

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7033552号
(P7033552)

(45)発行日 令和4年3月10日(2022.3.10)

(24)登録日 令和4年3月2日(2022.3.2)

(51)国際特許分類

A 6 1 F	9/008(2006.01)	A 6 1 F	9/008	1 4 0
A 6 1 B	3/10 (2006.01)	A 6 1 B	3/10	1 0 0

請求項の数 21 (全14頁)

(21)出願番号 特願2018-559289(P2018-559289)
 (86)(22)出願日 平成29年5月8日(2017.5.8)
 (65)公表番号 特表2019-521727(P2019-521727)
 A)
 (43)公表日 令和1年8月8日(2019.8.8)
 (86)国際出願番号 PCT/IL2017/050504
 (87)国際公開番号 WO2017/195192
 (87)国際公開日 平成29年11月16日(2017.11.16)
 審査請求日 令和2年5月7日(2020.5.7)
 (31)優先権主張番号 245560
 (32)優先日 平成28年5月9日(2016.5.9)
 (33)優先権主張国・地域又は機関
 イスラエル(IL)

(73)特許権者 507191740
 エルピット・システムズ・リミテッド
 イスラエル国 3100401 ハイファ
 , ピー.オー.ボックス539 マタム
 ビジネス パーク
 (74)代理人 100111202
 弁理士 北村 周彦
 (72)発明者 シュナイダー, ロン
 イスラエル国 3100401 ハイファ
 , ピー.オー.ボックス539 アドバ
 ンスト テクノロジー センター
 ゼイトウニ, アヴィ
 イスラエル国 3100401 ハイファ
 , ピー.オー.ボックス539 アドバ
 ンスト テクノロジー センター
 最終頁に続く

(54)【発明の名称】 眼科の外科的処置用局部的光干渉断層撮影画像

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

眼科の外科的処置のためのシステムであって、
 特定された目の組織の少なくとも一つの拡大画像を取り込むように構成された少なくとも
 一つのカメラと、
 前記特定された目の組織の位置及び方向 (P 及び O) を追跡するように構成された組織 P
 及び O トラッカーと、
 少なくとも一つの器具の P 及び O を追跡して、器具先端ポインティングベクトルを該器具
先端から導出するように構成された器具 P 及び O トラッカーと、
 前記器具先端ポインティングベクトルと前記特定された目の組織との間の交点を計算して
 、前記特定された目の組織の、少なくとも一つの光干渉断層 (OCT) 画像を、前記計算
 された交点と空間的に関連付ける処理ユニットと、
 前記特定された目の組織の少なくとも一つの拡大画像を、前記空間的関連に従って該拡大
 画像と関連付けられた少なくとも一つの OCT 画像と共に表示するように構成されたディ
 スプレイモジュールと、を含み、
 前記特定された目の組織は、網膜又は網膜の一部であり、前記少なくとも一つの OCT 画
 像は、少なくとも一つの OCT 網膜画像であるシステム。

【請求項2】

前記 OCT 画像は、前記計算された交点を囲む交点領域で取り込まれる請求項1のシステ
 ム。

【請求項 3】

前記組織 P 及び O ト ラッカ ーは、前記少なくとも一つのカ メラ によって取り込まれた目の外部の部分に置かれた基 準を追跡するよう に構成され て いる請求項 1 のシス テム。

【請求項 4】

前記組織 P 及び O ト ラッカ ーは、前記組織の、立体撮像、構造化光 3 D 撮像、及び、タイ ムオブフライト 3 D 撮像の、少なくとも一つを用いて前記組織 P 及び O を追跡するよう に構成され て いる請求項 1 のシス テム。

【請求項 5】

前記組織 P 及び O ト ラッカ ーは、赤外領域で動作する請求項 1 のシス テム。

【請求項 6】

前記器具は、前記器具先端ポインティングベクトルの導出に使用される少なくとも一つの基 準マーカーを含んで いる請求項 1 のシス テム。

10

【請求項 7】

前記少なくとも一つの OCT 画像は、前記目の処置の前、及び / 又は、前記目の処置中に取 り込まれる請求項 1 のシス テム。

【請求項 8】

前記少なくとも一つの OCT 画像は、前記器具先端と独立した、及び / 又は、前記器具先端に取 り付けられた少なくとも一つの OCT 撮像源から受け取られる請求項 1 のシス テム。

【請求項 9】

前記少なくとも一つの OCT 画像は、目の処置中に取 り込まれる複数の連続する OCT 画像を含み、

20

前記処理ユニットは、さらに、前記連続する OCT 画像に対して前記空間的関連付けを繰返し実行するよう に構成され、

前記ディスプレイモジュールは、前記連続する OCT 画像と前記繰り返される空間的関連付けとに対して、前記表示される OCT 画像と位置とを、対応させて更新するよう に構成され て いる請求項 8 のシス テム。

【請求項 10】

前記少なくとも一つの OCT 画像の位置と、前記器具先端の前記関連付けられた位置との関連は、前記交点における前記少なくとも一つの OCT 画像の表示、前記器具先端と前記処置される目の網膜との現在の又は予測される交点における前記少なくとも一つの OCT 画像の表示、前記器具先端と前記少なくとも一つの OCT 画像の双方の共通面での表示、及び、前記少なくとも一つの OCT 画像を用いた、前記器具先端に対して特定された空間的関係にある網膜領域の三次元再構成、の少なくとも一つを含んで いる請求項 1 のシス テム。

30

【請求項 11】

前記処理ユニットと前記ディスプレイモジュールは、さらに、前記交点における前記特定された目の組織の、複数の前記 OCT 画像から導出された 3 D OCT 画像を、それぞれ計算して表示するよう に構成され て いる請求項 1 のシス テム。

【請求項 12】

少なくとも一部分が、頭部取付ディスプレイ (H M D) に一体化され て いる請求項 1 ~ 1_1 のいずれか 1 つのシス テム。

40

【請求項 13】

眼科の外科的処置を強化する方法であつて、

特定された目の組織の少なくとも一つの画像を取り込んで拡大すること、

前記特定された目の組織の位置及び方向 (P 及び O) を追跡すること、

少なくとも一つの器具の P 及び O を追跡して、そこから器具先端ポインティングベクトルを導出すること、

前記器具先端ポインティングベクトルと前記特定された目の組織との間の交点を計算すること、

前記特定された目の組織の、少なくとも一つの光干渉断層 (OCT) 画像を、器具先端及

50

び前記交点に空間的に関連付けること、及び、

前記特定された目の組織の前記少なくとも一つの拡大画像を、前記空間的関連に従って該拡大画像に関連付けられた前記少なくとも一つのOCT画像と共に表示すること、を含み、前記特定された目の組織は、前記処置される目の網膜又はその一部であり、前記少なくとも一つのOCT画像は、前記網膜又は前記網膜の一部のものである、方法。

【請求項14】

前記少なくとも一つのOCT画像を取り込むことをさらに含む請求項13の方法。

【請求項15】

前記取り込みは、前記目の処置の前又は前記目の処置中に実行される請求項14の方法。

【請求項16】

目の処置中に、更新された器具先端ポインティングベクトル、及び／又は、前記特定された目の組織の連続するOCT画像との前記空間的関連付けを繰り返すことをさらに含む請求項13の方法。

10

【請求項17】

前記組織P及びOを追跡することは、前記目の取り込まれた外部の部分に置かれた基準、前記組織の立体画像、前記組織の構造化光3D撮像、及び、前記組織のタイムオブフレイト3D撮像の、少なくとも一つを用いて実行される請求項13の方法。

【請求項18】

前記組織P及びOを追跡することは、赤外領域で実行される請求項13の方法。

【請求項19】

前記器具P及びOの追跡用の少なくとも一つの基準マーカーを使用することをさらに含む請求項13の方法。

20

【請求項20】

前記表示することは、前記少なくとも一つのOCT画像を、前記交点における前記特定された目の組織の断面として表示することを含む請求項13の方法。

【請求項21】

前記交点における前記特定された目の組織の、複数の前記OCT画像から導出された3D OCT画像を計算して表示することをさらに含む請求項13の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、医療撮影の分野に関し、特には、OCT（光干渉断層撮影、光コヒーレンストモグラフィー）撮像と組み合わされた眼科の術中拡大可視化に関する。

【背景技術】

【0002】

網膜手術は、眼科学における共通の処置である。その手術は、立体顕微鏡及び非常に薄くかつ小さい外科器具を使用してなされている。その処置中、外科医は、マイクロメーター又は数十マイクロメーターの精度で、非常に細く透明な組織を切断するか、あるいは、切断を回避するかを強いられる。目の中の組織への損傷は、手術中の合併症、患者の回復期間の長期化、処置の実績の低下、及び、繰返される手術の必要さえ引き起こす虞がある。他の場合では、外科医が顕微鏡を通した画像に基づいて正確に切開することができなくなり、外科的処置の実績が低下する虞がある。

40

【発明の概要】

【0003】

以下は、本発明の初期理解を提供する簡易化された概要である。概要は、重要な要素を必ずしも特定したり、発明の範囲を制限したりするものではなく、以下の記載への導入としてのみ提供される。

【0004】

本発明の第1の局面は、眼科の外科的処置のためのシステムを提供することであり、前記システムは、特定された目の組織の少なくとも一つの画像を取り込んで拡大するように構

50

成された少なくとも一つのカメラと、前記特定された目の組織の位置及び方向（P及びO）を追跡するように構成された組織P及びOトラッカーと、少なくとも一つの器具のP及びOを追跡して、そこから器具先端ポインティングベクトルを導出するように構成された器具P及びOトラッカーと、前記器具先端ポインティングベクトルと前記特定された目の組織との間の交点を計算して、前記特定された目の組織の、少なくとも一つの光干渉断層（OCT）画像を、前記計算された交点と空間的に関連付ける処理ユニットと、前記特定された目の組織の少なくとも一つの拡大画像を、前記空間的関連に従ってそれと関連付けられた少なくとも一つのOCT画像と共に表示するように構成されたディスプレイモジュールと、を含んでいる。

【0005】

10

本発明の、これらの付加的な、及び／又は、他の面、及び／又は、利点は、以下の詳細な記載に明記され、あるいは詳細な記載から推論でき、及び／又は、本発明の実施によって学習できる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

発明の実施形態を良く理解するため、及び、発明の実施形態がどのように実行されるかを示すため、参照が、類似の数字がそれを通して対応する要素又は部分を示している添付の図面に、単なる例としてなされる。

【0007】

添付の図面において：

20

【0008】

【図1】本発明のある実施形態に係る、眼科の外科的処置用システムの高い水準の模式的なブロック図である。

【0009】

【図2】、本発明のある実施形態に係る、システムを用いた眼科の外科的処置の高い水準の模式図を表す。

【0010】

【図3】本発明のある実施形態に係る、システム100の高い水準の模式的なブロック図である。

【0011】

30

【図4】本発明のある実施形態に係る、眼科の外科的処置を高める方法を示す高い水準のフロー・チャートである。

【図5】本発明のある実施形態に係る、眼科の外科的処置を高める方法を示す高い水準のフロー・チャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

明記されている詳細な説明の前に、以降に使用される一定の用語の定義を明記することは役立つであろう。

【0013】

この明細書に使用されている用語「ポインティングベクトル」は、三次元空間内の位置及び方向（P及びO）のインジケーターに関し、例えば、器具先端のP及びOを示すべクトル（すなわち、その長さ方向に沿ってそこから延びている）である。ポインティングベクトルは、いかなる手段、例えば、処理器具又は他の器具又は用具の位置と方向（P及びO）によって、あるいは、3D（三次元）画像上又はGUI（グラフィカルユーザーインターフェース）上における空間的な角度又は指示によって等の、幾何学的な定義によって、定義されてよい。器具先端ポインティングベクトルの場合、ポインティングベクトルは、円筒対称と仮定した器具の中心ベクトルとして、及び／又は、器具先端に沿った2つの離れた点に基づいて、導出されてよい。この明細書に使用されている用語「交点」は、ポインティングベクトルが、処置される組織によって定義される表面と一致する位置についている。ここで、その位置は、点、線、及び／又は、表面上の領域であってもよく、それぞ

40

50

れの処置（例えば、医科的な処置）の要求に従う表面の上方又は下方に任意に位置してもよい。この明細書に使用されている用語「投影交点」は、器具が、処置される組織と一致していると推定される位置に関するものである。例えば、投影交点は、器具ポインティングベクトル（すなわち、器具の P 及び O を示すベクトル）と、処置される組織の表面との交点と一致していると定義されてよい。ここでも、その位置は、点、線、及び / 又は、表面上の領域であってもよく、それぞれの処置（例えば、医科的な処置）の要求に従う表面の上方又は下方に任意に位置してもよい。

【 0 0 1 4 】

詳細には図面を特に参照して、詳細は、本発明の良好な実施形態の例示的な検討の例として及びその目的のためにのみ示され、発明の原理と概念的な面の、最も有益で容易に理解される記載である思われるものを提供するために表されることが強調される。この点について、発明の基礎的な理解に必要であるよりもより詳細に、発明の構造的な詳細を示すような試みはなされておらず、図面を取り入れた記載は、発明のいくつかの形がどのように現実に具体化されるかを、同業者に明らかにしている。

10

【 0 0 1 5 】

発明の少なくとも一つの実施形態が詳細に説明される前に、発明は、その明細書において、以下の記載に明記された、又は、図面に記載された要素の構成及び配置の詳細へのその提供に限定されないことが理解されるべきである。発明は、様々な方法で実施される又は実行されるであろう他の実施形態に適用可能である。また、ここに使用される専門語と用語は、記載の目的のためであり、限定としてみなされるべきではないことが理解されるべきである。

20

【 0 0 1 6 】

眼科の外科的処置を向上させるシステムと方法が提供される。システムは、目の画像（複数）を取り込んで拡大するように構成されたカメラ（複数）（あるいは顕微鏡）と、処置される目の組織の P 及び O を追跡するように構成された目組織位置及び方向（P 及び O）トラッカーと、処理器具（複数）の P 及び O を追跡してそこから器具先端ポインティングベクトルを導出するように構成された器具 P 及び O トラッカーと、器具先端ポインティングベクトルと特定された目の組織との間の交点を計算して（及び / 又は、器具先端と特定された目の組織との間の投影された交点を計算して）処置される目の光干渉断層撮影（OCT）画像（複数）を、器具先端、及び又は、交点に空間的に関連付けるように構成された処理ユニットと、処置される目の拡大画像（複数）を、空間的な関係に従ってそれと関連する OCT 画像（複数）とともに表示するように構成されたディスプレイモジュールと、を含んでいてよい。OCT 撮像素子は、器具先端に取り付けられ、OCT 画像（複数）を、例えばリアルタイムで、提供してよい。ここで、眼科の処置の場合、交点は、器具と網膜との投影された交点として定義され、システムと方法は、例えば、投影された交点までの距離が一定の閾値以下に下がった場合にアラームを発することで、器具と網膜の実際の接触を防止するように構成されてよいことは、明白である。

30

【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明のいくつかの実施形態に係る、眼科の外科的処置用のシステム 100 の、高い水準の模式的なブロック図である。システム 100 は、少なくとも一つの目の画像 109 を取り込んで拡大するように構成された少なくとも一つのカメラ 111 と、処置される目の組織 90 の P 及び O を追跡するように構成された目組織位置及び方向（P 及び O）トラッカー 119 と（さらに、及び / 又は、強調視線トラッカー、ここに図示されず）、少なくとも一つの器具 110（例えば、機械的又は電気光学的、一例で、レーザー器具）の P 及び O を追跡して、そこから器具先端ポインティングベクトル 117（ある選択された参照フレーム、例えば、手術室などの外部参照フレーム、又は、目などの内部参照フレーム、に対する器具先端 116 の方向を示している）を導出するように構成された器具 P 及び O トラッcker 115 と、器具先端ポインティングベクトル 117 と目の組織（例えば、網膜又はその一部）の特定された部分 95 との間の交点 99 を計算し（及び / 又は、器具先端と特定された目の組織との間の投影された交点を計算し）、処置される目 90、特

40

50

には、処置される目の組織 95 の少なくとも一つの光干渉断層（OCT）画像 125 を、器具先端（116）位置と交点 99 の少なくとも一つと、空間的に関連付けるように構成された処理ユニット 130 と、処置される目 90 の少なくとも一つの拡大画像 109 を、空間的な関係に従ってそれと関連付けられた少なくとも一つの OCT 画像 125 と共に（ディスプレイ 145 に）表示するように構成されたディスプレイモジュール 140 と、を含んでいる。表示された合成画像 150 において、描かれた器具（先端）110A は、描かれた交点 99A（目の画像 109 上）に対して表示され、OCT 画像（複数）125 は、例えば、交点 99A において、又は、器具先端 116 と、処置される目の網膜のような組織との現在の又は予測される交点において、などのいくつかの空間的関係のいずれか一つにおいて、器具先端 116 と共に面に、及び／又は、例えば、交点 99 又はその向こう側のような、網膜領域の三次元的な再構成として、表示されてよい。空間的関係は、画像 150 内に交点 99 を記入すること、少なくとも一つの OCT 画像 125 に対応する断面を示すこと、あるいは、器具先端ポインティングベクトル 117（例えば、それに連続して）に従って OCT 画像（複数）を変形させて登録すること、及び／又は、処置される組織 95 の各断面への器具先端 116 の貫通を OCT 画像（複数）に示し、ある型の組織 95 への距離（例えば深さ）の計測を可能にすること（例えば、目の組織 95 内の網膜までの距離を評価すること）も含んでもよい。

【0018】

処理ユニット 130 は、少なくとも一つの OCT 画像の少なくとも一つの面から、器具先端の距離と空間的角度を評価することによって、空間的関連付けを実行するように構成されてもよい。例えば、処理ユニット 130 は、様々な画像処理処置を実行して、合成画像 150 をさらに強調して細かく調整するように構成されてもよい。例えば、処理ユニット 130 は、画像 109 内の器具先端 116、及び／又は、網膜を特定し、立体撮像を用いて、器具先端 116 と網膜との間の距離の粗い情報を提供してもよい。あるいは、又は、補完的に、処理ユニット 130 は、複数の、あるいは、過去に得られた目の画像（例えば、眼底画像）を比較して、（網膜のような）組織 95 に対する器具先端 116 の位置に関する情報を提供してもよい。

【0019】

処理ユニット 130 とディスプレイモジュール 140 は、さらに、複数の OCT 画像 125 から得られた、交点 99 において特定された目の組織 95 の 3D（三次元）OCT 画像（図示されず）を、それぞれ計算して表示するように構成されてもよい。

【0020】

例えば OCT 網膜画像である OCT 画像（複数）125 は、外部 OCT 摄像素子、及び／又は、器具 110（例えば、纖維系、あるいは、廃棄可能、図 2 を参照）の先端に取り付けられた OCT 摄像素子とすることのできる OCT 摄像素子 120 によって取り込まれてもよい。少なくとも一つの OCT 画像 125 は、目の処置以前、及び／又は、目の処置中に取り込まれ、器具先端 116 とは独立した、及び／又は、器具先端 116 に取り付けられた少なくとも一つの OCT 画像源 120 から受け取られてもよい。少なくとも一つの OCT 画像 125 は、目の処置中に取り込まれた複数の連続した OCT 画像 125 を含み、処理ユニット 130 は、連続した OCT 画像 125 に対して繰返し空間的関連付けを実行するように構成され、ディスプレイモジュール 140 は、繰り返される空間的関連付けに従って、表示される OCT 画像（複数）125 自身とそれらの表示位置を更新するように構成されてもよい。処理ユニット 130 は、OCT 画像からのデータを用いて、OCT 摄像素子、あるいは、OCT 摄像素子が器具先端 116 に取り付けられている場合は器具先端 116 と、（網膜又はその一部のような）処置される組織との間の距離を正確に評価するように構成されてもよい。この情報は、処理ユニット 130 とシステム 100 によって使用され、器具先端 116 と処置される組織 95 との交点の精度の正確性を高め、網膜の不用意な損傷を防止するように警告してもよい。

【0021】

以下の画像融合代案のいくつかは、システム 100 によって生成されてもよい。OCT 画

10

20

30

40

50

像 1 2 5 は、器具先端 1 1 6 と組織 9 5 の交点に登録され、あるいは、血管造影検査や蛍光撮像等からの付加データによって強調されてもよい。実際の処置以前に取り込まれた O C T 画像は、目の中の各位置と関連付けられてもよい。リアルタイム O C T 画像 1 2 5 は、処置中に、目の内部から、あるいは、器具先端 1 1 6 と関連付けられて、取り込まれてもよい。リアルタイム O C T 画像 1 2 5 は、処置中に、目の外部で動作する外部 O C T 撮像装置によって取り込まれてもよい。いくつかのリアルタイム O C T 画像は、目の画像 1 0 9 に関連して表示されてもよい。

【 0 0 2 2 】

組織 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 9 は、可視又は赤外線波長スペクトルで動作する立体視カメラを含み、特定された目の組織 9 5 は、網膜又はその一部であり、O C T 画像（複数）1 2 5 は、O C T 網膜画像であってもよい。

10

【 0 0 2 3 】

器具 1 1 0 は、器具先端ポインティングベクトル 1 1 7 の導出に使用される少なくとも一つの基準マーク ー 1 1 2 を含んでもよい。カメラ 1 1 1 は、処置領域 9 5 の立体画像を提供してもよい。組織 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 9 は、特にカメラが 3 D カメラ（例えば、立体カメラ）として構成される場合は、カメラ 1 1 1 と一体化されてもよい。あるいは、又は、補完的に、組織 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 9 は、タイムオブフライトセンサー（ゲート化された撮像を実行する）を含み、及び／又は、構造化された光を用いて動作して 3 D 形状を引き出してもよい。組織 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 9 は、特別な目の形状、及び／又は、目の近傍又は目の上（例えば、結膜上）に置かれた基準を識別し、O C T 画像（複数）1 2 5 と目の組織 9 5 との相対位置（登録）の検知を強調してもよい。

20

【 0 0 2 4 】

器具 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 5 は、器具 1 1 0 と、特に器具先端 1 1 6 を追跡するための様々な方法のいくつかを、それに限定されないが、以下の方法に適用してもよい。器具 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 5 は、（例えば、光学的に、電磁気的に、超音波等によって）器具 1 1 0 上において対応するマーク ー 1 1 2 に結合されてもよい。器具 P 及び O ト ラッカ ー は、特にカメラ 1 1 1 が 3 D カメラとして構成される場合は、カメラ 1 1 1 に一体化されてよく、例えば、画像 1 0 9 上に識別可能な器具 1 1 0 上の能動的又は受動的マーク ー を使用してもよい。器具 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 5 は、例えば、予備知識段階、及び／又は、データベース情報に基づいて、器具の（変形した）形状を追跡するように構成されてもよい。器具 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 5 は、器具 1 1 0 上に対応するマーク ー（例えば、コイル、ホール効果センサー）付きの電磁気トラッカ ー、あるいは、マーク ー 1 1 2 として対応するトランステューサー付きの超音波トラッカ ーを含んでもよい。器具 P 及び O ト ラッカ ー 1 1 5 とマーク ー 1 1 2 は、器具 1 1 0 の直線及び回転加速に関する情報を提供する内部ナビゲーションシステムを含んでもよい。器具 1 1 0 上のマーク ー 1 1 2 は、目の中、又は、目の外部に位置し、器具の P 及び O の誘導に使用されてもよい。

30

【 0 0 2 5 】

図 2 は、発明のいくつかの実施形態に係る、システム 1 0 0 を備えた眼科の外科的処置の高い水準の模式図を示す。照明器具 1 0 8 と処理器具 1 1 0 は、処置される目 9 0 の強膜を通して導かれ、網膜等の処置領域 9 5 に近接してもよい。器具 1 1 0 は、先端 1 1 6 に、例えば、ピンセット 1 1 3 を含んでもよく、O C T 撮像素子 1 2 0 は、器具先端 1 1 6 、例えば、ピンセット 1 1 3 の真裏に取り付けられてもよい。あるいは、又は、補完的に、O C T 撮像素子 1 2 0 は、目の外部に位置決めされてもよい。模式的な画像 1 4 9 は、目の画像 1 0 9 内で網膜に近接するピンセット 1 1 3 を備える器具先端 1 1 6 を示すように表されてもよく、計算された交点 9 9 が模式的に示され（上右）、取り付けられた O C T 撮像素子 1 2 0 の視野の模式図が示される（中央右）。合成画像 1 5 0 は、表示された交点 9 9 A との O C T 画像（複数）1 2 5 の空間的関係を、模式的に、非限定の方法で、示している。

40

【 0 0 2 6 】

システム 1 0 0 及びその一部は、あらゆる種類の頭部装着ディスプレイ（H M D ）に組み

50

込まれてよく、例えば、ディスプレイ 145 は、HMD 上にあり、あるいは、ディスプレイモジュール 140、トラッカー 115、119、処理ユニット 130 のいくつかは、HMD の一部であってもよい。あるいは、又は、補完的に、HMD は、HMD と一体化されていない要素、例えば、ディスプレイモジュール 140 又は処理ユニット 130 と通信する通信モジュールを含んでもよい。

【 0027 】

図 3 は、発明のいくつかの実施形態に係る、システム 100 の高い水準の模式的なプロック図である。システム 100 は、別々に、又は、組み合わせて実行されるであろういくつかの面、主に、処置される組織が位置している器官の追跡、後述する干渉画像発生器（複数）120 の使用、目を追跡するための立体視の使用、ポインティングベクトルへの定義と参照、を模式的に記し、器具先端に必ずしも限らない。これらの面のいくつかは、実施形態のいくつかに実行されてよい。

10

【 0028 】

以下に記載されるシステム 100 のいくつかに適用可能な一つの実施形態において、器官トラッカー 118 は、眼科の処置における目又は頭部などの処置領域、皮膚処置における各器官、脳手術における頭蓋骨又は頭部等を支持する患者の器官の移動を追跡するために使用されてよい。器官トラッカー 118 計測は、処理ユニット 130 による、器具 110、及び / 又は、ポインティングベクトル 110B と処置される領域 90 との交点の計算と、3D 撮像の各表示に組み込まれてもよい。各器官は、限定しない例として目に対して記載されるように、基準と立体視の使用等の、さまざまな方法を用いて追跡されてもよい。器官追跡は、撮像素子 120 が器具先端 110 と物理的に関連付けられていない場合、特に重要であり、処置位置の周囲の複数の OCT 画像を取り込むことによって伴われてもよい。

20

【 0029 】

システム 100 は、OCT 撮像素子 120、及び / 又は、超音波撮像素子、共焦点の顕微鏡検査、ゲーテッド撮像素子（例えばフェムト秒レーザー照明のタイムオプフライト計測を用いて三次元データと画像を生成する）、及び / 又は、処置領域 90 及び / 又は処置される位置 95 の 3D 画像（複数）（すなわち、組織に関連する深さ情報と同様に表面を備える画像）を導出するための干渉方法を使用する他の撮像素子、のような一つ以上の干渉撮像素子 120、によって取り込まれた処置領域 90 の画像を、ポインティングベクトル 110B と処置される組織との交点に関連させるように構成されてもよい。例えば、システム 100 は、背中に関係する処置において、内視鏡や腹腔鏡の処置において、及び、他の処置において、選択された干渉撮像方法の撮像の深さに応じて、目、皮膚又は脳腫瘍を処置するために使用されてもよい。

30

【 0030 】

以下に記載されるシステム 100 のいくつかに適用可能な一つの実施形態において、目トラッカー 119 は、少なくとも二つのカメラ 111A、111B（あるいは、目の画像も提供する少なくとも一つ）と、目の位置（及び方向）のデータを処理ユニット 130 に提供するように構成された対応する立体視覚処理ユニット 131 と、を含む立体視ユニットによって、実現され、交換され、又は、強化されてもよい。そのような実施形態では、OCT 画像 125 が、目の立体画像（複数）に関連付けられていてもよいので、基準が目を追跡する必要がなくてもよい。他の形態の処置において、明らかに、立体追跡は、適切な組織又は器官に同様に適用されてもよい。

40

【 0031 】

図 4 及び 5 は、発明のいくつかの実施形態に係る、眼科の外科的処置を強化する方法 200 を示す、高い水準のフローチャートである。図 4 に示されるように、方法 200 は、干渉撮像素子（複数）（例えば、OCT 撮像素子）による画像を、ポインティングベクトルと各組織との交点に関連付けて表示することを含んでもよい（ステージ 205）。ポインティングベクトルは、例えばユーザーインターフェースを用いて定義された、幾何学的に定義された方向と同様に、処置器具又は他の器具又は用具に関連付けられてもよい。

50

【 0 0 3 2 】

方法 2 0 0 は、特定された目の組織の少なくとも一つの画像を取り込んで拡大すること（ステージ 2 1 0 ）と、付加的に器官の移動を追跡してそれらを交点計算に組み込むこと（ステージ 2 1 2 ）と、処置される目の位置及び方向（P 及び O ）を追跡すること（ステージ 2 1 5 ）（補完的に、又は、あるいは、立体撮像によって目を追跡すること、ステージ 2 1 7 ）と、少なくとも一つの器具の P 及び O を追跡しそれから器具先端ポインティングベクトルを導出すること（ステージ 2 3 0 ）と、器具先端と特定された目の組織との間の交点を計算すること（ステージ 2 4 0 ）と、特定された目の組織の少なくとも一つの光干渉断層（OCT）画像を、器具先端位置と交点の少なくとも一つに空間的に関連付けること（ステージ 2 5 0 ）（及び / 又は、目の組織での器具先端の投影された交点に）、及び、特定された目の組織の拡大画像の少なくとも一つを、空間的関係に従ってそれと関連付けられた少なくとも一つの OCT 画像とともに表示すること（ステージ 2 6 0 ）と、を含んでもよい。

【 0 0 3 3 】

あるいは、又は、補完的に、方法 2 0 0 は、ポインティングベクトル（複数）と組織との交点（複数）を追跡すること（ステージ 2 4 2 ）を含んでもよく、ここで、ポインティングベクトル（複数）は、例えば、ユーザーインターフェースを用いて定義された、幾何学的に定義された方向と同様に、処置器具、又は、他の器具、又は、用具と関連付けられてもよい。

【 0 0 3 4 】

目の P 及び O 2 1 5 を追跡することは、立体視的に 2 1 7 、及び / 又は、赤外線又は可視光で、及び / 又は、基準（取り込まれた位置での目の上）、立体撮像、構造化光撮像、及び / 又は、ゲーテッド撮像を用いて実行されてもよく、特定された目の組織は、処置される目の網膜又はその一部であってもよく、OCT 画像（複数）は、網膜の OCT 画像であってもよい。取り込み器具 P 及び O 2 3 0 は、器具 P 及び O の追跡用の少なくとも一つの基準マーカーを用いることを含んでもよい（ステージ 2 3 2 ）。

【 0 0 3 5 】

方法 2 0 0 は、さらに、例えば、網膜画像のような、特定された目の組織の一つ以上の OCT 画像（複数）を取り込むことを含んでもよい（ステージ 2 2 0 ）。取り込むこと 2 2 0 は、目の処置の前又は処置中に実行されてもよい（ステージ 2 2 2 ）。方法 2 0 0 は、目の処置中に、更新された器具先端ポインティングベクトル、及び / 又は、処置される目の連続する OCT 画像との空間的関連付けを何度も繰返すことを含んでもよい（ステージ 2 5 2 ）。取り込むこと 2 2 0 は、器具先端で（ステージ 2 3 5 ）、例えば、そこに取り付けられている OCT 撮像素子によって、少なくとも部分的に、実行されてもよい。

【 0 0 3 6 】

表示すること 2 6 0 は、少なくとも一つの OCT 画像を、交点における特定された目の組織の断面として表示することを含んでもよい（ステージ 2 6 5 ）。方法 2 0 0 は、さらに、交点における特定された目の組織の、複数の OCT 画像から導出された、3D OCT 画像を算出して表示することを含んでもよい（ステージ 2 7 0 ）。実施形態において、OCT 画像は、他に干渉的に導出された 3D 画像によって置き換えられてもよい（ステージ 2 7 2 ）。

【 0 0 3 7 】

OCT 画像の空間的関連付け 2 5 0 は、少なくとも一つの OCT 網膜画像の少なくとも一つの面から器具先端の距離と空間的角度を評価することで実行されてもよい。OCT 網膜画像（複数）の位置は、器具先端と処置される目の網膜との、現在の又は予測される交点で OCT 網膜画像（複数）表示すること、及び / 又は、器具先端位置と OCT 網膜画像（複数の画像）の双方を共通の平面に表示すること、及び / 又は、OCT 網膜画像（複数）を用いて、器具先端との特定された空間的関連である網膜領域の三次元再構成を提供すること、によって、器具先端の関連する位置に関連付けられてもよい。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

図5に示されるように、方法200は、少なくとも一つの器具のP及びOを追跡してそこから器具先ポインティングベクトルを導出すること(ステージ230)と、ポインティングベクトルを器具先端に対して定義すること(ステージ231)、組織のP及びOを追跡すること(ステージ215)と、特定された目の組織の少なくとも一つの画像を取り込んで拡大すること(ステージ210)と、取り込まれた目の組織のP及びOをそこから定義すること(ステージ216)と、これらから、器具先端と特定された目の組織との交点を計算すること(ステージ240)を含む方法200Aを含んでもよい。

【0039】

方法200は、予め得られた画像から眼底画像(複数)を用いること(ステージ221A)と、処理された交点領域の取り込まれた画像と眼底画像とを相互に関連付けること(ステージ251A)と、及び/又は、予め得られた画像からOCT画像を用いること(ステージ221B)と、OCT画像を、相互に関連付けられたOCT可視画像に対応するように関連付けること(ステージ251B)を含む、非リアルタイムOCT撮像方法200Bを含んでもよい。方法200Bにおいて、OCT画像と共に予め得られる眼底画像は、予め得られた眼底画像を処置される目の組織の取り込まれた画像と相互に関連付けることによって、処置される目の組織の取り込まれた画像上に、OCT画像を正確に置くために使用できる。方法200は、交点の点(複数)、線(複数)、及び/又は、面(複数)のリアルタイムOCT画像を取り込むこと(ステージ221C)を含むリアルタイムOCT撮像方法200Cを含んでもよい。

10

【0040】

なお、方法200と、方法200A～Cのいずれかは、前述のように、ステージ260、265、270、及び/又は、272を含んでもよい。

20

【0041】

有益には、開示された発明は、処置される組織内の器具先端の正確な位置を含む、処置される組織の深さの詳細を示す正確に位置決めされたOCT画像を、外科医に提供する。OCT画像と、処置と器具先端の正確な位置との関連付けは、投影された器具・組織交点の単なる指示から、組織の3Dモデル、あるいは、モデル内の器具先端を含む範囲で、異なるモードで実行されてもよい。

【0042】

上記の記載において、実施形態は、一例又は発明の実行である。「一つの実施形態」、「実施形態」、「ある実施形態」又は「いくつかの実施形態」の様々な表現は、同じ実施形態に関連する必要はない。

30

【0043】

発明の様々な特徴が、一つの実施形態の文脈に記載されているが、特徴は、別々に、又は、適切な組み合わせで提供されてもよい。逆に、発明が、明確にするために別々の実施形態の文脈でここに記載されているが、発明は、一つの実施形態に実行されてもよい。

【0044】

発明のある実施形態は、上記異なる実施形態から特徴を含んでもよく、ある実施形態は、上記の他の実施形態から要素を組み込んでもよい。特定の実施形態の文脈における発明の要素の開示は、特定の実施形態のみへのそれらの使用を制限するようには受け止められない。

40

【0045】

さらに、発明は様々な方法で実行又は実施可能であること、及び、発明は、上記に概略されたもの以外のある実施形態に実行可能であることが理解される。

【0046】

発明は、これらの図面、又は、対応する記載に限定されない。例えば、フローは、それぞれに記載されたボックス又は状態を通して、又は、示されて記載されたものと同じ順序で正確に移動する必要はない。

【0047】

ここに使用された技術的及び科学的用語の意味は、特定されない限り、発明が属する分野

50

の同業者によって共通に理解される。

【 0 0 4 8 】

発明が、限定された数の実施形態に関して記載されたが、これらは、発明の範囲を制限するものではなく、むしろ、好ましい実施形態のいくつかの例証として解釈されるべきである。他の可能な変形例、改造、適用も、発明の範囲内である。したがって、発明の範囲は、今までに記載されたものによってではなく、添えられた請求項とそれらと法的に同価値のものによって限定される。

10

20

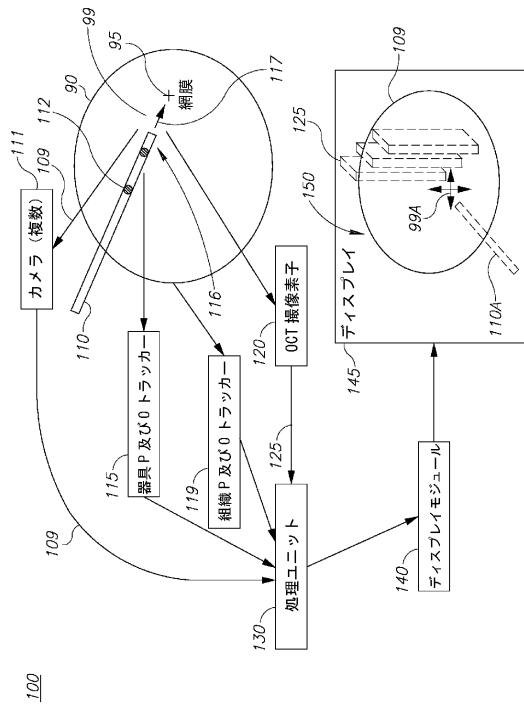
30

40

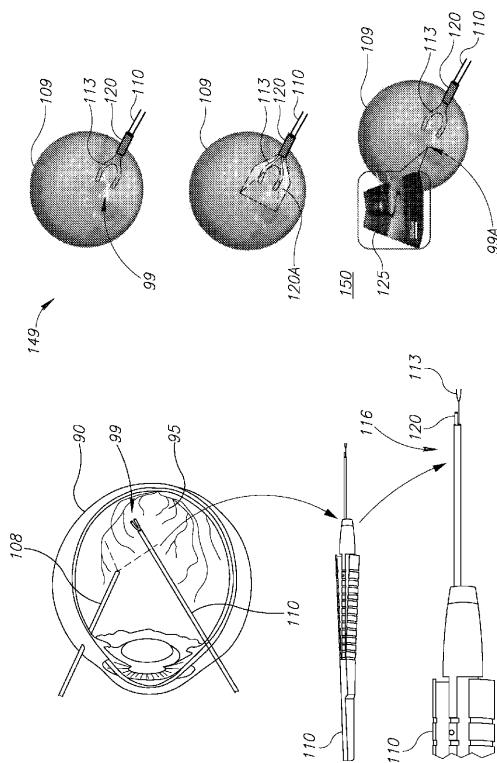
50

【四面】

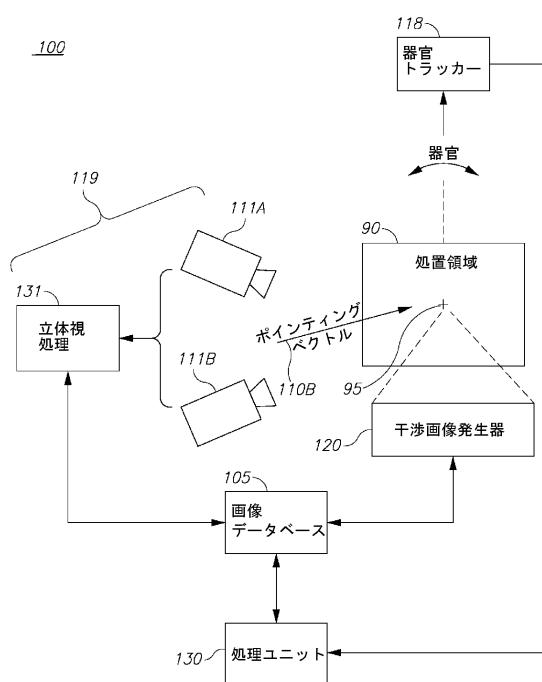
【 図 1 】



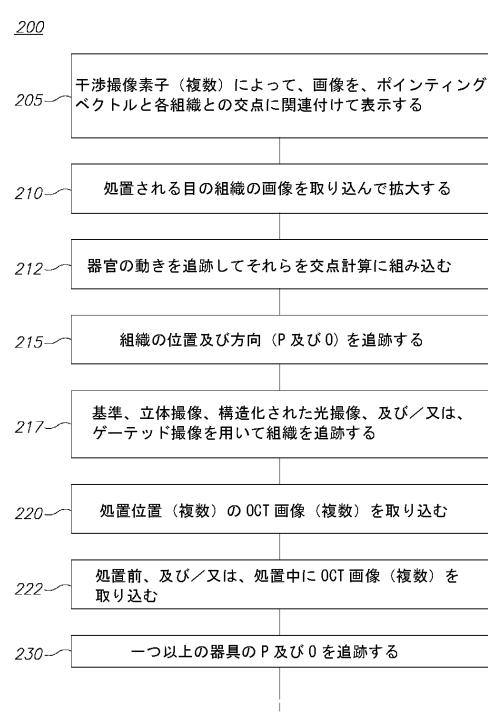
【 図 2 】



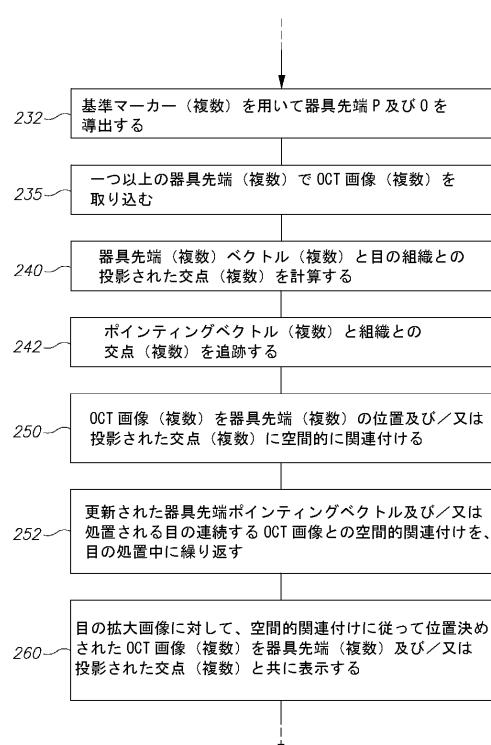
【図3】



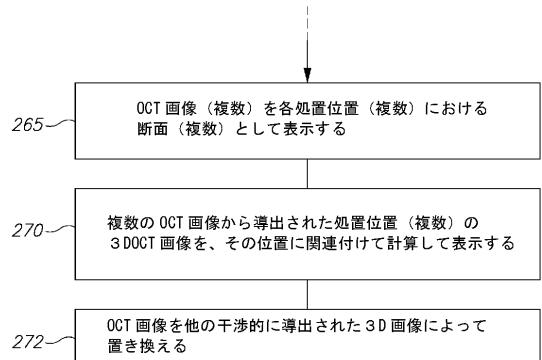
【図4A】



【図 4 B】



【図 4 C】



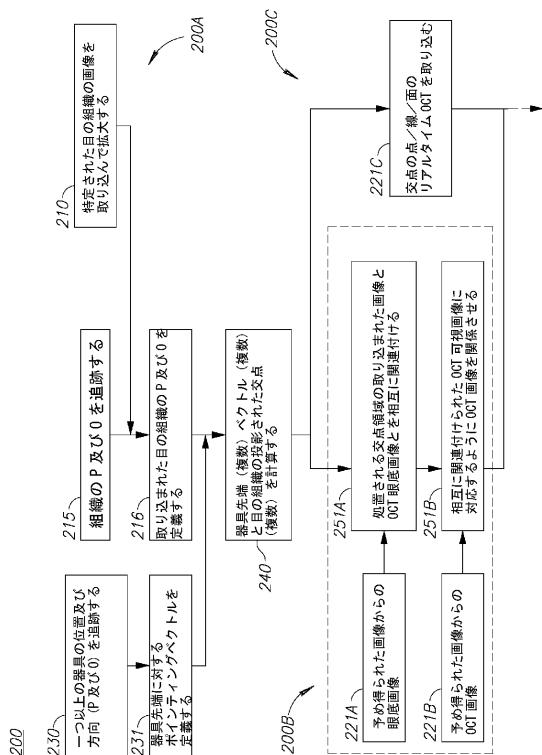
10

20

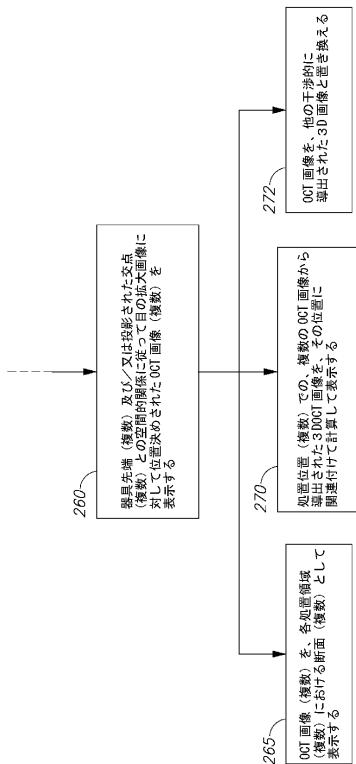
30

40

【図 5 A】



【図 5 B】



50

フロントページの続き

審査官 森林 宏和

(56)参考文献 米国特許出願公開第2012/0184846(US, A1)

特表2013-509273(JP, A)

米国特許出願公開第2014/0221822(US, A1)

特開2015-195922(JP, A)

特表2014-514950(JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A 61 F 9/00 - 9/08

A 61 B 3/00 - 3/18