

(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2019-146967  
(P2019-146967A)

(43) 公開日 令和1年9月5日(2019.9.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 3 0	4 C 6 0 1
<b>A 6 1 B</b> 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1	
	A 6 1 B 1/045 6 2 0	

審査請求 有 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2019-33129 (P2019-33129)  
 (22) 出願日 平成31年2月26日 (2019.2.26)  
 (31) 優先権主張番号 18158858.3  
 (32) 優先日 平成30年2月27日 (2018.2.27)  
 (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. HDMI

(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

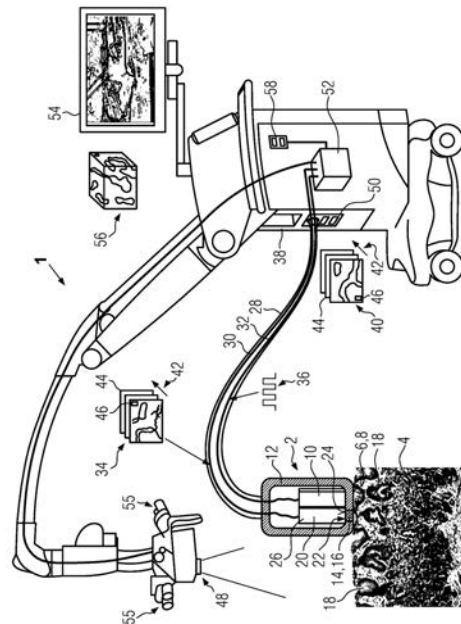
(54) 【発明の名称】 超音波と光学を組み合わせる超音波ヘッド

(57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波ヘッド(2)、医療用観察装置(1)および生きている生体組織(4)を観察する方法に関する。

【解決手段】外科医に、手術中に、手術領域における表面下の構造体に関する情報を迅速に得る手段を提供するために、この方法は、組織(4)を超音波ヘッド(2)に接触させ、超音波ヘッド(2)を通じて超音波データ(36)と光学イメージデータ(34)を記録するステップを含んでいる。超音波ヘッド(2)は、組織(4)に接触するセンサ面(6)と超音波受信器(10)を含んでいる。センサ面(6)は少なくとも部分的に光透過性であり、これによって光は超音波ヘッド(2)に入射することができる。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

生きている生体組織(4)を観察するための超音波ヘッド(2)であって、  
前記超音波ヘッド(2)は、前記組織(4)に接触するセンサ面(6)と超音波受信器(10)とを含んでおり、前記センサ面(6)は、少なくとも部分的に光透過性である、  
超音波ヘッド(2)。

**【請求項 2】**

光学アセンブリ(20)の終端部(22)は、前記センサ面(6)の光透過性の部分(14)に隣接して位置している、  
請求項 1 記載の超音波ヘッド(2)。

10

**【請求項 3】**

前記光学アセンブリ(20)は、光導波路アセンブリ(66)を含んでおり、前記光導波路アセンブリの1つの終端部(22)は、前記光透過性の部分(14)に面している、  
請求項 2 記載の超音波ヘッド(2)。

**【請求項 4】**

前記光学アセンブリ(20)は、少なくとも1つのカメラ(26)を含んでいる、  
請求項 2 または 3 記載の超音波ヘッド(2)。

**【請求項 5】**

前記光導波路アセンブリ(66)は、前記光透過性の部分(14)と前記カメラ(26)との間に位置している、  
請求項 3 を引用する請求項 4 記載の超音波ヘッド(2)。

20

**【請求項 6】**

前記光学アセンブリ(20)は、前記センサ面(6)の光透過性の部分(14)を通過して案内される照明光を生成するように適合された照明装置(60)を含んでいる、  
請求項 1 から 5 までのいずれか 1 項記載の超音波ヘッド(2)。

**【請求項 7】**

前記光導波路アセンブリ(66)は、前記光透過性の部分(14)と前記照明装置(60)との間に位置している、  
請求項 6 および請求項 2 から 5 までのいずれか 1 項記載の超音波ヘッド(2)。

30

**【請求項 8】**

前記照明光は、NIR波長とIR波長とのうちの少なくとも1つを含んでいる、  
請求項 6 または 7 記載の超音波ヘッド(2)。

**【請求項 9】**

前記光学アセンブリ(20)は、前記光透過性の部分(14)から、前記超音波ヘッド(2)外からアクセス可能な光学的なコネクタアセンブリ(78)へと延在している光導波路アセンブリ(66)を含んでいる、  
請求項 2 から 8 までのいずれか 1 項記載の超音波ヘッド(2)。

**【請求項 10】**

前記光透過性の部分(14)は、前記センサ面(6)の表面(8)と同一平面を成している、  
請求項 1 から 9 までのいずれか 1 項記載の超音波ヘッド(2)。

40

**【請求項 11】**

顕微鏡または内視鏡である医療用観察装置(1)であって、  
前記医療用観察装置(1)は、請求項 1 から 10 のいずれか 1 項に記載した超音波ヘッド(2)を含んでおり、  
組織(4)の超音波イメージデータ(40)は、前記超音波ヘッド(2)からの超音波データ(36)から提供され、  
前記組織(4)の光学イメージデータ(34)は、提供され、  
前記医療用観察装置(1)は、イメージプロセッサ(52)を含んでおり、前記イメージプロセッサは、前記光学イメージデータ(34)における少なくとも1つの形態構造(

50

18)を識別するように、かつ、前記超音波イメージデータ(40)における少なくとも1つの識別された形態構造(18)を識別するように、かつ、少なくとも1つの識別された前記形態構造(18)に基づいて、前記超音波イメージデータ(40)を前記光学イメージデータ(34)に、弾性的に整合させるように適合されている、医療用観察装置(1)。

【請求項12】

前記イメージプロセッサ(52)は、カメラ(26)に接続されており、前記カメラの光軸(70)は、前記超音波ヘッド(2)の前記光透過性の部分(14)を通して案内されている、

請求項11記載の医療用観察装置(1)。

10

【請求項13】

前記イメージプロセッサ(52)は、整合された前記超音波イメージデータ(40)と前記光学イメージデータ(34)とを三次元出力イメージデータ(56)に結合し、かつ、三次元ディスプレイ(54)を駆動するために、出力インターフェース(58)に前記三次元出力イメージデータ(56)を出力するように適合されている、

請求項11または12記載の医療用観察装置(1)。

【請求項14】

前記顕微鏡に、超音波受信器(10)と光ファイバーとのうちの少なくとも1つに接続されるように適合された入力インターフェース(50)が設けられている、

請求項11から13までのいずれか1項記載の医療用観察装置(1)。

20

【請求項15】

生きている生体組織(4)を観察する方法であって、前記方法は、

前記組織(4)を超音波ヘッド(2)に接触させ、前記超音波ヘッド(2)を通じて超音波データ(36)と光学イメージデータ(34)とを取得するステップを含んでいる、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生きている生体組織を観察するための超音波ヘッドに関する。

【背景技術】

30

【0002】

手術の間、特に、イメージガイド手術の間、継続的に、手術領域の術前アトラスを実際に見ているものに合わせる必要がある。しかし、外科医が、実際の状態および表面下の構造体の位置に関するより詳細な情報を必要とする状況がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

本発明の課題は、手術中に、外科医向けの、手術領域に関する、表面の情報も表面下の情報も迅速に更新することを可能にする装置およ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】

40

【0004】

上述の課題は、本発明に相応に、生きている生体組織を観察するための超音波ヘッドを提供することによって解決される。この超音波ヘッドは、組織に接触するセンサ面と超音波受信器を含んでおり、センサ面は少なくとも部分的に光透過性である。

【0005】

本発明では、生きている生体組織を観察する方法は、組織を超音波ヘッドに接触させ、超音波ヘッドを通じて超音波データと光学イメージデータを記録するステップを含んでいる。

【0006】

本発明に相応する装置および方法によって、外科医は、超音波受信器からの表面下の情

50

報と、表面下の構造体の上の表面の光学的概観に関する情報と、を同時に得ることができる。

【0007】

1つまたは複数の以下の特徴を加えることによって本発明をさらに改善することができ、これらの特徴の各々は、自身の固有の技術的な作用を有しており、かつそれぞれ、残りの付加的な特徴のいずれとも組み合わせ可能である。

【0008】

例えば、超音波ヘッドは、超音波受信器だけでなく、超音波送信器も含むことができるので、外科医は1つのヘッドだけを操作すればよい。

【0009】

センサ面は、有利には、少なくとも1つの光透過性の部分を有しており、この部分は、可視のスペクトルの光に関しても、IRスペクトルまたはNIRスペクトルの光に関しても透過性である。少なくとも1つの光透過性の部分が、少なくとも、手術中に超音波が超音波受信器によって受信される領域において、超音波に対しても透過性であってよい。

【0010】

別の実施形態では、光学アセンブリが設けられていてよく、特に光学アセンブリが超音波ヘッド内に組み込まれていてよい。これは例えば、超音波送信器が存在する場合に、超音波受信器と同じ超音波ヘッドのハウジング内に光学アセンブリが収容されることによっても行われる。光学アセンブリは、光導波路アセンブリと少なくとも1つのカメラとのうちの少なくとも1つを含んでいてよい。光導波路アセンブリは、1つまたは複数の光ファイバーを含んでいてよい、または1つまたは複数の光ファイバーから成っていてよい。光導波路アセンブリの少なくとも1つの終端部は、光透過性の部分に面していてよい。したがって、センサ面の光透過性の部分に入射する光は、光導波路アセンブリに入射することができる、かつ/または光ファイバーの終端部から出射する光も、光透過性の部分を通ることができる。有利には、光導波路アセンブリの終端部は、光透過性の部分に接触している。光導波路は、少なくとも1つの光透過性の部分とカメラとの間に配置されていてよい。

【0011】

別の実施形態では、超音波導波路アセンブリが設けられていてよく、これは、超音波受信器とセンサ面との間に配置されている。超音波導波路を使用することによって、光センシングシステムおよび超音波センシングシステムの各視野が最適化される。

【0012】

光透過性の部分の位置での光導波路アセンブリの光軸および/またはカメラの光軸は有利には、超音波送信器の放射方向に対して平行である。これによって、同じ領域での情報が、光学手段と超音波手段との両方によって捕捉される。より有利には、光軸と放射方向は同軸であり、これによって、光センシングによってカバーされる領域と、超音波センシングによってカバーされる領域と、が一致する。例えば、光透過性の部分は、超音波を受信するために使用されるセンサ面の部分を包囲してよい。付加的にまたは択一的に、超音波導波路が設けられていてよく、超音波導波路は、光透過性の部分を包囲し、受信した超音波を超音波受信器へ案内する。

【0013】

カメラは、マトリックスカメラまたはラインカメラであってよい。有利には、カメラはIR波長とNIR波長とのうちの少なくとも1つにおいて感度を有するカメラであり、これによって組織内に注入されている蛍光体の蛍光の光が記録される。

【0014】

マトリックスカメラは、分散光学要素が、カメラと光透過性の窓との間に配置されている場合に、空間ラインスキャンを実行するマルチスペクトルカメラまたはハイパースペクトルカメラとして使用されてよい、またはマルチスペクトルカメラまたはハイパースペクトルカメラとして構成されていてよい。分散光学要素は、有利には、光スペクトルの異なる部分をカメラマトリックスの異なる経路に写像するように適合されている。

【0015】

10

20

30

40

50

カメラ自身は極めて小さくてよく、例えばスマートフォンで使用されているようなカメラであってよい。光導波路は、光透過性の部分とカメラとの間に配置されていてよい、またはカメラは光透過性の部分に直接的に面していてよい。

【0016】

光学アセンブリはさらに、上述した光透過性の部分を通じて出射する照明光を生成するように適合された照明装置を含んでいてよい。照明装置は有利には、可視光範囲および紫外範囲、IR範囲および/またはNIR範囲の光を含む、または可視光範囲および紫外範囲、IR範囲および/またはNIR範囲の光から成る照明光を生じさせるように適合されている。照明装置は、少なくとも1つの光透過性の部分の下に生きている組織を照明する。照明装置からの光は、光がそれを通じて光学アセンブリに入射する光透過性の部分とは別個の光透過性の部分を通じて超音波ヘッドから出射してよい。

10

【0017】

ビームスプリッタ装置とフィルタアレイメントとのうちの少なくとも1つは、光透過性の部分と、カメラおよび照明装置のうちの少なくとも1つと、の間に配置されていてよい。光透過性の部分を通じてカメラによって受信された光と、光透過性の部分を通じて照明装置から放射された光と、はそれぞれ、同じ導波路または光ファイバーを通して案内されてよい。

【0018】

超音波ヘッドはさらに、光ファイバーコネクタとイメージデータコネクタとのうちの少なくとも1つを接続する少なくとも1つの規格化されたコネクタを含んでいてよい。例えば、光ファイバーコネクタを接続するために、とりわけSC-DC、M12-FO、FSMA、LC、FC等の異なる規格または光学的な内視鏡コネクタが使用されてよい。光ファイバーコネクタはデータ転送のために、かつ/または光透過性の部分から、例えば、顕微鏡等の医療用観察装置に組み込まれている、離れているカメラに光を案内するために使用されてよい。

20

【0019】

イメージデータコネクタは、例えばHDMI、USB、RGB、DVIおよび他の類似のタイプのコネクタであってよい。これは、ワイヤレスコネクティブリティをベースにした仮想のコネクタを含んでいる。

【0020】

ある実施形態では、光透過性の部分は、センサ面と同一平面を成していてよい。センサ面と同一平面を成すことによって、光透過性の部分と、センサ面の残りの部分と、の間に汚れが蓄積しないという利点が生じる。特定の実施形態では、光透過性の部分は、センサ面に設けられた窓であってよい。光透過性の部分は、有利には、光学ガラスまたはクリスタルから製造されていてよい。有利にはセンサ面は平坦である。

30

【0021】

別の実施形態では、顕微鏡または内視鏡であり得る医療用観察装置が、上述した超音波ヘッドを含んでいてよい。この種の医療用観察装置の以降のさらなる改善は、上述した方法にも関連する。

【0022】

超音波ヘッドからの超音波データから生成された、組織の超音波イメージデータが、医療用観察装置に提供されてよい。医療用観察装置は、ある実施形態では、超音波ヘッドからの超音波データから超音波イメージデータを計算するように適合されたイメージプロセッサを含んでいてよい。択一的に、超音波イメージデータが、医療用観察装置に接続されている超音波装置から得られてよい。

40

【0023】

別の実施形態では、組織の光学イメージデータが、例えば、光透過性の部分を通じて光学イメージデータを記録するカメラによって提供されてよい。付加的にまたは択一的に、光学イメージデータは医療用観察装置の顕微鏡レンズによってイメージを記録することから、または顕微鏡レンズを通じてイメージを得るために使用されるカメラ等の、医療用観

50

察装置の内部カメラへ、光透過性の部分からの光を案内することによって、生じてよい。

【0024】

イメージプロセッサは有利には、脈管叢構造等の、光学イメージデータにおける少なくとも1つの形態構造を識別するように適合されている。さらに、イメージプロセッサは有利には、超音波イメージデータにおける識別された形態構造も識別するように適合されている。イメージプロセッサは有利にはさらに、少なくとも1つの識別された形態構造に基づいて、超音波イメージデータを光学イメージデータに弾性的に整合させるように適合されている。この種の構造の識別の例は、例えば、Rouchdy, Y., Cohen, L 著「A geodesic voting method for the segmentation of tubular tree and centerlines (DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872566, pp. 979-983)」、Suri, J., Laxminarayan, S. 著「Angiography and Plaque Imaging: Advanced Segmentation Techniques (CRC Press, pp. 501-518)」に挙げられている。弾性的な整合の例は、Gee, J.C., Reivich, M., Bajcsy, R. 著「Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images (IRCS Technical Reports Series, 192.)」に挙げられている。

10

【0025】

超音波イメージデータの弾性的な整合のために構成されている顕微鏡および/または顕微鏡方法は、本発明の態様であり、これは超音波ヘッドおよびその構造から独立して権利主張されてよい。

20

【0026】

超音波ヘッドは、データコネクタと光学コネクタとのうちの少なくとも1つを含んでいる供給コードを使用して、顕微鏡に接続されてよい。カメラは、超音波ヘッドの持ち手部分または供給コードに組み込まれてよい。付加的にまたは択一的に、超音波装置が、顕微鏡に機械的に結合されてよく、かつ顕微鏡とデータ伝送接続されてよく、これによって、超音波データは、顕微鏡の少なくとも1つの表示装置によって、超音波イメージデータとして表示されてよい。少なくとも1つの表示装置は、三次元ディスプレイを含んでよい。

30

【0027】

超音波イメージデータと光学イメージデータとのうちの少なくとも1つは、三次元イメージデータであってよい。光学イメージデータは、例えば、zスタック技術またはSPI技术およびSCAPE技術を用いて得られてよい。三次元光学イメージデータを取得することによって、三次元超音波イメージデータと光学イメージデータとの間の整合の精度が上がる。

【0028】

イメージプロセッサは、整合された超音波イメージデータと光学イメージデータを、三次元出力イメージデータに結合するように適合されていてよい。出力イメージデータが、医療用観察装置の出力インターフェースに提供されてよい。医療用観察装置がディスプレイ、例えば三次元ディスプレイも含んでいる実施形態では、出力イメージデータは、少なくとも1つのディスプレイに、有利にはリアルタイムに表示されてよい。

40

【0029】

2次元ディスプレイが使用される場合には、異なる擬色を出力イメージデータにおける異なるレベルの深さ、すなわち可視表面からの距離に割り当てることによって、深さ情報が表示されてよい。

【0030】

以降では、添付図面を参照して本発明の実施形態を例示的に説明する。図面では、同一の参照番号が、機能と構造とのうちの少なくとも1つに関して相互に一致する要素に使用

50

される。可能性のある付加的な特徴のこれまでの説明から、個々の実施形態に示されている特徴の組み合わせが変更されてよいことが明らかである。例えば、付加的な特徴が、特定の用途に対して、この付加的な特徴の技術的な作用が有益である場合には、実施形態に加えられてよく、またはその反対に、実施形態に示されている特徴が、この特徴の技術的な作用が特定の実施形態において不要な場合には、省かれてよい。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】本発明に相応する医療用観察装置を示す図

【図2】本発明に相応する超音波ヘッドの実施形態を示す図

【図3】本発明に相応する超音波ヘッドの実施形態を示す図

10

【図4】本発明に相応する超音波ヘッドの実施形態を示す図

【図5】本発明に相応する超音波ヘッドの実施形態を示す図

【図6】本発明に相応する超音波ヘッドの実施形態を示す図

【発明を実施するための形態】

【0032】

図1を参照して、はじめに、顕微鏡、特に手術用顕微鏡または内視鏡等の医療用観察装置1の構造および機能および本発明に相応する超音波ヘッド2の構造および機能を説明する。

【0033】

医療用観察装置1も超音波ヘッド2も生きている生体組織4、例えば脳組織等の臓器組織、脈管叢、筋肉または骨組織を観察するために使用される。超音波ヘッド2は特に、組織4の手術中のイメージデータを得るために使用されてよい。

20

【0034】

超音波ヘッド2には有利には平坦な表面8を有しているセンサ面6が設けられている。図1に示されているように、超音波イメージングのために、センサ面6、特に表面8は、組織4に接触される。

【0035】

超音波ヘッド2は、センサ面6を通じて超音波を受信するように適合された少なくとも1つの超音波受信器10を含んでいる。超音波ヘッド2は有利には、超音波送受信器を形成するために超音波受信器10内に組み込まれていてよい超音波送信器も含んでいる。択一的に、超音波送信器と超音波受信器10とが、超音波ヘッド2の共通のハウジング12内で組み合わせられる2つの別個のユニットであってよい。

30

【0036】

センサ面6は少なくとも部分的に光透過性である。光透過性の部分14は例えば、窓16を含んでいてよい。光透過性の部分14によって、光は、少なくとも、センサ面6の外側から、センサ面6を通過して超音波ヘッド2内に達することができる。有利には、光透過性の部分14は、2つの方向において透過性である。すなわち、光透過性の部分14によって、光は、超音波ヘッド2の内側から、センサ面6を通過して、組織4の方へ通過することもできる。

【0037】

光透過性の部分14は、センサ面6または表面8とそれぞれ同一平面を成している。有利には、光透過性の部分14と、包囲しているセンサ面6または表面8それぞれと、の間には隙間または段は存在していない。光透過性の部分14は有利には、光学ガラスおよび/またはクリスタルから製造されている。光透過性の部分14の透過性は、有利には、可視光範囲にわたって存在しており、紫外波長および/またはIR波長およびNIR波長もカバーしてよい。紫外波長、IR波長および/またはNIR波長に関する透過性によって、光は、超音波ヘッド2の内側から、外側へ通過することができる。これは、蛍光体の蛍光発光、例えばインドシアニングリーンをトリガするために使用され得る、または蛍光波長に相当する。超音波ヘッド2の内側へ向いている、光透過性の部分14の紫外波長、IR波長および/またはNIR波長に関する透過性によって、組織4に関する光学情報が

40

50

各波長において捕捉される。これは、組織 4 における形態構造 18 の識別を容易にし、かつ紫外波長、I R 波長および / または N I R 波長において蛍光が捕捉されることを可能にする。

【0038】

超音波ヘッド 2 は、光学アセンブリ 20 を含んでいてよく、光学アセンブリ 20 の一方の終端部 22 は、光透過性の部分 14 に面している。

【0039】

光学アセンブリ 20 は、光導波路アセンブリを含んでいてよく、これはその終端部 22 で、光透過性の部分 14 を通じて超音波ヘッド 2 に入射する光を捕捉するように、かつこの光を離れた位置、例えば光ファイバーコネクタまたはカメラに案内するように適合されている。光導波路アセンブリは、少なくとも 1 つの光ファイバーを含んでいてよい。損失を回避するために、光導波路アセンブリは、有利には、光透過性の部分 14 および光透過性の部分の内側面 24 とそれぞれ接触している。

10

【0040】

光学アセンブリ 20 は、例示的に図 1 に示されているカメラ 26 を含んでいてよい。カメラ 26 は、例えば、スマートフォンで使用されているようなカメラであってよい。カメラ 26 は、光透過性の部分 14 に直接的に面してよい。

【0041】

超音波ヘッド 2 は、供給コード 28 を介して直接的に、医療用観察装置 1 に接続されていてよい。供給コード 28 は、一方で医療用観察装置 1 と光学アセンブリ 20 との間、他方で医療用観察装置 1 と超音波受信器 10 との間でデータ接続 30、32 を提供する。カメラ 26 から光学イメージデータ 34 が、医療用観察装置 1 へ、データ接続 30 を介して伝送される。超音波受信器 10 から、超音波データ 36 が、医療用観察装置 1 へデータ接続 32 を介して伝送される。超音波イメージデータ 40 を生成するために、超音波装置 38 が、医療用観察装置 1 に組み込まれてよい。光学イメージデータ 34 と超音波イメージデータ 40 とのうちの少なくとも 1 つが、三次元であってよい。光学イメージデータ 34 と超音波イメージデータ 40 とが各フレーム 44 の時系列 42 から成っていてよい、または各フレーム 44 の時系列 42 を含んでいてよい。各フレーム 44 は、複数のピクセル 46 を含んでいてよい。イメージデータ 34、40 が三次元である場合には、各フレーム 44 自身は、三次元データ構造またはアトラスであってよい。

20

30

【0042】

カメラ 26 は、マルチスペクトルカメラまたはハイパースペクトルカメラであってよく、組織 4 のラインスキャンを実行してよい。付加的にまたは択一的に、カメラ 26 は、規則的に作動して、組織 4 のマトリックスビューを提供してよい。

【0043】

医療用観察装置 1 は有利には、カメラ（図示されていない）の前に配置されている、顕微鏡レンズ等のレンズ 48 を付加的に含んでいる。このカメラは、光学イメージデータ 34 を生成してもよく、この光学イメージデータ 34 は、光透過性の部分 14 を通じて記録された光学イメージデータ 34 とともに、または光透過性の部分 14 を通じて記録された光学イメージデータ 34 の代わりに使用されてよい。レンズ 48 の後方にあるカメラが、光透過性の部分 14 を通じてイメージを捕捉および分析するために、超音波ヘッド 2 内のカメラ 26 の代わりに接続されてよい。当然、医療用観察装置 1 は、複数のカメラとの接続が可能であるので、カメラ 26 とレンズ 48 の後方のカメラとが同時に接続されてよい。このために、医療用観察装置 1 は、医療用観察装置 1 のイメージプロセッサ 52 へ、複数のカメラを接続するように適合された入力インターフェース 50 を含んでいてよい。

40

【0044】

イメージプロセッサ 52 は、例えば、この明細書の冒頭部分において説明された方法の 1 つを用いて、光学イメージデータ 34 において、組織 4 内の少なくとも 1 つの形態構造 18 を識別するように適合されていてよい。

【0045】

50

このような場合に、光学イメージデータ34において識別された少なくとも1つの形態構造18は、超音波イメージデータ40を記録するための目印として使用されてよく、したがって、超音波イメージデータ40内の形態特徴の幾何学形状的な延在および位置は、光学イメージデータ34内の形態特徴の幾何学形状的な延在および位置に相当する。これは、光学イメージデータ34において識別された形態構造18が、次に、超音波イメージデータ40において識別されることで実現される。このような場合には、超音波イメージデータ40はさらに、少なくとも、識別された形態構造18に基づいて光学イメージデータ34と弾性的に整合するように適合されている。

【0046】

医療用観察装置1はさらに、少なくとも1つのディスプレイ54を含んでいてよく、これは例えば、接眼レンズ55を通じて見ることができる、外科医および外科助手のためのディスプレイ54および/または室内の他の助手が見ることができるディスプレイ54である。有利には、1つまたは複数のディスプレイ54は三次元ディスプレイであり、これによって、三次元光学イメージデータ34または三次元超音波イメージデータ40が使用されている場合には、三次元情報をより明瞭に表示することができる。

10

【0047】

イメージプロセッサ52は、整合された超音波イメージデータ40と光学イメージデータ34とを有利には三次元出力イメージデータ56に結合し、かつ1つまたは複数のディスプレイ54に接続するためのコネクタを提供する出力インターフェース58に出力イメージデータ56を出力するように適合されていてよい。

20

【0048】

図2から図6に超音波ヘッド2が概略的に示されており、以降で説明される種々の構造を有してよい。先行する実施形態に対する相違のみが説明される。

【0049】

図2では、超音波ヘッド2は、照明装置60、例えばLEDを含んでいる、またはLEDから成る光源を含んでいる。照明装置60は、有利には、可視光スペクトル、UV光スペクトル、IRスペクトルおよびNIRスペクトルとのうちの少なくとも1つをカバーする照明スペクトル62を有している照明光を生成する。照明装置60は、超音波ヘッド2内に組み込まれており、例えばカメラ26も収容しているハウジング内に収容されている。光学アセンブリ20は、混合器64を含んでおり、この混合器は、照明装置60によって生成された光を光導波路アセンブリ66内に結合するように適合されている。光導波路アセンブリは例えば、1つまたは複数の光ファイバーを含んでいる光ファイバーアセンブリである。

30

【0050】

別の光導波路アセンブリまたは光ファイバーアセンブリが、一方では、光透過性の部分14に入射し、カメラ26へ案内される光のために設けられていてよく、他方では、照明装置60から出射し、光透過性の部分14を通じて外側に導かれる光のために設けられていてよい。択一的に、1つの導波路アセンブリ66が、カメラ26に入射する光にも、照明装置60から出射する光にも使用されてよい。図1の超音波ヘッド2とは対照的に、カメラ26は、光透過性の部分14の直後に配置されておらず、その代わりに、光導波路アセンブリ66が、カメラ26と光透過性の部分14との間に配置されている。

40

【0051】

超音波ヘッド2は、カメラ26と照明装置60とのうちの少なくとも1つが内部に配置されていてよい持ち手部分68を含んでいてよい。付加的に、超音波受信器10および/または超音波送信器も、持ち手部分68内に配置されていてよい。このような場合には、超音波導波路(図示されていない)が、超音波受信器10および/または超音波送信器とセンサ面6との間に設置されていてよい。

【0052】

超音波ヘッド2外で、光学アセンブリ20の光軸70は、有利には、超音波送信器のセンサ方向72に平行である。超音波受信器10のセンサ方向72は、例えば種々の方向に

50

おける方向感度を平均化することによって、または超音波センサが最も感度を有している方向を特定することによって特定されてよい。

【0053】

超音波ヘッド2に有利には、規格化されたコネクタアセンブリ74が、データ接続30を形成するために設けられていてよく、これによって、光学イメージデータ34が、医療用観察装置1に伝送される。コネクタアセンブリ74は、例えばHDMI、USBまたはあらゆる他のタイプのコネクタを含んでいてよい、または例えばHDMI、USBまたはあらゆる他のタイプのコネクタから成っていてよい。超音波ヘッド2にさらに、有利には同様に規格化されており、超音波データ36の伝送に使用されるコネクタアセンブリ76が設けられていてよい。

10

【0054】

図3では、図2の超音波ヘッド2および持ち手部分68が設けられておらず、したがって光学アセンブリ20が格段に小さい空間に収容されていることしか相違していない超音波ヘッド2が示されている。したがって、この超音波ヘッド2は、極めて小さい手術腔内に挿入されるのに特に適している。

【0055】

図4の実施形態では、光学アセンブリ20は、カメラ26および/または照明装置60を含んでいない。その代わりに、光導波路アセンブリ66が、光透過性の部分14から、有利には規格化されている光学的なコネクタアセンブリ78へと延在している。したがって、超音波ヘッド2の内外で光透過性の部分14を通る全ての光が、このコネクタアセンブリ78に直接的に案内される。ここから、さらなる光導波路が、超音波ヘッド2をカメラ26と照明装置60とのうちの少なくとも1つに接続してよい。例えば、光学的な接続部80が、超音波ヘッド2を医療用観察装置1に接続するために使用されてよく、例えば、光透過性の部分14を通じて光学イメージデータ34を得るために、医療用観察装置1内に設置されているカメラ26を使用してよい。同時に、医療用観察装置1内に組み込まれている照明装置60が、照明光を光透過性の部分14を通じて、組織4(図1)上に送出手のために使用されてよい。したがって、通常はレンズ48を通じて組織4を観察するために使用される照明装置60もカメラ26も、使用されてよい。したがって超音波ヘッド2を簡素化することができる。

20

【0056】

いくつかの用途では、光軸70とセンサ方向72を一致させる、すなわち同軸に延在させるのは有利であり得る。図5および図6では、これが実現されている超音波ヘッド2の2つの実施形態が示されている。

30

【0057】

図5の実施形態では、超音波導波路82が、光透過性の部分14を包囲している。超音波導波路82は、超音波受信器10とセンサ面6との間に配置されており、超音波を、少なくともセンサ面6から超音波受信器10へ案内するように適合されている。超音波導波路82は、環状であってよい。超音波受信器10に面している面で、超音波導波路82は、光透過性の部分14の周りから到来する超音波を超音波受信器10上に均一に投影するように形成されていてよい。光学アセンブリ20は、上述の実施形態に記載されているようなあらゆる構造であってよい。

40

【0058】

図5に示されている一般的なコンセプトは、光透過性の部分14が超音波受信器10またはセンサ面6を超音波受信器10に接続する超音波導波路82を包囲している場合にも使用されてよい。これは例示的に図6に示されている。

【0059】

光学アセンブリ20は、環状の光透過性の部分14から、カメラ26へまたは光導波路アセンブリ66へ光を案内する反射性要素84を含んでいてよい。択一的に、光導波路アセンブリ66自身が、センサ面6に面している自身の終端部で、環状に移行してよい。

【0060】

50

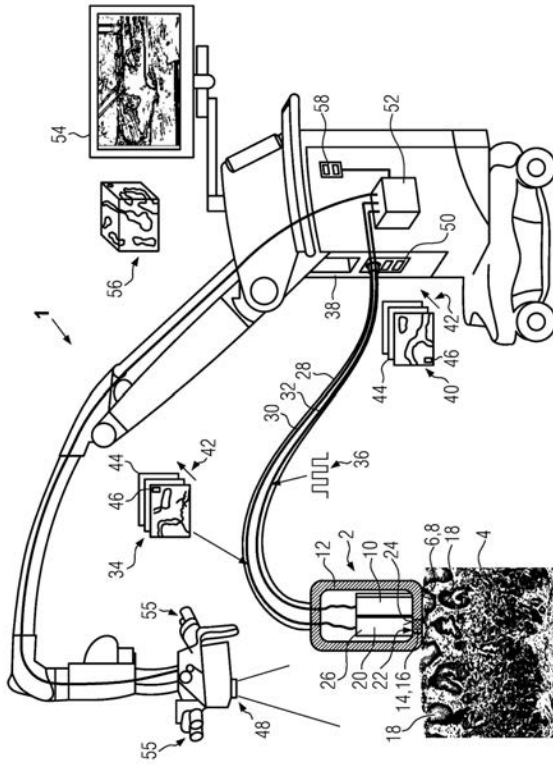
上述の実施形態では、部分 1 4 だけが光透過性のセンサ面 6 が示されているが、センサ面 6 全体が光透過性であってもよく、例えば部分 1 4 が、同時に、超音波に対して透過性である場合には、ガラス板から製造されていてよい。

【符号の説明】

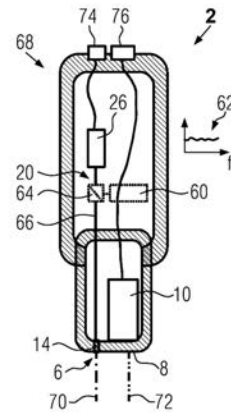
【 0 0 6 1 】

1	医療用観察装置	
2	超音波ヘッド	
4	生きている生体組織	
6	センサ面	
8	センサ面の表面	10
10	超音波受信器	
12	ハウジング	
14	光透過性の部分	
16	透過性の窓	
18	形態構造	
20	光学アセンブリ	
22	光学アセンブリの終端部	
24	光透過性の部分の内側面	
26	カメラ	
28	供給コード	20
30	データ接続	
32	データ接続	
34	光学イメージデータ	
36	超音波データ	
38	超音波装置	
40	超音波イメージデータ	
42	フレームの時系列	
44	フレーム	
46	ピクセル	
48	レンズ	30
50	入力インターフェース	
52	イメージプロセッサ	
54	ディスプレイ	
55	接眼レンズ	
56	出力イメージデータ	
58	出力インターフェース	
60	照明装置	
62	照明スペクトル	
64	光学混合器	
66	光導波路アセンブリ	40
68	持ち手部分	
70	光軸	
72	センサ方向	
74	イメージ伝送のためのコネクタアセンブリ	
76	超音波データ伝送のためのコネクタアセンブリ	
78	光学的なコネクタアセンブリ	
80	光学的な接続部	
82	超音波導波路	
84	反射性要素	

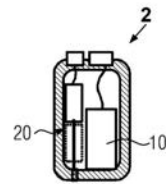
【 図 1 】



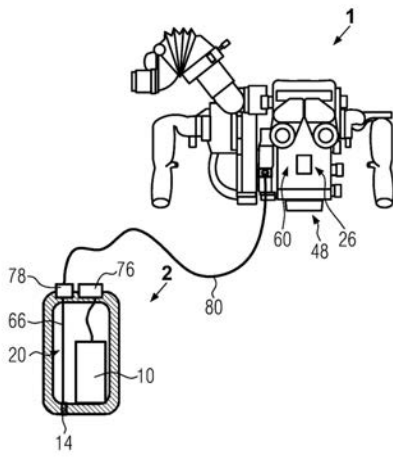
【 図 2 】



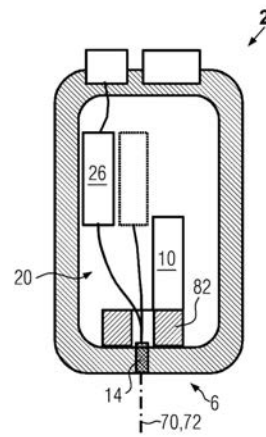
【 図 3 】



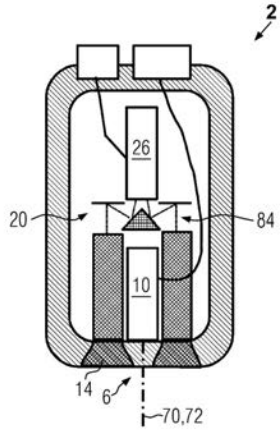
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

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) 4C161 AA00 BB01 CC07 WW16 WW17

4C601 EE10 FF02 GA01 JC21 KK23 LL40

【 外国語明細書 】

### Ultrasound Head Combining Ultrasound and Optics

The invention relates to an ultrasound head for the observation of live biological tissue.

During surgery, in particular during image-guided surgery, it is necessary to continuously match a pre-operative atlas of the operation area to the actual view. There are, however,  
5 situations in which the surgeon needs more detailed information about the actual state and location of sub-surface structures.

The present invention aims to provide a device and a method allowing a quick update of both surface and sub-surface information about the operation area for the surgeon during surgery.

10 This aim is achieved, according to the invention, by providing an ultrasound head for the observation of live biological tissue, the ultrasound head comprising a sensor side for contacting the tissue and an ultrasound receiver, wherein the sensor side is at least sectionwise optically transparent.

According to the inventive method for observing live biological tissue according to the  
15 invention, the steps of contacting the tissue with an ultrasound head and recording ultrasound data and optical image data through the ultrasound head are comprised.

With the device and method according to the invention, the surgeon may obtain sub-surface information from the ultrasound receiver and, at the same time, information about the optical appearance of the surface above the sub-surface structure.

20 The invention can be further improved by adding one or more of the following features, of which each has its own technical effect and can be combined independently with any of the remaining additional features.

For example, the ultrasound head may not only contain an ultrasound receiver but also an ultrasound transmitter, so that only a single head needs to be handled by the surgeon.

25 The sensor side has preferably at least one optically transparent section having transparency both with regard to light in the visible spectrum and in the IR or NIR spectrum. The at least one optically transparent section may also be transparent to

ultrasound, at least in the range in which ultrasound waves are received by the ultrasound receiver in operation.

According to another embodiment, an optical assembly may be provided, in particular be integrated into the ultrasound head, e.g. by being contained in the same housing of the ultrasound head as the ultrasound receiver and, if present, the ultrasound transmitter. The optical assembly may comprise at least one of an optical waveguide assembly and at least one camera. The optical waveguide assembly may comprise or consist of one or more optical fibers. At least one end of the optical waveguide assembly may face the optically transparent section. Thus, light entering the optically transparent section of the sensor side may enter the optical waveguide assembly and/or light emanating from the end of the optical fiber may also pass through the optically transparent section. Preferably, the end of the optical waveguide assembly is in contact with the optically transparent section. The optical waveguide may be arranged between the at least one optically transparent section and the camera.

In another embodiment, an ultrasound waveguide assembly may be provided which is arranged between the ultrasound receiver and the sensor side. Using an ultrasound waveguide allows the respective field of view of the optical and the ultrasound sensing systems to be optimized.

An optical axis of the optical waveguide assembly and/or the camera at the location of the optically transparent section is preferably parallel to the emission direction of the ultrasound transmitter. This allows information on the same area to be captured by both optical and ultrasound means. More preferably, the optical axis and the emission direction are coaxial, so that the region covered by the optical sensing and the ultrasound sensing is identical. For example, the optically transparent section may surround the section of the sensor side which is used for receiving ultrasound. Additionally or alternatively, an ultrasound waveguide may be provided which surrounds the optically transparent section and guide received ultrasound waves to the ultrasound receiver.

The camera may be a matrix camera or a line camera. It is preferable that the camera be sensitive in at least one of IR and NIR wavelengths, so that the fluorescent light of fluorophores that have been injected into the tissue can be recorded.

A matrix camera may be used or configured as a multispectral or hyperspectral camera performing a spatial line scan, if a dispersive optical element is arranged between the camera and the optically transparent window. The dispersive optical element is preferably adapted to map different parts of the light spectrum onto different parts of the camera  
5 matrix.

The camera itself may be very small and be e.g. a camera as it is used in smartphones. An optical waveguide may be located between the optically transparent section and the camera, or the camera may directly face the optically transparent section.

The optical assembly may further comprise an illumination device adapted to generate  
10 illumination light emanating through said optically transparent section. The illumination device is preferably adapted to create illumination light which contains or consists of light in the visible light range and in the ultraviolet, IR and/or NIR range. The illumination device illuminates the live tissue under the at least one optically transparent section. The light from the illumination device may exit the ultrasound head through an optically transparent  
15 section which is separate from the optically transparent section through which light enters the optical assembly.

At least one of a beam-splitter device and filter arrangement may be located between the optically transparent section and at least one of the camera and the illumination device. The light received by the camera through the optically transparent section and the light  
20 emitted from the illumination device through the optically transparent section may be guided through the same waveguide, or optical fiber, respectively.

The ultrasound head may further comprise at least one standardized connector for connecting at least one of a fiber-optic connector and an image data connector. For example, for connecting a fiber-optic connector, different standards such as SC-DC, M12-  
25 FO, FSMA, LC, FC, amongst others, or an optical endoscope connector may be used. The fiber-optic connector may be used for data transfer and/or to guide the light from the optically transparent section to a remote camera, which may e.g. be integrated into a medical observation device, such as a microscope.

The image data connector may e.g. be an HDMI, USB, RGB, DVI and any other similar  
30 type of connector, including a virtual connector based on wireless connectivity.

In one embodiment, the optically transparent section may be flush with the sensor side. Being flush with the sensor side has the advantage that no dirt can accumulate between the optically transparent section and the remainder of the sensor side. In a particular embodiment, the optically transparent section may be a window set in the sensor side.

5 The optically transparent section is preferably made from optical glass or crystal. Preferably, the sensor side is planar.

In another embodiment, the medical observation device, which may be a microscope or an endoscope, may comprise an ultrasound head as described above. The following further improvements of such a medical observation device also relate to the above-mentioned method.

10 Ultrasound image data of the tissue may be provided to the medical observation device, which ultrasound image data have been generated from ultrasound data from the ultrasound head. The medical observation device may, in one embodiment, comprise an image processor, which is adapted to compute the ultrasound image data from the ultrasound data from the ultrasound head. Alternatively, the ultrasound image data may be acquired from an ultrasound machine, which is connected to the medical observation device.

In another embodiment, optical image data of the tissue may be provided, e.g. by a camera recording the optical image data through the optically transparent section. Additionally or alternatively, optical image data may result from recording images by a microscope lens of the medical observation device, or by guiding light from the optically transparent section to an internal camera of the medical observation device, such as a camera which may also be used for acquiring images through the microscope lens.

25 The image processor is preferably adapted to identify at least one morphological structure in the optical image data, such as a vascular plexus structure. Further, the image processor is preferably adapted to identify the identified morphological structure also in the ultrasound image data. The image processor is preferably further adapted to elastically match the ultrasound image data to the optical image data based on the at least one identified morphological structure. An example of identification of such structures is given, for example, in Rouchdy, Y.; Cohen, L: "*A geodesic voting method for the segmentation of tubular tree and centerlines*", DOI:10.1109/ISBI.2011.5872566, pp. 979-

983; Suri, J.; Laxminarayan, S.: "*Angiography and Plaque Imaging: Advanced Segmentation Techniques*", CRC Press, pp. 501-518; an example for elastic matching may be found in Gee, J.C.; Reivich, M.; Bajcsy, R.: "*Elastically Deforming a Three-Dimensional Atlas to Match Anatomical Brain Images*", IRCS Technical Reports Series,  
5 192.

A microscope and/or a microscopy method configured for elastic matching of the ultrasound image data is an aspect of this invention which may be claimed independently of the ultrasound head and its design.

The ultrasound head may be connected to the microscope using an umbilical cord  
10 comprising at least one of a data and optical connector. The camera may be integrated in a handle of the ultrasound head or in the umbilical cord. Additionally or alternatively, an ultrasound machine may be mechanically combined with the microscope and in data transfer connection with the microscope so that ultrasound data may be displayed as  
15 ultrasound image data by at least one display device of the microscope. The at least one display device may comprise a three-dimensional display.

At least one of the ultrasound image data and the optical image data may be three-dimensional image data. Optical image data may e.g. be acquired by using z-stacking or SPIM and SCAPE technologies. Acquiring three-dimensional optical image data improves the accuracy of matching between three-dimensional ultrasound image data and optical  
20 image data.

The image processor may be adapted to combine the matched ultrasound image data and the optical image data into three-dimensional output image data. The output image data may be provided at an output interface of the medical observation device. In an embodiment, in which the medical observation device also comprises a display, such as a  
25 three-dimensional display, the output image data may be displayed on the at least one display, preferably in real time.

If a two-dimensional display is used, depth information may be displayed by assigning different false colors to different levels of depth in the output image data, i.e. distance from the visible surface.

In the following, embodiments of the invention as described exemplarily with reference to the accompanying drawings. In the drawings, identical reference numerals are used for elements which correspond to each other with respect to at least of function and design. It is clear from the above description of possible additional features, that the combination of features shown in the individual embodiments may be altered. For example, an additional feature may be added to an embodiment if, for a particular application, the technical effect of that additional feature is beneficial, and *vice versa*: a feature shown in an embodiment may be omitted if the technical effect of that feature is not necessary in a particular embodiment.

10 In the figures,

Fig. 1 shows a medical observation device according to the invention;

Figs. 2 to 6 show embodiments of an ultrasound head according to the invention.

First, the design and function of a medical observation device 1, such as a microscope, in particular a surgical microscope, or endoscope, and of an ultrasound head 2 according to the invention are described with reference to Fig. 1.

Both the medical observation device 1 and the ultrasound head 2 are used to observe live biological tissue 4, e.g. organ tissue, such as brain tissue, vascular plexus, muscular or bone tissue. The ultrasound head 2 may in particular be used to obtain interoperative image data of the tissue 4.

20 The ultrasound head 2 is provided with a sensor side 6 which has a preferably planar surface 8. For ultrasound imaging, the sensor side 6, in particular the surface 8, is brought into contact with the tissue 4, as shown in Fig. 1.

The ultrasound head 2 comprises at least one ultrasound receiver 10, which is adapted to receive ultrasound waves through the sensor side 6. The ultrasound head 2 preferably also includes an ultrasound transmitter, which may be integrated into the ultrasound receiver 10 to form an ultrasound transceiver. Alternatively, the ultrasound transmitter and the ultrasound receiver 10 may be two separate units which are combined within a common housing 12 of the ultrasound head 2.

The sensor side 6 is at least sectionally optically transparent. The optically transparent section 14 may e.g. comprise a window 16. The optically transparent section 14 allows light to pass at least from the outside of the sensor side 6 into the ultrasound head 2 through the sensor side 6. Preferably, the optically transparent section 14 is transparent in both directions, i.e. also allows light to pass from the interior of the ultrasound head 2 through the sensor side 6 towards the tissue 4.

The optically transparent section 14 is flush with the sensor side 6, or the surface 8, respectively. Preferably, there is no gap or step between the optically transparent section 14 and the surrounding sensor side 6 or surface 8, respectively. The optically transparent section 14 is preferably made from optical glass and/or crystal. The transparency of the optically transparent section 14 preferably extends over the visible light range and may also cover ultraviolet and/or IR and NIR wavelengths. Transparency with regard to ultraviolet, IR and/or NIR wavelengths allows light to pass from the inside of the ultrasound head 2 to the outside that can be used to trigger fluorescence of fluorophores, such as indocyanine green, or that corresponds to fluorescence wavelengths. Transparency with regard to ultraviolet, IR and/or NIR wavelengths of the optically transparent section 14 towards the inside of the ultrasound head 2 allows optical information about the tissue 4 to be captured in the respective wavelengths, which may facilitate identification of morphological structures 18 in the tissue 4 and also enable fluorescence to be captured in the ultraviolet, IR and/or NIR wavelengths.

The ultrasound head 2 comprises an optical assembly 20 of which one end 22 faces the optically transparent section 14.

The optical assembly 20 may comprise an optical waveguide assembly which is adapted to capture, at its end 22, light entering the ultrasound head 2 through the optically transparent section 14 and guide it to a remote location, such as a fiber-optic connector or a camera. The optical waveguide assembly may comprise at least one optical fiber. To avoid losses, the optical waveguide assembly is preferably in contact with the optically transparent section 14 and its inside 24, respectively.

The optical assembly 20 may comprise a camera 26, which is shown exemplarily in Fig. 1. The camera 26 may, for example, be a camera as it is used in smartphones. The camera 26 may directly face the optically transparent section 14.

The ultrasound head 2 may be connected directly to the medical observation device 1 via an umbilical cord 28, which provides data connections 30, 32 between the medical observation device 1, on the one hand, and the optical assembly 20 and the ultrasound receiver 10, on the other. From the camera 26, optical image data 34 are transmitted from the camera 26 towards the medical observation device 1 via data connection 30. From the ultrasound receiver 10, ultrasound data 36 are transmitted to the medical observation device 1 via data connection 32. An ultrasound machine 38 may be integrated into the medical observation device 1 to generate ultrasound image data 40. At least one of the optical image data 34 and the ultrasound image data 40 may be three-dimensional. The optical image data 34 and the ultrasound image data 40 may consist of or comprise a time series 42 of individual frames 44. Each frame 44 may comprise a plurality of pixels 46. If the image data 34, 40 are three-dimensional, each frame 44 may itself be a three-dimensional data structure or atlas.

The camera 26 may be a multi- or hyperspectral camera and may perform line scans of the tissue 4. Additionally or alternatively, the camera 26 may work regularly and provide a matrix view of the tissue 4.

The medical observation device 1 preferably additionally comprises a lens 48, such as a microscope lens, which is arranged in front of a camera (not shown). This camera may also generate optical image data 34 that may be used in conjunction with or instead of the optical image data 34 which have been recorded through the optically transparent section 14. The camera behind the lens 48 may be connected instead of the camera 26 in the ultrasound head 2 for image capture and image analysis through the optically transparent section 14. Of course, the medical observation device 1 may allow connections with a plurality of cameras, so that the camera 26 and the camera behind the lens 48 may be connected in parallel. For this, the medical observation device 1 may comprise an input interface 50 which is adapted to connect a plurality of cameras to an image processor 52 of the medical observation device 1.

The image processor 52 may be adapted to identify the at least one morphological structure 18 in the tissue 4 in the optical image data 34 using e.g. one of the methods described in the articles mentioned in the introductory part of this specification.

The at least one morphological structure 18 identified in the optical image data 34 may then be used as a landmark to register the ultrasound image data 40 so that the geometric extent and location of morphological features in the ultrasound image data 40 corresponds to those in the optical image data 34. This is achieved in that the morphological structure 18, which has been identified in the optical image data 34 is next  
5 identified in the ultrasound image data 40. Then, the ultrasound image data 40 is further adapted to elastically match the optical image data 34 based on the at least identified morphological structure 18.

The medical observation device 1 may further comprise at least one display 54, e.g.  
10 displays 54 for the surgeon and the surgical assistant which are visible through eyepieces 55 and/or a display 54 which is visible to other assistants in the room. Preferably, one or more displays 54 are three-dimensional displays so that the three-dimensional information can be displayed more clearly if three-dimensional optical image data 34 or three-dimensional ultrasound image data 40 are used.

15 The image processor 52 may be adapted to combine the matched ultrasound image data 40 and the optical image data 34 into a preferably three-dimensional output image data 56 and to output the output image data 56 at an output interface 58 which provides connectors for connecting one or more displays 54.

The ultrasound head 2 may have different configurations which are shown schematically  
20 in Figs. 2 to 6 and are described in the following. Only the differences with regard to the preceding embodiments are described.

In Fig. 2, the ultrasound head 2 comprises an illumination device 60, such as a light source comprising or consisting of LEDs. The illumination device 60 generates illumination light having an illumination spectrum 62 which preferably covers at least one  
25 of the visible light spectrum, the UV light spectrum, the IR spectrum and the NIR spectrum. The illumination device 60 is integrated into the ultrasound head 2 and e.g. contained within a housing which also contains the camera 26. The optical assembly 20 may comprise a mixer 64 which is adapted to couple the light generated by the illumination device 60 into an optical waveguide assembly 66, such as an optical fiber  
30 assembly containing one or more optical fibers.

A separate optical waveguide or optical fiber assembly may be provided for light entering the optically transparent section 14 and being guided to the camera 26, on the one hand, and for light exiting the illumination device 60 and directed outwards through the optically transparent section 14, on the other. Alternatively, a single waveguide assembly 66 may be used for both light entering the camera 26 and exiting the illumination device 60. In contrast to the ultrasound head 2 of Fig. 1, the camera 26 is not arranged directly behind the optically transparent section 14. Instead, the optical waveguide assembly 66 is arranged between the camera 26 and the optically transparent section 14.

The ultrasound head 2 may comprise a handle 68 in which at least one of the camera 26 and the illumination device 60 may be arranged. Additionally, the ultrasound receiver 10 and/or the ultrasound transmitter may also be arranged in the handle 68. In this case, an ultrasound waveguide (not shown) may be installed between the ultrasound receiver 10 and/or the ultrasound transmitter and the sensor side 6.

The optical axis 70 of the optical assembly 20 outside the ultrasound head 2 is preferably parallel to the sensor direction 72 of the ultrasound transmitter. The sensor direction 72 of the ultrasound receiver 10 may be determined by e.g. averaging the directional sensitivities in various directions, or by determining the direction in which the ultrasound sensor is most sensitive.

The ultrasound head 2 may be provided with a preferably standardized connector assembly 74 for establishing the data connection 30 so that the optical image data 34 may be transmitted to the medical observation device 1. The connector assembly 74 may comprise or consist of e.g. an HDMI, USB or any other type of connector. The ultrasound head 2 may further be provided with a connector assembly 76 which is also preferably standardized and used for transmission of ultrasound data 36.

In Fig. 3, an ultrasound head 2 is shown which differs from the ultrasound head 2 in Fig. 2 only in that no handle 68 is provided and in that the optical assembly 20 is thus contained in a much smaller space. The ultrasound head 2 is thus particularly suited to being inserted into surgical cavities which are only very small.

In the embodiment of Fig. 4, the optical assembly 20 does not comprise a camera 26 and/or an illumination device 60. Instead, an optical waveguide assembly 66 extends from

the optically transparent section 14 to a preferably standardized optical connector assembly 78. Thus, any light passing through the optically transparent section 14 in or out of the ultrasound 2 is directly guided to the connector assembly 78. From there, a further optical waveguide may connect the ultrasound head 2 to at least one of a camera 26 and an illumination device 60. For example, an optical connection 80 may be used to connect the ultrasound head 2 to the medical observation device 1 and e.g. use the camera 26 which is installed in the medical observation device 1 for acquiring the optical image data 34 through the optically transparent section 14. At the same time, the illumination device 60, which is integrated into the medical observation device 1, may be used to send illumination light through the optically transparent section 14 onto the tissue 4 (Fig. 1). Thus, both the illumination device 60 and the camera 26, which are normally used to observe the tissue 4 through the lens 48, may be used. The ultrasound head 2 can therefore be simplified.

For some applications, it may be advantageous for the optical axis 70 and the sensor direction 72 to coincide, i.e. run coaxially. In Figs. 5 and 6, two embodiments of the ultrasound head 2 are shown in which this is realized.

According to the embodiment of Fig. 5, an ultrasound waveguide 82 surrounds the optically transparent section 14. The ultrasound waveguide 82 is arranged between the ultrasound receiver 10 and the sensor side 6, and is adapted to guide ultrasound at least from the sensor side 6 to the ultrasound receiver 10. The ultrasound waveguide 82 may have a ring shape. At its side facing the ultrasound receiver 10, the ultrasound waveguide 82 may be shaped to uniformly project the incoming ultrasound waves from around the optically transparent section 14 onto the ultrasound receiver 10. The optical assembly 20 may be in any configuration as described in the previous embodiments.

The general concept shown in Fig. 5 may also be used if the optically transparent section 14 surrounds the ultrasound receiver 10 or a ultrasound waveguide 82 connecting the sensor side 6 to the ultrasound receiver 10. This is shown exemplarily in Fig. 6.

The optical assembly 20 may comprise reflective elements 84 to guide the light from the annular optically transparent section 14 to the camera 26 or an optical waveguide assembly 66. Alternatively, the optical waveguide assembly 66 itself may, at its end facing the sensor side 6, transition to a ring shape.

Although, in the above embodiments, the sensor side 6 is shown with only a section 14 being optically transparent, it is also possible that the entire sensor side 6 is optically transparent, e.g. made from a glass plate if section 14 is, at the same time, transparent to ultrasound waves.

**REFERENCE NUMERALS**

	1	medical observation device
	2	ultrasound head
	4	live biological tissue
5	6	sensor side
	8	surface of sensor side
	10	ultrasound receiver
	12	housing
	14	optically transparent section
10	16	transparent window
	18	morphological structure
	20	optical assembly
	22	end of optical assembly
	24	inside of optically transparent section
15	26	camera
	28	umbilical cord
	30	data connection
	32	data connection
	34	optical image data
20	36	ultrasound data
	38	ultrasound machine
	40	ultrasound image data
	42	time series of frames
	44	frame

	46	pixel
	48	lens
	50	input interface
	52	image processor
5	54	display
	55	eyepiece
	56	output image data
	58	output interface
	60	illumination device
10	62	illumination spectrum
	64	optical mixer
	66	optical waveguide assembly
	68	handle
	70	optical axis
15	72	sensor direction
	74	connector assembly for image transmission
	76	connector assembly for ultrasound data transmission
	78	optical connector assembly
	80	optical connection
20	82	ultrasound waveguide
	84	reflective element

**CLAIMS**

1. Ultrasound head (2) for the observation of live biological tissue (4), comprising a sensor side (6) for contacting the tissue (4) and an ultrasound receiver (10), wherein the sensor side (6) is at least sectionwise optically transparent.
- 5 2. Ultrasound head (2) according to claim 1, wherein an (22) of an optical assembly (20) is located adjacent to an optically transparent section (14) of the sensor side (6).
3. Ultrasound head (2) according to claim 2, wherein the optical assembly (20) comprises an optical waveguide assembly (66), of which one end (22) faces the  
10 optically transparent section (14).
4. Ultrasound head (2) according to claim 2 or 3, wherein the optical assembly (20) comprises at least one camera (26).
5. Ultrasound head (2) according to claims 3 and 4, wherein the optical waveguide assembly (66) is located between the optically transparent section (14) and the  
15 camera (26).
6. Ultrasound head (2) according to any one of claims 1 to 5, wherein the optical assembly (20) comprises an illumination device (60) adapted to create illumination light, the illumination light being directed through an optically transparent section (14) of the sensor side (6).
- 20 7. Ultrasound head (2) according to claim 6 and any one of claims 2 to 5, wherein the optical waveguide assembly (66) is located between the optically transparent section (14) and the illumination device (60).
8. Ultrasound head (2) according to claim 6 or 7, wherein the illumination light includes at least one of NIR and IR wavelengths.
- 25 9. Ultrasound head (2) according to any one of claims 2 to 8, wherein the optical assembly (20) comprises an optical waveguide assembly (66) which extends from

the optically transparent section (14) to an optical connector assembly (78) accessible from outside the ultrasound head (2).

10.     Ultrasound head (2) according to any one of claims 1 to 9, wherein the optically transparent sector (14) is flush with a surface (8) of the sensor side (6).
- 5     11.     Medical observation device (1), such as a microscope or endoscope, comprising an ultrasound head (2) according to any one of claims 1 to 10, wherein ultrasound image data (40) of the tissue (4) are provided from ultrasound data (36) from the ultrasound head (2), wherein optical image data (34) of the tissue (4) are provided and wherein the medical observation device (1) comprises an image processor  
10     (52), which is adapted to identify at least one morphological structure (18) in the optical image data (34) to identify the at least one identified morphological structure (18) in the ultrasound image data (40) and to elastically match the ultrasound image data (40) to the optical image data (34) based on the at least one identified morphological structure (18).
- 15     12.     Medical observation device (1) according to claim 11, wherein the image processor (52) is connected to a camera (26) of which the optical axis (70) is directed through the optically transparent section (14) of the ultrasound head (2).
- 20     13.     Medical observation device (1) according to claim 11 or 12, wherein the image processor (52) is adapted to combine the matched ultrasound image data (40) and the optical image data (34) into three-dimensional output image data (56) and to output the three-dimensional output image data (56) to an output interface (58) for driving a three-dimensional display (54).
- 25     14.     Microscope (1) according to any one of claims 11 to 13, wherein the microscope is provided with an input interface (50) adapted to be connected to at least one of an ultrasound receiver (10) and fiber optics.
15.     Method for observing live biological tissue (4), comprising the steps of contacting the tissue (4) with an ultrasound head (2) and acquiring both ultrasound data (36) and optical image data (34) through the ultrasound head (2).

**ABSTRACT****Ultrasound Head Combining Ultrasound and Optics**

The invention relates to an ultrasound head (2), to a medical observation device (1) and to a method for observing live biological tissue (4). In order to provide the surgeon with a means of quickly gaining information on sub-surface structure in the surgical area during the operation, the method comprises the steps of contacting the tissue (4) with an ultrasound head (2) and recording ultrasound data (36) and optical image data (34) through the ultrasound head (2). The ultrasound head (2) comprises a sensor side (6) for contacting the tissue (4) and an ultrasound receiver (10). The sensor side (6) is at least sectionwise optically transparent so that light may enter the ultrasound head (2).

(Fig. 1)

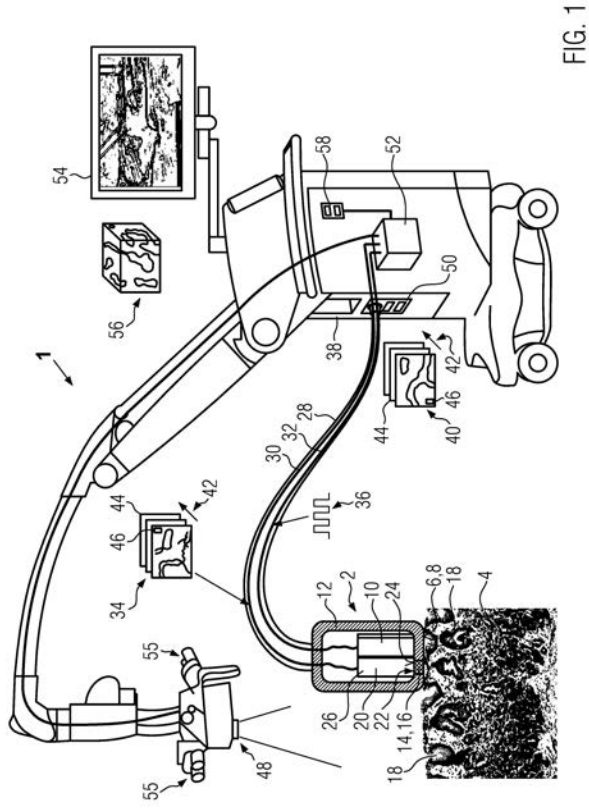


FIG. 1

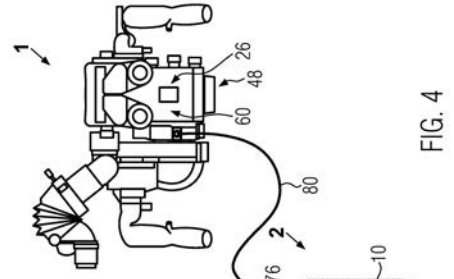


FIG. 4

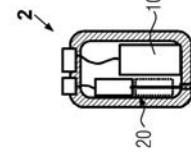


FIG. 3

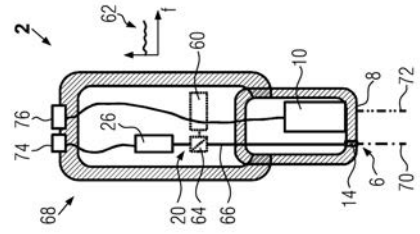


FIG. 2

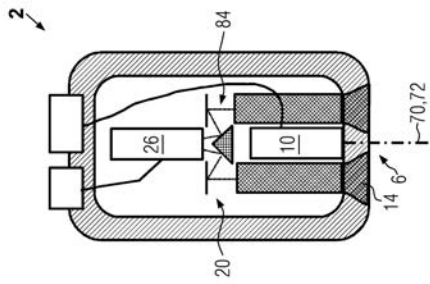


FIG. 6

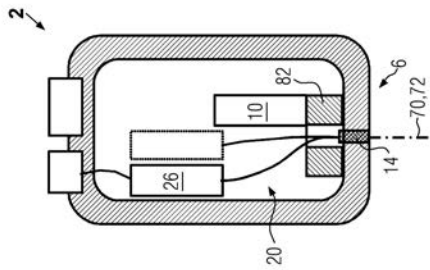


FIG. 5

专利名称(译)	结合超声和光学的超声头		
公开(公告)号	<a href="#">JP2019146967A</a>	公开(公告)日	2019-09-05
申请号	JP2019033129	申请日	2019-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	莱卡ウツメンツシンガポールプライベートリミテッド安装. 徕卡仪器(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) プライベート有限公司		
[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	A61B8/12 A61B1/00 A61B1/045		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/4444 A61B5/0035 A61B5/0071 A61B5/0077 A61B8/085 A61B8/4416 A61B8/5261 A61B90/361 A61B2090/3614 A61B2090/364 A61B2505/05 A61B2560/0462 A61B2562/0233 A61B5/0064 A61B5/0073 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/12 A61B1/00.530 A61B1/00.511 A61B1/045.620		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC07 4C161/WW16 4C161/WW17 4C601/EE10 4C601/FF02 4C601/GA01 4C601/JC21 4C601/KK23 4C601/LL40		
代理人(译)	前川純一 二宮和也HiroshiYasushi		
优先权	2018158858 2018-02-27 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种超声头(2),一种医学观察装置(1)以及一种观察活生物组织的方法(4)。解决方案:为外科医生提供一种在外科手术中快速获取亚表面结构信息的手段 在手术期间的区域内,该方法包括以下步骤:使组织(4)与超声头(2)接触,并通过超声头(2)记录超声数据(36)和光学图像数据(34)。超声头(2)包括用于接触组织(4)的传感器侧(6)和超声接收器(10)。传感器侧(6)至少部分是光学透明的,以便光可以进入超声头(2)。

