ることができる細部、例えばリンパ液の貯留を示す高い蛍光強度が、可視光画像に示される、患者の肢部４の正確に対応する位置上に見出され得る。これにより、医師３は、リンパ液の貯留が存在する領域を正確に特定することができる。これは、例えば、患者６の調整された特定の治療のために非常に価値のある情報である。

【００９４】

可視光画像、蛍光画像、及び３Ｄ表現の視覚化画像４４、特に大きな可視光画像及び大きな蛍光画像を、肢部４のオーバーレイ画像、特に大きなオーバーレイ画像を提供するように３Ｄ表現の視覚化画像４４と共に重ね合わせることも可能である。これは、処理装置１２の重畳部３０で行うことができる。オーバーレイ画像は、ディスプレイ１４を介して出力することもできる。

【００９５】

図５の（ａ）は、患者６の肢部４の表面１１の一部が見える可視光画像５の一例を示す。単なる一例として、患者の脚の一部が示されている。図５の（ｂ）は、患者の脚の組織に適用された蛍光剤８の蛍光シグナルを測定することによって決定された対応する蛍光画像７を示す。蛍光シグナルの高強度のスポット又は領域が見える。このスポット又は領域は、患者の脚におけるゆっくりとしたリンパ輸送及びあり得るリンパ浮腫に起因するリンパの貯留を強く示している。有利には、医師３は、蛍光画像７を可視光画像５と比較することによって、ゆっくりとしたリンパ輸送が起こっている領域を特定することができる。

【００９６】

図６にはオーバーレイ画像９が示されており、ここでは、図５の（ａ）及び図５の（ｂ）に示す画像に加えて、可視光画像５及び蛍光画像７のスティッチングが行われている。さらに、オーバーレイ画像９は３Ｄ表現の視覚化画像４４を含む。この視覚化画像は、図４を参照して説明した視覚化画像４４と同様のものである。単なる一例として、図６に示されるオーバーレイ画像９には体積の視覚化画像４８はない。

【００９７】

例示的な単一の可視光画像５及び蛍光画像７も図６に見ることができ、それはそれぞれ大きなオーバーレイ画像９に示される直線破線の間に投影される。可視光画像５と蛍光画像７とをスティッチングすることにより、患者６の肢部４のほぼ全体を示す大きなオーバーレイ画像９を提供することができる。蛍光シグナルは、可視光画像５の特徴と明確に区別するために着色して示してもよい。

【００９８】

図７には、画像取込み装置１０のプリズムアセンブリ２０の一実施形態が示されている。これは、画像取込み装置１０が可視光画像５及び蛍光画像７を同時に取得するように構

成された実施形態に関する。第１のプリズムＰ１は、五角柱である。可視光及び蛍光である入射光Ａは、入射面Ｓ１を介して第１のプリズムＰ１に入射し、２つの面のうちの入射面Ｓ１に隣接しない一方である面Ｓ２で部分的に反射される。次いで、反射ビームＢは、入射面Ｓ１に隣接する面のうちの第１の面で再反射される。反射の角度は、反射が内部的にならないように、臨界角未満とすることができる（隣接面は、光の漏れを回避し、対象となる必要な波長を反射するようにコーティングすることができる）。そして、反射光Ｃは、入射光Ａと交差し、入射面Ｓ１に隣接する面のうちの第２の面からセンサＤ１に向けて第１のプリズムＰ１を出射する。ビームＡの一部は、面Ｓ２を通過して補正プリズムＰ２に入射する。２つの非内部反射を使用して、ビームＢ及びＣを介して入射ビームＡをセンサＤ１に向けることができる。さらに、プリズムＰ１とプリズムＰ２との間に空隙がなく、プリズムＰ３とプリズムＰ４との間に空隙がなく、プリズムＰ２とプリズムＰ３との間に空隙がなくてもよい。プリズムＰ２は、入射面Ｓ１からセンサＤ１～５の個々の光路の長さを調整するための補正プリズムである。

【００９９】

プリズムＰ２から、ビームＤは第２の五角柱のプリズムＰ３に入射する。プリズムＰ１と同様に、ビーム自体を交差させるために内向きの反射が使用される。簡潔にするために、ビームの説明は、プリズムＰ３におけるビーム部分Ｅ、Ｆ、及びＧがそれぞれプリズムＰ１におけるビーム部分Ａ、Ｂ、及びＣに対応すると述べることを除いて繰り返さない。プリズムＰ３はまた、入射ビームをセンサＤ２に向けて反射させるために内部反射を使用することができない。２つの非内部反射を使用して、ビームＦ及びＧを介して入射ビームＥをセンサＤ２に向けることができる。

【０１００】

プリズムＰ３の後に、別の補正プリズムＰ４がある。最後に、ビームＨは、それぞれセンサＤ３、Ｄ４及びＤ５を有するプリズムＰ５、Ｐ６及びＰ７を備えるダイクロイックプリズムアセンブリに入射する。ダイクロイックプリズムアセンブリは、それぞれのセンサＤ３、Ｄ４、及びＤ５に向かって可視光を赤、緑、及び青の成分に分割するためのものである。光は、ビームＩを介してプリズムアセンブリに入射する。プリズムＰ５とＰ６との間に光学コーティングＣ１が配置され、プリズムＰ６とＰ７との間に別の光学コーティングＣ２が配置される。各光学コーティングＣ１及びＣ２は、異なる反射率及び波長感度を有する。光学コーティングＣ１において、入射ビームＩは、光が入射したのと同じプリズムの面に部分的に反射して戻る（ビームＪ）。同じ面で、ここではＫとラベル付けされたビームは、再びセンサＤ３に向かって反射される。ビームＪからビームＫへの反射は内部反射である。したがって、センサＤ３は、コーティングＣ１によって反射された光を受光し、同様に、センサＤ４は、コーティングＣ２によって反射されたビームＬからの光（ビームＭ及びＮ）を受光し、センサＤ５は、妨げられずにプリズムを横断したビームＯからの光を受光する。

【０１０１】

プリズムＰ４とプリズムＰ５との間には空隙が存在する。プリズムアセンブリ２０では、各終点チャネルに対して以下の総経路長を定義することができる（チャネルの終点のセンサに関して定義される）。

【０１０２】

センサＤ１（例えば、第１の近赤外）経路：Ａ＋Ｂ＋Ｃ
センサＤ２（例えば、第２の近赤外）経路：Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｆ＋Ｇ
センサＤ３（例えば、赤色）経路：Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋Ｉ＋Ｊ＋Ｋ
センサＤ４（例えば、青色）経路：Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋Ｉ＋Ｌ＋Ｍ＋Ｎ
センサＤ５（例えば、緑色）経路：Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋Ｉ＋Ｌ＋Ｏ

【０１０３】

Ａ＋Ｂ＋Ｃ＝Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｆ＋Ｇ＝Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋ｌ＋Ｊ＋Ｋ＝Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋Ｉ＋Ｌ＋Ｍ＋Ｎ＝Ａ＋Ｄ＋Ｅ＋Ｈ＋Ｉ＋Ｌ＋Ｏで経路長が一致する。

【０１０４】

経路長の一致は、センサＤ１～Ｄ５で検出される波長の焦点面及び焦点位置の差の調整を含むことができる。すなわち、鮮明で焦点の合った画像を作成するための理想的な距離は光の波長にある程度依存するため、例えば、青色（Ｂ）光のセンサに向かう経路長は、赤色（Ｒ）光のセンサに向かう経路長と正確に同じではない場合がある。プリズムは、この依存性を考慮して構成され得る。Ｄ＋Ｈの長さは、補正プリズムＰ２、Ｐ４の横方向の変位によって波長シフトに起因して調整され、焦点補正器として作用し得る。

【０１０５】

経路Ｉ内のより大きな空隙は、追加のフィルタに使用することができるが、焦点シフト及び補正のためのガラス補正器で埋めることもできる。ビームＪからビームＫへの経路における内部反射のために、赤色プリズムの特定の底面に空隙が存在する必要がある。追加のフィルタを提供するために、プリズム出力面とセンサＤ１～Ｄ５の各々との間に空間を確保することができ、又はそれに応じてガラス補正器で埋めるべきである。

【０１０６】

センサＤ１、Ｄ２はＩＲセンサで、蛍光画像７を取り込むために構成される。一例として、センサＤ１及びＤ２並びに適切な電子機器は、蛍光撮像部２２の一部である。センサＤ３、Ｄ４、Ｄ５は、可視光画像５の３成分を取り込むためのものである。一例として、センサＤ３、Ｄ４及びＤ５並びに適切な電子機器は、可視光撮像部２４の一部である。それぞれのユニットの一部のセンサ、すなわち蛍光撮像部２２及び可視光撮像部２４にそれぞれ光ビームを向ける対応するプリズムを考えることもできる。

【０１０７】

図８は、可視光画像と蛍光画像のスティッチングに用いることができるスティッチングアルゴリズムのフローチャートを示す。フローチャートは、多かれ少なかれ自明のものであり、非常に簡単に説明される。最初に、取得された画像のシリーズ（Ｓ１）が処理装置１２のスティッチング部２８に転送される。次に、アルゴリズムがフレーム事前選択を行う（ステップＳ２）。この事前選択ステップでは、スティッチングに適したフレームが選択される。Ｓ３は選択されたスティッチングする画像を表し、次にそれらに前処理が施される（ステップＳ４）。前処理された画像（Ｓ５）において、特徴抽出が行われる（ステップＳ６）。画像特徴が抽出されると（Ｓ７）、Ｓ３の既知の画像と、ステップＳ７で抽出された特徴とを用いて、画像マッチング（ステップＳ８）が行われる。選択された画像（Ｓ９）に基づいて、画像の変換が推定される（ステップＳ１０）。この画像変換（Ｓ１１）の推定はスティッチングパラメータとも呼ばれ、適用される（ステップＳ１２）。変換が適用され、変換された画像（Ｓ１３）が生成される。さらなる画像補正、例えば露出補正を行うことができる（ステップＳ１４）。変換及び補正された画像（Ｓ１５）は、継ぎ目、すなわち画像が結合される線の位置を特定すること（ステップＳ１６）によってスティッチングされる。継ぎ目（Ｓ１７）の位置を示すデータは、変換及び補正された画像（Ｓ１５）と共に使用されて、画像の合成物を作成する（ステップＳ１８）。所与の実施形態では、これによって大きな可視光画像又は大きな蛍光画像が生成され、これらはスティッチング結果（Ｓ１９）となる。

【０１０８】

図９では、画像取込み装置１０の別のプリズムアセンブリ２０の実施形態が示されている。プリズムアセンブリ２０は、例えばそれぞれのセンサＤ３、Ｄ４及びＤ５に向けて赤、緑及び青の成分に光を分割するように構成されたプリズムＰ５、Ｐ６及びＰ７を備える。さらなる実施形態によれば、プリズムアセンブリ２０は、入射光を緑成分、赤・青成分及び赤外成分に分割し、これらをそれぞれのセンサＤ３、Ｄ４及びＤ５に向けるように構成される。さらに別の実施形態によれば、プリズムアセンブリ２０は、赤・緑・青センサ（ＲＧＢセンサ）に向けられる可視光成分、第１の波長又は波長間隔の第１の赤外成分、及び第２の波長又は波長間隔の第２の赤外成分に入射光を分割し、これらをそれぞれのセンサＤ３、Ｄ４及びＤ５に向けるように構成される。

【０１０９】

光は、示された矢印からプリズムアセンブリ２０に入射する。プリズムＰ５とＰ６の間

に光学コーティングＣ１が配置され、プリズムＰ６とＰ７の間に光学コーティングＣ２が配置され、各光学コーティングＣ１及びＣ２は、異なる反射率及び波長感度を有する。Ｃ１において、入射ビームＩは、光が入射したのと同じプリズムＰ５の面に部分的に反射して戻る（ビームＪ）。この同じ面で、ここではＫとラベル付けされたビームは、再びフィルタＦ３とセンサＤ３に向かって反射される。ビームＪからビームＫへの反射は内部反射である。したがって、フィルタＦ３及びセンサＤ３は、コーティングＣ１によって反射された光を受光し、同様に、フィルタＦ４及びセンサＤ４は、コーティングＣ２によって反射されたビームＬからの光（ビームＭ及びＮ）を受光する。フィルタＦ５及びセンサＤ５は、妨げられずにプリズムを横断したビームＯからの光を受光する。

【０１１０】

入射光が赤、緑及び青の成分に分割される実施形態に言及する場合、コーティング及びフィルタはそれに応じて選定される。

【０１１１】

入射光が緑成分、赤・青成分及び赤外成分に分離される実施形態では、フィルタＦ３はパターンフィルタ（赤・青）であってもよい。特に、赤と青のフィルタの交互のパターンのアレイがある。パターンは、特定の１つの色にフィルタリングされる２ｘ２ピクセルのグループから構成されてもよい。フィルタＦ４は緑フィルタであってもよく、これはフィルタが緑フィルタのみを備えることを意味している。各ピクセルで受光した光が緑フィルタでフィルタリングされる単一のピクセルグリッドがある。フィルタＦ５はＩＲフィルタであってもよい。各ピクセルはＩＲフィルタでフィルタリングされる。

【０１１２】

一般に、コーティングＣ１及びＣ２はフィルタＦ３、Ｆ４及びＦ５に相当すべきである。例えば、第１のコーティングＣ１は可視光を透過してもよく、一方で赤外光を反射して赤外光がＩＲフィルタＦ３に向かって導かれるようにしてもよい。第２のコーティングＣ２は緑色光を透過してもよく、一方で赤色光と青色光を反射してフィルタＦ４が赤・青のパターンフィルタであり、Ｆ５が緑フィルタ２３であるようにしてもよい。

【０１１３】

入射光が可視光成分（ＲＧＢ）、第１の赤外成分及び第２の赤外成分に分割されるさらなる実施形態によれば、コーティングＣ１及びＣ２及びフィルタＦ３、Ｆ４及びＦ５は、例えば、センサＤ４が３色全ての可視光画像を検出するための色センサ（ＲＧＢセンサ）であるように構成される。さらに、センサＤ３が第１の波長の蛍光を検出するために構成され、センサＤ５が第２の波長の蛍光を検出するために構成されてもよい。

【０１１４】

同様に、図７のプリズムアセンブリ２０に言及する場合、センサＤ１、Ｄ２、Ｄ３、Ｄ４及びＤ５のそれぞれの１つの前に配置された、コーティングＳ１、Ｓ２、Ｓ３、Ｓ４、Ｃ１及びＣ２ならびにフィルタＦ１、Ｆ２、Ｆ３、Ｆ４及びＦ５は、最大４つの蛍光波長を検出できるように構成されてもよい。例えば、センサＤ４は、３色全ての可視光画像を検出するための色センサである。センサＤ３は、第１の波長又は波長間隔の蛍光を検出するためのものであり、センサＤ５は、第２の波長又は波長間隔の蛍光を検出するためのものであり、センサＤ１は、第３の波長又は波長間隔の蛍光を検出するためのものであり、センサＤ２は、第４の波長又は波長間隔の蛍光を検出するためのものである。

【０１１５】

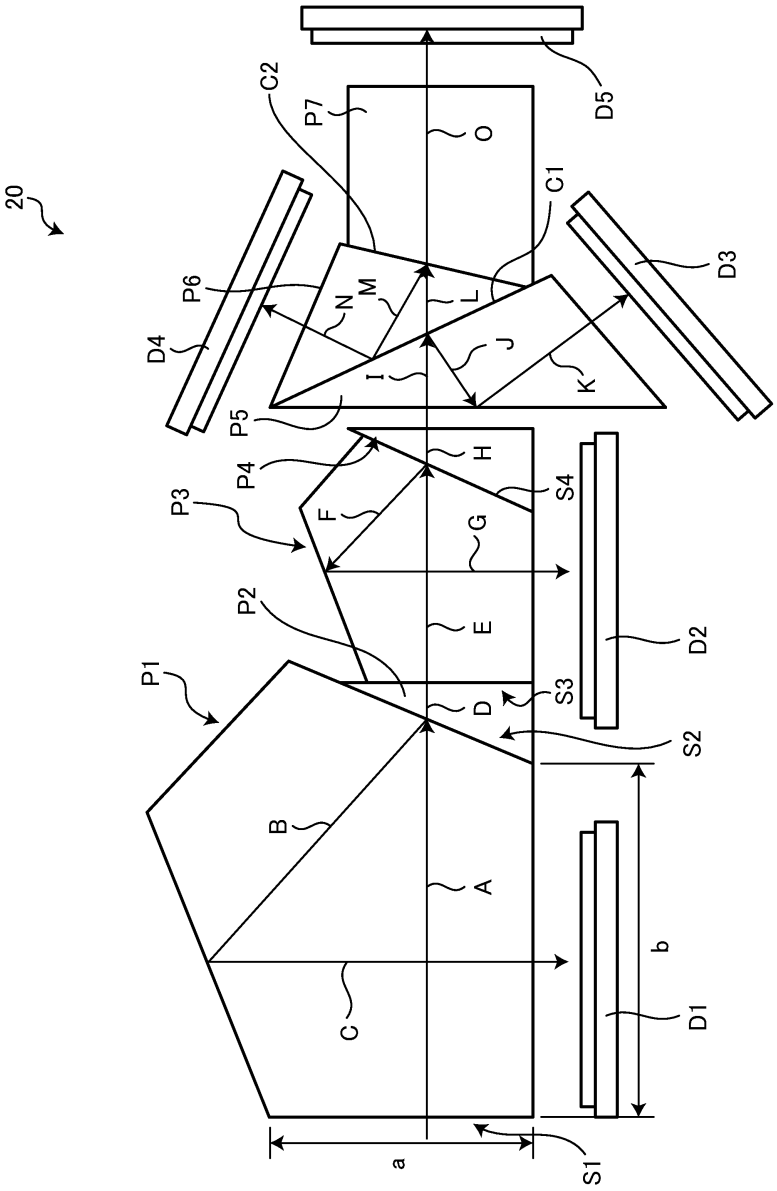
図面のみから得られたものを含むすべての指定された特性、及び他の特性と組み合わせて開示された個々の特性は、単独及び組み合わせで本発明にとって重要であると考えられる。本発明による実施形態は、個々の特性又はいくつかの特性の組み合わせによって実施することができる。「Ｉｎ　ｐａｒｔｉｃｕｌａｒ（特に）」又は「ｅｓｐｅｃｉａｌｌｙ（特に）」いう表現と組み合わされる特徴は、好ましい実施形態として扱われるべきである。

【符号の説明】

【０１１６】

２　画像取込み処理装置
３　医師
４　肢部
５　可視光画像
６　患者
７　蛍光画像
８　蛍光剤
９　オーバーレイ画像
１０　画像取込み装置
１１　表面
１２　処理装置
１４　ディスプレイ
１６　照射部
１８　対物レンズ
２０　プリズムアセンブリ
２２　蛍光撮像部
２４　可視光撮像部
２６　データリンク
２８　スティッチング部
３０　重畳部
４０　トポロジ取込み部
４２　出力部
４４　３Ｄ表現の視覚化画像
４６　体積決定部
４８　体積の視覚化画像
Ｐ１　第１の五角柱
Ｐ２、Ｐ４　補正プリズム
Ｐ３　第２の五角柱
Ｐ５、Ｐ６、Ｐ７　ダイクロイックプリズムアセンブリ
Ａ　入射光ビーム
Ｂ～Ｏ　光線
Ｓ１　入射面
Ｄ１～Ｄ５　センサ
Ｃ１、Ｃ２　コーティング
Ｌ　長手方向
Ｖ　体積
【手続補正３】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】図７
【補正方法】変更
【補正の内容】

【図７】


20
C2
P7
O
D5
C1
D3
P6
N
M
L
D4
I
J
K
P5
P4
H
S4
P3
F
G
P2
E
D2
P1
D
S3
S2
B
A
b
C
D1
a
S1