

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-141578
(P2019-141578A)

(43) 公開日 令和1年8月29日(2019.8.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 34/20 (2016.01)	A 6 1 B 34/20	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	G

審査請求 有 請求項の数 14 O L 外国語出願 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2019-24250 (P2019-24250)
 (22) 出願日 平成31年2月14日(2019.2.14)
 (31) 優先権主張番号 18156906.2
 (32) 優先日 平成30年2月15日(2018.2.15)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. HDM I

(71) 出願人 516114695
 ライカ インストゥルメンツ (シンガポール) プライヴェット リミテッド
 Leica Instruments (Singapore) Pte. Ltd
 .
 シンガポール国 シンガポール テバン
 ガーデنز クレセント 12
 12 Teban Gardens Cr
 escent, Singapore 6
 08924, Singapore
 (74) 代理人 100114890
 弁理士 アインゼル・フェリックス＝ライ
 ンハルト

最終頁に続く

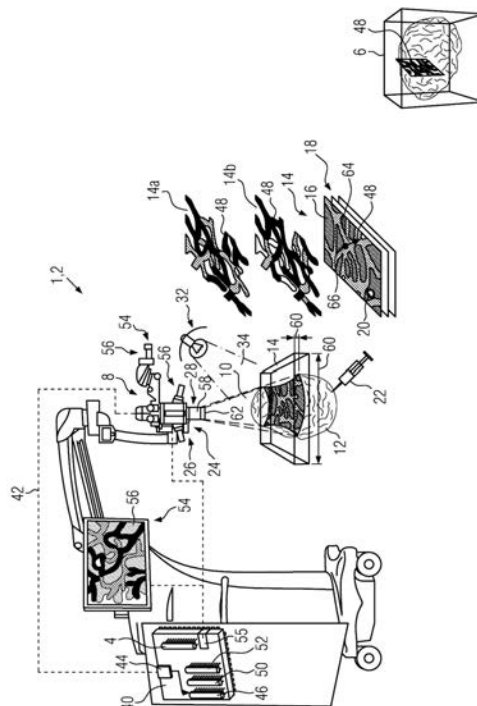
(54) 【発明の名称】 脈管叢構造の弾性マッピングを用いた画像処理方法および画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 画像処理方法および医用観察装置に関する。

【解決手段】 弾性マッチングされた術前三次元画像データを術中画像データと共に表示することにより、外科医は可視の表面階層下にある生体軟組織の一貫性を認識できるようになる。変形する可能性のある生体軟組織において手術が実施される場合には、画像誘導手術のための既存のシステムを手動で再調節しなければならない。これを避けるため、生体軟組織の術中画像データに基づき、術前三次元画像データの弾性マッチングを実施する。少なくとも1つの脈管叢構造が最初に術中画像データにおいて識別され、次いで同じ脈管叢構造が術前三次元画像データにおいて識別される。その後、術前三次元画像データにおける脈管叢構造が、術中画像データにおける脈管叢構造と弾性マッチングされる。弾性マッチングされた術前三次元画像データを術中画像データと組み合わせて、出力画像データが生成される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

特に手術中にリアルタイムに、生体軟組織（12）の出力画像データ（54）を表示するための画像処理方法であって、前記画像処理方法は、

生体軟組織（12）の術前三次元画像データ（6）を準備するステップと、

可視光スペクトルと近赤外スペクトルとのうちの少なくとも一方において、前記生体軟組織（12）の術中画像データ（14）を取得するステップと、

少なくとも1つの脈管叢構造（48）を前記術中画像データ（14）において自動的に識別するステップと、

少なくとも1つの識別された前記脈管叢構造（48）を前記術前三次元画像データ（6）において識別するステップと、

少なくとも1つの識別された前記脈管叢構造（48）に基づき、前記術前三次元画像データ（6）を前記術中画像データ（14）に弾性マッチングさせるステップと、

弾性マッチングされた前記術前三次元画像データ（6）と前記術中画像データ（14）とから出力画像データ（54）を形成するステップと、

を有する画像処理方法。

【請求項 2】

識別される前記脈管叢構造（48）を、蛍光体（22）からの蛍光発光を用いて取得された術中画像データ（14）において識別する、

請求項 1 記載の画像処理方法。

【請求項 3】

前記術中画像データ（14）において識別された前記脈管叢構造（48）は、前記可視光スペクトルの光を用いて記録されていたものである、

請求項 1 または 2 記載の画像処理方法。

【請求項 4】

前記出力画像データ（54）を表示する、

請求項 1 から 3 までのいずれか 1 項記載の画像処理方法。

【請求項 5】

前記術中画像データ（14）を取得するために、鏡面反射を低減する少なくとも1つの光学フィルタ装置（26）を用いる、

請求項 1 から 4 までのいずれか 1 項記載の画像処理方法。

【請求項 6】

識別された前記脈管叢構造（48）における少なくとも1つのロケーション（66）において、血流方向（64）を計算する、

請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載の画像処理方法。

【請求項 7】

ポジショニングデータ（60）を取得し、

前記ポジショニングデータ（60）は、前記術中画像データ（14）を取得するために用いられる光学レンズシステム（62）の焦点距離、前記光学レンズシステム（62）の焦点深度、前記光学レンズシステム（62）の間隔設定、前記術中画像データ（14）の取得時点における前記光学レンズシステム（62）の視野（10）の大きさ、寸法および配向、のうちの少なくとも1つを表し、

前記ポジショニングデータ（60）を、前記術前三次元画像データ（6）における前記脈管叢構造（48）の識別、前記術中画像データ（14）への前記術前三次元画像データ（6）の弾性マッチング、および前記出力画像データ（54）の表示、のうちの少なくとも1つにおいて用いる、

請求項 1 から 6 までのいずれか 1 項記載の画像処理方法。

【請求項 8】

特に手術中に、生体軟組織（12）の出力画像データ（54）を生成するための医用観察装置（1）、例えば顕微鏡（2）または内視鏡であって、前記医用観察装置は、

10

20

30

40

50

生体軟組織（１２）の術前三次元画像データ（６）を有するメモリアセンブリ（４）と

、
可視光スペクトルと近赤外スペクトルとのうちの少なくとも一方において、前記生体軟組織（１２）の術中画像データ（１４）を取得するためのカメラアセンブリ（８）と、
画像プロセッサアセンブリ（４０）と、

出力画像データ（５４）を出力するための出力インタフェースと、
を有しており、

前記画像プロセッサアセンブリ（４０）は、

少なくとも１つの脈管叢構造（４８）を前記術中画像データ（１４）において識別するための、および少なくとも１つの識別された前記脈管叢構造（４８）を前記術前三次元画像データ（６）において識別するための、パターンマッチングモジュール（４６）と、

少なくとも１つの識別された前記脈管叢構造（４８）に基づき、前記術前三次元画像データ（６）を前記術中画像データ（１４）に弾性マッチングさせるためのマッチングモジュール（５０）と、

弾性マッチングされた前記術前三次元画像データ（６）の少なくとも一部を前記術中画像データ（１４）と組み合わせて前記出力画像データ（５４）を形成するための画像形成モジュール（５２）と、

を有する医用観察装置（１）。

【請求項 9】

前記医用観察装置（１）は、さらに、前記出力画像データ（５４）を表示するためのディスプレイアセンブリ（５６）を有する、
請求項 8 記載の医用観察装置（１）。

【請求項 10】

前記カメラアセンブリ（８）は、鏡面反射を低減するための少なくとも１つのフィルタ装置（２６）を有しており、前記フィルタ装置（２６）は、少なくとも１つの交差偏光子ペアを有する、

請求項 8 または 9 記載の医用観察装置（１）。

【請求項 11】

前記カメラアセンブリ（８）は、少なくとも１つの蛍光体（２２）の蛍光スペクトルにマッチされた通過帯域をもつ少なくとも１つのフィルタ装置（２８）を有する、
請求項 8 から 10 までのいずれか 1 項記載の医用観察装置（１）。

【請求項 12】

前記カメラアセンブリ（８）は、光学レンズシステム（６２）と、ポジショニングデータ（６０）を取得するための少なくとも１つのポジションセンサ（５８）と、を有しており、

前記ポジショニングデータ（６０）は、前記光学レンズシステム（６２）の焦点距離、焦点深度および間隔設定、視野（１０）の大きさ、寸法および配向、のうちの少なくとも１つを表す、

請求項 8 から 11 までのいずれか 1 項記載の医用観察装置（１）。

【請求項 13】

前記画像プロセッサアセンブリ（４０）は、識別された前記脈管叢構造（４８）において血流方向（６４）を計算するように構成されており、その際に前記画像形成モジュール（５２）は、前記出力画像データ（５４）における識別された前記脈管叢構造（４８）を、前記血流方向（６４）を表す時变的なマーカデータと組み合わせるように適合されている、

請求項 8 から 12 までのいずれか 1 項記載の医用観察装置（１）。

【請求項 14】

請求項 1 から 7 までのいずれか 1 項記載の画像処理方法をコンピュータに実行させるプログラムを記憶している、非一時的コンピュータ可読媒体。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、特に手術中にリアルタイムに、軟組織画像を表示するための画像処理方法および医用観察装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、脳外科手術といった特定の種類の外科手術のために、画像誘導手術が一般的に用いられている。画像誘導手術は、手術領域に関する画像データの形態で記憶された術前三次元情報を使用する。かかる術前三次元画像データを例えば、磁気共鳴イメージングを用いて取得されたものとすることができる。手術中、術前情報が、手術すべき組織の目下の光学ビューと視覚的に整列させられる。術前三次元情報を用いれば、そうでなければ可視組織表面の下にあって見ることのできない腫瘍または脈管叢構造といった組織構造を視覚化することができる。

10

【0003】

術前三次元情報の使用は、神経、動脈および静脈といった過敏な組織を避ける目的で、かつ/または腫瘍のような特定の組織を効果的に切除する目的で、外科医が組織の特定の領域を見つけてそこに到達するために役立つ。

【0004】

術前三次元情報を外科医の目下のビューに整列させる目的で、患者体部に取り付けられた光学的または電磁的なマーカを検出するためのステレオ赤外線カメラまたはセンサが一般的に用いられる。

20

【0005】

しかしながら、マーカに対し相対的に変位および変形する可能性がある軟組織上で手術が実施される場合には、これらの方法の空間精度は不十分である。

【0006】

このため既存のシステムの場合には、手術中のあるポイントにおいて、外科医が術前三次元情報を手動で自身の目下のビューに整列させなければならない。これは時間を浪費するものであり、時間はあらゆる手術にとってクリティカルである。しかも外科医は手術から注意を逸らされてしまい、これも避けなければならないことである。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】**【0007】**

したがって本発明の課題は、たとえ手術中に変形および変位しやすい軟組織において手術が実施される場合であっても、画像誘導手術を実施できるようにする方法および装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

本発明の方法によればこの課題は、特に手術中にリアルタイムに軟組織画像を表示するための、以下のステップを有する画像処理方法によって解決される。すなわちこの方法は、生体軟組織の術前三次元画像データを準備するステップと、可視光スペクトルと近赤外スペクトルとのうちの少なくとも一方において、生体軟組織の術中画像データを取得するステップと、少なくとも1つの脈管叢構造を術中画像データにおいて自動的に識別するステップと、少なくとも1つの識別された脈管叢構造を術前三次元画像データにおいて識別するステップと、術前三次元画像データの少なくとも一部を術中画像データにおける少なくとも1つの識別された脈管叢構造にマッピングすることによって、術前三次元画像データを術中画像データに弾性マッチングさせるステップと、弾性マッチングされた術前三次元画像データと術中画像データとから出力画像データを形成するステップと、を有する。

40

【0009】

上述の課題を解決するため、特に手術中に生体軟組織を観察するための医用観察装置は、術前三次元画像データを有するメモリアセンブリと、可視光スペクトルと近赤外スペク

50

トルとのうちの少なくとも一方において術中画像データを取得するためのカメラアセンブリと、画像プロセッサアセンブリと、出力画像データを出力するための出力インタフェースとを有しており、この場合、画像プロセッサアセンブリは、少なくとも1つの脈管叢構造を術中画像データにおいて識別するための、および少なくとも1つの識別された脈管叢構造を術前三次元画像データにおいて識別するための、パターンマッチングモジュールと、少なくとも1つの識別された脈管叢構造に基づき、術前三次元画像データを術中画像データに弾性マッチングさせるためのマッチングモジュールと、弾性マッチングされた術前三次元画像データを術中画像データと組み合わせて出力画像データを形成するための画像形成モジュールと、を有する。

【0010】

本発明による方法および装置によって、たとえ組織が体内で変形および移動しても、術前画像データを術中画像データに手動で整列し直す必要なく、軟組織において画像誘導手術を継続的に実施できるようになる。その理由は、術前三次元画像データを弾性マッチングさせるために用いられる構造は、軟組織の一部でありしたがって軟組織と共に変形および移動する構造だからである。よって、術前三次元画像データは、外科医が目下見ているものに継続的にマッピングされる。実際には、外科医が利用可能な視覚情報自体が、術前三次元画像データを整列させるために用いられる。

【0011】

本発明による画像処理方法および医用観察装置を、以下の特徴のうちの1つまたは複数を加えることによって改良することができる。以下の特徴各々を、他の特徴とは無関係に加えることができる。以下の特徴各々は、それらに固有の有利な技術的效果を有する。さらに以下の特徴をすべて、方法および装置の双方に等しく加えることができる。

【0012】

また、上述のモジュールを、ソフトウェア、ハードウェアまたはソフトウェアとハードウェア双方の組み合わせとして実装することができる。さらに固有のモジュール間の相違点は、主として機能的なことである。したがってそれぞれ異なるモジュールを、単一または複数の電氣的な構成要素および/または単一の論理単位例えば単一のサブルーチンから成るものとすることができる。

【0013】

出力画像データをディスプレイアセンブリにおいて表示することができ、これを医用観察装置の一部とすることができる。

【0014】

弾性マッチングさせるステップは、Gee, J. C., Reivich, M.およびBajcsy, R.による“Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images” (1993). IRCS Technical Reports Series. 192に記載されているような技術を含むことができる。脈管叢構造を識別するステップは、Suri, J.S., Laxminarayan, S.編による“Angiography and Plaque Imaging: Advanced Segmentation Techniques”, CRC Press, 2003 501 ~ 518頁、およびRouchdy, Y., Cohen, L.による“A Geodesic Voting Method of Tubular Tree and Centrelines”, DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872566, 2011 979 ~ 983頁に記載されているような方法を使用することができる。マッチングモジュールを特に、これらの参考文献のいずれかに記載されているマッチングルーチンを実行するように構成することができる。

【0015】

1つの実施形態によれば、少なくとも1つの脈管叢構造の識別を、好ましくはもっぱら術中蛍光発光画像データを用いて実施することができる。かかる蛍光発光画像データを、インドシアニンググリーンなどのような蛍光体を組織中に注入することによって、取得することができる。カメラアセンブリは、通過帯域が蛍光体の蛍光スペクトルに制限されているバンドパスフィルタアセンブリなどのような光学フィルタアセンブリを有することができる。蛍光体は血液によって搬送されるので、蛍光発光画像において脈管叢構造をいっそう簡単に規定することができる。医用観察装置は、蛍光体の蛍光をトリガする波長の光を

10

20

30

40

50

含む照射スペクトルをもつ照射アセンブリを有することができる。照射スペクトルを、これらの蛍光トリガ波長に制限することができる。

【0016】

別の実施形態によれば、術中画像データは、白色光画像データと蛍光発光画像データの双方を含むことができる。外科医が自分自身の眼で見ているものを表す出力画像データを外科医に呈示するために、白色画像データを使用することができる。この目的で照射スペクトルは、可視スペクトル特に白色光の波長を有することもできる。

【0017】

医用観察装置を、顕微鏡と内視鏡のうち的一方とすることができる。

【0018】

術中画像データを、二次元、三次元または多次元のデータとすることができる。三次元の術中画像データを例えば、zスタックまたは立体視設定を用いる顕微鏡によって、あるいはSCAPE顕微鏡またはSPIM顕微鏡によって、取得することができる。

【0019】

例えば2台以上のカメラ、1台のマルチスペクトルカメラおよび/または1台のハイパースペクトルカメラを用いて、4つ以上のそれぞれ異なる波長帯域において同時に、術中画像データを記録することができる。

【0020】

弾性マッピングは、術前三次元画像データにおいて識別された少なくとも1つの脈管叢構造を、術中画像データにおいて識別された少なくとも1つの対応する脈管叢構造に弾性マッチングさせるステップを含むことができ、またはこのステップから成るものとしてすることができる。少なくとも1つの脈管叢構造に対して用いられるマッピングを、術前三次元画像データの残りの部分に対して用いることができる。

【0021】

術中画像データへの術前三次元画像データのマッピングの精度および信頼性は、少なくとも1つの脈管叢構造をどのくらい正確に認識できるのかに左右される。上述の記載ですでに述べたように、蛍光体が配置されているため高い蛍光発光強度を有する領域を用いて、蛍光発光術中画像データに対してパターン認識を実施することができる。

【0022】

別の実施形態による方法は、術中画像データ内で少なくとも1つの動脈脈管叢構造を識別するステップ、および/または術中画像データ内で少なくとも1つの静脈脈管叢構造を識別するステップ、を有することができる。脈管叢構造のタイプを識別するために、かつそれぞれ異なるタイプの脈管叢構造がそれぞれ異なる擬似カラーでマーキングされた出力画像データを生成するために、欧州特許出願第17174047.5号明細書(EP 17174047.5)に記載されたシステムおよび方法を使用することができる。この出願をここで参照したことにより、その内容全体が本願に取り込まれたものとする。

【0023】

これに加え、または別の選択肢として、例えばマルチスペクトルカメラおよび/またはハイパースペクトルカメラによって、複数の別個の波長のうちの少なくとも1つにおいて取得された術中画像データを用いて、少なくとも1つの脈管叢構造を識別することができる。動脈血または静脈血、または個々の血管のうちの少なくとも1つの分布を示すために、マルチスペクトルおよび/またはハイパースペクトルの術中画像データを、分離および/または処理することができる。少なくとも1つの脈管叢構造を識別するための方法および装置については例えば、Matthew B. Bouchard, Brenda R. Chen, Sean A. BurgessおよびElizabeth M. C. Hillmanによる"Ultra-fast multispectral optical imaging of cortical oxygenation, blood flow, and intracellular calcium dynamics" Opt. Express 17, 15670-15678 (2009)に記載されている。

【0024】

少なくとも1つの脈管叢構造の識別を容易にする別の手法は、鏡面反射を低減するために少なくとも1つの光学的な交差偏光子フィルタアセンブリを使用することである。この

10

20

30

40

50

方法については、欧州特許出願第 1 6 2 0 4 9 3 3 . 2 号明細書 (EP 16 204 933.2) に記載されており、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に取り込まれたものとする。

【 0 0 2 5 】

少なくとも 1 つの脈管叢構造のいっそう信頼性の高い識別を目的としたさらなるステップを、術中画像データ内の少なくとも 1 つのロケーションにおいて、蛍光発光画像データを用いて血流方向を計算することとすることができる。時間導関数と空間導関数とのうちの少なくとも一方を求めることによって、所定のロケーションにおいて血流方向を計算することができる。これについては欧州特許出願第 1 7 2 1 0 9 0 9 . 2 号明細書 (EP 17 210 909.2) に記載されており、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に取り込まれたものとする。術中画像データの 1 つのロケーションを、単一の画素または干渉画素配列に応じさせることができる。これに加えて、または別の選択肢として、血流方向を求めるために主成分分析を用いることができ、これについては欧州特許出願第 1 7 1 7 4 0 4 7 . 5 号明細書 (EP 17 174 047.5) に記載されており、ここでこの文献を参照したことにより同様にその内容全体が本願に含まれるものとする。

10

【 0 0 2 6 】

単なる画像データに加えて、術中画像データつまりは組織内の脈管叢構造のポジションに関する付加的な情報を用いることができるならば、術中画像データに対する術前三次元画像データのマッピングを容易にすることができる。この目的で、カメラアセンブリの視野のポジションを表すポジションデータを発生させるために、ポジションセンサを設けることができる。ポジションデータは、カメラアセンブリの焦点距離、焦点深度および間隔設定のうちの少なくとも 1 つを有することができる。ポジションデータは、増分ポジションデータと絶対ポジションデータとのうちの少なくとも一方を有することができる。術中画像データの 1 つのフレームから術中画像データの次のフレームへと視野のポジションが変化したことを表すために、増分ポジションデータを使用することができる。術中画像データのフレームごとに、一定の参照点を基準にして絶対ポジションを表すために、絶対ポジションデータを使用することができる。この場合には個々の絶対ポジションデータの差を計算することによって、術中画像データの相続くフレーム間でのポジションデータの変化を取得することができる。1 つの実施形態によれば、三次元データにおける少なくとも 1 つの脈管叢構造の識別、術中画像データへの術前三次元画像データの弾性マッチング、および出力画像データの表示、のうちの少なくとも 1 つにおいて、ポジショニングデータを用いることができる。

20

30

【 0 0 2 7 】

最後に述べておくと本発明は、上述の実施形態のいずれかにおける方法をコンピュータに実行させるプログラムを記憶する非一時的コンピュータ可読媒体にも関する。

【 0 0 2 8 】

次に、添付の図面を参照しながら、本発明の 1 つの実施形態について例示的に説明する。例示的な実施形態に示されている特徴の組み合わせは、説明の目的で挙げたにすぎない。上述の個々の特徴の技術的效果が、ある特定の用途のためには不要であるならば、ある特徴を実施形態から省いてもよい。これとは逆に、1 つまたは複数の技術的特徴の技術的效果が、ある特定の実施形態のために必要とされるならば、上述の特徴のうちの 1 つまたは複数を実施形態に加えることができる。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 9 】

【 図 1 】本発明による方法および装置の例示的な実施形態について示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 0 】

特に手術中、生体組織を観察するための光学観察装置 1 の構成および機能について説明する。単に説明の目的で、医用観察装置が顕微鏡 2 であるとして示されている。医用観察装置 1 を内視鏡としてもよい (図示せず) 。

50

【0031】

医用観察装置1は、術前三次元画像データ6が記憶されているメモリアセンブリ4を有する。メモリアセンブリ4は、標準的なコンピュータメモリを有することができる。

【0032】

医用観察装置1はさらに、視野10を有するカメラアセンブリ8を備えている。手術中、脳組織、筋肉組織、リンパ組織、あるいは内臓器官または他の軟性体部の組織といった生体軟組織12を、視野10内に配置することができる。手術中、カメラアセンブリ8は、単一の入力フレーム16または複数の入力フレーム16の時系列18として構築可能な術中画像データ14を取得する。術中画像データ14は、複数の画素20を有することができ、または複数の画素20から成るものとすることができる。術中画像データ14を、
10
二次元すなわち視野10内の1つの平面を表すものとすることができ、または三次元すなわち視野10内の1つのボリュームを表すものとすることができ、または多次元画像データとすることができ、このデータは例えば、視野10内の三次元データをそれぞれ異なるスペクトル波長で有することができる。

【0033】

カメラアセンブリ8は、RGBカメラ、マルチスペクトルカメラおよびハイパースペクトルカメラのうちの少なくとも1つを有することができる。

【0034】

術中画像データは、蛍光発光画像データを有することができ、または蛍光発光画像データから成るものとすることができる。インドシアニンググリーンといった蛍光体22が組織12に注入され、蛍光をトリガする波長でこの蛍光体22が照射されると、かかる蛍光発光画像データを取得することができる。
20

【0035】

カメラアセンブリ8は、1つまたは複数のフィルタアセンブリ24を有することができ、これは図1には概略的にしか示されていない。フィルタアセンブリ24は、鏡面反射を阻止するためのフィルタ装置26を有することができる。かかるフィルタ装置の例は、欧州特許出願第16204933.2号明細書(EP 16 204 933.2)に記載されており、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に取り込まれたものとする。

【0036】

フィルタアセンブリ24は、術中画像データ14における光を少なくとも1つの蛍光体22の蛍光波長に制限するためのバンドパスフィルタ装置28を有することもできる。かかるフィルタ装置は、欧州特許出願第17179019.8号明細書(EP 17 179 019.8)に記載されており、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に取り込まれたものとする。
30

【0037】

医用観察装置1はさらに、ある1つの照射スペクトルを有する照射光34を発生させるための照射アセンブリ32を含むことができる。照射スペクトルを、少なくとも1つの蛍光体22の蛍光をトリガする波長に制限することができ、または照射スペクトルはこの波長を含むことができる。照射光34はさらに、動脈血の反射スペクトルにマッチした波長を有することができ、または照射光34をこの波長に制限することができる。照射光34
40
を、静脈血の反射スペクトルにマッチさせた波長に制限することができ、または照射光34はこの波長を有することができる。照射光34の照射スペクトルを単一の波長または好ましくは複数の別個の波長に制限することによって、種々の周波数帯域間のクロストークが低減される。これによって、術中画像データ14の自動的な分析が容易になる。後続の入力フレーム16を、異なる照射スペクトルにおいて取得されたものとすることができる。別の選択肢として、術中画像データ14は、好ましくは可視光スペクトルのうちの少なくとも1つにおける情報を含み、例えば動脈血と静脈血の反射スペクトルおよび例えば少なくとも1つの蛍光体22の蛍光波長における近赤外スペクトルのうちの少なくとも1つにおける情報を含む。

【0038】

10

20

30

40

50

医用観察装置 1 はさらに画像プロセッサアセンブリ 40 を含み、一例にすぎないがこのアセンブリは図 1 では集積回路として示されている。画像プロセッサ 40 およびその構成要素を、ソフトウェアとして実装してもよいし、ハードウェアとして実装してもよいし、またはハードウェアとソフトウェアの組み合わせとして実装してもよい。メモリアセンブリ 4 を、画像プロセッサ 40 の一部とすることができる。画像プロセッサアセンブリ 40 は、機能的にかつ/または構造的に区別可能な複数のモジュールを有することができる。画像プロセッサアセンブリ 40 は、有線および/または無線とすることができるデータコネクション 42 を介してカメラアセンブリ 8 に接続されている。画像プロセッサアセンブリ 40 の入力インタフェース 44 を、少なくとも 1 つのカメラアセンブリ 8 から、かつ/または例えば事前処理後に術中画像データ 14 が記憶またはバッファリングされる記憶装置例えばメモリアセンブリ 4 から、術中画像データ 14 を取得するように適合させることができる。

10

【0039】

画像プロセッサアセンブリ 40 は、少なくとも 1 つの脈管叢構造 48 を術中画像データ 14 において識別するために、かつ少なくとも 1 つの識別された脈管叢構造 48 を術前三次元画像データ 6 において識別するために、パターンマッチングモジュール 46 を有することができる。

【0040】

例えば蛍光体 22 の蛍光スペクトルに制限された術中画像データ 14 a において、少なくとも 1 つの脈管叢構造 48 を識別することができる。これに加えて、または別の選択肢として、可視光スペクトルにおいて記録されたものであり、かつ特に動脈血および静脈血の反射スペクトルのうちの少なくとも 1 つに制限可能である、術中画像データ 14 b において、少なくとも 1 つの脈管叢構造 48 を識別することができる。術中画像データ 14 において脈管叢構造 48 を識別し、次いでこの構造を術前三次元画像データ 6 において識別するためのアルゴリズムは例えば、Rouchdy, Y. および Cohen, L. による "A Geodesic Voting Method of Tubular Tree and Centrelines", DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872566 979 ~ 983 頁、ならびに Suri, J.S. および Laxminarayan, S. 編による "Angiography and Plaque Imaging: Advanced Segmentation Techniques", CRC Press 501 ~ 518 頁に記載されている。さらに少なくとも 1 つの蛍光体のポーラスを用いることによって脈管叢構造を識別する方法が、欧州特許出願第 17174017.5 号明細書 (EP 17174017.5) に記載されており、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に含まれるものとする。

20

30

【0041】

画像プロセッサアセンブリ 40 はさらに、少なくとも 1 つの識別された脈管叢構造 48 に基づき、術前三次元画像データ 6 を術中画像データ 14 に弾性マッチングさせるための弾性マッチングモジュール 50 を有することができる。やはり、かかる弾性マッチングを実施するためのアルゴリズムについても、先に挙げた IRCS Technical Reports Series, 192, "Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images" に記載されている。弾性マッチングの結果として、両方のデータにおいて識別された脈管叢構造 48 が幾何学的に一致するように、術前三次元画像データ 6 が変位させられ、回転させられ、かつ/または歪められる。このため弾性マッチングさせるステップは、結果として術中画像データ 14 において表示される視野 10 となる術前三次元画像データ 6 の 1 つの断面を規定することもできる。さらにカメラアセンブリ 8 が、術中画像データ 14 を取得するためにマルチスペクトルカメラとハイパースペクトルカメラのうちの少なくとも 1 つを有するならば、先に挙げた Opt. Express 17, 15670-15678, "Ultra-fast Multispectral Optical Imaging of Cortical Oxigenation, Blood Flow, and Intracellular Calcium Dynamics" に記載されている装置および方法を用いて、血管構造 48 およびそのタイプを決定することができる。

40

【0042】

画像プロセッサアセンブリ 40 はさらに、弾性マッチングされた術前三次元画像データ

50

6 またはこのデータのうちの1つの断面を術中画像データ14と組み合わせて出力画像データ54を形成するために、画像形成モジュール52を有することができる。画像プロセッサアセンブリはさらに、出力画像データ54を出力するための出力インタフェース55を有することができる。出力インタフェース55は少なくとも1つの標準コネクタを有することができ、例えばHDMI、DVI、RGBまたは他の適切なタイプのコネクタおよび/またはワイヤレスコネク션을有することができ、これにはマッチングデータ伝送プロトコルが含まれる。

【0043】

出力画像データ54を表示するために、医用観察装置1はディスプレイアセンブリ56を有することができ、これは立体ディスプレイ例えば顕微鏡または内視鏡の接眼レンズおよび/またはモニタを含むことができる。ディスプレイアセンブリ56を、有線または無線により出力インタフェース55と接続することができる。

10

【0044】

術中画像データ14の識別された脈管叢構造48を術前三次元画像データ6において配置および/または識別するための計算負荷は、大きい可能性がある。視野10、脈管叢構造48および/または術中画像データ14が、生体軟組織12内においてどこに配置されているのかについてポジション情報が提供されれば、この負荷を低減することができる。この情報が有用となるのは例えば、時系列18の1つの入力フレーム16に対し、弾性マッチングプロセスがすでに首尾よく実施されており、次いで手術中にそのあとで時系列18の次の入力フレーム16に対し、このプロセスを繰り返さなければならない場合である。このため医用観察装置1は、医用観察装置1の光学レンズシステム62の焦点距離、焦点深度および間隔設定、ならびに光学レンズシステム62および画像プロセッサアセンブリ40の大きさおよびそれらからの距離、例えば視野10の寸法など、のうちの少なくとも1つを表すポジショニングデータ60を取得および/または供給するために、少なくとも1つのポジションセンサ58を有することができる。

20

【0045】

ポジショニングデータ60を、パターンマッチングモジュール46、弾性マッチングモジュール50および画像形成モジュール52のうちの少なくとも1つに入力することができ、少なくとも1つの識別された脈管叢構造48を術前三次元画像データ6において識別し、術前三次元画像データ6を術中画像データ14に弾性マッチングする際に、さらに弾性マッチングされた術前三次元画像データ6および術中画像データ14から出力画像データ54を形成する際に、用いることができる。

30

【0046】

欧州特許出願第17210909.2号明細書(EP 17 210 909.2)に記載されているように、画像プロセッサアセンブリ40を、少なくとも1つの識別された脈管叢構造48における1つのロケーション66で血流方向64を計算するように適合することができ、ここでこの文献を参照したことによりその内容全体が本願に含まれるものとする。1つのロケーションを、術中画像データ14における1つの画素20または好ましくは干渉画素配列とすることができる。識別された脈管叢構造48の組織のタイプすなわち静脈組織、動脈組織および毛管組織および/または脈管のいずれであるかの弁別を、欧州特許出願第17174047.5号明細書(EP 17 174 047.5)に記載されている方法およびシステムを用いて、実施することができる。

40

【0047】

ここで説明したとおり、上述のシステムおよび方法は、術中画像データ14が記録されるときに自動的に取得される情報のみを依拠するものである。このシステムおよび方法はさらに、術中画像データ14を取得するための医用観察装置1の設定の結果から得られるポジショニングデータ60を有することができる。

【符号の説明】

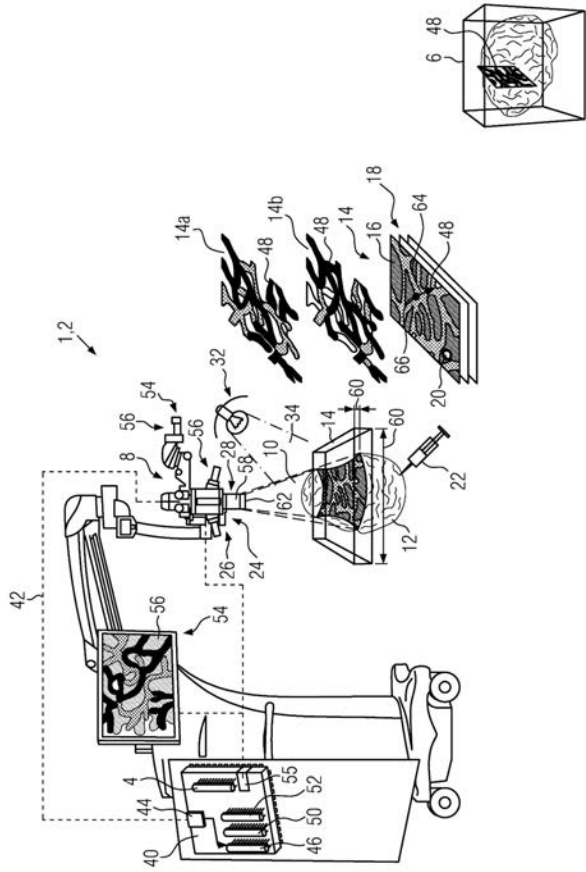
【0048】

1 医用観察装置

50

2	顕微鏡	
4	メモリアセンブリ	
6	術前三次元画像データ	
8	カメラアセンブリ	
10	視野	
12	生体軟組織	
14	術中画像データ	
14 a	蛍光発光術中画像データ	
14 b	可視光術中画像データ	
16	入力フレーム	10
18	入力フレームの時系列	
20	画素	
22	蛍光体	
24	フィルタアセンブリ	
26	鏡面反射を阻止するためのフィルタ装置	
28	蛍光発光に対するバンドパスフィルタ装置	
32	照射アセンブリ	
34	照射光	
40	画像プロセッサアセンブリ	
42	データコネクション	20
44	入力インタフェース	
46	パターンマッチングモジュール	
48	脈管叢構造	
50	弾性マッチングモジュール	
52	画像形成モジュール	
54	出力画像データ	
55	出力インタフェース	
56	ディスプレイアセンブリ	
58	ポジションセンサ	
60	ポジショニングデータ	30
62	光学レンズシステム	
64	血流方向	
66	ロケーション	

【 図 1 】



フロントページの続き

(74)代理人 100098501

弁理士 森田 拓

(74)代理人 100116403

弁理士 前川 純一

(74)代理人 100135633

弁理士 二宮 浩康

(74)代理人 100162880

弁理士 上島 類

(72)発明者 ゲオルゲ テメリス

ドイツ連邦共和国 リンダウ イム キュアツェネン 5

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB20 XG14 XG39 XG40 XK13 XK19 XR06

【 外国語明細書 】

Image Processing Method and Apparatus Using Elastic Mapping of Vascular Plexus Structures

The invention relates to an image processing method and a medical observation device for displaying soft tissue images, in particular in real time during surgery.

5 Image-guided surgery is nowadays commonly used for certain kind of surgical operations, such as brain surgery. Image-guided surgery uses stored pre-operative three-dimensional information in the form of image data about the operation area. Such pre-operative three-dimensional image data may, for example, have been obtained using magnetic resonance imaging. During surgery, the pre-operative information is visually aligned with the actual optical view of the tissue to be
10 operated on. Using the pre-operative three-dimensional information, tissue structures, such as tumors or vascular plexus structures, may be visualized that are otherwise invisible under the visible tissue surface.

Use of the pre-operative three-dimensional information helps the surgeon to find and reach a certain area of the tissue, to avoid sensitive tissue such as nerves, arteries and veins, and/or to
15 remove certain tissue effectively, such as a tumor.

For the alignment of the pre-operative three-dimensional information to the actual view of the surgeon, either stereo infrared cameras or sensors for detecting optical or electromagnetic markers fixed on the patient's body are typically used.

The spatial accuracy of these methods is not sufficient, however, if surgery is performed on soft
20 tissue, which can shift and deform relative to the markers.

Therefore, in existing systems, at one point during surgery, the surgeon needs to align the pre-operative three-dimensional information manually with his actual view. This consumes time and time is critical for all surgery. Moreover, the surgeon is distracted from the surgery, which is also to be avoided.

It is therefore the object of the invention to provide a method and device which allow the performance of image-guided surgery even if the surgery is performed on soft tissue which may easily deform and shift during the operation.

According to the inventive method, this object is solved by an image processing method for displaying soft tissue images, in particular in real time during surgery, which comprises the steps of: providing pre-operative three-dimensional image data of soft biological tissue; acquiring interoperative image data of the soft biological tissue in at least one of the visible-light spectrum and the near-infrared spectrum; automatically identifying at least one vascular plexus structure in the interoperative image data; identifying the at least one identified vascular plexus structure in the pre-operative three-dimensional image data; elastic matching of the pre-operative three-dimensional image data to the interoperative image data by mapping at least part of the pre-operative three-dimensional image data to the at least one identified vascular plexus structure in the interoperative image data, forming output image data from the elastically matched pre-operative three-dimensional image data and the interoperative image data.

To solve the above problem, the medical observation device for the observation of soft tissue images, in particular during surgery, comprises a memory assembly comprising pre-operative three-dimensional image data; a camera assembly for acquiring interoperative image data in at least one of the visible-light spectrum and the near-infrared spectrum; an image processor assembly, which comprises a pattern-matching module for identifying at least one vascular plexus structure in the interoperative image data and for identifying the at least one identified vascular plexus structure in the pre-operative three-dimensional image data, a matching module for elastically matching the pre-operative three-dimensional image data to the interoperative image data based on the at least one identified vascular plexus structure, and an image-forming module for combining the elastically matched pre-operative three-dimensional image data with the interoperative image data to the output image data; and an output interface for outputting the output image data.

The method and device according to the invention allow the continuous performance of image-guided surgery in soft tissue even if the tissue deforms and moves within the body without the need to manually realign the pre-operative image data to the interoperative image data. This is because the structure which is used for elastically matching the pre-operative three-dimensional

image data is a structure which is part of the soft tissue and thus deforms and moves together with the soft tissue. The pre-operative three-dimensional image data are thus mapped continuously to what the surgeon actually sees. In fact, the visual information that is available to the surgeon is itself used to align the pre-operative three-dimensional image data.

5 The image processing method and the medical observation device according to the invention may be improved by adding one or more of the following features. Each of the following features can be added independently of the remaining features. Each of the following features has its own advantageous technical effect. Further, the following features can all be added equally to both the method and the device.

10 The modules described above can be implemented in software, hardware or a combination of both software and hardware. Further, the differences between the particular modules are primarily functional. Different modules may thus be comprised of a single or a plurality of electric components and/or a single logical unit, such as a single sub-routine.

The output image data may be displayed on a display assembly, which may be part of the medical
15 observation device.

The step of elastic matching may include a technique as is described in Gee, J. C.; Reivich, M.; and Bajcsy, R.: "Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images" (1993). IRCS Technical Reports Series. 192. The step of identifying a vascular plexus structure may use the method as described in Suri, J.S.; Laxminarayan, S. [eds]: "Angiography and Plaque
20 Imaging: Advanced Segmentation Techniques", CRC Press, 2003, pp. 501-518, and Rouchdy, Y.; Cohen, L.: "A Geodesic Voting Method of Tubular Tree and Centrelines", DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872566, 2011, pp. 979-983. The matching module may in particular be configured to execute a matching routine described in any of these references.

In one embodiment, the identification of the at least one vascular plexus structure may be done
25 preferably exclusively with interoperative fluorescent-light image data. Such fluorescent-light image data may be obtained by injecting a fluorophore, such as indocyanine green, into the tissue. The camera assembly may comprise an optical filter assembly, such as a band-pass filter assembly, of which the pass band is restricted to the fluorescence spectrum of the fluorophore. As the fluorophore is transported by the blood, the vascular plexus structure may be more easily

defined in the fluorescent-light image. The medical observation device may have an illumination assembly, having an illumination spectrum which comprises light in wavelengths that trigger fluorescence of the fluorophore. The illumination spectrum may be restricted to these fluorescence-triggering wavelengths.

5 The interoperative image data may, in another embodiment, contain both white-light image data and fluorescent-light image data. The white-light image data may be used to present output image data to the surgeon that represent what he would see with his own eyes. For this, the illumination spectrum may also comprise wavelengths of the visible spectrum, in particular white light.

10 The medical observation device may be one of a microscope and an endoscope.

The interoperative image data may be two-dimensional, three-dimensional or multi-dimensional data. Three-dimensional interoperative image data may, for example, be acquired by a microscope using z-stacking or a stereoscopic setup, or a SCAPE or SPIM microscope.

15 The interoperative image data may be recorded simultaneously in more than three different wave bands using, for example, more than one camera, a multi-spectral camera and/or a hyper-spectral camera.

The elastic mapping may include or consist of the step of elastically matching the at least one identified vascular plexus structure in the pre-operative three-dimensional image data to the corresponding at least one identified vascular plexus structure in the interoperative image data.

20 The mapping used for the at least one vascular plexus structure may be used for the rest of the pre-operative three-dimensional image data.

The accuracy and reliability of the mapping of the pre-operative three-dimensional image data to the interoperative image data depends on how accurately the at least one vascular plexus structure may be recognised. As already stated above, pattern recognition may be performed on
25 the fluorescent-light interoperative image data, using regions in which the fluorophore is located and which therefore have high fluorescent-light intensity.

The method in another embodiment may comprise the step of identifying at least one arterial vascular plexus structure within the interoperative image data, and/or at least one venous

vascular plexus structure within the interoperative image data. For identifying the type of vascular plexus structure and for generating output image data in which the different types of vascular plexus structures are marked in different false colors, the system and method described in European patent application EP 17 174 047.5 may be used. This application is incorporated in its entirety by reference.

Additionally or alternatively, the at least one vascular plexus structure may be identified using interoperative image data which have been acquired in at least one of a plurality of separate wavelengths e.g. by a multispectral and/or hyperspectral camera. The multi- and/or hyperspectral interoperative image data may be unmixed and/or processed to show the distribution of at least one of arterial or venous blood, or the respective blood vessels. A method and apparatus for identifying the at least one vascular plexus structure is described e.g. in Matthew B. Bouchard, Brenda R. Chen, Sean A. Burgess, and Elizabeth M. C. Hillman, "Ultra-fast multispectral optical imaging of cortical oxygenation, blood flow, and intracellular calcium dynamics," Opt. Express 17, 15670-15678 (2009).

Another measure for facilitating the identification of the at least one vascular plexus structure is to use at least one optical cross-polarizing filter assembly for reducing specular reflections. This method is described in European patent application EP 16 204 933.2, which is herewith incorporated by reference in its entirety.

A further step towards a more reliable identification of the at least one vascular plexus structure may be to compute, at at least one location in the interoperative image data, the blood flow direction using the fluorescent-light image data. The blood flow direction can be computed at a given location by determining at least one of the temporal and derivative and the spatial derivative, as is described in European patent application EP 17 210 909.2, which is herewith incorporated by reference in its entirety. A location of the interoperative image data may respond to a single pixel or a coherent array of pixels. Additionally or alternatively, a principal component analysis may be used to determine blood flow direction as description in European patent application EP 17 174 047.5, which is also included by reference in its entirety.

The mapping of the pre-operative three-dimensional image data to the interoperative image data may be facilitated if in addition to the mere image data, additional information about the position

of the interoperative image data, and thus the vascular plexus structure within the tissue, is available. For this, a position sensor may be provided for generating position data representative of the position of a field of view of the camera assembly. The position data may comprise at least one of focal length, field depth and distance setting of the camera assembly. The position data
5 may comprise at least one of incremental position data and absolute position data. Incremental position data may be used to indicate the change of the position of the field of view from one frame of interoperative image data to a subsequent frame of interoperative image data. Absolute position data may be used for each frame of the interoperative image data to indicate absolute position with reference to a constant reference. Changes of the position data between
10 subsequent frames of interoperative image data may then be obtained by computing differences of the respective absolute position data. The positioning data may, in one embodiment, be used in at least one of identifying the at least one vascular plexus structure in the three-dimensional data, elastically matching the pre-operative three-dimensional image data to the interoperative image data, and displaying the output image data.

15 Finally, the invention is also directed to a non-transitory computer-readable medium storing a programme causing a computer to execute the method in any of the above-described embodiments.

In the following, an embodiment of the invention is exemplarily described with reference to the accompanying drawing. The combination of features shown in the exemplary embodiment is for
20 explanatory purposes only. A feature can be omitted from the embodiment if the technical effect of the respective feature as described above is not needed for a particular application. Conversely, one or more of the above-described features may be added to the embodiment if the technical effect(s) of the one or more technical feature(s) is needed for a particular embodiment.

Fig. 1 shows an exemplary embodiment of the method and device according to the invention.

25 The configuration and function of an optical observation device 1 for observing live tissue, in particular during surgery, is explained. The medical observation device is shown to be a microscope 2 just for the purposes of explanation. The medical observation device 1 may also be an endoscope (not shown).

The medical observation device 1 comprises a memory assembly 4, in which pre-operative three-dimensional image data 6 are stored. The memory assembly 4 may comprise standard computer memory.

The medical observation device 1 further comprises a camera assembly 8, which has a field of view 10. During surgery, soft biological tissue 12, such as brain tissue, muscle tissue, lymph tissue or tissue of an internal organ or of other soft body parts, may be arranged in the field of view 10. During surgery, the camera assembly 8 acquires interoperative image data 14, which may be structured as a single input frame 16 or a time series 18 of input frames 16. The interoperative image data 14 may comprise or consist of pixels 20. The interoperative image data 14 may be two-dimensional, i.e. representing a plane in the field of view 10, three-dimensional, i.e. representing a volume in the field of view 10, or multi-dimensional image data which may e.g. comprises three-dimensional data in the field of view 10 at different spectral wavelengths.

The camera assembly 8 may comprise at least one of an RGB camera, a multi-spectral camera and a hyper-spectral camera.

The interoperative image data comprise or consist of fluorescent-light image data. Such fluorescent-light image data may be obtained when a fluorophore 22, such as indocyanine green, is injected into the tissue 12 and illuminated at wavelengths which trigger the fluorescence.

The camera assembly 8 may comprise one or more filter assemblies 24, which are only schematically shown in Fig. 1. The filter assembly 24 may comprise a filter arrangement 26 for blocking specular reflections. Examples of such a filter arrangement are described in European patent application EP 16 204 933.2, which is herewith incorporated by reference in its entirety.

The filter assembly 24 may also comprise a band-pass filter arrangement 28 for restricting the light in the interoperative image data 14 to the fluorescence wavelengths of the at least one fluorophore 22. Such a filter arrangement is shown in European patent application EP 17 179 019.8, which is herewith incorporated in its entirety by reference.

The medical observation device 1 may further include an illumination assembly 32 for generating illumination light 34 having an illumination spectrum. The illumination spectrum may be restricted to or include wavelengths that trigger fluorescence of the at least one fluorophore 22. The

illumination light 34 may further comprise or be restricted to wavelengths that match the reflectance spectrum of arterial blood. The illumination light 34 may be restricted to or comprise wavelengths that are matched to the reflectance spectrum of venous blood. Restricting the illumination spectrum of the illumination light 34 to a single or to preferably separate
5 wavelengths reduced cross-talk between the various frequency bands. This facilitates an automatic analysis of the interoperative image data 14. Subsequent input frames 16 may have been acquired at different illumination spectra. Alternatively, the interoperative image data 14 contain information preferably in at least one of the visible-light spectra, e.g. in at least one of the reflective spectrum of arterial blood and venous blood, and the near-infrared spectrum, e.g. in
10 the fluorescence wavelengths of the at least one fluorophore 22.

The medical observation device 1 further includes an image processor assembly 40, which only by way of example is shown as an integrated circuit in Fig. 1. The image processor 40 and its constituents may be software-implemented, hardware-implemented or be implemented as a combination of hardware and software. The memory assembly 4 may be part of the image
15 processor 40. The image processor assembly 40 may comprise several modules which may be differentiated functionally and/or structurally. The image processor assembly 40 is connected to the camera assembly 8 by a data connection 42, which may be wired and/or wireless. An input interface 44 of the image processor assembly 40 may be adapted to acquire interoperative image data 14 from at least one camera assembly 8 and/or a storage where the interoperative image
20 data 14 are stored or buffered, e.g. after pre-processing, such as memory assembly 4.

The image processor assembly 40 may comprise a pattern-matching module 46 for identifying at least one vascular plexus structure 48 in the interoperative image data 14 and for identifying the at least one identified vascular plexus structure 48 in the pre-operative three-dimensional image data 6.

25 The at least one vascular plexus structure 48 may be identified e.g. in interoperative image data 14a which are restricted to the fluorescence spectrum of the fluorophore 22. In addition or alternatively, the at least one vascular plexus structure 48 may be identified in interoperative image data 14b which have been recorded in the visible-light spectrum and may in particular be restricted to at least one of the reflectance spectrum of arterial blood and venous blood.

30 Algorithms for identifying a vascular plexus structure 48 in the interoperative image data 14 and

then identifying this structure in the pre-operative three-dimensional image data 6 are, for example, given in Rouchdy, Y.; Cohen, L.: "A Geodesic Voting Method of Tubular Tree and Centrelines", DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872566, pp. 979-983, and Suri, J.S.; Laxminarayan, S. (eds): "Angiography and Plaque Imaging: Advanced Segmentation Techniques", CRC Press, pp. 501-518.

5 Further, a method of identifying vascular plexus structures by using a bolus of at least one fluorophore is described in EP 17 174 017.5, which is included in its entirety by reference.

The image processor assembly 40 may further comprise an elastic-matching module 50 for elastically matching the pre-operative three-dimensional image data 6 to the interoperative image data 14 based on the at least one identified vascular plexus structure 48. Again, an

10 algorithm for performing such elastic matching is described in *IRCS Technical Reports Series*, 192, "Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images" as given above. As a result of the elastic matching, the pre-operative three-dimensional image data 6 are shifted, rotated and/or distorted so that the identified vascular plexus structure 48 in both data coincides geometrically. For this, the step of elastic matching may also define a section through

15 the pre-operative three-dimensional image data 6 which results in the field of view 10 represented in the interoperative image data 14. Further, if the camera assembly 8 comprises at least one of a multispectral camera and a hyperspectral camera for acquiring the interoperative image data 14, the blood vessel structure 48 and its type may be determined using the apparatus and method described in Opt. Express 17, 15670-15678, "Ultra-fast Multispectral Optical Imaging

20 of Cortical Oxigenation, Blood Flow, and Intracellular Calcium Dynamics", as given above.

The image processor assembly 40 may further comprise an image-forming module 52 for combining the elastically matched pre-operative three-dimensional image data 6 or a section thereof with the interoperative image data 14 into output image data 54. The image processor assembly may further comprise an output interface 55 for outputting the output image data 54.

25 The output interface 55 may comprise at least one standard connector, such as an HDMI, DVI, RGB or any other suitable type of connector, and/or a wireless connection, including the matching data transmission protocol.

For displaying the output image data 54, the medical observation device 1 may comprise a display assembly 56, which may include stereoscopic display, for example an eyepiece of a microscope or

endoscope and/or a monitor. The display assembly 56 may be connected to the output interface 55 by wire or wireless.

The computational burden for locating and/or identifying the identified vascular plexus structure 48 of the interoperative image data 14 in the pre-operative three-dimensional image data 6 may be high. This burden can be reduced if position information is provided as to where the field of view 10, the vascular plexus structure 48, and/or the interoperative image data 14 are located within the soft biological tissue 12. This information is useful if, for example, an elastic-matching process has already been successfully carried out for one input frame 16 of a time series 18 and then has to be repeated for subsequent input frame 16 of the time series 18 later during surgery. For this, the medical observation device 1 may comprise at least one position sensor 58 for acquiring and/or providing positioning data 60 representative of at least one of focal length, field depth and distance setting of an optical lens system 62 of the medical observation device 1 and size, distance from the optical lens system 62 and the image processor assembly 40, such as a dimension of the field of view 10.

The positioning data 60 may be input into at least one of the pattern-matching modules 46, the elastic-matching module 50 and the image-forming module 52 and be used in identifying the at least one identified vascular plexus structure 48 in the pre-operative three-dimensional image data 6, the elastic matching of the pre-operative three-dimensional image data 6 to the interoperative image data 14 and for forming the output image data 54 from the elastically matched pre-operative three-dimensional image data 6 and the interoperative image data 14.

The image processor assembly 40 may be adapted to compute the blood flow direction 64 at a location 66 in the at least one identified vascular plexus structure 48 as is described in European patent application EP 17 210 909.2 which is included by reference in their entirety. A location may be a pixel 20 or a preferably coherent array of pixels in the interoperative image data 14. The tissue type of the identified vascular plexus structure 48, i.e. a differentiation between venous, arterial and capillary tissue and/or vessels may be carried out using the method and system described in EP 17 174 047.5.

As described, the above-described system and method rely solely on information that is automatically acquired when the interoperative image data 14 are recorded. The system and

method may further comprise positioning data 60 that result from the settings of the medical observation device 1 for acquiring the interoperative image data 14.

REFERENCE NUMERALS

1	medical observation device
2	microscope
4	memory assembly
5	6 pre-operative three-dimensional image data
8	camera assembly
10	field of view
12	soft biological tissue
14	interoperative image data
10	14a fluorescent-light interoperative image data
	14b visible-light interoperative image data
16	input frame
18	time series of input frames
20	pixel
15	22 fluorophore
	24 filter assembly
	26 filter arrangement for blocking specular reflections
	28 band-pass filter arrangement for fluorescent light
	32 illumination assembly
20	34 illumination light

	40	image processor assembly
	42	data connection
	44	input interface
	46	pattern-matching module
5	48	vascular plexus structure
	50	elastic-matching module
	52	image-forming module
	54	output image data
	55	output interface
10	56	display assembly
	58	position sensor
	60	positioning data
	62	optical lens system
	64	blood flow direction
15	66	location

CLAIMS

1. Image processing method for displaying output image data (54) of soft biological tissue (12) in particular in real time during surgery, comprising the steps of:
 - 5 • providing pre-operative three-dimensional image data (6) of the soft biological tissue (12),
 - acquiring interoperative image data (14) of the soft biological tissue (12) in at least one of the visible-light spectrum and the near-infrared spectrum,
 - automatically identifying at least one vascular plexus structure (48) in the interoperative image data (14),
 - 10 • identifying the at least one identified vascular plexus structure (48) in the pre-operative three-dimensional image data (6),
 - elastic matching of the pre-operative three-dimensional image data (6) to the interoperative image data (14) based on the at least one identified vascular plexus structure (48),
 - 15 • forming the output image data (54) from the elastically matched pre-operative three-dimensional image data (6) and the interoperative image data (14).
2. Image processing method according to claim 1, wherein the identified vascular plexus structure (48) is identified in interoperative image data (14) which have been acquired using fluorescent light from a fluorophore (22).
- 20 3. Image processing method according to claim 1 or 2, wherein the identified vascular plexus structure (48) in the interoperative image data (14) has been recorded using light in the visible spectrum.
4. Image processing method according to any one of claims 1 to 3, wherein the output image data (54) are displayed.

5. Image processing method according to any of claims 1 to 4, wherein at least one optical filter arrangement (26) for reducing specular reflections is used for acquiring the interoperative image data (14).
6. Image processing method according to any one of claims 1 to 5, wherein a blood flow direction (64) is computed at at least one location (66) in the identified vascular plexus structure (48).
7. Image processing method according to any one claims 1 to 6, wherein positioning data (60) are acquired, the positioning data (60) being representative of at least one of the focal length of an optical lens system (62) used for acquiring the interoperative image data (14), the field depth of the optical lens system (62), the distance setting of the optical lens system (62), a size, a dimension and an orientation of a field of view (10) of the optical lens system (62), at the time of acquiring the interoperative image data (14), and wherein the positioning data (60) are used in at least one of identifying the vascular plexus structure (48) in the pre-operative three-dimensional image data (6), elastically matching the pre-operative three-dimensional image data (6) to the interoperative image data (14) and displaying the output image data (54).
8. Medical observation device (1) for generation of output image data (54) of soft biological tissue (12), in particular during surgery, such as a microscope (2) or endoscope, the device comprising:
 - a memory assembly (4) comprising pre-operative three-dimensional image data (6) of the soft biological tissue (12),
 - a camera assembly (8) for acquiring interoperative image data (14) of the soft biological tissue (12) in at least one of the visible-light spectrum and the near-infrared spectrum,
 - an image processor assembly (40), which comprises
 - a pattern-matching module (46) for identifying at least one vascular plexus structure (48) in the interoperative image data (14) and for

identifying the at least one identified vascular plexus structure (48) in the pre-operative three-dimensional image data (6),

- 5
- a matching module (50) for elastically matching the pre-operative three-dimensional image data (6) to the interoperative image data (14) based on the at least one identified vascular plexus structure (48), and
 - an image-forming module (52) for combining at least part of the elastically matched pre-operative three-dimensional image data (6) with the interoperative image data (14) to the output image data (54), and
 - an output interface for outputting the output image data (54).

10 9. Medical observation device (1) according to claim 8, further comprising a display assembly (56) for displaying the output image data (54).

10. Medical observation device (1) according to claim 8 or 9, wherein the camera assembly (8) comprises at least one filter arrangement (26) for reducing specular reflections, the filter arrangement (26) comprising at least one pair of cross-polarizers.

15 11. Medical observation device (1) according to any one of claims 8 to 10, wherein the camera assembly (8) comprises at least one filter arrangement (28) having a pass band matched to the fluorescence spectrum of at least one fluorophore (22).

12. Medical observation device (1) according to any one of claims 8 to 11, wherein the camera assembly (8) comprises an optical lens system (62) and at least one position
20 sensor (58) for acquiring positioning data (60), the positioning data (60) being representative of at least one of the focal length, field depth and distance setting of the optical lens system (62), a size, dimension and orientation of the field of view (10).

13. Medical observation device (1) according to any one of claims 8 to 12, wherein the image
25 processor assembly (40) is configured to compute a blood flow direction (64) in the identified vascular plexus structure (48) and therein the image-forming module (52) is adapted to combine the identified vascular plexus structure (48) in the output image data

(54) with time-varying marker data which are representative of the blood flow direction (64).

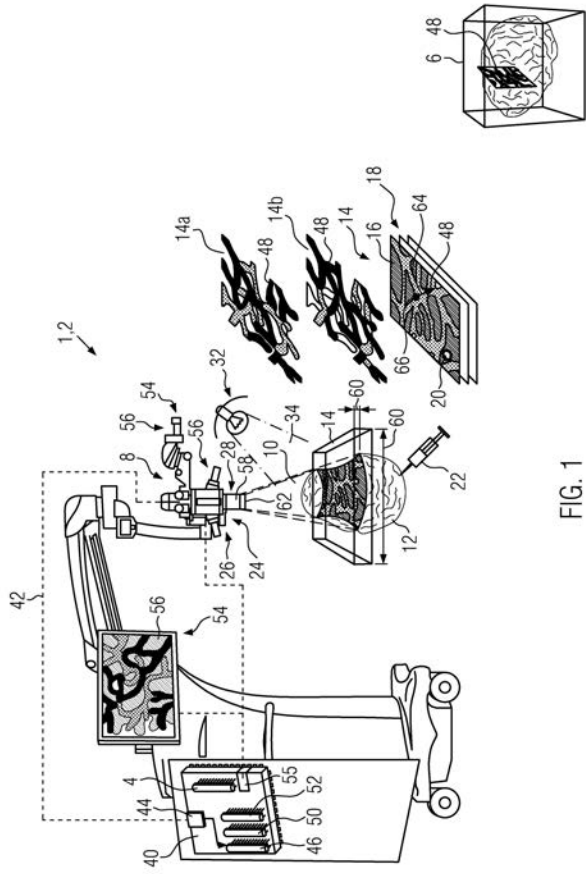
14. Non-transitory computer-readable medium storing a programme causing a computer to execute the image processing method according to any one of claims 1 to 7.

ABSTRACT**Image Processing Method and Apparatus Using Elastic Mapping of Vascular Plexus Structures**

The invention relates to an image processing method and a medical observation device (1) such as a microscope (2) or endoscope. The device and method are used for displaying output image data (54) of soft biological tissue (12). In image-guided surgery, pre-operative three-dimensional image data (6) of the soft biological tissue (12) are elastically matched to interoperative image data (14) which are acquired during surgery. By displaying the elastically matched pre-operative three-dimensional image data (6) together with the interoperative image data (14), the surgeon may be made aware of the consistence of the soft biological tissue (12) below the visible surface layer.

Existing systems for image-guided surgery need to be manually readjusted if surgery is done on soft biological tissue (12), which may deform and shift. To avoid this, the device and method according to the invention perform an elastic matching of the pre-operative three-dimensional image data (6) based on the interoperative image data (14) of the soft biological tissue (12). At least one vascular plexus structure (48) is first identified in the interoperative image data (14) and then the same vascular plexus structure (48) is identified in the pre-operative three-dimensional image data (6). The vascular plexus structure (48) in the pre-operative three-dimensional image data (6) is then elastically matched to the vascular plexus structure (48) in the interoperative image data (14). Output image data (54) are generated combining the elastically matched pre-operative three-dimensional image data (6) to the interoperative image data (14). Preferably, the at least one vascular plexus structure (48) is identified using fluorescent light from a fluorophore (22) which has been injected into the soft biological tissue (12).

(Fig. 1)



专利名称(译)	血管丛结构弹性映射的图像处理方法和装置		
公开(公告)号	JP2019141578A	公开(公告)日	2019-08-29
申请号	JP2019024250	申请日	2019-02-14
[标]申请(专利权)人(译)	莱カウルメンツシンガポールプライヴェットリミテッド安装. 徠卡仪器(新加坡)有限公司		
申请(专利权)人(译)	莱卡教练, トウル面子(新加坡)プライヴェット有限公司		
[标]发明人	ゲオルゲテメリス		
发明人	ゲオルゲ テメリス		
IPC分类号	A61B34/20 A61B5/00		
CPC分类号	A61B34/20 A61B2034/2065 G06T7/30 G06T2207/10061 G06T2207/30101 G16H30/00 A61B5/0037 A61B5/0059 A61B5/0071 A61B5/7425 A61B1/043 A61B5/0261 A61B90/20 A61B90/361 A61B90/37 A61B2090/365 A61B2090/367 A61B2090/373 A61B2090/3941 A61B2090/3979 A61B2505/05 G06K9 /6201 G06K2209/05 G06T3/0081 G06T2207/10048 G06T2207/10056 G06T2207/10068 G06T2207 /20221 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B34/20 A61B5/00.G		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB20 4C117/XG14 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XK13 4C117/XK19 4C117 /XR06		
代理人(译)	前川纯一 二宫和也HiroshiYasushi		
优先权	2018156906 2018-02-15 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种图像处理方法和医学观察设备。解决方案：可以通过显示弹性匹配的术前三维数据和术中图像数据，使外科医生了解可见表层下的软生物组织的一致性。当在可能变形的软生物组织上进行手术时，需要手动调整用于图像引导手术的现有系统。为了避免这种情况，术前三维图像数据基于软生物组织的术中图像数据进行弹性匹配。首先在术中图像数据中识别至少一个血管丛结构，然后在术前三维图像数据中识别相同的血管丛结构。然后，术前三维图像数据中的血管丛结构与术中图像数据中的血管丛结构弹性匹配。输出图像数据是通过将弹性匹配的术前三维图像数据与术中图像数据相结合而产生的。

