

【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 6 年 10 月 1 日 (2024.10.1)

【公開番号】特開 2024-25671 (P2024-25671A)
【公開日】令和 6 年 2 月 26 日 (2024.2.26)
【年通号数】公開公報 (特許) 2024-035
【出願番号】特願 2023-111570 (P2023-111570)
【国際特許分類】

A 6 1 B 3/10 (2006.01)
G 0 2 B 21/22 (2006.01)
G 0 1 N 21/17 (2006.01)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)

10

【F I】

A 6 1 B 3/10 1 0 0
G 0 2 B 21/22
G 0 1 N 21/17 6 3 0
A 6 1 B 10/00 E

【誤訳訂正書】

20

【提出日】令和 6 年 9 月 19 日 (2024.9.19)

【誤訳訂正 1】

【訂正対象書類名】明細書

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、OCT 信号の取得及び視覚化のためのシステム、特に時間分解 (z e i t a u f g e l o e s t) OCT 信号の取得のための、及び時間分解 OCT 画像の形における OCT 信号の視覚化のためのシステムに関する。本発明は更に、OCT 信号の取得及び視覚化のための方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

技術的補助手段の使用は現代医療の確固たる部分である。イメージング処理もロボットシステムも、現在においては診断だけでなく外科部門においても当然使用されている。その際、イメージング処理の使用は、患者の様々な構造の表示と識別を可能にし、患者から得られた画像データは、診断だけでなく、治療や外科処置においても有利に使用することができる。

40

【0003】

例えば、手術者は、患者の画像データに基づいて、より良い外科手術の計画を立て、手術の実行を支援することができる。外科手術の実行の際の手術者の支援のために、ロボット視覚化システムが使用される。このシステムは、通常、手術部位の画像を撮影するための少なくとも 1 台のカメラを有しており、そのカメラは継ぎ手構造の三脚によって支えられている。この三脚によって、手術対象部位の所望の視野 (F i e l d o f v i e w : F O V) の画像を取得するために、カメラを被写体に対して並進運動及び / 又は回転運動によって位置決めすることができる。その際、光学的ステレオカメラを使用することによって、3D 画像データの取得が可能となる。

【0004】

50

例えば反射光又は後方散乱可視光に基づいて、所望の視野の表面情報の取得に加えて、現在においては視野の奥行き情報の取得のための方法も存在する。この方法は、光干渉断層撮影 (optical coherence tomography: OCT) を含み、光干渉断層撮影は、光学的に透明及び/又は反射性の物体の三次元顕微鏡の描写を可能にし、その結果、観察視野中における生体組織の体積画像の撮影を可能にする。光干渉断層撮影 (OCT) は、基本的には、短いコヒーレンス長を有する広帯域光を用いた干渉計法である。そのため、OCT データを取得するためのシステムは、干渉計と、中心波長の 1 % よりも大きいスペクトル幅を有する広帯域光源とを備える。

【0005】

OCT データの取得は、順次に又は並列に可能である。OCT データの順次取得は、例えば、低コヒーレンス光源の光ビームをビームスプリッタにおいて試料ビームと参照ビームに分割し、干渉計の 2 つのアームを通過させることによって行われる。その際、参照ビーム経路に可動参照ミラーが、また、対象物ビーム経路に検査対象物が配置される。参照ミラーの変位によって、対象物ビームと参照ビーム間の経路差、ひいては測定奥行きを調整することができる。対象物ビームの経路にあるミラーによって、対象物ビームは試料上で二次元的に走査され、それは、試料の三次元走査を可能にする。

10

【0006】

このような時間領域における OCT (time domain OCT: TD OCT) のデータの取得の際には、光源のスペクトル幅 $\Delta\lambda$ は、 $L_c = \frac{c}{\Delta\nu}$ のコヒーレンス長 L_c に相当する。OCT システムの軸方向の解像は、使用される光のコヒーレンス長 L_c に対応し、光軸に沿って、少なくともコヒーレンス長の距離を有する対象物の解像力を示す。例えば、中心波長 800 nm、スペクトル幅 80 nm の近赤外領域の光源は、7 μm のコヒーレンス長を有し、それによって、このような光源を備えた OCT システムは、約 1 ~ 10 μm の軸方向の解像を有する。OCT システムの横方向の解像は、対象物ビーム経路に使用される光学系によって、特に検査対象物に光を集束させる対物レンズによって決定される。

20

【0007】

OCT データの順次取得は周波数領域においても可能であり (frequency domain OCT: FD OCT)、その際、通常、波長可変光源の使用 (swept source OCT) と分散型検出器の使用 (spectral domain OCT: SD OCT) とが区別される。swept source OCT においては、励起光源 (多くの場合レーザー) の周波数が変更され、それによって試料ビームと参照ビームの光路差、ひいては走査された試料奥行きを、可動参照ミラーがなくても変化させることができる。SD OCT においても同様に広帯域光源が使用されるが、干渉信号の周波数成分は、例えば光学格子によって、検出前に分離される。

30

【0008】

OCT によって、生体組織の切開データ及び体積データが取得可能であり、また、手術者のための情報量を大幅に増加させることができる。そのため、所望の視野の表面の映像データと、その視野の奥行き画像及び/又は断面画像とを表示できるように、OCT を手術用顕微鏡に組み込むことが望ましい。手術システムが体積 OCT 画像を提供できるようになったとしても、その撮影時間は比較的長く、更に、レンダリングは、時間とリソースの制約から後処理のみに限られている。そのため、手術中のリアルタイムにおける体積イメージングはこれまで不可能であった。

40

【0009】

しかしながら、OCT 技術のさらなる進歩と、GPU (グラフィック・プロセッシング・ユニット) の能力及び速度の向上によって、より高速な OCT 法が術中のイメージングに利用可能になってきている。それによる可能な OCT 体積画像のリアルタイムの表示は、取得した OCT 信号の表示の多様な可能性を可能にしたが、そのための方法はまだ使用できない。特に、医療又は外科的用途に最適化された、OCT 信号の表示形式を可能にする方法は欠けている。最適化されていない方法の使用は、ユーザの、過大な要求、或いは

50

注意をそらす危険性をはらみ、それは、特に手術者にとっては深刻な結果を招く可能性がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明の課題は、従来技術の欠点を克服し又は少なくとも軽減し、また、OCT信号の取得及び視覚化のための、改良されたシステム及び方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明による課題は、独立特許請求項の主題によって解決される。好ましいさらなる形態は、従属請求項の主題である。

【0012】

本開示の第1の局面は、OCT信号の取得及び視覚化のためのシステムに関し、特に、例えば手術用顕微鏡のような医療器具によってそのような信号を取得及び視覚化するためのシステムに関する。

【0013】

本開示によるシステムは、OCTシステムを備える。そのOCTシステムは、好ましくは、試料を照明するように形成された広帯域光源を有する。この光源は、好ましくは、例えば広帯域レーザ、スーパーコンティニウムレーザ及び/又は超短パルスレーザ等の波長可変レーザ（掃引光源）である。その際、波長可変レーザは、所定の時点において狭帯域光源であり、その狭帯域光源の中心周波数は、時間的に的確に変化可能である、又は複数の狭帯域光源から形成することができる。しかしながら、他の広帯域光源、例えばスーパーミネッセントダイオードを、例えばFD-OCTにおいて使用することもできる。

【0014】

OCTシステムは、好ましくは、試料ビームと参照ビームの生成及び重畳のために形成された干渉計、例えばマイケルソン干渉計、マッハツェンダー干渉計、又はケスター干渉計を更に有する。この干渉計は、好ましくは、広帯域光源の光からの試料ビームと参照ビームの生成及び重畳のためのビームスプリッタ、参照ビーム経路、及び試料ビーム経路を有する。更に、干渉計は、好ましくは、検査される試料奥行き調整のための手段を有する。その際、それは、測定方法に応じて、経路差の発生のための手段（SD-OCTの場合には参照ビーム内において変位可能なミラーのような）、特定の経路差の光の分離のための手段（FD-OCTの場合には光格子のような）、又は特定の経路差の光の発生のための手段（掃引光源-OCTの場合には波長可変光源のような）であり得る。

【0015】

OCTシステムは、試料ビームによる試料の走査のために形成された走査機構を更に有する。その走査機構は、特に、試料ビームを試料上において二次元的に走査するように形成される。好ましくは、走査機構は走査ミラーであるが、例えば、グラスファイバースキャナ、プリズムスキャナ、パーマー（Palmer）スキャナ等の他の走査機構を使用することもできる。全視野OCT用に設定されたOCTシステムにおいては、走査機構は不要である。

【0016】

OCTシステムは、試料ビームと参照ビームとを重畳することによって生成される干渉パターンの取得のために形成された検出器を更に備える。検出器は、例えば、ライン検出器、二次元検出器アレイ、光検出器、又は分散検出器である。検出器は、例えば、CCD検出器、又はCMOS検出器として形成されている。

【0017】

本開示によるシステムは、画像データの時間分解表示のために形成された表示手段を更に備える。表示手段は、好ましくは1つ以上のディスプレイ、例えば手術用顕微鏡の少なくとも1つのディスプレイ、手術室に常設されたディスプレイ、又はヘッドマウントディスプレイ（HMD）、例えばビデオ眼鏡である。ディスプレイは、好ましくは、4K及び

／又は８Ｋ対応ディスプレイ、及び／又は立体表示用に形成された３Ｄディスプレイである。

【００１８】

本開示によるシステムは、特に一方向又は双方向のデータ伝送のために、ＯＣＴシステム及び表示手段に接続された制御ユニットを更に備える。制御ユニットは、試料の選択された視野（region of interest：ROI）の時間分解ＯＣＴ信号を取得するようにＯＣＴシステムを制御するように構成されている。試料は、例えば、患者の手術部位、眼科手術の場合には特に眼球である。しかしながら、試料は、神経外科手術における脳組織、耳鼻咽喉科手術における耳鼻咽喉科領域に位置する組織、歯科手術における歯肉、歯石又は歯神経など、他の手術領域であり得る。また、任意のその他の組織又は標本（in vivo（生体内で）、in vitro（生体外で）、又はin situ（その場で））でもあり得る。視野は、好ましくはユーザによって選択される。時間分解ＯＣＴ信号は、好ましくは、光信号を生成し、その光信号を、干渉計を用いて部分的に試料ビームとして試料に導き、干渉パターンを生成するために、光信号から生成された参照ビームとともに、重ね合わせのために干渉計内にもたらすことによって、取得される。

10

【００１９】

本開示によるシステムの制御ユニットは、取得された時間分解ＯＣＴ信号と予め設定可能な仮想視線方向とに基づいて、時間分解ＯＣＴ画像を確定するように更に形成されている。ＯＣＴ信号は干渉信号であり、その際、干渉信号の包絡線の変調は、試料の反射特性を符号化する。走査機構によって、試料は、経路差によって設定される試料奥行きにおいて二次元的に走査され得る。使用される走査機構、経路差を選択又は生成するために使用される手段、例えば参照ビーム内の調整可能なミラー、検出器の前の光学格子又は調整可能な広帯域光源、及び検出器の繰り返し率に基づいて、時間分解ＯＣＴ信号のクロック周波数（画像繰り返し率）が得られる。制御ユニットは、ＯＣＴ信号に基づいて、例えばボリュウムレンダリング、レイトレーシング及び／又はレイマーチングによって、時間分解ＯＣＴ画像を計算によって確定する。このために、制御ユニットは、最初に仮想視線方向を確定し、ボリュウムレンダリング、レイトレーシング及び／又はレイマーチングを用いてＯＣＴ画像を確定する際に、この仮想視線方向を考慮する。それによって、ＯＣＴ画像は、ＯＣＴ信号及び予め設定可能な仮想視線方向に基づいて、本開示によるシステムによって確定され、これによって、ＯＣＴシステムによって提供される自由度が、ＯＣＴ画像の遠近の確定のために有利に使用され得る。仮想視線方向は、その際、原理的に、ユーザの実際の視線方向とは異なる。むしろ、仮想視線方向は、後述するようにユーザによって予め設定可能な、及び／又は後述するように装置パラメータに基づいて確定可能な空間的方向を表し、その空間的方向は、ＯＣＴ画像の計算の基礎に使用される。

20

30

【００２０】

本開示によるシステムの制御ユニットは、更に、確定された時間分解ＯＣＴ画像を表示手段に表示するように構成される。その際、表示は有利には仮想視線方向において行われる。仮想視線方向は、その際、好ましくは、定められた時間に対して設定される。同じく好ましくは、仮想視線方向は、シーケンスの形で設定され、例えば、予め定められた時間が経過した後、所定のユーザ入力（例えば、フットペダルの操作）の検出の際に、医療器具の状態又は位置の変化の確定の際に、装置パラメータの変化の確定の際に、及び／又は実行された手術の段階の変化の認識の際に、自動的に変化する。同じく好ましくは、仮想視線方向は、例えば確定されたユーザの実際の視線方向に基づいて、ユーザ入力に連続的又は不連続的に追従する。それによって、例えば、ユーザの頭部の傾きが取得され、また、対応する傾きを有するＯＣＴ画像が作成され、表示手段に表示され得る。それによって、本開示によるシステムは、有利にも、ユーザの要求に対応してＯＣＴ信号の最適な視覚化を可能にし、これによって、ＯＣＴ信号のポテンシャルが最適に利用され、ユーザは最大限の情報内容を利用できる。

40

【００２１】

50

本開示によるシステムの好ましい一実施形態においては、仮想視線方向は、OCTシステムの光軸に対する方位角及び仰角によって定義される。OCTシステムの光軸は、その際、好ましくは、本開示によるシステムの（以下に説明する）手術用顕微鏡システムの光軸に対応し、及び／又は、好ましくは、試料の表面に対して垂直である。方位角は、好ましくは、光軸に垂直な平面において、好ましくは試料表面の平面において、 $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$ の間の角度を示す。方位角は平面角であり、ゼロ点とこの平面への仮想視線方向の投影との間において測られる。そのため、方位角は、狭義の仮想視線方向を定義する。仰角は、好ましくは、光軸を含む平面、好ましくは試料表面に直交する平面における 0° から 90° の間の角度を示す。仰角は平面角であり、例えば仮想視線方向と試料表面との間において測られる。そのため、仰角は垂直視野角を定義する。

10

【0022】

本開示によるシステムの更に好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、時間分解OCT画像を、三次元の、及び仮想視線方向からの見た体積画像として確定するように構成されている。すなわち、制御ユニットは、「en-face（アンファス）」表示における、すなわち平面図におけるOCT画像の表示に加えて、OCT信号の視点画像の表示も可能にする。同じく好ましくは、制御ユニットは、更に、OCT信号を試料の高さ方向の断面画像（いわゆるBスキャン）の形において表示するように形成されている。異なる視点から見た三次元体積画像として時間分解OCT画像の表示は、有利なことに、対象物に関する最大限の奥行き情報を得ることを可能にする。特に、鳥瞰（平面図、「en-face」）からの直の表示、異なる仮想視線方向（方位角及び仰角）からの直の表示、並びに異なる断面線に沿った断面画像（Bスキャン）は、例えば、手術の異なる段階における試料に関するそれぞれの関連情報を得るために有用である。

20

【0023】

言い換えれば、特に医療（例えば眼科）用途においては、最も有用な仮想視線方向は、用途及び手術状況に応じて異なり得る。そのため、ユーザに最良の概観を提供するために、まず、手術用顕微鏡のビデオの技術的視線方向から時間分解OCT画像（4D-iOCT）を表示すること（その際、技術的視線方向は、例えば、装置パラメータに基づいて確定される）が有用であり得る。さらなる応用又は手術の過程においては、しかしながら、他の、例えば横方向の、仮想的な視線方向は、はるかに優れた奥行き情報を保証することができる。それによって生じる遠近感、肉眼による人間の視線の自然な遠近感にいつそ

30

【0024】

本開示によるシステムは、好ましくは、ユーザ入力の取得のためのインターフェースを備える。そのインターフェースは、好ましくは、ハンドスイッチ又はフットスイッチである。同じく好ましくは、インターフェースは、頭部の動き及び／又は眼球の動き、或いは実際の視線方向の認識のための手段であり、例えば、ビデオ眼鏡、又はヘッドマウントディスプレイ（HMD）に組み込まれている。そのインターフェースは、更に、音声命令の認識のために形成され、また、この目的のために少なくとも1つのマイクロホンを含んでもよい。同じく好ましくは、そのインターフェースは、キーボード、ジョイスティック、マウス、タッチスクリーン、又はそれらの組み合わせである。

40

【0025】

この好ましい実施形態によれば、制御ユニットは、更に、ユーザ入力の取得のためにインターフェースを制御するように形成されている。更に好ましくは、ユーザ入力、例えば出力手段によってユーザに知らされる入力要求によって先行される。同じく好ましくは、ユーザ入力は、複数の予め定義された入力オプションからの選択であり、その入力オプションは、例えば、仮想視線方向、実行される操作、及び／又は実行される手術を指定する。同じく好ましくは、ユーザ入力は、所定の範囲内においてユーザが自由に定義できるユーザ入力である。同じく好ましくは、制御ユニットは、例えば、所定のユーザ入力の目的に合った問い合わせのための複数のダイアログの表示によって、ユーザ入力の際にユーザを支援するように形成されている。

50

【 0 0 2 6 】

本実施形態によれば、制御ユニットは、更に、ユーザ入力に基づいて仮想視線方向を確定するように形成されている。ユーザは、それによって、有利にも、最適と考えられる仮想視線方向を目的にかなって選択することができる。特に好ましくは、方位角及び仰角を指定するユーザ入力は、例えば、ユーザに対する対応する入力要求の後に、インターフェースによって取得される。同じく好ましくは、方位角及び仰角は、ユーザ入力から、例えば、頭部及び／又は視線制御を用いてユーザによって直接指定された視線方向から導き出される。

【 0 0 2 7 】

代替的に又は追加的に、システムは、更に、装置パラメータの取得のために形成された装置インターフェースを備える。装置インターフェースは、好ましくは、以下に詳細に説明するように、手術用顕微鏡システムの接続のためのインターフェースである。同じく好ましくは、装置インターフェースは、しかしながら、任意の他のイメージングシステムの接続のためのインターフェースでもある。装置インターフェースは、更に、医療器具の接続のためのインターフェースであってもよい。同じく好ましくは、装置インターフェースを介して、システムは、医療器具又は医療技術器具の追跡のために、接続可能であり、その際、追跡システムは、手術用顕微鏡システム又は他のイメージングシステムであり得る。医療技術器具は、例えば、ポインタ、ゾンデ、ピンセット、穴あけ針 (A h l e)、フェイコチップ (P h a k o - T i p)、内視鏡、グリッパの E n d o - L E D 等である。この実施形態によれば、制御ユニットは、好ましくは、装置インターフェースと通信するように、特に双方向通信するように構成されており、更に、そのインターフェースによって接続された装置の装置パラメータの取得のために装置インターフェースを制御するように構成されている。

【 0 0 2 8 】

本実施形態によれば、制御ユニットは、更に、装置インターフェースによって取得された装置パラメータに基づいて仮想視線方向を確定するように形成されている。好ましくは、接続された手術用顕微鏡システム又は他のイメージングシステムの装置パラメータに基づいて、手術用顕微鏡システム又は他のイメージングシステムの技術的視線方向を確定することができ、また、仮想視線方向を技術的視線方向と等しく設定することができる。これは、多重方式の画像取得及び表示を可能にし、その際、O C T 画像の仮想視線方向は、有利にも、他の画像データの (技術的な) 視線方向と一致する。

【 0 0 2 9 】

同じく好ましくは、装置パラメータは、接続された器具、又は追跡システムによって追跡された医療技術的な (又は追跡された医療用の) 器具の姿勢、位置及び／又は状態を表し、また、仮想視線方向は、医療技術的な (医療用の) 器具の姿勢、位置及び／又は状態に基づいて確定される。そのため、仮想視線方向は、例えば、ポインタの位置に応じて (必要に応じてポインタの長手方向軸に沿って)、又はグリッパの状態に応じて確定することができる。その際、医療技術器具の空間的位置は、器具自体によって確定することができ、及び／又は、医療器具又は医療技術器具の空間的位置は、追跡システムを介して確定することができる。医療器具は、その際、それ自体の電子機器を利用する必要はないが、その特性は、例えば、追跡システムのみによって、場合によっては、医療器具上に配置されたマーカによって支援されて、確定され得る。同じく好ましくは、医療技術器具の (画像) 認識はユーザ入力によって開始され、その際、ユーザ入力は、その器具自体において、又は他の場所において行われ得る。

【 0 0 3 0 】

接続された医療技術器具の状態に関しての、機器インターフェースを介して受け取る装置パラメータは、好ましくは、医療技術器具の入力手段の操作も含む。そのため、この場合、装置パラメータは同時にユーザ入力も表す。同じく好ましくは、医療技術器具の位置 (例えば、機器自体及び／又は追跡システムによって確定される)、及び医療技術器具の入力手段の操作のような、様々な装置パラメータが共通に考慮される。そのため、例えば

、器具の一連の位置に対応する一連の仮想的な視線方向を有利に取得することができる。医療器具又は医療技術器具を説明する装置パラメータは、器具自体から、又は追跡システムから、装置インターフェースを介して受け取ることができる。更に、好ましくは、上記のような仮想視線方向の方位角及び仰角は、受け取る装置パラメータから導き出される。

【0031】

本開示によるシステムの好ましい実施形態においては、OCT信号は、試料の体積要素と散乱強度とをそれぞれ含む（又は、表す）複数の（第1の）タプルを有する。試料の体積要素は、その際、好ましくは3つの空間座標（例えばx、y及びz）によって表され、例えば試料ボクセルとして解釈され得る。散乱強度に加えて、タプルは他の値を有し得る。この実施形態によれば、表示手段は複数の画素を有し、制御ユニットは、特定の画素が特定の体積要素に対応するように、すなわち特定の画素が試料の特定の体積要素を示すように、時間分解OCT画像を、（第1の）タプルに基づいて、表示手段の解像度に基づいて、及び仮想視線方向に基づいて、確定するように構成されている。言い換えれば、制御ユニットは、表示手段の画素と試料の体積要素との割り当てを確定する。この割り当ては、その際、例えば、使用される走査機構のラスト解像度のような更なる設定に依存し得るが、仮想視線方向、ズームレベル及びステレオ角のような設定の所与の選択に対して、好ましくは時間的に一定である。それによって、制御ユニットは、表示手段の画素と、OCT信号或いは確定されたOCT画像との間のローカルレジストレーションを実現する。

10

【0032】

更に、好ましくは、制御ユニットは、OCTシステムの取得パラメータに基づいて、OCTシステムによって取得されたOCT信号をローカルレジストレーションするように構成されている。これらの信号のローカルレジストレーションは、その際、これらの信号の、基準座標系との、例えば手術中の患者の座標系との正しいリンクを表し、患者空間の座標の、対応する信号空間の座標への一義的な描写（マッピング）を可能にする。信号のレジストレーションは、好ましくはOCTシステムの較正を必要とする。OCTシステムの取得パラメータは、好ましくは較正パラメータを有する。OCTシステムの取得パラメータは、好ましくは、OCTシステムの走査機構及び/又は検出器を考慮に入れる。取得パラメータに基づくローカルレジストレーションに基づいて、有利には、患者空間の定義された座標に位置する患者の構造は、OCT画像の画像空間における対応する座標において、特に互いに正しい相対位置において、正しく表示され得る。

20

30

【0033】

本開示によるシステムの特に好ましい一実施形態においては、システムは、試料の選択された視野の時間分解画像信号の取得のために形成された手術用顕微鏡システムを更に備える。その手術用顕微鏡システムは、好ましくは、特に試料から反射又は後方散乱された光、例えば可視光の取得のための光学系を有する。その光学系は、例えば、対物レンズと接眼レンズを有し、更には、他の部品、特に他のレンズ、ミラー、ビームスプリッタ、及び/又は同等物を含んでもよい。手術用顕微鏡システムは、試料の選択された視野（関心領域：ROI）の時間分解画像信号の取得のために形成されたイメージセンサを更に有する。光学系及びイメージセンサは、例えば手術用顕微鏡のカメラの一部として、好ましくは一体化して形成されている。この実施形態によれば、制御ユニットは、更に、取得された時間分解画像信号に対応するビデオ画像データを確定するように形成されている。時間分解画像信号は、特に、試料の表面要素に割り当てられた複数の信号であり、その信号は、試料表面の特定のラストに対して順次又は同時に取得されたものである。その際、そのラストは、走査機構及び/又はイメージセンサによって決定される。時間分解画像信号は更に、走査機構及び/又はイメージセンサによって決定されるクロック周波数（フレームレート）を有する。制御ユニットは、この画像信号から、表示手段における表示に適したラスト（解像度）及びフレームレートを有するビデオ画像データを生成する。更に、制御ユニットは、ビデオ画像データを表示手段によって表示するように構成されている。

40

【0034】

本開示によるシステムにおいて、画像信号は、好ましくは、複数の（第2の）タプルを

50

有する。その際、各（第２の）タプルは、試料の表面要素、及び少なくとも１つのグレースケール値を含む（又は表す）。試料の表面要素は、その際、好ましくは、２つの横方向の空間座標（例えば、 x 及び y ）によって表され、例えば、試料画素として解釈され得る。取得された強度から最終的に得られるグレースケール値に加えて、各（第２の）タプルは、更に、例えばイメージセンサの上流に接続された色フィルタによって様々な色強度の取得の際に、カラー値も検出することができる。この実施形態によれば、制御ユニットは更に、（第２の）タプル、及び表示手段の解像度に基づいてビデオ画像データを確定し、それによって、特定の画素が試料の特定の表面要素を示すように、構成されている。言い換えれば、制御ユニットは、表示手段の画素と試料の体積要素との（第１の）関連付けに加えて、表示手段の画素と試料の表面要素との（第２の）関連付けを確定する。その際、この（第２の）関連付けは、例えば、手術用顕微鏡システムのズームレベルのようなさらなる設定に依存し得るが、与えられた設定に対して、好ましくは時間的に一定である。（第２の）関連付けは、好ましくは（第１の）関連付けに対応する。それによって、制御ユニットは、表示手段の画素と手術用顕微鏡システムの画像信号（ビデオ画像データ）との間のローカルレジストレーションも実現する。

10

【００３５】

更に、好ましくは、制御ユニットは、更に、手術用顕微鏡システムの取得パラメータに基づいて、手術用顕微鏡システムによって取得された画像信号をローカルにレジストレーションするように構成されている。信号のレジストレーションは、好ましくは、手術用顕微鏡システムの較正を必要とする。そのため、手術用顕微鏡システムの取得パラメータは、好ましくは、例えば、使用される光学系（カメラ）の焦点距離及び／又はズームレベルのような、手術用顕微鏡システムの較正パラメータ及び／又は光学設定を含む。更に、その取得パラメータは、好ましくは、手術用顕微鏡システムの固有パラメータのセットも含む。その固有パラメータは、その際、画像信号の座標系と、関連するイメージセンサの座標系との間の関係を決定する。固有パラメータの種類は、特に使用されるイメージセンサの種類に依存し、その際、ここでは、イメージセンサに関して、本来のセンサと使用される光学系とを指す。固有パラメータは、Tsaiによるカメラ較正においては、例えば、有効焦点距離、画像信号の画像主点（歪曲中心）の座標、第１のスケール係数、及び／又は第１の半径方向レンズ誤差係数（歪曲係数）を含む。Tsaiによるカメラ較正の上記の固有パラメータの代替として、他の固有パラメータが、例えば、Zhangによるカメラ較正のために、使用され得る（例えば、「A practical comparison between Zhang's and Tsai's calibration approaches」, Li et al, Proceedings of the 29th International Conference on Image and Vision Computing New Zealand, November 2014 Pages 166 - 171, DOI: 10.1145/2683405.2683443を参照）。

20

30

【００３６】

画像信号のローカルレジストレーションと共にOCT信号のローカルレジストレーションは、有利にも、OCT画像及びビデオ画像データの生成及び表示を可能にし、それによって、生成された時間分解OCT画像が少なくとも表示されたビデオ画像データの一部に対応する。好ましくは、OCT信号は視野全体から取得され、OCT画像は視野の少なくとも一部から生成される。同じく好ましくは、OCT信号は視野の一部から取得され、OCT画像は視野の一部の少なくとも一部から生成される。制御ユニットは更に、時間分解OCT画像を表示手段上のビデオ画像データのセクションの位置に表示するように、形成されている。好ましくは、ビデオ画像データ及びOCT画像は視野全体から生成され、それぞれが表示手段全体に表示される。同じく好ましくは、OCT画像は、視野の一部から生成され、その視野の一部に対応するビデオ画像データの位置に、表示手段上において表示される。言い換えれば、試料の同一の部分に対応するビデオ画像データ及びOCT画像は、表示手段の同一の位置に表示される。そのため、本開示によるシステムは、表示手段

40

50

上においてビデオ画像データとOCT画像とを継ぎ目のない統合を可能にし、それによって、ユーザに多重方式の画像データのより容易な観察が可能になる。そのため、多重方式の画像データは、頭部又は眼球を動かすことなく見ることができ、これは、特に、手術中のイメージングの際に、手術者の注意に有利に作用する。

【0037】

システムの制御ユニットは、好ましくは、ビデオ画像データと時間分解OCT画像とを表示手段に同時に表示するように構成されている。これは、特に有利なことに、ユーザによる両方の画像方式の同時考慮を可能にする。にもかかわらず、異なる画像データの区別を可能にするために、制御ユニットは、更に好ましくは、ビデオ画像データを第1の透明度において、及び時間分解OCT画像を第2の透明度において表示するように構成されている。その際、好ましくは、第1の透明度と第2の透明度は異なる。同じく好ましくは、第1の透明度及び第2の透明度は時間的に変化する。例えば、最初、画像信号は0%透明度によって表示され、一方、OCT画像は100%の透明度によって表示される。その後、時間の経過とともに画像信号の透明度は0%から100%に連続的に調整され、一方、同時にOCT画像の透明度は100%から0%に調整される。これによって、ビデオ画像とOCT画像との表示の間の連続的な推移が保証される。

10

【0038】

本開示によるシステムの同じく好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、更に、画像解析によってビデオ画像データ及びOCT画像をローカルにレジストレーションするように形成されている。その際、これらの画像データのローカルレジストレーションは、共通の画像座標系におけるこれらの画像の正しい結合を表す。画像データに基づくレジストレーションは、それによって、可能な限り一致した同一構造の描写のための画像データの相対的な結合を可能にする。例えば、ビデオ画像データ及びOCT画像における構造又は組織の境界は、画像解析、例えばエッジ認識等によって認識し、且つ互いに比較することができる。並進移動、回転及び/又はスケーリングによって、これらの構造を表示手段上において互いに重ね合わせることができる。好ましくは、画像データのローカルレジストレーションは、上記の取得信号のローカルレジストレーションに加えて実行される。

20

【0039】

本開示によるシステムの同じく好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、ビデオ画像データ及び時間分解OCT画像を順次に表示手段に表示するように構成されている。言い換えれば、少なくとも表示手段の特定の位置において、ビデオ画像データ及びOCT画像のうちの一方のみが各時間に表示される。これは、有利には、ビデオ画像データとOCTデータとの間の明確な区別を可能にし、同様に有利には、表示手段の異なる位置において異なる画像データの同時表示を可能にする。

30

【0040】

特に好ましくは、制御ユニットは、ビデオ画像データと時間分解OCT画像とを、同一の倍率、同一の視線方向(Perspective)、及び/又は同一のステレオ角によって表示するように構成されている。これは、表示手段の同一の位置における両方のビデオ画像データの同時表示の場合に、好ましくは両方の画像データの完全な重ね合わせを可能にし、有利には最適化されたコントラストを有する表示を可能にすることができる。順次表示の場合には、好ましくは、ローカルレジストレーションされた画像データ間の移行において、同一の倍率、同一の視線方向、及び/又は同一のステレオ角による表示が行われる。それによって、画像データの表示間のスムーズな移行が行われる。ビデオ画像データの場合には、表面(上面)の表示のみが可能である。これは、例えば「en-face」OCT画像に相当する。ビデオ画像データからOCT画像への移行が生じるやいなや、最適な奥行き知覚を伴う改善された眺めを有利に可能とするために、更に好ましくは、倍率、視線方向、及び/又はステレオ角が調整可能である。特に、最初の「en-face」視から、例えば仮想視線方向の連続的な移行によって、視線画像の表示に、又は断面視(OCT-Bスキャン)に切り替えることが可能である。それによって、様々な段階において、有利にも、完全な視野が保証される。

40

50

【 0 0 4 1 】

本開示によるシステムの更に好ましい一実施形態によれば、表示手段は、好ましくは、画像データを立体的に表示するように形成されている。表示手段は、好ましくは、偏光眼鏡と組み合わせて、異なる（例えば直交する）偏光を有する画像データの表示のために形成された表示手段である。また、カラーフィルタリングによる立体画像データのエンコード、及びカラーフィルタ付き 3 Dメガネとの組み合わせが好ましい。しかしながら、表示手段は、例えばライトフィールドモニタ等の 3 Dディスプレイであってもよい。この好ましい実施形態によれば、制御ユニットは、更に、時間分解 OCT 信号、仮想視線方向及びステレオ角に基づいて、時間分解の第 1 の OCT 画像及び時間分解の第 2 の OCT 画像を確定し、第 1 の OCT 画像及び第 2 の OCT 画像を表示手段に立体的に表示するように構成されている。ステレオ角は、表示手段上の画像視覚化の際に、奥行き感に決定的な影響を与える。ステレオカメラの場合、ステレオ角は、ステレオカメラの個々のカメラの光軸間の角度に対応し、ひいては、互いのカメラ間の距離、及びカメラと対象物（試料）との間の作動距離に依存する。

10

【 0 0 4 2 】

立体 OCT 画像の生成の際には、このようなステレオ角が計算の基準とされ、それは、ステレオ角の可変調整を可能にする。大きいステレオ角は、通常、奥行き知覚が強い（人間の目による近い物体の知覚のように）ことに対応し、小さいステレオ角は、通常、奥行き知覚が弱い（人間の目による遠い物体の知覚のように）ことに対応する。それによって、本開示によるシステムは、有利にも、可変の奥行き感による OCT 画像の表示を可能にする。

20

【 0 0 4 3 】

本開示によるシステムの好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、インターフェースによって取得されたユーザ入力に基づいて、ステレオ角を確定するように構成されている。それによって、ユーザ、例えば手術者は、有利にも、ステレオ角を個別に調整することができ、その結果、ステレオ角を確定する際に、有利にも、ユーザ入力を考慮することによって、主観的な好みも顧慮することができる。

【 0 0 4 4 】

本開示によるシステムの更に好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、更に、手術用顕微鏡システムの光学パラメータに基づいてステレオ角を確定するように構成されている。手術用顕微鏡システムの光学パラメータは、その際、本開示によるシステムの制御ユニットによってメタデータの形において取得又は読み取られる。それによって、制御ユニットは、有利にも、手術用顕微鏡システムの、可変の及び固定の光学パラメータについて常に知らされる。固定の光学パラメータは、その際、好ましくは、例えば、使用されるレンズ、接眼レンズ等の手術用顕微鏡システムの構成要素を特徴付け、また、可変の光学パラメータは、その際、好ましくは、例えば、視野、解像度、光軸の傾斜等の調整可能な量を特徴付ける。手術用顕微鏡システムの光学パラメータの考慮は、有利にも、画像データを互いに最適に適合させつつ、OCT 画像とビデオ画像データとの同時表示を可能にし、また、最適に移行させつつ、OCT 画像とビデオ画像データとの順次表示も可能にする。

30

40

【 0 0 4 5 】

本開示によるシステムの特に好ましい一実施形態においては、手術用顕微鏡システムは、第 1 の光軸に沿って配置され、視野の第 1 の画像信号の取得のために形成された第 1 の立体対物レンズ（第 1 のイメージセンサとの組み合わせ）と、第 2 の光軸に沿って配置され、視野の第 2 の画像信号の取得のために形成された第 2 の立体対物レンズ（第 2 のイメージセンサとの組み合わせ）とを含むステレオカメラを有する。そのため、手術用顕微鏡システムは、立体時間分解画像信号の取得のために形成されている。手術用顕微鏡システムの第 1 の光軸と第 2 の光軸は、その際、互いに 1 つの角度を囲んでおり、その際、この光軸間の角度は、試料と対物レンズとの間の作動距離と共に、手術用顕微鏡システムにおける立体画像取得のステレオ角を決定する。この実施形態によれば、制御ユニットは、好

50

ましくは、第1のOCT画像及び第2のOCT画像の確定の基礎に置かれているステレオ角を、手術用顕微鏡システムのステレオ角に対応して決定するように形成されている。更に、制御ユニットは、好ましくは、第1の画像信号に基づいて第1のビデオ画像データを確定し、第2の画像信号に基づいて第2のビデオ画像データを確定するように形成されている。この実施形態は、それによって、有利にも、ビデオ画像データ及びOCT画像の立体表示を、対応するステレオ角を伴って可能にする。これは、有利にも、最小のずれを伴う立体的な同時表示が可能になるとともに、異なる画像モード（ビデオ画像データとOCT画像データ）間の最適な移行を伴う立体的な順次表示を可能にする。この実施形態によれば、手術用顕微鏡システムの光学パラメータは、少なくとも、そのステレオ角に影響を与える手術用顕微鏡システムのパラメータであるか、又はそのパラメータを含む。

10

【0046】

同じく好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、ステレオカメラのズームレベル及び/又は作動距離に基づいてステレオ角を確定するように形成されている。その際、ステレオカメラのカメラ間の距離は、好ましくは互いに対して固定されており、それによって、ステレオ角は、試料へのカメラの作動距離のみに依存する。この作動距離は、好ましくは、例えば、撮像された視野のサイズ又はマーカとの組み合わせにおいて、ズームレベルに基づいて確定可能である。ステレオカメラのカメラ間距離が互いに可変に形成されている場合、例えばカメラ移動によって位置決め可能なカメラの場合、好ましくは、カメラ間距離も互いにステレオ角の確定の際に考慮される。この実施形態によれば、制御ユニットは、好ましくは、少なくともズームレベル及び/又は作動距離に基づいて手術用顕微鏡システムのステレオ角を確定し、このステレオ角をOCT画像にも使用するように形成されている。

20

【0047】

同じく好ましい一実施形態においては、ズームレベルも作動距離には依存せずに考慮される。例えば、手術用顕微鏡システムによる視野の表示において、ズーム値が小さい場合は、小さいステレオ角の使用が好ましい。小さいズーム値は、通常、広い視野に対応し、その際、通常、強い奥行き感の表示は望まれない。手術用顕微鏡システムによる視野の表示において、ズーム値が大きい場合は、大きなステレオ角の使用が好ましい。大きなズーム値は小さい視野に対応し、小さい視野においては、強い奥行き感を有する詳細な表示が望まれることが多い。そのため、高倍率においては、有利にも、確定されたOCT画像の表示において、奥行き感も増加する。

30

【0048】

本開示によるシステムの更に好ましい一実施形態においては、制御ユニットは、実行された手術の段階を確定し、実行される手術の段階に基づいてステレオ角を確定するように構成されている。そのために、制御ユニットは、好ましくは、訓練された機械学習アルゴリズム、例えばニューラルネットワーク（CNN）等が記憶されたメモリに接続される。このアルゴリズムは、好ましくは、複数のビデオ画像データ及び/又はOCT画像、或いは、画像信号及び/又はOCT信号によって訓練されており、これらの画像データ及び/又はOCT信号には、訓練中に、OPの対応する段階が、分類として割り当てられている。従って、訓練されたアルゴリズムは、ビデオ画像データ及び/又はOCT画像、或いは画像信号及び/又はOCT信号に基づいて、手術の段階を分類として独立して認識することができる。好ましくは、この実施形態による制御ユニットは、確定された手術の段階に対応するステレオ角を選択するように形成されている。手術の異なる段階に適したステレオデータは、好ましくは、メモリ内のルックアップテーブル（LUT）に格納されるか、又は、同様に、機械学習アルゴリズムを使用して確定される。これは、例えば、訓練中に、多数のビデオ画像データ及び/又はOCT画像、或いは画像信号及び/又はOCT信号に、1つ又は複数の分類として、対応するOPの段階及び/又は対応するステレオ角を割り当てることによって、訓練することができる。

40

【0049】

白内障手術において、手術段階は、例えば、以下を含むことができる：安静、切開、眼

50

内粘液手術装置（OVD）の注入、嚢切除、水力切開、超音波乳化吸引、洗浄／吸引、眼内レンズ移植、創傷の閉鎖／湿潤、非手術。屈折矯正手術においては、手術段階は、例えば、以下を含む：アイドリング、ドッキング、アブラネーション、眼球／CG回転の施し、水晶体切開、水晶体側切開、カップ切開、カップ側切開、眼球の解放、OPMIへの移行、OPMIの位置決め、切開の開放、平面の設定、カップ床（Kappenbett）の分離、水晶体床（Linsenbett）の分離、水晶体の除去及び／又は検査、拭き取り、洗浄、スリットランプ、検鏡の除去。歯科手術においては、外科的段階は例えば以下のものを含む：アクセス、切除、デブリードマン、乾燥、固定、修復。これらの段階のすべて又は一部のみが対応する手術の一部であり得ること、また、他の手術段階も有り得ること、及び／又は一部の段階が省略され得ることに留意すべきである。

10

【0050】

本開示によるシステムの更に好ましい一実施形態においては、システムは、医療器具を更に備える。医療器具は、例えば、プローブ、ポインタ、ピンセット、穴あけ針、フェイコチップ、内視鏡、Endo-LED等である。

【0051】

この実施形態によれば、制御ユニットは更に、医療器具の位置、種類、及び／又は状態を確定するように構成されている。医療器具の種類は、その際、好ましくは、医療器具の接続のための装置インターフェースに基づいて、追跡システムによって（例えば、ターゲットIDの認識によって）、及び／又はユーザインターフェースを介した入力に基づいて確定することができる。同じく好ましくは、手術用顕微鏡システムの視野内に持ち込まれた医療機器の種類の認識は、ビデオ画像データの画像解析、例えばセグメンテーション及び対象物認識によって行われる。医療器具の位置は、好ましくは、マーカの検出、及び／又は複数のマーカを含むターゲットの検出に基づいて確定され、その際、マーカは、医療器具上の目印、又は医療器具の構造であり得る。マーカ及び／又はターゲットの取得は、好ましくは、手術用顕微鏡システムを用いて、及び、必要に応じて、追加の光源（例えば、赤外LED）を用いて、及び／又は、医療器具のレジストレーション／校正の後に（例えば、医療器具の先端を所定の位置に位置決めすることによって）行われる。

20

【0052】

手術用顕微鏡システムの視野内に持ち込まれた医療器具の状態は、好ましくは、ビデオ画像データの画像解析に基づいて確定される。例えば、ピンセットが開いているか閉じているかの識別は、画像データに基づいて行うことができる。更に、状態を変更するためのユーザ入力を制御ユニットによって読み込むことができ、例えば、フェイコチップの作動のためのユーザ入力は、その状態の変更を知らせる。更に、医療機器に取り付けられたセンサは、その状態の変化、例えばピンセットの閉鎖を検出し、対応するセンサ信号を制御ユニットに送ることができる。

30

【0053】

この好ましい実施形態によれば、制御ユニットは更に、医療器具の位置、種類及び／又は状態に基づいて、立体OCT画像の確定のためのステレオ角を確定するように構成されている。所定の種類及び／又は所定の位置の医療器具の状態の変化は、好ましくは、手術の所定の段階を示している。したがって、医療機器の位置、種類、及び／又は状態の認識に基づいて、この段階に最適な表示形式を選択することができる。これは、ステレオ角の選択に加え、必要に応じて、OCT画像データの更なる表示パラメータ、例えばズームレベル、仮想視線方向、表示奥行き、及び／又は断面方向の変更も含む。

40

【0054】

上記の情報に基づいて、制御ユニットは、例えば、実行された手術がピンセットを用いた膜剥離であることを自動的に又はユーザ入力に基づいて確定し、この場合、更に、眼球に対するピンセットの距離又は位置を確定し、上記の確定に応じて、OCT画像の表示の仮想視線方向及び／又はステレオ角を適合又は調整することができる。さらなる例においては、制御ユニットは、好ましくは、実行された手術が、ブレブ「Bleb」の網膜下注射又は網膜ステントの配置であることを自動的に又はユーザ入力に基づいて確定し、それ

50

に基づいて、例えば、大きな奥行き感（ステレオ角）を有する視線画像の表示を選択することによって、ユーザが針又はステントの位置決めにおいて最適に支援されるように、仮想視線方向及び／又はステレオ角を適合することができる。

【 0 0 5 5 】

本発明による制御ユニットの機能性は、電氣的又は電子的な部品又は構成要素（ハードウェア）によって、ファームウェア（ASIC）によって、実装され得、及び／又は適切なプログラム（ソフトウェア）の実行によって実現することができる。好ましくは、本発明による制御ユニットの機能性は、ハードウェア、ファームウェア及び／又はソフトウェアの組み合わせによって実現又は実装される。例えば、個々の機能性を実行するための本発明による制御ユニットの個々の構成要素は、別個の集積回路として形成される、又は共通の集積回路上に配置される。

10

【 0 0 5 6 】

本発明による制御ユニットの個々の機能性は、更に、好ましくは、１つ又は複数のプロセスとして形成される。そのプロセスは、１つ又は複数の電子計算装置内の１つ又は複数のプロセッサ上において実行され、また、１つ又は複数のコンピュータプログラムの実施の際に生成される。その際、制御ユニットは、本明細書に記載された本発明によるシステムの機能性を実現するために、他の構成要素、特にユーザインターフェース、OCTシステム、及び表示手段と協働するように形成されている。当業者にとって、本発明による制御ユニットの機能性を実現するために、複数のコンピュータ（データ処理装置、制御ユニット、制御装置）の機能性を組み合わせること、又は単一の装置に結合することが可能であり、或いは特定のデータ処理装置の機能性が複数の装置に分散されて存在し得ることは、更に自明である。

20

【 0 0 5 7 】

本発明によるシステムの特に好ましい実施形態においては、そのシステムは手術用顕微鏡に組み込まれている。その際、手術用顕微鏡は、好ましくは、上記したように、OCTシステムを有する。更に好ましくは、手術用顕微鏡は、ユーザ入力のためのインターフェースと表示手段とを有する、又はインターフェースは表示手段に接続されている。好ましくは、手術用顕微鏡は、更に、上記のような手術用顕微鏡システムを有し、その際、イメージセンサ及び光学系は、カメラの、特に、手術用顕微鏡の主観察者用カメラ又は周囲カメラの一部である。手術用顕微鏡の制御ユニットは、好ましくは、本発明によるシステムの制御ユニットとして形成され、特に、手術用顕微鏡の記憶ユニットに記憶された命令に基づいて、以下に説明する本発明による方法を実行するように形成されている。

30

【 0 0 5 8 】

本開示の範囲において、手術用顕微鏡は、手術中の使用のために適した顕微鏡として広い意味に解される。手術用顕微鏡は、好ましくは、手術者の頭部の動きに依存せずに手術領域の描写を可能にする架台を有する。更に、好ましくは、手術用顕微鏡は、少なくとも１つのビームスプリッタと少なくとも２つの接眼レンズを有する。代替的には、手術用顕微鏡は、接眼レンズのない純粋な「デジスコプ」である。同じく好ましくは、手術用顕微鏡は少なくとも１つのイメージセンサを有する。更に好ましくは、手術用顕微鏡は主観察者用カメラと周辺カメラとを有する。手術用顕微鏡は、手術の実行のための運動学的補助手段又はロボット補助手段を有し得る。代替的には、手術用顕微鏡は、医療技術用顕微鏡、医学的に承認された顕微鏡、又は医療用顕微鏡と呼ばれることもある。

40

【 0 0 5 9 】

本開示の別の局面は、OCT信号の取得及び視覚化のための方法に関する。これは、OCTシステム（上記のように）によって、試料の選択された視野の時間分解OCT信号を取得するステップを含む。その際、OCT信号は複数のタプルを有し、そのタプルは、それぞれ、試料の体積要素と、体積要素に対応する散乱強度とを表す。本方法は更に、所定の仮想視線方向を確定するステップと、タプル、表示手段の解像度、及び仮想視線方向に基づいて、時間分解OCT画像を、三次元の及び仮想視線方向から見た体積画像として確定するステップとを含む。本開示による方法においては、最後に、時間分解OCT画像は

50

、仮想視線方向から見た体積画像として、表示手段に表示される。本開示による方法は、本開示によるシステムと同様の利点を実現するものであり、この点に関して、上記の説明が参照される。

【 0 0 6 0 】

本開示による方法の好ましい実施形態において、本方法は、時間分解の第 1 の OCT 画像と時間分解の第 2 の OCT 画像とを確定するステップを更に含む。その際、第 1 の OCT 画像及び第 2 の OCT 画像は、それぞれ、タプルに基づき、表示手段の解像度に基づき、視線方向に基づき、更にステレオ角に基づき、しかも、それぞれ、三次元の、且つ仮想視線方向から見た体積画像として確定される。この実施形態によれば、更に、時間分解の第 1 の OCT 画像及び時間分解の第 2 の OCT 画像は、表示手段に立体的に表示される。これは、有利にも、可変の仮想視線方向、及び可変のステレオ角を有する立体表示を可能とする。

10

【 0 0 6 1 】

本開示による方法の更に好ましい実施形態においては、本方法は、インターフェースによって取得されたユーザ入力に基づいて、及び / 又は、装置インターフェースによって取得された装置パラメータに基づいて、所定の仮想視線方向を確定するステップを更に含む。

【 0 0 6 2 】

本開示による方法の更に好ましい実施形態は、本開示によるシステムの更に好ましい実施形態に対応し、また、その実施形態と同一の利点を実現する。

20

【 0 0 6 3 】

本開示のさらなる局面は、上記したような制御ユニット、好ましくは上記したような手術用顕微鏡の制御ユニットによって実行される際に、上記したようなシステム又は手術用顕微鏡に、上記したような本発明による方法を実行させる命令を含むコンピュータプログラムに関する。コンピュータプログラムは、好ましくは、上記したような制御ユニット、好ましくは手術用顕微鏡の制御ユニットによって実行される際に、上記したようなシステム又は手術用顕微鏡に、上記したような好ましい実施形態の 1 つによる本発明による方法を実行させる命令を含む。本発明によるコンピュータプログラムは、その際、好ましくは、例えば RAM 素子のような揮発性メモリ、又は例えば CD - ROM、フラッシュメモリ等の不揮発性記憶媒体に記憶される。

30

【 0 0 6 4 】

本発明の更に好ましい実施形態は、従属請求項に言及されている他の特徴から、及び以下に説明する図から明らかである。本願において言及されている本発明の様々な実施形態は、個々のケースにおいて別段の指定がない限り、互いに有利に組み合わせることができる。

【 0 0 6 5 】

以下において、添付図面を参照して、本発明を実施例において説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 6 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態によるシステムの概略図である。

40

【 図 2 】 第 2 の実施形態によるシステムの概略図である。

【 図 3 】 仮想視線方向の概略図である。

【 図 4 】 仮想視線方向に応じた OCT 画像としての OCT 信号の視覚化の概略図である。

【 図 5 】 一実施形態による試料と表示手段の概略図である。

【 図 6 】 さらに実施形態による表示手段と医療器具の概略図である。

【 図 7 】 一実施形態による方法の概略フローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 6 7 】

図 1 は、第 1 の実施形態による、OCT 信号 19 を取得し視覚化するシステム 100 の概略図である。

50

【 0 0 6 8 】

システム 1 0 0 は、例えばスーパーluminescent diode (SLD) のような広帯域光源 1 1 を有する OCT システム 1 0 を備える。光源 1 1 の光は、可動ミラー 1 5 とビームスプリッタ 1 4 とを有する干渉計に導かれる。ビームスプリッタ 1 4 において、光は試料ビーム 1 2 と参照ビーム 1 3 に分割される。試料ビーム 1 2 は、走査ミラー 1 6 によって試料 6 5 上を走査され、試料 6 5 の選択された視野 6 6 の少なくとも一部が走査される。参照ビーム 1 3 は可動ミラー 1 5 に導かれ、可動ミラー 1 5 からビームスプリッタ 1 4 に反射される。試料ビーム 1 2 は、試料 6 5、特に試料 6 5 の体積と相互作用し、それによって走査ミラー 1 6 に後方散乱され、そして、走査ミラーによってビームスプリッタ 1 4 に導かれる。ビームスプリッタにおいて、後方散乱された試料ビーム 1 2 と反射された参照ビーム 1 3 が重ね合わされ、その際、重ね合わされたビーム 1 2、1 3 間の経路差が可動ミラー 1 5 によって調整される。このようにして生成された干渉パターン 1 7 は、検出器 1 8、例えば CCD 検出器又は CMOS 検出器によって取得される。

10

【 0 0 6 9 】

このようにして取得された時間分解 OCT 信号 1 9 は、検出器 1 8 から制御ユニット 4 0 に送られる。制御ユニット 4 0 は、更に、ユーザインターフェース 5 0 によって、所望の仮想視線方向に関するユーザ入力を受信する。その際、好ましくは、ユーザの頭部の動き及び/又は眼球の動きを検出するための手段を有する HMD がある。代替的又は追加的に、制御ユニット 4 0 は、装置インターフェース 5 5 を介して接続された装置、例えば手術用顕微鏡システム 2 0、他のイメージングシステム、又は医療器具 7 0 の装置パラメータを受信する。更に、装置パラメータは、装置インターフェース 5 5 に接続された追跡システム (図示せず) に由来してもよいが、医療器具、例えばその空間位置を特徴付ける。

20

【 0 0 7 0 】

制御ユニット 4 0 は、取得された時間分解 OCT 信号 1 9 に対して、所定の仮想視線方向 6 0 に基づいて、時間分解 OCT 画像 3 1 を確定し、表示のために時間分解 OCT 画像 3 1 を表示手段 3 0 に送る。その際、仮想視線方向 6 0 は、ユーザインターフェース 5 0 におけるユーザ入力に基づいて、及び/又は、装置インターフェース 5 5 によって確定された装置パラメータに基づいて、制御ユニット 4 0 によって決定される。仮想視線方向 6 0 に関する説明については、以下の図 3 及び図 4 の記述を参照されたい。

【 0 0 7 1 】

図 2 は、第 2 の実施形態による OCT 信号 1 9 の取得及び視覚化のためのシステム 1 0 0 の概略図である。図 1 と同一の構成要素には同一の参照符号を付し、これらの構成要素についての繰り返しの説明は簡潔さの理由から省略する。

30

【 0 0 7 2 】

図 2 のシステム 1 0 0 は、第 1 の光学系 2 1 1 及び第 1 のイメージセンサ 2 1 2 を有する第 1 のカメラ 2 1 と、第 2 の光学系 2 2 1 及び第 2 のイメージセンサ 2 2 2 を有する第 2 のカメラ 2 2 と、を有する手術用顕微鏡システム 2 0 を更に備える点において、図 1 のシステムと異なる。これらのカメラ 2 1、2 2 の各々によって、試料 6 5 の視野 6 6 を光軸に沿って取得でき、その結果、第 1 の画像信号 2 3 1 と第 2 の画像信号 2 3 2 とを有する立体画像信号 2 3 が取得される。カメラ 2 1、2 2 は、例えば、ステレオカメラとして形成された、手術用顕微鏡の主観察者用カメラの 2 つのカメラである。

40

【 0 0 7 3 】

図 2 の実施形態によれば、制御ユニット 4 0 は、取得された立体画像信号 2 3 に対応する立体ビデオ画像データ 3 2 を確定する。その際、2 つのカメラ 2 1、2 2 の光軸 2 1 3、2 2 3 間のステレオ角 θ は、立体画像信号 2 3 に基づいて生成された立体ビデオ画像データ 3 2 の奥行き感又は奥行き知覚を決定する。その際、立体ビデオ画像データ 3 2 は、第 1 の画像信号 2 3 1 に対応する第 1 のビデオ画像データ 3 2 1 と、第 2 の画像信号 2 3 2 に対応する第 2 のビデオ画像データ 3 2 2 とを有する。ステレオ角 θ は、カメラ 2 1、2 2 間の距離に加えて、カメラ 2 1、2 2 と試料 6 5 との間の作動距離に依存する。

【 0 0 7 4 】

50

図 2 のシステム 100 においては、図 1 を参照して既に説明したのと同様の方法において、時間分解 OCT 信号 19 が取得される。ただし、制御ユニット 40 は、OCT 信号 19 に基づいて、第 1 のビデオ画像データ 321 に対応する第 1 の OCT 画像 311 と、第 2 のビデオ画像データ 321 に対応する第 2 の OCT 画像 312 とを確定する。その際、例えば、第 1 の OCT 画像 311 及び第 2 の OCT 画像 312 は、第 1 及び第 2 の画像信号 231, 232 と同一のステレオ角の下に取得されたものとして生成される。しかしながら、OCT 画像 311, 312 のステレオ角は、インターフェース 50 によって取得されたユーザ入力に基づいて異なるように設定することもできる。第 1 及び第 2 のビデオ画像データ 321, 322 は、第 1 及び第 2 の OCT 画像 311, 312 とともに表示手段 30 に同時又は順次に表示され、その際、OCT 画像 311, 312 とビデオ画像データ 321, 322 との切り替えは、例えばインターフェース 50 による入力に基づいて行われる。

10

【0075】

図 3 は、仮想視線方向 60、特に第 1 の仮想視線方向 601 及び第 2 の仮想視線方向 602 を概略的に示す図である。その際、これらの仮想視線方向 601, 602 の各々は、OCT システム 10 の光軸 63 に対する方位角 61 及び仰角 62 によって定義される。その際、OCT システム 10 の光軸は、好ましくは試料 65 の表面に対して垂直である。方位角 61 は、光軸 63 に垂直な平面において 0° から 360° の間の平面角である。仰角 62 は、光軸 63 を含む平面において 0° から 90° の間の平面角である。仰角は平面角であり、仮想視線方向 601, 602 と水平面（試料面）との間において測定される。図 3 の表示においては、第 1 の仮想視線方向 601 は、約 45° の第 1 の方位角 θ_1 、及び約 30° の第 1 の仰角 ϕ_1 によって定義され、第 2 の仮想視線方向 602 は、約 315° の第 2 の方位角 θ_2 、及び約 60° の第 2 の仰角 ϕ_2 によって定義される。

20

【0076】

図 4 は、仮想視線方向 60 に応じた OCT 画像 31 としての OCT 信号 19 の視覚化の概略を示す。その際、図 4 (A) は、第 1 の方位角 θ_1 を有する第 1 の仮想視線方向 601 からの試料 65（試料「65」の画像）の OCT 画像 31 を示し、図 4 (B) は、第 2 の方位角 θ_2 を有する第 2 の仮想視線方向 602 からの試料 65（試料「65」の画像）の異なる OCT 画像 31 を示す。明瞭さの理由から、異なる仰角 ϕ_1 及び ϕ_2 の影響は図には示されていない。

30

【0077】

図 5 は、一実施形態による試料 65 及び表示手段 30 を概略的に示す図である。その際、試料 65 は、複数の体積要素 651 と複数の表面要素 652 とを有し、その場合、特定の体積要素 651 が特定の表面要素 652 に対応する。表面要素 652 の例示的な選択がハッチングされて示されている。また、体積要素 651 の大部分が破線で示されており、一方、ハッチングされた表面要素 652 に対応する 4 つの体積要素 152 が実線で示されている。更に、両側矢印が、これらの体積要素 651 と関連する表面要素 652 とを接続している。

【0078】

図 1 のシステム 100 の OCT システム 10 によって、特に試料 65 の体積は、それによって散乱された試料ビーム 12 の短波長光を、走査ミラー 16 を介して干渉計によって参照ビーム 13 に重畳させることによって、検出することができる。このようにして生成され、時間分解 OCT 信号 19 として検出器 18 によって取得される干渉パターン 17 は、複数の第 1 のタプル 191 を有し、その際、第 1 のタプル 191 の数は、例えば、走査ミラー 16 によって走査された試料 65 上の点の数から生じる。その際、第 1 のタプル 191 の各々は、表された体積要素 651 の 1 つに対応し、散乱強度値 s_i を有する。試料 65（患者）の座標系に対する OCT システム 10 の較正又はレジストレーションに基づいて、3 つの空間座標 x_i, y_i, z_i が第 1 のタプル 191 の各々に更に割り当てられる。図示の例においては、第 1 のタプル 191 は、空間座標 x_1, y_1, z_1 及び散乱強度値 s_1 を有する。

40

50

【 0 0 7 9 】

図 2 のシステム 1 0 0 の手術用顕微鏡システム 2 0 を用いて、試料 6 5 からの反射又は後方散乱された長波長（可視）光を、光学系 2 1 1 , 2 2 1 を介して、カメラ 2 1 , 2 2 のイメージセンサ 2 1 2 , 2 2 2 に反射させることによって、特に試料 6 5 の表面を取得することができる。イメージセンサ 2 1 2 , 2 2 2 によって取得された画像信号 2 3 1 , 2 3 2 は、それぞれ複数の第 2 のタプル 2 3 3 を有し、その際、第 2 のタプル 2 3 3 の数は、それぞれ、関連するイメージセンサ 2 1 2 , 2 2 2 の解像度に起因する。その際、第 2 のタプル 2 3 3 の各々は、表された表面要素 6 5 2 のうちの 1 つに対応し、それぞれのイメージセンサ 2 1 2 , 2 2 2 に反射して戻ってくる光の強度に対応するグレーレベル値 g_i を有する。試料 6 5（患者）の座標系に対するイメージセンサ 2 1 2 , 2 2 2 の校正又はレジストレーションに基づいて、2 つの横方向の空間座標 x_i 、 y_i が第 2 のタプル 2 3 3 の各々に更に関連付けられる。図示の例においては、第 2 のタプル 2 3 3 は、横方向の空間座標 x_1 、 y_1 及びグレースケール値 g_1 を有する。

10

【 0 0 8 0 】

図 5 に更に示される表示手段 3 0 は、複数の画素 3 3、特に水平方向に 7 画素、垂直方向に 6 画素の 4 2 個の画素を有する。図示の例においては、イメージセンサ 2 1 2 の解像度によって、画像信号 2 3 による試料表面の取得は、水平方向における 7 個の表面要素 6 5 2、垂直方向における 3 個の表面要素 6 5 2 を有する 2 1 個の表面要素 6 5 2 においてもたらされた。したがって、ビデオ画像データ 3 2 において、水平方向においては、1 つの画素 3 3 が 1 つの表面要素 6 5 2 に対応し、垂直方向においては、2 つの画素 3 3 が 1 つの表面要素 6 5 2 に対応する。ハッチングで示された表面要素 6 5 2 に対応する画素 3 3 は、同様にハッチングで示され、その割り当ては更に矢印で示される。更に矢印で示されるように、システム 1 0 0 の制御ユニット 4 0 によって、表面要素 6 5 2 に対応する体積要素 6 5 1 の OCT 画像 3 1 は、特定の表面要素 6 5 2 のビデオ画像データ 3 2 が特定の画素 3 3 に表示され、表面要素 6 5 2 に対応する体積要素 6 5 1 の OCT 画像 3 1 も同様に特定の画素 3 3 に表示されるように、生成され、それぞれの画素 3 3 に表示される。このように、対応する OCT 画像 3 1 とビデオ画像データ 3 2 は、表示手段 3 0 の同一の位置に表示される。

20

【 0 0 8 1 】

さらなる実施形態による表示手段 3 0 の概略図を図 6 に示す。この場合、システム 1 0 0 は、図 6 に示すように、医療器具 7 0、特にピンセット 7 0 を更に備える。図 6（A）に示す試料 6 5 に対するピンセット 7 0 の接近段階において、開かれたピンセット 7 0 及び試料 6 5 は、「e n f a c e」視（平面図）における OCT 画像 3 1 の形状において、すなわち、図 3 における 9 0 ° の仰角において表示手段 3 0 に表示される。制御ユニット 4 0 によって、センサ値に基づいて、及び / 又は OCT 画像 3 1 又は場合によってはビデオ画像データ 3 2 の評価に基づいて、ピンセット 7 0 が閉じられていること、及びピンセット 7 0 の先端と試料 6 5 の表面との間の垂直距離が所定の限界値 z_1 以下であることが認識されるとすぐに、制御ユニット 4 0 は、OCT 画像 3 1 による、表示手段 3 0 上の試料 6 5 及び場合によってはピンセット 7 0 の表示を、「e n f a c e」視（平面図）から別の仮想視線方向 6 0 に変更する。特に、制御ユニット 4 0 は、図 6（B）に示されるような OCT 画像 3 1、即ち約 4 5 ° の仰角を有する視線方向の体積表示を確定する。図示の例においては、ピンセット 7 0 は、試料 6 5 の表面の一部を持ち上げる、又は持ち去るために使用される。制御ユニット 4 0 によって、センサ値、OCT 画像 3 1 及び / 又はビデオ画像データ 3 2 に基づいて、ピンセット 7 0 が閉じられ、試料 6 5 の持ち上げられた又は持ち去られた表面の外側（例えば、横方向に最小距離だけ間隔をあけた）において、ピンセット 7 0 の先端と試料 6 5 の表面との間の垂直距離が所定の限界値 z_2 以上であることが認識されるとすぐに、制御ユニット 4 0 は、OCT 画像 3 1 の表示の仮想視線方向 6 0 を再び変更する。図 6（C）に示されるように、これは、この場合、横方向からの視線方向において、すなわち表示手段 3 0 上の仰角が 0 ° に近い状態において表示される。それによって、手術者と手術用顕微鏡との相互作用は、インターフェース 5 0 に

30

40

50

よって取得されたユーザ入力に基づいて表示の仮想視線方向 6 0 を改善することによって、取得された OCT 信号 1 9 の有利な表示によって、継続的、且つ客観的に改善される。

【 0 0 8 2 】

図 7 は、実施形態による方法の概略フローチャートを示す。この方法は、OCT システム 1 0 によって試料 6 5 の選択された視野 6 6 の時間分解 OCT 信号 1 9 を取得する第 1 のステップ S 1 0 0 を含み、その際、OCT 信号 1 9 は、試料 6 5 の体積要素 6 5 1 と、その体積要素 6 5 1 に対応する散乱強度とをそれぞれ表す複数のタプル 1 9 1 を有する。本方法は更に、所定の仮想視線方向 6 0 を確定する第 2 のステップ S 2 0 0 を含む。第 3 のステップ S 3 0 0 においては、タプル 1 9 1 と、表示手段 3 0 の解像度と、仮想視線方向 6 0 とに基づいて、三次元の、且つ仮想視線方向 6 0 から見た体積画像としての時間分解 OCT 画像 3 1 が確定される。最後に、第 4 のステップ S 4 0 0 において、時間分解 OCT 画像 3 1 が表示手段 3 0 に表示される。

10

【符号の説明】

【 0 0 8 3 】

- 1 0 OCT システム
- 1 1 広帯域光源
- 1 2 試料ビーム
- 1 3 参照ビーム
- 1 4 ビームスプリッタ (干渉計)
- 1 5 可動ミラー (干渉計)
- 1 6 走査機構 (走査ミラー)
- 1 7 干渉パターン
- 1 8 検出器
- 1 9 時間分解 OCT 信号
- 1 9 1 タプル (OCT)
- 2 0 手術用顕微鏡システム
- 2 1 第 1 のカメラ
- 2 1 1 第 1 の光学系
- 2 1 2 第 1 のイメージセンサ
- 2 1 3 第 1 の光軸
- 2 2 第 2 のカメラ
- 2 2 1 第 2 の光学系
- 2 2 2 第 2 のイメージセンサ
- 2 2 3 第 2 の光軸
- 2 3 時間分解画像信号
- 2 3 1 第 1 の画像信号
- 2 3 2 第 2 の画像信号
- 2 3 3 タプル (画像信号)
- 3 0 表示手段
- 3 1 OCT 画像
- 3 1 1 第 1 の OCT 画像
- 3 1 2 第 2 の OCT 画像
- 3 2 ビデオ画像データ
- 3 2 1 第 1 のビデオ画像データ
- 3 2 2 第 2 のビデオ画像データ
- 3 3 画素
- 4 0 制御ユニット
- 5 0 ユーザインターフェース
- 5 5 装置インターフェース
- 6 0 仮想視線方向

20

30

40

50

- 6 0 1 第 1 の仮想視線方向
- 6 0 2 第 2 の仮想視線方向
- 6 1 方位角
- 6 2 仰角
- 6 3 O C T システムの光軸
- 6 5 試料
- 6 6 視野
- 6 5 1 表面要素
- 6 5 2 体積要素
- 7 0 医療器具

10

【誤訳訂正 2】

【訂正対象書類名】特許請求の範囲

【訂正対象項目名】全文

【訂正方法】変更

【訂正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

O C T 信号の取得及び視覚化のためのシステム (1 0 0) であって、
O C T システム (1 0) と、
画像データ (3 2) の時間分解表示を立体画像として表示するために形成された表示手段 (3 0) と、

制御ユニット (4 0) であって、試料 (6 5) の選択された視野 (6 6) の時間分解 O C T 信号 (1 9) の取得のために前記 O C T システム (1 0) を制御し、取得された前記時間分解 O C T 信号 (1 9) と予め設定可能な仮想視線方向 (6 0) とステレオ角 とに基づいて、時間分解の第 1 の O C T 画像 (3 1 1) 及び時間分解の第 2 の O C T 画像 (3 1 2) とを確定し、前記第 1 の O C T 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の O C T 画像 (3 1 2) とを前記表示手段 (3 0) に立体的に表示するように構成されている制御ユニット (4 0) と、を備え、

前記制御ユニット (4 0) は、医療器具 (7 0) の位置、種類、及び / 若しくは状態、並びに / 又は実行される手術の段階を確定し、前記医療器具 (7 0) の前記位置、前記種類、及び / 若しくは前記状態に基づいて、前記ステレオ角 及び / 若しくは前記仮想視線方向 (6 0) を確定するように、並びに / 又は前記実行される手術の前記段階に基づいて前記ステレオ角 及び / 若しくは前記仮想視線方向 (6 0) を確定するように構成されている、システム (1 0 0) 。

【請求項 2】

前記仮想視線方向 (6 0) は、前記 O C T システム (1 0) の光軸 (6 3) に対する方位角 (6 1) 及び仰角 (6 2) によって定義される、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0) 。

【請求項 3】

前記制御ユニット (4 0) は、前記第 1 の O C T 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の O C T 画像 (3 1 2) を、三次元の、且つ前記仮想視線方向 (6 0) から見た体積画像として確定するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0) 。

【請求項 4】

前記システム (1 0 0) は、ユーザ入力の取得のために形成されたインターフェース (5 0) を更に備え、前記仮想視線方向がユーザ入力に基づいて決定され、及び / 又は、

前記システム (1 0 0) は、装置パラメータの取得のために形成された装置インターフェース (5 5) を更に備え、前記仮想視線方向が、前記装置インターフェース (5 5) によって取得された装置パラメータに基づいて決定される、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0) 。

【請求項 5】

50

前記時間分解 OCT 信号 (1 9) は、前記試料 (6 5) の体積要素 (6 5 1) と散乱強度とをそれぞれ表す複数のタプル (1 9 1) を有し、

前記表示手段 (3 0) は複数の画素 (3 3) を有し、

前記制御ユニット (4 0) は、特定の画素 (3 3) が特定の体積要素 (6 5 1) に対応するように、前記タプル (1 9 1)、前記表示手段 (3 0) の解像度、及び前記仮想視線方向 (6 0) に基づいて前記第 1 の OCT 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の OCT 画像 (3 1 2) を確定するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0)。

【請求項 6】

前記試料 (6 5) の選択された前記視野 (6 6) の時間分解画像信号 (2 3) の取得のために形成された手術用顕微鏡システム (2 0) を更に備え、

10

前記制御ユニット (4 0) は、更に、取得された前記時間分解画像信号 (2 3) に基づいて対応するビデオ画像データ (3 2) を確定し、前記ビデオ画像データ (3 2) を前記第 1 の OCT 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の OCT 画像 (3 1 2) と同時に、又は順次に前記表示手段 (3 0) に表示するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0)。

【請求項 7】

前記制御ユニット (4 0) は、前記ビデオ画像データ (3 2) と前記第 1 の OCT 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の OCT 画像 (3 1 2) とを、同一の倍率、同一の視線方向、及び / 又は同一のステレオ角 によって、前記表示手段 (3 0) に順次表示するように構成されている、請求項 6 に記載のシステム (1 0 0)。

20

【請求項 8】

前記制御ユニット (4 0) は、前記ビデオ画像データ (3 2) を第 1 の透明度において、及び前記第 1 の OCT 画像 (3 1 1) 及び前記第 2 の OCT 画像 (3 1 2) を第 2 の透明度において、前記表示手段 (3 0) に同時に表示するように構成されている、請求項 6 に記載のシステム (1 0 0)。

【請求項 9】

前記制御ユニット (4 0) は、インターフェース (5 0) によって取得されたユーザ入力に基づいて、前記ステレオ角 を確定するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0)。

【請求項 10】

30

前記制御ユニット (4 0) は、手術用顕微鏡システム (2 0) の光学パラメータに基づいて前記ステレオ角 を確定するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム (1 0 0)。

【請求項 11】

前記手術用顕微鏡システム (2 0) は、第 1 の光軸 (2 1 3) に沿って配置された第 1 のステレオ対物レンズ (2 1 1) と、第 2 の光軸 (2 2 3) に沿って配置された第 2 のステレオ対物レンズ (2 2 1) とを有するステレオカメラ (2 1 , 2 2) を有し、

前記ステレオ角 は、前記第 1 の光軸 (2 1 3) と前記第 2 の光軸 (2 2 3) との間の角度であり、

前記制御ユニット (4 0) は、更に、前記ステレオカメラ (2 1 , 2 2) のズームレベル及び / 又は作動距離に基づいて、前記ステレオ角 を確定するように構成されている、請求項 10 に記載のシステム (1 0 0)。

40

【請求項 12】

OCT 信号の取得及び視覚化のための方法であって、システム (1 0 0) は医療器具 (7 0) を更に備え、

OCT システム (1 0) によって、試料 (6 5) の選択された視野 (6 6) の時間分解 OCT 信号 (1 9) を取得するステップ (S 1 0 0) と、ここで、前記時間分解 OCT 信号 (1 9) は、前記試料 (6 5) の体積要素 (6 5 1) と、前記体積要素 (6 5 1) に対応する散乱強度とをそれぞれ表す複数のタプル (1 9 1) を有するものであり、

前記医療器具 (7 0) の位置、種類、及び / 若しくは状態、並びに / 又は実行される手術

50

の段階を確定し、前記医療器具（ 7 0 ）の前記位置、前記種類、及び / 若しくは前記状態に基づいてステレオ角 及び / 若しくは仮想視線方向（ 6 0 ）を確定するように、並びに / 又は前記実行される手術の前記段階に基づいてステレオ角 及び / 若しくは仮想視線方向（ 6 0 ）を確定するステップ（ S 2 0 0 ）と、

前記タブル（ 1 9 1 ）、表示手段（ 3 0 ）の解像度、前記仮想視線方向（ 6 0 ）、及び前記ステレオ角 にそれぞれ基づいて、時間分解の第 1 の O C T 画像（ 3 1 1 ）及び時間分解の第 2 の O C T 画像（ 3 1 2 ）を、三次元の、且つ前記仮想視線方向（ 6 0 ）から見た体積画像として確定するステップ（ S 3 0 0 ）と、

前記第 1 の O C T 画像（ 3 1 1 ）及び前記第 2 の O C T 画像（ 3 1 2 ）を前記表示手段（ 3 0 ）に立体的に表示するステップ（ S 4 0 0 ）と、を含む、O C T 信号の取得及び視覚化のための方法。

10

【請求項 1 3】

所定の仮想視線方向（ 6 0 ）を確定するステップ（ S 2 0 0 ）は、インターフェース（ 5 0 ）によって取得されたユーザ入力に基づいて、及び / 又は、装置インターフェース（ 5 5 ）によって所得された装置パラメータに基づいて実行される、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

命令を含むコンピュータプログラムであって、

前記命令は、請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載のシステム（ 1 0 0 ）の制御ユニット（ 4 0 ）による実行の際に、請求項 1 ~ 1 1 のいずれか一項に記載の前記システム（ 1 0 0 ）に、請求項 1 2 に記載の方法を実行させる、コンピュータプログラム。

20

30

40

50