



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111225600 A

(43)申请公布日 2020.06.02

(21)申请号 201880067535.7

克里斯蒂安·扎基安

(22)申请日 2018.08.14

安德烈亚斯·布勒

(30)优先权数据

17186394.7 2017.08.16 EP

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 王小衡 胡彬

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.04.16

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/071979 2018.08.14

A61B 1/04(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/034633 EN 2019.02.21

(71)申请人 健康与环境慕尼黑德国研究中心赫姆霍茨中心(有限公司)

地址 德国纽伦堡

(72)发明人 瓦西利斯·恩齐亚克里斯托斯

乔治·塞尔吉亚迪斯

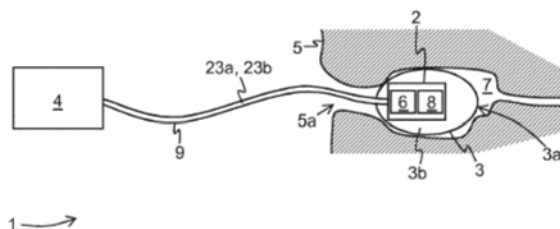
权利要求书3页 说明书19页 附图6页

(54)发明名称

用于内窥镜光声成像特别是空腔和中空对象的内窥镜光声成像的设备

(57)摘要

本发明涉及一种用于内窥镜光声成像的设备(1),其包括被配置为至少部分地插入对象(5)的成像单元(2),所述成像单元(2)包括:照射单元(6),其被配置为以电磁辐射照射在对象(5)之内的感兴趣区(7);和包括至少一个超声换能器的检测单元(8),其被配置为检测响应于以电磁辐射照射感兴趣区域(7)而在感兴趣区域中生成的超声波并且生成相应的检测信号,其中至少一个超声换能器呈现至少部分地位于所照射的感兴趣区域(7)中的视场(8b)。具有外面和内部的位置稳定结构(3)被配置为通过使位置稳定结构(3)的外面(3a)与对象(5)发生接触来将成像单元(2)稳定和/或固定在对象(5)中的某一位置和/或定向上。设备(1)还包括处理单元(4),其被配置为基于检测信号而生成感兴趣区域(7)的光声图像(23b)。



1. 一种用于内窥镜光声成像的设备(1),所述设备(1)包括:
-成像单元(2),其被配置为至少部分地插入对象(5)中,所述成像单元(2)包括:
-照射单元(6),其被配置为以电磁辐射照射所述对象(5)之内的感兴趣区域(7),以及
-检测单元(8),其包括至少一个超声换能器(8),其被配置为检测响应于以电磁辐射照射所述感兴趣区域(7)而在所述感兴趣区域(7)中生成的超声波、并且生成相应的检测信号,所述至少一个超声换能器(8)呈现出至少部分地位于所照射的所述感兴趣区域(7)中的视场(8b),

-位置稳定结构(3),其包括外面(3a)和内部(3b)并且被配置为通过使所述位置稳定结构(3)的外面(3a)与所述对象(5)发生接触来使所述成像单元(2)稳定和/或固定在所述对象(5)中的某一位置和/或定向上,以及

-处理单元(4),其被配置为基于所述检测信号来生成所述感兴趣区域(7)的光声图像(23b)。

2. 根据权利要求1所述的设备(1),包括:运载单元(16),其被设置在所述位置稳定结构(3)的所述内部(3b)中,其中所述照射单元(6)和所述检测单元(8)被安装在所述运载单元(16)上以便从所述照射单元(6)发出的电磁辐射被朝向所述至少一个超声换能器(8)的所述视场(8b)引导,特别是朝向聚焦部分(8a)引导。

3. 根据权利要求2所述的设备(1),其中所述运载单元(16)被配置为围绕和/或沿着旋转-平移轴线特别是所述位置稳定结构(3)的纵向轴线(24)相对于所述位置稳定结构(3)旋转和/或平移,以便所述至少一个超声换能器(8)的所述视场(8b),特别是所述聚焦部分(8a),在所述运载单元(16)相对于所述位置稳定结构(3)旋转和/或平移时扫描所述感兴趣区域(7)。

4. 根据权利要求3所述的设备(1),所述至少一个超声换能器(8)呈现出对超声波敏感的敏感表面,其中所述至少一个超声换能器(8)被安装和/或布置在所述运载单元(16)上以便

-所述超声换能器(8)的所述敏感表面面向所述对象(5)之内的所述感兴趣区域(7),和/或

-所述至少一个超声换能器(8)的所述视场(8b)基本垂直于所述旋转-平移轴线,特别是所述位置稳定结构(3)的所述纵向轴线(24)延伸。

5. 根据权利要求3或4所述的设备(1),所述至少一个超声换能器(8),特别是所述超声换能器(8)的所述敏感表面,包括对电磁辐射至少部分地透明的孔和/或窗口部分,其中所述照射单元(6)或其至少一部分被安装和/或布置在所述运载单元(16)上以便从所述照射单元(6)发出的电磁辐射至少部分地穿过所述超声换能器(8)的所述孔或窗口以照射所述对象(5)之内的所述感兴趣区域(7)。

6. 根据所述权利要求3至5中任一项所述的设备(1),包括:

-第一传送单元(14),其被配置为将转矩和/或力传送到所述运载单元(16)以便所述运载单元(16)围绕所述旋转-平移轴线(24)相对于所述位置稳定结构(3)旋转和/或沿着所述旋转-平移轴线(24)相对于所述位置稳定结构(3)平移,和/或

-驱动单元(13),其被配置为使所述运载单元(16)围绕所述旋转-平移轴线(24)相对于所述位置稳定结构(3)旋转和/或被配置为使所述运载单元(16)沿着所述旋转-平移轴线

(24) 相对于所述位置稳定结构 (3) 平移。

7. 根据权利要求6所述的设备 (1), 其中所述位置稳定结构 (3) 包括第一螺纹 (18a) 并且所述第一传送单元 (14) 和/或所述驱动单元 (13) 包括第二螺纹 (18b), 所述第二螺纹与所述第一螺纹 (18a) 互补并且与所述运载单元 (16) 机械地耦合, 其中所述第一螺纹 (18a) 和所述第二螺纹 (18b) 处于螺纹接合, 以便通过将转矩施加到所述第一传送单元 (14) 和/或通过致动所述驱动单元 (13) 来旋转所述第二螺纹 (18b), 由此所述运载单元 (16) 相对于所述位置稳定结构 (3) 同时旋转和平移, 由此所述至少一个超声换能器 (8) 的所述视场 (8b) 沿着螺旋路径移动通过所述感兴趣区域 (7)。

8. 根据权利要求3至7中任一项所述的设备 (1), 包括驱动单元 (13), 其被设置在所述位置稳定结构 (3) 的所述内部 (3b) 中并且被配置为:

使所述运载单元 (16) 围绕所述旋转-平移轴线, 特别是所述位置稳定结构 (3) 的所述纵向轴线 (24), 相对于所述位置稳定结构 (3) 旋转; 和/或

使所述运载单元 (16) 沿着所述旋转-平移轴线, 特别是所述位置稳定结构 (3) 的所述纵向轴线 (24), 相对于所述位置稳定结构 (3) 平移。

9. 根据权利要求3至8中任一项所述的设备 (1), 所述位置稳定结构 (3) 还包括近端端部结构 (3c) 特别是刚性的近端端部结构 (3c) 和远端端部结构 (3d) 特别是刚性的远端端部结构 (3d), 其中所述近端端部结构 (3c) 和所述远端端部结构 (3d) 沿着所述位置稳定结构 (3) 的所述纵向轴线 (24) 布置, 并且所述驱动单元 (13) 被设置在所述位置稳定结构 (3) 的所述内部 (3b) 中的所述近端端部结构 (3c) 处或其区域中。

10. 根据前述权利要求中任一项所述的设备 (1), 其中所述位置稳定结构 (3) 包括膜片, 特别是柔性的和/或有弹性的膜片, 其对电磁辐射和/或超声波透明。

11. 根据权利要求10所述的设备 (1), 所述膜片跨于所述位置稳定结构 (3) 的近端端部结构 (3c) 与远端端部结构 (3d) 之间, 以形成在底部区域处被所述近端端部结构 (3c) 封闭并且在顶部区域处被所述远端端部结构 (3d) 封闭的中空圆柱。

12. 根据权利要求10或11所述的设备 (1), 所述膜片被配置为使其形状和/或尺寸适应于所述对象 (5) 的所述内部, 以便所述膜片的外面呈现以下尺寸和/或形状, 其与在所述对象 (5) 的所述内部中的周围结构的形状和/或尺寸至少部分地匹配, 由此所述位置稳定结构 (3) 至少部分地由于形状配合 (自锁) 而被固定和/或锁定在所述对象 (5) 之内。

13. 根据前述权利要求中任一项所述的设备 (1), 所述成像单元 (2) 包括光学传感器 (17), 其被设置在所述位置稳定结构 (3) 的所述内部 (3b) 中并且被配置为获取所述对象 (5) 之内的区域的图像, 优选地为光学图像, 其中所述运载单元 (16) 包括第一面和与所述第一面相对的第二面, 其中所述照射单元 (6) 和所述检测单元 (8) 被安装在所述运载单元 (16) 的所述第一面上并且所述光学传感器 (17) 被安装在所述运载单元 (16) 的所述第二面上。

14. 根据前述权利要求中任一项所述的设备 (1), 包括放大单元 (12), 其被设置在所述位置稳定结构 (3) 的所述内部 (3b) 中, 并且被配置为放大由所述至少一个超声换能器 (8) 生成的检测信号。

15. 根据前述权利要求中任一项所述的设备 (1), 包括至少一个第二传送单元 (11), 其包括近端端部和远端端部, 并且被配置为将电磁辐射和/或电信号从所述近端端部引导到所述远端端部和/或从所述远端端部引导到所述近端端部; 其中所述成像单元 (2) 还包括至

少一个旋转接合部 (15), 其被配置为将所述第二传送单元 (11) 的所述远端端部光耦合和/或电耦合到所述照射单元 (6) 和/或光耦合和/或电耦合到所述检测单元 (8)。

用于内窥镜光声成像特别是空腔和中空对象的内窥镜光声成像的设备

技术领域

[0001] 本发明涉及根据独立权利要求的用于内窥镜光声成像、特别是用于空腔和中空对象的内窥镜光声成像的设备。

背景技术

[0002] 内窥镜是用于胃肠 (GI) 道检查并且基于柔性成像探头的一种标准技术,例如,通过自然腔道插入(例如消化系统中)的光学视频内窥镜,用于视觉观察感兴趣的腔器官。然而,通过视觉感知来检测缺乏特异性和分期能力的早期疾病通常是不可能的。这也受表面结构的限制。因此不能揭示在组织表面之下显现的疾病相关特征,例如未发展为癌症的病变和癌变对胃肠壁的可能浸润或相邻淋巴结的转移性侵袭。为了诊断目的,肠胃病学家必须从可疑区域中提取组织活检样本,病理学者在显微镜下对该组织活体样本进行检查以做出最终诊断。不幸地,活检样本仅代表组织的部分区域,因此其可能容易地错过通常表现为微细变化和/或生化变化的疾病。

[0003] 为了提高诊断精度,已经提供了能够在不切除任何组织的情况下提供在活着的患者中进行光学活检的一类成像技术。其中有共焦激光显微内镜和光学相干断层成像(OCT)。OCT内窥镜以以下形式存在以最大化患者舒适度:可经由视频内窥镜的工作通道插入的导管的形式、和以刚性可吞咽栓系囊的形式。然而,OCT具有内在缺乏分子对比(区分出感兴趣分子与其他分子的能力)的缺点。此外,胃肠壁通常较厚并且不能被OCT完全覆盖。因此,可能需要处理上述缺陷中的至少一些。

[0004] 光声信号的生成是基于光声效应,根据光声效应,超声波是由于对象(例如生物组织)吸收电磁辐射以及后续对象的热弹性膨胀而产生的。激发辐射(例如激光或射频辐射)可以是具有变化的幅度或频率的脉冲辐射或连续辐射。

[0005] 本发明的一个目的是提供用于内窥镜光声成像、特别是空腔和中空对象的内窥镜成像的设备,其在图像获取方面进行了改进。

[0006] 该目的通过根据独立权利要求的用于内窥镜光声成像的设备、特别是用于对空腔和中空对象进行内窥镜光声成像的设备来实现。

发明内容

[0007] 根据本发明的一个方面的设备包括被配置为至少部分地插入对象中的成像单元。成像单元包括:照射单元(irradiation unit),其配置为以电磁辐射照射在对象之内的感兴趣区域;和包括至少一个超声换能器的检测单元,其被配置为检测响应于以电磁辐射照射感兴趣区域而在感兴趣区域中生成的超声波并且生成相应的检测信号,至少一个超声换能器呈现出至少部分地位于所照射的感兴趣区域中的视场。该设备还包括位置稳定结构,其具有外面(特别是外表面)和内部(特别是中空空腔)并且被配置为通过使位置稳定结构的外面与对象发生接触而使成像单元稳定和/或固定在对象中的某一位置和/或定向上。该

设备还包括处理单元,其被配置为基于检测信号而生成感兴趣区域的光声图像。

[0008] 优选地,术语至少一个超声换能器的“视场”涉及至少一个超声换能器能够从其中检测声波的面积或体积。特别地,视场可以对应于源自至少一个超声换能器处的立体角,在其之内至少一个超声换能器对超声波敏感。例如,至少一个超声换能器可以包括至少一个不聚焦的超声换能器,其被配置为检测源自圆锥状体积或圆柱状体积内的声波。在另一示例中,至少一个超声换能器可以包括至少一个聚焦的超声换能器。在此情况下,视场包括在其中针对声波的至少一个换能器的灵敏度呈现最大值的聚焦点或聚焦区域。

[0009] 本发明的优选方面基于以下方法,用于提供被定尺寸和/或形成为使得其可以插入对象(例如人体)的空腔中的成像单元并且用于另外提供位置稳定结构,其优选地被布置在成像单元处或靠近成像单元和/或优选地支撑成像单元并且其被配置为使成像单元相对于对象之内的感兴趣区域(例如器官)定位和/或定向。成像单元被配置为在被定位和/或定向时执行对象的感兴趣区域的光声成像和/或在定位和/或定向之后执行对象的感兴趣区域的光声成像。

[0010] 优选地,位置稳定结构被配置为插入到对象中并且在插入后通过接触对象的内部结构(例如与位置稳定结构的外面接触的中空器官的内壁)使成像单元相对于感兴趣区域稳定。换句话说,位置稳定结构被配置为支持在对象的内部结构上和/或紧靠对象的内部结构的成像单元。优选地,位置稳定结构被配置为使其外面施加压力到周围对象上以生成和/或增大位置稳定结构的外面与对象之间的摩擦力,以便由于增大的摩擦力使位置稳定结构被固定和/或锁定在对象之内并且因此成像单元被固定和/或锁定在对象之内,特别是在对象的腔内、在感兴趣区域处。可替代地或附加地,位置稳定结构可以被配置使得其外面采取与对象的周围结构的形状和/或尺寸至少部分地匹配的尺寸和/或形状,以便至少部分地由于形状配合(自锁(positive locking))使位置稳定结构被固定和/或锁定在对象之内的感兴趣区域处并且因此成像单元被固定和/或锁定在对象之内的感兴趣区域处。

[0011] 通过这种方式,成像单元的照射单元可以以电磁辐射精确地照射感兴趣区域。同样地,成像单元的至少一个超声换能器可以精确地检测响应于利用电磁辐射的照射而在感兴趣区域中生成的超声波。

[0012] 因此,从至少一个超声检测器生成的检测信号中重建的图像呈现高分辨率和/或信噪比。

[0013] 总之,本发明提供了一种用于内窥镜光声成像特别是空腔和中空对象的内窥镜光声成像的设备,其在图像获取方面进行了改进。

[0014] 在本发明的优选实施例中,至少一个超声换能器的视场呈现出至少一个聚焦部分,其至少部分地位于所照射的感兴趣区域中。

[0015] 优选地,至少一个超声换能器被成形为使得其可以检测来自视场内部的组织的检测体积的超声波。该检测体积的特点由超声单元的特定布置和构造来限定。例如,检测体积可以具有圆柱形状或圆锥形状。

[0016] 优选地,至少一个聚焦的超声换能器包括成形的活动孔和/或声透镜以确保它的至少一个聚焦部分以特别高的精度被定位在所照射的感兴趣区域中。

[0017] 在一些实施例中,检测单元包括超声换能器的阵列,其中的每个有助于从检测体积检测声波。以此方式,图像分辨率和/或信噪比被进一步增强。

[0018] 根据本发明的优选实施例,照射单元被配置为特别是通过光学透镜的方式聚焦电磁辐射,其中照射单元的聚焦部分被设置在感兴趣区域中。优选地,照射单元的所述聚焦部分呈现出比至少一个超声换能器的视场更小的横向尺寸。通过这种方式,所生成的光声图像呈现出由照射单元的聚焦部分的横向尺寸确定的高分辨率。

[0019] 可替代地,以电磁辐射照射的区域特别是照射单元的所述聚焦区域呈现比至少一个超声换能器的视场(特别是聚焦区域)更大的横向尺寸。通过这种方式,所生成的光声图像呈现出由至少一个超声换能器的视场(特别是聚焦区域)的横向尺寸确定的分辨率。

[0020] 根据本发明的优选实施例,检测单元形成和/或包括开口,电磁辐射可以穿过该开口以照射感兴趣区域。优选地,照射单元或其至少一部分被提供在所述开口内或所述开口的后方。该开口可以是例如被提供在单元件超声换能器中的孔或洞、或者可以例如由超声换能器的阵列(特别是环形阵列)或者活性超声材料中的开口形成。通过这种方式,电磁辐射以特别均匀和可靠的方式照射至少一个超声换能器的视场的大部分。通过感兴趣区域的该共焦照射方式,光声图像的品质特别是其分辨率和/或信噪比被进一步增强。

[0021] 在一些实施例中,照射单元可以包括光波导系统,其被配置为通过检测单元的中心开口引导电磁辐射和实现组织照射以便实现共焦照射。可以以电磁辐射的平行光束、发散光束或聚焦光束对组织表面上或组织表面内采用组织照射,从而进一步实现在感兴趣区域中的组织内的共焦照射。照射的调节允许在本创造性设备的不同应用中可能更优选的不同成像分辨率和成像特点。

[0022] 优选地,通过在相对于彼此并且相对于感兴趣区域(例如环绕位置稳定结构的组织)固定的位置处的位置稳定结构处提供照射单元和检测单元,至少一个超声换能器可以被定位在感兴趣区域的附近并且可以因此在没有(例如由于超声波的反射而引起的)超声波的相位变化的情况下直接检测从感兴趣区域中发出的超声波。可替代地或附加地,检测单元可以靠近感兴趣区域定位以便超声波仅传播短距离直到检测为止。在每种情况下,信噪比和/或分辨率被进一步增强。

[0023] 根据本发明的优选实施例,成像单元被至少部分地设置在位置稳定结构的内部中。换句话说,位置稳定结构的外面至少部分地环绕和/或包围成像单元。优选地,位置稳定结构形成用于成像单元的至少一部分的壳体。相应地,位置稳定结构可以被称为用于成像单元(特别是辐射单元)和/或检测单元(特别是至少一个超声换能器)的外壳。通过这种方式,通过使位置稳定结构的外面与对象接触以使成像单元相对于感兴趣区域定位和/或定向会特别容易。

[0024] 例如,位置稳定结构被配置为形成成像单元周围的至少部分椭圆的外壳。通过这种方式,位置稳定结构和位置稳定结构内部的成像单元可以以特别低的阻力被插入对象。此外,椭圆外壳的外面被成形为与对象发生接触和/或与对象(例如在对象内部的腔壁)匹配,并且因此使成像单元相对于感兴趣区域稳定和/或锁定。应该理解的是,当位置稳定结构被插入腔(例如中空器官,诸如食道、结肠、脉管结构或其他人体结构)时,位置稳定结构可以扩大整个中空器官,由此其优选地与中空器官的整个圆周(特别是至少部分地在器官的长度上)发生接触。

[0025] 优选地,位置稳定结构被配置为使成像单元特别是照射单元和/或检测单元屏蔽位置稳定结构的外部,即屏蔽环境影响,诸如流体和/或溶解在其中的物质、和/或由于撞击

造成的物理影响。当设备被部署在受污染的环境中时和/或如果成像单元包括敏感的和/或精密对准的光学组件(诸如透镜或镜子)则这是特别有利的。

[0026] 此外,位置稳定结构优选地被设计为使得(例如当其被吞下时)管腔器官将在其周围自然收缩,因此有助于对准所成像腔内部的成像单元并且以最小且恒定的距离将成像单元定位到所成像腔壁,以便位置稳定结构和/或成像单元的纵向轴线(即旋转对称的轴线)被定向为基本平行于腔的轴线。对准所成像腔内部的成像单元降低了运动伪像,其进而限制了感兴趣管腔器官的体积测定图像形成能力和综合可视化。优选地,该对准也可以基本实现相对于腔壁的垂直照射和声检测。因此,可以提供在腔的圆周周围的高且相当的图像品质。

[0027] 在本发明的另一优选实施例中,位置稳定结构是可设置并且可拆卸地安装到成像单元上的。通过这种方式,可以在位置稳定结构被损坏或受污染时容易地将其更换。特别地,位置稳定结构和至少一部分成像单元可以在无菌条件下插入对象。

[0028] 在本发明的又另一优选实施例中,该设备包括运载单元,其被设置在位置稳定结构的内部中,其中照射单元和检测单元被安装在运载单元上以便从照射单元发出的电磁辐射被导向至少一个超声换能器的视场,特别是聚焦部分。特别地,运载单元优选地被配置为使照射单元和检测单元相对于彼此对准以便从照射单元发出的电磁辐射被导向至少一个超声换能器的视场。可替选地或附加地,运载单元被配置为沿着位置稳定结构的纵向轴线定位和/或对准照射单元和/或检测单元。优选地,运载单元被配置为将照射单元和/或检测单元定位在位置稳定结构的中心,特别是使得对象(特别是对象内部的腔壁)与检测单元(特别是至少一个超声换能器的至少一个检测表面)之间的距离对于检测单元的所有定向恒定。由此,可以利用电磁辐射以基本均匀的方式照射感兴趣区域并且可以可靠地比较从感兴趣区域中的不同分区发出的声波。

[0029] 优选地,照射单元包括至少一个光学元件,其被安装在运载单元上和/或被配置为将电磁辐射从位置稳定结构的内部特别是从运载单元的内部引导向感兴趣区域。优选地,至少一个光学元件被配置为沿着位置稳定结构的纵向轴线引导电磁辐射并且还被配置为将电磁辐射(特别是从围绕位置稳定结构的中心的区域)引导向感兴趣区域,其中电磁辐射的传播方向被改变预先定义的角度,特别是约 90° 。在一些实施例中,至少一个光学元件包括镜子和/或棱镜和/或光纤。

[0030] 优选地,镜子是光学的、声学的或混合的光-声镜并且被采用来引导电磁辐射束和超声束。更优选地,借助于一个或多个镜子,电磁辐射束可以被扫描在位置稳定结构内以便(特别是沿着中空器官的)对感兴趣区域的至少一部分的照射可以在不移动照射单元的情况下实现。

[0031] 在本发明的另一优选实施例中,提供了至少一个光纤合束器,其优选地使用双包层光纤,并且其被配置为:一方面引导电磁辐射特别是从对象外部的辐射源到对象之内的成像单元以用于感兴趣区域的照射;并且另一方面引导从感兴趣区域中发出的电磁辐射(特别是响应于电磁辐射照射的经反射的辐射和/或荧光辐射)从对象之内的成像单元到对象外部的光学检测单元,例如相机或光学探测器诸如光电二极管或类似的。通过这种方式,可以通过至少两个成像模态,即光声成像模态、以及例如光成像模态和/或荧光成像模态来(特别是同时)利用照射单元。

[0032] 在此实施例中,成像单元被用于不仅发射电磁辐射还接收电磁辐射,例如以便检测由于内在组织荧光引起的荧光或由于施放外部荧光试剂而引起的荧光,这可以被采用以用于敏感地且特定地识别较小的病变。在此情况下电磁辐射充当被发射到组织中的激发光。优选地,这是和所采用的用于光声激发超声波的辐射相同的辐射。可以利用相同的成像单元收集来自组织的荧光并且利用适当的滤波器将其分开。从来自感兴趣区域(例如器官壁)的不同位置记录的荧光可以被采用以形成图像(漫射荧光图像或共焦图像),其中所述图像的特点取决于照射细节。特别地,当聚焦电磁辐射或布置共焦照射时分辨率增大。优选地,光检测器被设计为记录漫射荧光光子或执行漫射光子的共焦排斥(confocal rejection)以进一步提高分辨率。

[0033] 在本发明的又一优选实施例中,运载单元被配置为相对于位置稳定结构旋转和/或平移,优选地围绕旋转-平移轴线(特别是位置稳定结构的纵向轴线)旋转和/或沿着旋转-平移轴线平移,以便至少一个超声换能器的视场(特别是聚焦部分)在运载单元相对于位置稳定结构旋转和/或平移时扫描感兴趣区域。优选地,运载单元被配置为围绕位置稳定结构的纵向轴线旋转。通过这种方式,可以以基本均匀的方式照射感兴趣区域的不同分区并且可以可靠地检测在不同角度下从感兴趣区域中发出的声波,以便可以从检测信号中获得至少二维的声光图像。

[0034] 优选地,运载单元被配置为手动地或借助于驱动单元(例如电机)来旋转和/或平移。例如,在一些实施例中,该设备包括驱动单元,其被设置在运载单元处(特别是在位置稳定结构的内部中,例如在位置结构内部的近端端部或远端端部处)并且被配置为旋转和/或平移运载单元。特别地,驱动单元优选地被配置为将转矩、牵引力和/或推力施加到运载单元以便在光声成像或多模态成像期间控制运载单元的移动和/或位置。

[0035] 通过这种方式,照射单元和检测单元可以在位置稳定结构中移动以便在不使整个位置稳定结构相对于器官移动的情况下执行中空器官的(特别是三维)扫描。特别地,运载单元的旋转和/或平移允许照射单元和检测单元垂直于成像轴线移动。

[0036] 优选地,至少一个超声换能器呈现出敏感表面,其对超声波敏感,并且被安装和/或布置在运载单元上以便使超声换能器的敏感表面面向对象内部的感兴趣区域,和/或至少一个超声换能器的视场基本垂直于旋转-平移轴线特别是位置稳定结构的纵向轴线延伸。与传统设备相比,该实施例允许更靠近感兴趣区域对超声换能器定位和扫描。以此方式,超声波从感兴趣区域朝向检测表面进行的传播所需的路径和/或传播时间可以被大大降低,从而允许对象的更快扫描和更高信噪比(SNR)。

[0037] 优选地,至少一个超声换能器(特别是超声换能器的敏感表面)包括孔(例如洞)和/或对电磁辐射至少部分透明的窗口部分,其中照射单元或其至少一部分被安装和/或布置在运载单元上以便从照射单元发出的电磁辐射至少部分地穿过超声换能器的孔或窗口以照射对象之内的感兴趣区域。这允许特别有效地分别在感兴趣区域激发超声波或者从感兴趣区域检测超声波。

[0038] 在本发明的又一优选实施例中,该设备包括第一传送单元,其被配置为传送转矩和/或力,特别是从对象的外部传送到运载单元以便运载单元相对于位置稳定结构旋转和/或平移。由此,可以利用检测单元的视场以预先确定的模式扫描感兴趣区域。

[0039] 优选地,第一传送单元包括远端端部和近端端部,其中远端端部被耦合到运载单

元,并且近端端部被配置为接收转矩。例如,该设备包括驱动单元,例如电机,其位于对象的外部并且被耦合到转矩传送单元。可替代地,该设备包括手动将转矩施加到第一传送单元的方式,或者第一传送单元被配置为在近端端部处手动致动。借助于这些实施例,可以从对象的外部(例如通过医师操作设备)控制照射单元和/或检测单元相对于对象或感兴趣区域的位置和/或定向,并且从而从对象的外部控制光声图像的内容。

[0040] 在本发明的又一优选实施例中,第一传送单元被配置为将转矩传送到运载单元以便运载单元在至少1Hz(特别是至少10Hz)的旋转频率下相对于位置稳定结构旋转。通过这种方式,可以由安装在运载单元上的检测单元可靠地获取光声图像。

[0041] 在一些实施例中,有利的是,在第一传送单元被配置为将转矩传送到运载单元以便运载单元在相当高的旋转频率(优选地为至少20Hz,特别是为至少100Hz或至少200Hz)下旋转。通过这种方式,成像单元也可以被用于附加的成像模式。例如,成像单元可以包括光学相干断层成像(OCT)仪,其被配置为在检测到响应于电磁辐射的照射而从感兴趣区域中发出的电磁辐射时生成光学相干断层成像检测信号,以便处理单元可以基于光学相干断层成像检测信号生成感兴趣区域的光学相干断层成像图像。可替代地或附加地,成像单元可以包括超声成像系统,这允许并行的光声成像和超声成像。

[0042] 在本发明的又一优选实施例中,位置稳定结构包括第一螺纹并且第一传送单元包括与第一螺纹互补的第二螺纹,并且第一传送单元借助于第一螺纹和第二螺纹被可旋转地安装到位置稳定结构。通过将转矩施加到第一传送单元,转矩传送单元可以相对于稳定结构平移并且因此运载单元可以相对于稳定结构平移,优选地沿着位置稳定结构的纵向轴线平移。通过该方式,运载单元可以相对于位置稳定结构(特别是从对象的外部以容易且可靠的方式)旋转和平移。

[0043] 借助于运载单元的平移移动和旋转移动的叠加,成像单元(即安装在运载单元上的检测单元)适合于执行所谓的螺旋扫描。特别地,至少一个超声换能器的视场沿着形成螺旋的路径移动通过感兴趣区域,由此可以从所获得的检测信号中重建三维声图像。

[0044] 可替代地或附加的,该设备包括:传送单元,其被配置为将转矩和/或力传送到运载单元以便运载单元围绕旋转-平移轴线相对于位置稳定结构旋转和/或沿着旋转-平移轴线相对于位置稳定结构平移;和/或驱动单元(例如电机),其被配置为围绕旋转-平移轴线相对于位置稳定结构使运载单元旋转和/或沿着旋转-平移轴线相对于位置稳定结构使运载单元平移。

[0045] 优选地,位置稳定结构包括第一螺纹并且第一传送单元和/或驱动单元包括与第一螺纹互补并且与运载单元机械地耦合的第二螺纹,其中第一螺纹和第二螺纹以螺纹接合,以便通过将转矩施加到第一传送单元和/或通过致动驱动单元(例如电机)使第二螺纹旋转,由此运载单元同时相对于位置稳定结构旋转和平移,由此至少一个超声换能器的视场沿着螺旋路径移动通过感兴趣区域。这允许以特别简单和可靠的方式在不使位置稳定结构相对于对象移动的情况下进行对对象的内部的体积测定扫描。

[0046] 在本发明的又一优选实施例中,该设备包括驱动单元(例如电机),其被设置在位置稳定结构的内部中并且被配置为围绕位置稳定结构的旋转-纵向轴线(例如旋转对称轴线和/或纵向轴线)使运载单元相对于位置稳定结构旋转和/或沿着位置稳定结构的旋转-纵向轴线使运载单元相对于位置稳定结构平移。在该实施例中,力和/或转矩可以被直

接地并可可靠地施加到运载单元。此外,对象的外部与成像单元之间的连接(例如导管)可以特别细,这是因为仅检测信号和/或用于控制驱动单元的电信号必须通过该连接中继。

[0047] 在此实施例中,功率可以通过电池在内部递送到驱动单元,电池优选地被位置稳定结构包括和/或定位在位置稳定结构内。如果位置稳定结构被可拆卸地安装到成像单元,特别是安装到运载单元则这是特别有利的。可替代地,例如借助于优选地被设置在导管内部的导线或同轴丝网,功率从连接(例如导管)的近端递送到其远端。优选地与采用以用于中继电磁辐射的光纤平行或围绕该光纤布置所述连接线或同轴丝网。可替代地或附加地,金属电缆或线路可以被采用来传送功率、提供稳定性和对光纤和导管的进一步保护。

[0048] 优选地,位置稳定结构还包括特别是刚性的近端端部结构和特别是刚性的远端端部结构,其中近端端部结构和远端端部结构沿着位置稳定结构的纵向轴线布置,并且驱动单元被设置在位置稳定结构的内部中的近端端部结构的区域处或其中。在位置稳定的近端端部结构处提供驱动单元(例如电机)具有以下优点:用于驱动单元的电力供应的导线必须仅铺设到位置稳定结构的近端端部,这可以不需要使线延伸穿过位置稳定结构,特别是穿过定位成像单元所处的区域和/或朝向位置稳定的远端端部结构。这允许成像单元进行稳定的全360°旋转扫描,其不受通过位置稳定结构的导线和/或成像单元的视场的干扰和/或不利影响。

[0049] 在本发明的又一优选实施例中,照射单元包括:辐射源,其被配置为生成电磁辐射;和反射元件,其被配置为朝向感兴趣区域反射从辐射源发出的电磁辐射。例如,照射单元可以包括发光二极管和/或激光二极管。其被配置为沿着位置稳定结构的纵向轴线发射电磁辐射,以便被设置在轴向轴线处的镜子朝向感兴趣区域(特别是在垂直于纵向轴线的方向上)反射电磁辐射。在此实施例中,辐射源可以被安装在位置稳定结构上,而反射元件可以被安装在运载单元上。通过这种方式,控制照射单元以电磁辐射照射感兴趣区域是特别容易的。

[0050] 在本发明的又一优选实施例中,位置稳定结构的内部被配置为填充有耦合介质,优选地该介质可以将超声波从至少一个超声换能器耦合到感兴趣区域,反之亦然。优选地,该介质为水、重水、油、凝胶、聚合物(例如聚氨酯、多元醇等)或水基水凝胶(water-based hydrogel)。通过这种方式,在感兴趣区域中生成的声波可以行进至检测单元而基本不被折射、反射或吸收,以便可以实现特别高的信噪比并且保全空间信息。优选地,耦合介质被设计为润滑运载单元,从而有助于在位置稳定结构内部的运载单元的旋转。优选地,耦合介质还被设计为防止生成气泡。

[0051] 为了允许多模态成像,耦合介质优选地被设计为传送不同波长的辐射。因此,在一些实施例中,耦合介质对超声传播和光学传播都兼容,这构成光学和超声耦合介质(OUCM)。OUCM的优选光学特征是其呈现出在所采用的电磁辐射的波长内无衰减或只有低衰减并且无散射或只有微小散射。来自至少一个超声换能器的超声波可以通过耦合介质传送到组织,并且可以通过耦合介质传送回经反射的超声波以形成超声图像。此外,电磁辐射,优选地包括暂态能量的光(光子脉冲、强度调制光)的电磁辐射也通过该耦合介质传送到感兴趣区域并且所生成的超声波通过耦合介质传回到至少一个超声换能器。可替代地或附加地,在其他可能的混合实施方式(OCT、荧光CARS)中使用的附加辐射(优选地在不同波长下的附加辐射)也通过该介质耦合。

[0052] 优选地,电磁辐射和超声波也耦合通过对耦合介质以及照射单元和检测单元进行封闭的位置稳定结构,特别是其表面。

[0053] 在本发明的又另一优选实施例中,位置稳定结构包括对电磁辐射和/或超声波透明的膜片。优选地,该膜片是机械柔性的和/或有弹性的。

[0054] 优选地,位置稳定结构还包括特别是刚性的近端端部结构(例如底座)和特别是刚性的远端端部结构(例如盖子),其中近端结构和远端结构沿着位置稳定结构的纵向轴线布置。

[0055] 优选地,膜片跨于近端端部结构与远端端部结构之间。由此,该膜片形成中空圆柱,其在底部通过近端端部结构闭合并且在顶部通过远端端部结构闭合。可替代地,膜片可以形成外壳,在其中容纳照射单元和检测单元并且其基本完全环绕照射单元和检测单元。通过这种方式,可以提供能够被容易地插入对象的稳定的位置稳定结构。

[0056] 优选地,膜片被配置为使其形状和/或尺寸适应于对象的内部,以便膜片的外面采取与在对象的内部中的周围结构的形状和/或尺寸至少部分地匹配的尺寸和/或形状,由此位置稳定结构至少部分地由于形状配合(自锁)而被固定和/或锁定在对象之内。

[0057] 优选地,膜片是被配置为改变其形状和/或尺寸的有弹性的膜片。特别地,弹性膜片被配置为使其形状适应于对象的内部(例如对象中的腔壁),以便对象可以被位置稳定结构的外面可靠地接触。

[0058] 附加地或可替代地,弹性膜片被配置为在耦合介质被填充到位置稳定结构中或从位置稳定结构去除时改变其形状和/或尺寸。由此,位置稳定结构可以在空状态下被容易地插入对象并且在满状态下使成像单元相对于感兴趣区域可靠地稳定。

[0059] 通过增大位置稳定结构的形状和/或尺寸特别是通过使弹性膜片膨胀,可以实现改善耦合介质与感兴趣区域(例如器官壁)的接合。这在器官壁呈现出不能被位置稳定结构最佳膨胀的隐窝、褶皱或尺寸时是特别有利的。优选地,膜片充当具有自适应尺寸的可充气气囊,其生成与封闭照射单元和检测单元的完全刚性的稳定结构相比的附加稳定性。

[0060] 在本发明的又另一实施例中,成像单元包括光学传感器,其被设置在位置稳定结构的内部中并且被配置为获取对象之内的区域(例如感兴趣区域)的图像(优选为光学图像)。优选地,光学传感器被配置为借由响应于电磁辐射的照射((特别是经反射的电磁辐射))从感兴趣区域发出的电磁辐射来获取图像。通过这种方式,可以从感兴趣区域便利地获取附加图像信息。

[0061] 例如,光学传感器可以被设计为用于获取感兴趣区域的常规光学图像或荧光图像的相机。可替代地或附加地,光学传感器可以被设计为光学光学相干断层成像(OCT)仪、多光子显微(MPM)仪、荧光寿命成像(FLIM)仪、移频激发拉曼差分光谱(SERDS)仪或相干反斯托克斯拉曼光谱(CARS)仪中的部分。通过这种方式,除光声成像以外,可以实现感兴趣区域的功能成像。

[0062] 根据本发明的又另一优选实施例,运载单元包括第一面和与第一面相反的第二面,其中照射单元(illumination unit)和检测单元被安装在运载单元的第一面上并且光学传感器被安装在运载单元的第二面上。通过这种方式,可以可靠地同时获取由光学传感器获取的光声图像和补充附加图像。优选地,运载单元的旋转以及光声图像和补充图像的获取是受(例如处理单元)控制的,在某种程度上使得光声图像和补充图像与感兴趣区域的

相同分区有关,即补充图像和光声图像描绘感兴趣区域中的相同特征。

[0063] 可替代地,光学传感器被安装在位置稳定结构的纵向轴线处的运载单元的远端端部上,并且反射元件(例如镜子)也被安装在位置稳定结构的纵向轴线处的运载单元上以便从感兴趣区域中发出的电磁辐射经反射元件向光学传感器反射。换句话说,光学传感器和反射元件沿着位置稳定结构的纵向轴线对准,其由此定义光轴。

[0064] 在本发明的又一优选实施例中,该设备包括放大单元,其被设置在位置稳定结构的内部中并且被配置为放大由至少一个超声换能器生成的检测信号。相应地,放大单元被布置在检测单元的紧邻部分,以便检测信号在其生成后立即被大幅放大。通过这种方式,可以避免或至少降低由于信号在长距离上的衰减而引起的包含在检测信号中的信息丢失。

[0065] 在本发明的又一优选实施例中,该设备包括至少一个第二传送单元,其包括近端端部和远端端部并且被配置为将电磁辐射和/或电信号从近端端部引导到远端端部和/或从远端端部引导到近端端部;其中成像单元还包括至少一个旋转接合部(rotary junction),其被配置为将第二传送单元的远端端部光耦合和/或电耦合到照射单元和/或到检测单元。例如,至少一个第二传送单元包括用于传递电信号的线和/或用于传递电磁辐射的辐射引导(例如一个或多个光纤)。至少一个旋转接合部可以提供在旋转安装的照射单元和/或检测单元与优选为静态第二传送单元之间的连接。通过这种方式,运载单元或其上安装的成像单元可以被旋转和/或平移,而第二传送元件特别是相对于对象保持静态。优选地,至少一个第二传送单元被配置为布置在提供从对象外部到成像单元和/或位置稳定结构的连接的导管内。通过这种方式,可以在对象之内(例如对象的腔)可靠地获取光声图像并且可在对象之外获得。

[0066] 根据本发明的又一优选实施例,第一传送单元和第二传送单元彼此分离,特别是彼此解耦合。例如,第一传送单元和第二传送单元通过以下导管引导,该导管用于提供在成像单元和/或位置稳定结构与对象的外部之间的连接。在导管中,第一传送单元和第二传送单元彼此并排设置,由第一传送单元传送的转矩不被施加在第二传送单元上。例如,当第二传送单元包括一个或多个电线和/或一个或多个光纤时,第一传送单元的旋转不扭转和/或移动所述电线和/或光纤。通过该方式,不需要用于将第二传送单元(特别是一个或多个光纤)耦合到照射单元的旋转光纤耦合器。

附图说明

[0067] 根据以下关于附图对优选实施例的详细描述,本发明的以上和其他元件、特征、特点和优点将变得显而易见,附图示出了:

[0068] 图1用于内窥镜光声成像的设备的示例;

[0069] 图2被设置在位置稳定结构的内部中的成像单元的第一示例;

[0070] 图3被设置在位置稳定结构的内部中的成像单元的第二示例;

[0071] 图4多模态成像单元的示例;

[0072] 图5用于内窥镜光声成像的设备的后端的示例;

[0073] 图6放大单元的示例;以及

[0074] 图7被设置在位置稳定结构的内部中的成像单元的另一示例。

具体实施方式

[0075] 图1示出了用于内窥镜光声成像的设备1的示例,其包括成像单元2、位置稳定结构3和处理单元4。在以下内容中,位置稳定结构3也被称为“位置稳定单元”。

[0076] 成像单元2被配置为经由人体的自然腔道5a插入对象5(例如人体的肠胃(GI)道)中并且包括照射单元6,照射单元6被配置为以电磁辐射特别是以波长在可见或红外波谱范围内的光来照射感兴趣区域7(例如对象5内的腔壁)。响应于电磁辐射照射在感兴趣区域7中生成的声波通过检测单元8来检测,由此生成相应的检测信号。

[0077] 成像单元2经由连接元件9(例如导管)连接到处理单元4。处理单元4被配置为基于检测信号生成感兴趣区域7的声光图像。优选地,处理单元被配置为控制照射单元6并因此控制以电磁辐射对感兴趣区域7进行的照射。优选地,连接元件9包括第一通道23a(例如电线),其被配置为将检测信号从被提供在连接元件9的远端端部处的成像单元2引导到被提供在连接元件9的近端端部处的处理单元4。可替代地或附加地,第一通道23a可以被配置为将电信号从处理单元4引导到照射单元4,以控制电功率和/或将电功率提供到照射单元4以用于利用电磁辐射照射感兴趣区域7。

[0078] 位置稳定结构3被布置在成像单元2处(特别是连接元件9的远端端部处)并且优选地为椭圆形和/或能够发生弹性变形以允许通过对象5的孔口5a进行容易的插入。特别地,成像单元2被设置在位置稳定结构3的内部3b中(例如在位置稳定结构3的中心处)以便成像单元2被位置稳定结构3环绕。因为成像单元2被提供在周围位置稳定结构3的内部,所以不管其形状如何,都可以容易地被带到对象5内部的感兴趣区域7。

[0079] 位置稳定单元3的外面3a被配置为与对象5(特别是在感兴趣区域7处)发生接触,例如与对象5的腔壁发生接触,从而使成像单元2稳定在相对于感兴趣区域7的某一位置和/或定向中。

[0080] 优选地,由于位置稳定单元3的外面3a与对象5的内部结构之间的增大的摩擦力,和/或由于位置稳定单元3与对象5的内部结构之间的形状配合(即自锁),因此位置稳定单元3的尺寸和/或形状、和/或外面3a的材料和/或纹理被配置为使得位置稳定单元3被固定和/或锁定在相对于感兴趣区域7的期望的位置。

[0081] 优选地,位置稳定结构3被配置为填充有用于将检测单元8的至少一个超声换能器与感兴趣区域7声学地耦合的耦合介质。优选地,连接元件9包括第二通道23b,其被配置为将耦合介质从对象5的外部引导到位置稳定单元3的内部3b。

[0082] 优选地,位置稳定结构3包括弹性膜片,其被配置为使其形状和/或尺寸适应于对象5的感兴趣区域7,特别是对对象5的腔壁。

[0083] 例如,在空状态下,当内部3b中不存在或仅存在少量耦合介质时,位置稳定结构3可以以低阻力插入对象5中并且被移动通过对象5,特别是通过GI道。一旦到达感兴趣区域7,耦合介质就可以经由连接元件9而填充到位置稳定结构3中以便外面3a(特别是膜片)与对象5在所感兴趣区域7处发生接触,从而将成像单元2固定在相对于感兴趣区域7的某一位置和/或定向上。

[0084] 通过这种方式,可以在不产生由于成像单元2相对于感兴趣区域7的无意移动而引起伪像的情况下由成像单元2执行感兴趣区域7的光声成像。特别地,通过在感兴趣区域7处将位置稳定结构3锁定在对象5中,可以实现照射单元6和/或检测单元8的受控对准,特别是

相对于感兴趣区域7的受控对准。

[0085] 图2示出了被设置在位置稳定结构3内部的成像单元2的第一示例。在本示例中,成像单元2被耦合到连接元件9,其将成像单元2,特别是包括至少一个超声换能器的检测单元8和照射单元6分别与处理单元4和辐射源10连接。照射单元6和检测单元8一起也被称为光声成像头。

[0086] 位置稳定结构3被定位在连接单元9的远端端部处并且被配置为将光声成像头的纵向轴线对准和/或集中在对象之内的感兴趣区域处,特别是在对象的腔中。虽然,在本示例中,位置稳定结构3基本上是抗变形的,但是连接单元9被设计为柔性管,优选地被配置为使拉伸最小化。可替代地或附加地,连接单元9被设计为抗旋转变形。例如,连接单元9由专用塑料或不锈钢扁平线材线圈或编织线制成,在外部上被涂覆有聚乙烯、聚酰亚胺或Pebax®弹性体以保证光洁度和抗撕裂性。

[0087] 位置稳定结构3通常具有比连接元件9更大的直径,以便管腔器官将围绕其收缩并因此使成像单元2稳定和/或集中在腔内部。例如,位置稳定单元3的直径最多为15mm并且位置稳定单元3的长度最多为30mm。当在管腔器官的内部时,位置稳定结构3使其本身定向为其纵向轴线24平行于腔的轴线。优选地,使位置稳定单元3的直径适应于所成像的腔。因此对于对不同的腔成像,可以使用不同的位置稳定结构3。通常,位置稳定结构3相对于其纵向轴线24旋转对称。例如,位置稳定单元3的形状类似于药丸的形式,从而有助于吞咽位置稳定单元3。为了使吞咽过程简便,位置稳定结构3可以被浸入流体(诸如水或生理盐水)中,或以降低摩擦系数的涂层涂覆在外面3a上。

[0088] 位置稳定结构3优选地包括具有外面3a的刚性或弹性外壳,其至少在光学上和/或声学上透明并且形成具有内部3b的空腔。因此,内部3b可以被填充有耦合介质,例如水、重水或矿物油。

[0089] 位置稳定结构3可以包括:具有成像窗口部分3c'的近端端部3c,特别是底部;和远端端部3d,特别是用于密封位置稳定结构3的盖子。可以在远端端部3d处例如通过用环氧树脂永久性胶合或使用带有O圈的卡合连接来促进密封。可替代地,在近端端部3c与远端端部3e之间提供了螺纹接口。在组装期间,例如通过将位置稳定结构3浸没在填充有耦合介质的贮液器中以及将远端端部3d附接在贮液器内部之内,使得囊可以填充有耦合介质。

[0090] 位置稳定结构3可以由刚性或软生物医用材料或这两者的组合来制成。例如,近端端部3c和远端端部3d可以由以下项制成:PMMA、聚碳酸酯、聚乙烯、聚氨酯、聚酰亚胺、Pebax®或金属(例如不锈钢或钛)。优选地,近端端部3c和远端端部3d通过支持结构3e连接,其优选地由相同的材料制成。

[0091] 如图2中所示,成像窗口3c'优选地被定位在位置稳定结构3的圆周的区域中。成像窗口3c'优选地在光学上和声学上透明,并且其厚度可以被设计为降低其对成像特性的影响。例如,成像窗口3c'可以是倾斜的、牵伸的(drafted)、楔形的或涂覆有增透膜,以降低电磁辐射的背反射。附加的标记或不规则行为(例如提供用于在成像期间评估的定向信息和/或位置信息)可以被添加在成像窗口3c'的区域中。

[0092] 成像窗口3c'也可以由柔性材料制成,其在增大位置稳定单元3内部的压力时扩大以便外面3a接触周围对象。这还促进了成像单元2相对于对象的稳定性和/或定向,并且提高了声耦合。特别适于成像窗口3c'的材料是具有接近组织和水的声阻抗(即最佳为1-

2MRay1) 并且具有较低的声衰减系数和光衰减系数的所有医用级材料。例如,聚氨酯、聚乙烯、RTV、芳香族聚醚基热塑性聚氨酯 (ecothane)、乙基乙酸乙烯酯、二甲基戊烯聚合物或凝胶 (technogel) 是合适的。优选地,成像窗口3c' 被覆盖有薄(例如最多50 μm 厚)的聚氨酯箔。可替代地,不密封成像窗口3c'。

[0093] 在连接元件9的近端端部处辐射源10(例如脉冲激光器或可调幅可调谐激光器或单波长激光器、LED、SLD或激光二极管)被光耦合到连接元件9中。连接元件9包括传送单元11,其被配置为将辐射源10生成的电磁辐射从连接元件9的近端端部引导到连接元件9的远端端部,特别是引导到照射单元6。例如,传送单元11包括用于自由传播波束的通道或光纤。

[0094] 在连接元件9的远端端部处的照射单元6被配置为以所引导的电磁辐射(例如可见光或红外线)来照射要成像的感兴趣区域。为此,照射单元6包括以下光学装置和/或组件,其被配置为将光导向检测单元8的视场8b,特别是将光导向至少一个超声换能器的视场8b中。这可以借助于一个或多个微镜、棱镜或全内反射来实现。

[0095] 至少一个超声换能器的视场8b可以包括聚焦部分8a(例如聚焦点、聚焦线或聚焦区或区域),从其中以特别高的灵敏度并且因此以高信噪比检测响应于以电磁辐射对感兴趣区域的照射而生成的声波。可替代地,检测单元8和/或至少一个超声换能器可以呈现出非聚焦的视场8b,例如发散的或平行的或圆柱形的视场(未示出)。

[0096] 同样的,在用于内窥镜光声成像的设备还被配置用于超声成像的一些实施例中,检测单元8和/或至少一个超声换能器的视场8b可以是聚焦的或非聚焦的,以便至少一个超声换能器生成的超声波被发射到视场8b中并且在被反射后从相应形状的(例如聚焦的、发散的或平行的)视场8b中检测到。

[0097] 在一些实施例中,照射单元6也被配置为接收例如响应于以电磁辐射照射组织而从组织发出的电磁辐射,并且将接收到的电磁辐射耦合到传送单元11中以用于将其引导到连接元件9的近端端部处的处理单元4进行进一步处理,特别是进行图像生成。

[0098] 成像单元2的检测单元8被配置为从以电磁辐射照射的组织中检测光声响应。优选地,检测单元8的至少一个超声换能器的表面由最低限度吸光材料制成和/或涂覆有高反射材料诸如金或银。此类涂层是有利的,这是因为其防止了从感兴趣区域背散射的光在换能器表面产生可能重叠并且掩盖在组织中生成的(真实)光声信号的非期望光声信号。这在感兴趣区域通常非常靠近检测单元8的内窥镜应用中是特别有利的。至少一个超声换能器还可以包括声匹配层,其用于降低在耦合介质与至少一个超声换能器之间的声阻抗失配,因此提高了声波到至少一个超声换能器的传播。

[0099] 检测单元8可以包括单个超声换能器或多元件超声换能器阵列。特别地,具有不同检测特点的多个超声换能器可以在检测单元8中被用于达到不同穿透深度和图像特点。例如,可以利用高频换能器结合低频换能器,其中高频换能器提供来自表面结构的高分辨率信息,而低频换能器提供高穿透深度。使用多个换能器可以是有益的,这是因为标准压电超声检测技术通常不提供优选地在光声成像中用于解决不同尺寸标度的超宽带带宽特点。

[0100] 至少一个超声换能器优选地被配置为使用用于超声波检测的干涉技术的压电换能器、微机械换能器(CMUT)或者光学换能器。此外,检测单元2优选地呈现出声聚焦特性,以将超声检测限制到与电磁辐射照射形成的感兴趣区域中的照射模式一致的狭窄分区(特别是聚焦部分8a)。

[0101] 在图2中示出的实施例中,以电磁辐射通过检测单元8中的开口的方式相对于检测单元8布置照射单元6。通过这种方式,可以实现至少一个超声换能器的灵敏度场与照射单元6之间的最佳重叠。

[0102] 放大单元12放大由至少一个超声换能器生成的电信号,并且将至少一个超声换能器的电阻抗匹配到传送单元11特别是传送单元11的电线,例如微同轴电缆。将放大单元12靠近至少一个超声换能器放置是有利的,这是因为以此方式保全了由至少一个超声换能器在检测到超声波时生成的检测信号中的信息。优选地,放大单元12被提供为至少一个超声换能器之内的集成电路。

[0103] 借助于传送单元11,检测信号从检测单元8例如经由一个或多个电缆或无线地引导到被提供在连接元件9的近端端部处的处理单元4。优选地,可以例如在位置稳定单元3之内提供模数转换器以用于将模拟检测信号转换成数字检测信号。优选地,模数转换器被配置为将模拟和/或数字检测信号从检测单元8传送到外部,特别是传送到处理单元4。对于模数转换器可替换地或附加地,可以提供信号传输单元(未示出),其被配置为将模拟和/或数字检测信号从检测单元8传送到外部,特别是传送到处理单元4。优选地,模拟和/或数字检测器信号被无线地(例如经由WLAN或WiFi)传送。处理单元4优选地包括:超声控制器,特别是放大器和/或滤波器,用于对接收到的检测信号进行放大和/或滤波;和/或重建单元(未示出),其配置为基于经光学放大和/或滤波的检测信号来重建高品质光声图像。重建后的图像可以由输出单元4a输出,例如计算机屏幕。

[0104] 优选地,可以通过传递机械能(即力或力矩)将成像单元2从被设置在连接单元9的近端端部处的驱动单元13移动(特别是旋转和/或平移)到在其上安装了照射单元6和检测单元8的运载单元16。为此,连接元件9优选地包括另外的传送单元14,例如驱动轴,特别是转矩线圈。在图2中示出的本实施例中,连接元件9(例如导管)形成在其中设置驱动轴的中空管。优选地,驱动轴和/或连接元件9的之内涂覆有聚四氟乙烯(PTFE)以用于在驱动轴相对于连接元件9旋转和/或平移期间使摩擦力最小化。

[0105] 优选地,成像单元2特别是运载单元16被设计为防止在成像单元2特别是运载单元16旋转时在环绕成像单元2的耦合介质中生成湍流。特别地,运载单元16和/或成像单元2优选地具有基本为圆形的形状,特别是呈现无突起的基本为圆形的外表面。通过这种方式,运载单元16和/或成像单元2可以在不大量移位耦合介质的情况下旋转,从而最小化湍流并因此提高成像品质。

[0106] 传送单元14优选地被耦合到传送单元11特别是耦合到光纤和/或电线,以便传送单元14和传送单元11与运载单元16上的成像头一起同步旋转。优选地,传送单元11相对于传送单元14的旋转轴线被居中到传送单元14之内。特别地,光纤可以被居中到传送单元14的旋转轴线上并且电线可以被缠绕在光纤周围。

[0107] 二维成像和三维成像可以通过以特定模式照射感兴趣区域并且检测特定位置处的光声响应来执行。优选地,照射单元6和检测单元8被定向为基本垂直于位置稳定单元3的纵向轴线24。通过使光声成像头分别围绕或沿着纵向轴线24旋转或平移,可以使用传送单元14来获取二维图像。通过对光声成像头的旋转和平移进行组合,可以在不移动连接元件9的情况下获取体积测定扫描,即三维图像。

[0108] 典型的平移扫描范围在1mm至10mm之间。其他平移扫描范围也是可能的,这取决于

位置稳定结构3的尺寸。为了避免由于经由传送单元14传送的旋转力和平移力引起的位置稳定结构3和连接元件9的移动,连接元件9优选地被配置为使得其在仍提供足够的柔性和弯曲度以用于插入管腔器官之内的同时抗扭转、抗拉伸和抗压缩。

[0109] 成像单元2的位置信息特别是相对于位置稳定单元3和/或感兴趣区域的位置信息优选地由处理单元4从驱动单元13获得。处理单元4优选地使用获取到的检测信号和位置信息来计算二维和/或三维光声图像,其可以由输出单元4a实时输出。这例如在进行可视化和分析的操作期间是有利的。在一些实施例中,处理单元4被配置为使用三维渲染来生成光声图像,从而允许更精确地表现解剖结构。优选地,图像的生成基于连接元件9的远端端部的位置信息,其通过跟踪连接元件9或位置稳定结构3相对于被成像的感兴趣区域的位置、或者通过跟踪成像单元2相对于位置稳定结构3的位置来获得。

[0110] 优选地,为了将辐射生成单元10和/或处理单元4耦合到连接单元9特别是耦合到传送单元11、14中的至少一个,旋转接合部15被设置在连接单元9的近端端部处。旋转接合部15用作静态部分(即辐射生成单元10和处理单元4)与成像设备的旋转和/或平移部分(即传送单元11、14和/或成像单元2)之间的接口。此类旋转接合部11允许以最小损耗将光信号和/或电信号从旋转部分耦合到静态部分。通过这种方式,驱动单元13(例如电机)可以经由旋转接合部15提供用于成像单元2的旋转的转矩和用于成像单元2的平移的拉力/推力。连接元件9特别是传送单元11、14可以例如利用混合连接器附接到旋转接合部15。

[0111] 为了实现临床可行的成像速率,由所传送的转矩生成的成像单元2的旋转频率优选地超过1Hz,特别是超过10Hz;并且电磁辐射在高频率下发出脉冲,即超过1kHz,特别是超过10kHz。此外,可以在基本高重复频率(诸如大于1kHz,特别是超过10kHz)下利用复杂周期包络对电磁辐射进行强度调整。在典型频谱范围下可以提供从450nm至约980nm范围内的电磁辐射。然而,本发明的实施例可以在其他频谱窗口内操作。例如,在紫外线区域中(即180nm至400nm之间)的照射,其中DNA和RNA展示了可以被用于对细胞核成像的强吸收。可替换地,近红外区域中(即700nm至1400nm)的照射可以对脂质、胶原和水进行成像。在所选频谱范围内的不同选定波长下的电磁辐射可以在不同时间被递送到感兴趣区域,从而提供与每个相应波长处的吸收成比例的声信号。处理对应于每个波长的检测信号以生成在特定波长下在组织中的能量吸收的光声图像。该图像可以被进一步处理以获得在给定波长处的吸收系数。

[0112] 图3示出了被设置在位置稳定结构3之内的成像单元2的第二示例,其中照射单元6和检测单元8被安装在运载单元16上,运载单元16被配置为在位置稳定结构的内部3b中旋转和/或平移。

[0113] 运载单元16被耦合到连接元件9,其用于将照射单元4和检测单元8连接到辐射源和处理单元(见图2)。为此,连接元件9包括传送单元11,其被配置为中继电磁辐射和/或电信号,特别是检测单元8生成的检测信号。连接元件9还包括传送单元14,其被配置为从被提供在连接元件9的近端端部处的驱动单元(见图2)传送转矩和/或力,其中传送单元14被可旋转地布置在静态连接元件9的内部并且环绕在其中心布置的传送单元11。

[0114] 形成光声成像头的照射单元4和检测单元8优选地经由运载单元16刚性连接到传送单元14和/或彼此连接,以便光学组件、声学组件、传送单元11和传送单元14相对于彼此处于某一固定位置中。

[0115] 为了确保位置稳定结构3处于连接元件9的远端端部处,连接元件9优选地在其远端端部处包括(例如由金属制成的)套环。套环9a充当锚点,以避免从位置稳定结构3中拉出连接元件9。

[0116] 优选地形成照射单元6和检测单元8的壳体的运载单元16还可以具有与位置稳定结构3的纵向轴线24(特别是传送单元14的旋转轴线)共线的突出结构16a。该突出结构16a优选地被配置为插入被提供在位置稳定结构3的远端端部3d处的凹部3d'中。特别地,突出结构16a被配置为使运载单元16的旋转移动和/或平移移动稳定。

[0117] 为了促进光声成像头的均匀旋转和/或平移,运载单元16(特别是在其接合位置稳定结构3所处的位置处)由具有非常低的摩擦系数的材料制成,例如PEFE。可替代地或附加地,润滑剂或滚珠轴承环被用于位置稳定结构3与运载单元16之间的旋转耦合。在一些实施例中,优选地由PTFE制成的垫片16b在传送单元14上螺纹连接和/或被连接到运载单元16以将旋转的光声成像头与位置稳定结构3的近端端部3c(特别是静态套环9a)分开。

[0118] 近端端部3c优选地包括用于促进对位置稳定结构3与连接元件9进行组装的开口。为了防止连接元件9扭结靠近其与位置稳定结构3的连接,应变消除尾部3f可以被设置在近端端部3c处。尾部3f的至少一部分被成形为使得匹配位置稳定结构3的形状,以促进位置稳定单元3与连接元件9之间的平滑过渡。尾部3f可以由以下项制成:尿烷、尼龙和/或另一医用级聚合体。尾部3f还可以由环氧树脂成形和/或用环氧树脂胶合到近端端部3c和连接元件9。优选地,尾部3f被成形为允许附接到视频内窥镜的附属通道。

[0119] 对于更多细节(例如有关照射单元6、检测单元8和位置稳定结构3),关于在图1和图2中所示示例的以上说明相应地适用。

[0120] 图4示出了包括光声成像单元的多模态成像单元2的示例,其一般地包括照射单元6和检测单元8、以及光成像单元特别是光学传感器17。优选地,光声成像单元和光学成像单元都被安装在公共运载单元16上,其可以被配置为形成用于成像单元2的组件的壳体,特别是封闭的和/或液体不透的壳体。

[0121] 在本实施例中,传送单元14被连接到运载单元16,传送单元14被配置为从被提供在连接元件9的近端端部处的驱动单元(见图2)传送转矩。传送单元11(优选地包括光纤11a和电线11b)被定位在传送单元14的内部。优选地,传送单元11的一部分(特别是光纤11a)从传送单元解耦合,以便所传送的转矩和/或力不被施加到(即不作用于)光纤11a。

[0122] 从光纤11a的远端端部发出的电磁辐射通过光束整形元件6a(即透镜)并且由反射元件6b反射。优选地,反射元件6b以相对于位置稳定结构3的纵向轴线的45°角布置,以便电磁辐射被引导穿过检测单元8的开口。为了确保运载单元16的内部的流体液密封,光学透明密封件16d优选地被提供在检测单元8上,用于以液密方式将检测单元8的开口密封。

[0123] 垫片16b(优选地由PTFE或具有较低摩擦系数的其他材料制成)被连接到传送单元11的远端端部特别是连接到光纤11a,并且被配置为至少部分地接合到运载单元16的凹槽16c中。通过这种方式,可以使光纤11a的远端端部或光束整形元件6a各自与反射元件6b之间的距离保持恒定。因此,光纤11a沿着位置稳定结构3的纵向轴线24与运载单元16一起平移,同时从传送单元14旋转地解耦合。

[0124] 优选地,检测单元8响应于检测到超声波而生成的电信号被放大单元12放大并且经由电线11b(例如微同轴电缆)传送到被提供在连接元件9的近端端部处的处理单元(见图

2)。电线11b被设置在传送单元14的之内并且布置和/或配置为与传送单元14一起旋转,特别是被连接到传送单元14以避免在旋转期间卷绕在静态光纤11a的周围。

[0125] 光学传感器17(例如相机)包括一个或多个光源17a。反射元件6b也优选地被配置为将从光源17a发出的电磁辐射反射通过与检测单元8相对的运载单元16的光透明窗口16e。反之亦然,响应于来自光源17a的电磁辐射的照射从感兴趣区域中发出的电磁辐射被反射回到光学传感器17,以便可以获取感兴趣区域的至少一部分的光学图像,其中光学图像示出了与基于检测到检测单元8生成的检测信号而获取光声图像的分区相对的感兴趣区域的分区。优选地,光学传感器17被连接到承载单元16,以便在承载单元16旋转时,成像传感器17可以对环绕位置稳定单元16的完整的感兴趣区域成像。

[0126] 优选地,成像单元2和/或承载单元16可以沿着螺旋路径在位置稳定结构3内部移动,以便可以在不使位置稳定结构3相对于感兴趣区域移动的情况下获得对感兴趣区域的体积测定扫描。所谓的螺旋扫描优选地通过使用两个互补螺纹来实施,其中第一螺纹18a被设置在传送单元14处并且互补的第二螺纹18b被设置在位置稳定结构3处特别是在其近端端部处。当经由传送单元14将转矩施加到运载单元16时,第一螺纹18a和第二螺纹18b迫使运载单元16执行相对于位置稳定结构3的螺旋移动。螺纹18a、18b的节距确定了每次旋转使运载单元16沿着位置稳定结构3的纵向轴线24平移多远。

[0127] 运载单元的连续移动,并且因此通过成像单元2(特别是检测单元8和/或光学传感器17)对感兴趣区域进行的连续扫描优选地通过周期性地改变施加到传送单元14的转矩的方向来实现。为此,传送单元14优选地包括多层转矩线圈,其由在相反方向盘绕的两个线组成,以便可以以顺时针和逆时针方向来传送转矩。

[0128] 可以完成位置稳定单元3之内的运载单元16的螺旋移动和位置稳定3沿着感兴趣区域的移动的组合,以成像较大面积。

[0129] 以上所描述的实施例可以被用作独立设备或用作到的延伸部,以为传统视频内窥镜提供附加的光声成像模态。因为位置稳定结构3通常具有比视频内窥镜的附属通道的直径更大的直径并且因此不适合通过附属通道,所以连接单元9的近端端部被设计为允许视频内窥镜的后负载(back-loading)。通过这种方式,可以匹配临床工作流程。

[0130] 在可替选的实施例中,驱动单元(未示出)可以被设置在位置稳定单元3的内部3b中并且直接地和/或经由驱动轴和/或螺纹杆连接到承载单元16和/或与承载单元16耦合。优选地,由驱动单元驱动的螺纹杆接合在位置稳定单元3处提供或固定的螺纹孔。接合的螺纹杆和螺纹孔的作用类似于以上所述示例的第一螺纹18a和第二螺纹18b。因此,同样在本实施例中,承载单元16可以沿着螺旋路径在位置稳定结构3内部移动,以便可以在不使位置稳定结构3相对于感兴趣区域移动的情况下获得对感兴趣区域的体积测定扫描。

[0131] 在另一可替选实施例(未示出)中,光声成像头允许在两个方向上并行成像。在此情况下,检测单元8包括至少两个超声换能器,其被定向为在垂直于位置稳定单元3的纵向轴线24的相对方向上特别是在运载单元16的两个相对的面上。此外,电磁辐射通过提供相应的反射元件6b(特别是三角形的光学元件,例如棱镜)被引导在这些方向上。并行成像促进加速成像过程,这是因为可以获取电磁辐射、多个光声信号的每一脉冲。

[0132] 图5示出了用于内窥镜光声成像的设备的后端19的示例,其中后端19被耦合到连接元件9的近端端部,连接元件9将后端19与成像头(见图2)连接在连接元件9的远端端部

处。

[0133] 后端19的处理单元4被配置为控制包括辐射源10和超声驱动器8b的光声模块4b(特别是放大器和/或滤波器)以用于处理由检测单元(见图2)生成的检测信号。

[0134] 在本示例中,处理单元4还被配置为控制以下项:光学相干断层成像模块4c,其包括干涉仪20;和/或成像模块4d,其包括分别用于控制被提供在成像头处的一个或多个光学传感器或光源的光学传感器驱动器和/或光源驱动器25。

[0135] 附加地或替代地,处理单元4可以被配置为控制以下项:反射光谱模块4e,其包括第二辐射源10a和第一光检测和过滤电子器件21a并且被配置为执行反射光谱;和/或荧光模块4f,其包括第三辐射源10b和第二光检测和过滤电子器件21b并且被配置为执行荧光成像。

[0136] 优选地经由分束器22或分色镜将辐射源10、10a、10b、干涉仪20和光检测和过滤电子器件21a、21b耦合到被布置在连接元件9的中心内的光纤11a。由于所述耦合,因此光纤11a相对于连接元件9固定。

[0137] 超声驱动器8a和成像模块4d经由旋转接合部15耦合到沿着穿过连接元件9的光纤11a延伸的电线11b。以该种方式,电线11b被布置为与传送单元14同步旋转,传送单元14被配置为将驱动单元13生成的力矩传送到在连接元件9的远端端部处的成像头。特别地,电线11b被连接到第一传送单元14。

[0138] 优选地,可旋转的第一传送单元14和其连接的电线11b被设计为环绕静态光纤11a。第一传送单元14、电线11b和光纤11a的该布置优选地被布置在连接元件9的第一通道22a中,其中通道壁、第一传送单元14和/或光纤9可以涂覆有PTFE以减小摩擦。可替代地或附加地,润滑剂可以被填充到第一通道22a中。

[0139] 光纤11a可以包括多个光学传送通道。例如,在一些实施例中,光纤11a可以被设计为双包层光纤。双包层光纤优选地包括小直径芯体(特别是单模芯体)和可以围绕单模芯体同心地布置的多模内包层。优选地,单模芯体将OCT信号(即电磁辐射)从近端端部传送到远端端部和/或从远端端部传送到近端端部。附加地或可替代地,内芯体可以将用于光声成像、荧光成像和/或其他光学成像模态的电磁辐射(特别是照射光)从光纤11a的近端端部传送到其远端端部,或反之亦然。附加地或可替代地,多模内包层可以将用于光声成像、荧光成像和/或其他光学成像模态的电磁辐射(特别是照射光)从光纤11a的近端端部传送到其远端端部,或反之亦然。特别地,多模内包层可以将感兴趣区域响应于电磁辐射的照射而发出的电磁辐射从光纤11a的远端端部传送到其近端端部。

[0140] 优选地,在本示例中,连接元件9包括第二通道22b,其被配置为将耦合介质从连接元件9的近端端部传递到被提供在连接元件9的远端端部处的位置稳定单元(见图1至图4)中,或反之亦然。

[0141] 在另一实施例中,连接元件9可以包括与位置稳定单元3的外部进行通信的另外的通道(未示出)。通过这种方式,耦合介质可以被引导到环绕位置稳定单元3的空间中,特别是被引导到腔(例如中空器官)中,以便可以在感兴趣区域(例如中空器官壁)与位置稳定结构3之间建立光耦合和/或超声耦合。

[0142] 耦合介质优选地被配置为在不吸收或至少最低限度吸收超声波和/或电磁辐射并且不使其传播方向偏转的情况下促进传输在照射单元6与感兴趣区域之间的电磁辐射以及

在感兴趣区域与检测单元8之间的超声波。优选地,耦合介质呈现出接近组织的声阻抗(约为 1.6Mrayl)的声阻抗值,即可以在 1Mrayl 至 2Mrayl 之间并且优选地在 1.2Mrayl 至 1.8Mrayl 之间,以便使声波的能量传输最大化。耦合介质可以是流体,以便填充检测单元8与感兴趣区域的全部可用空间并且避免空气间隙。在流体形式中,耦合介质与可以用作用于使至少部分弹性的位置稳定单元膨胀或紧缩的手段,以例如用于使其适应于周围腔的形状。此外,耦合介质优选地对光声成像和其它光学成像模态中使用的波长下的电磁辐射是非散射的和透明的。为了发射可见光范围(例如 400nm 至 700nm)内的电磁辐射,水可以作为透明的适当耦合介质,其具有约为 1.5Mrayl 的声阻抗和低于 0.01cm^{-1} 的光吸收系数。当发射近在红外范围内的电磁辐射(特别是超过 850nm)时,重水(D_2O)可以作为优选的耦合介质,这是因为其与水相比,在对应波长下具有显著更低的光吸收系数。重水也可以适合作为与OCT结合使用的光声成像的耦合介质,光声成像通常使用在超过 1000nm 的波长范围内的光(例如 1060nm 、 1300nm 、 1700nm 等)。

[0143] 附加地或可替代地,耦合介质提供润滑,并且与传统临床超声应用相比,提供低粘度,以用于促进运载单元16或在其上安装的成像头的移动(特别是旋转)并且防止生成气泡。优选地,硅油被用作超声的低粘度耦合剂,但是水和重水也具有合适的特点。优选地,耦合介质包括阻碍微生物(特别是细菌和真菌)生长的附加防腐剂,同时保持或提高声学特性。例如,酒精是合适的防腐剂,但是其他物质也可以是可能的。

[0144] 优选地,耦合流体是生物相容的并且可以被直接应用(例如,灌输)到环绕位置稳定单元3的空间中,特别是应用到所成像腔中。基于光声模块4b、光学相干断层成像4c、成像模块4d、反射光谱模块4e和/或荧光模块4f提供的信号(特别是检测信号),处理单元4生成相应的图像并且将其显示在输出单元4a上。例如,在连接元件9的远端端部处的成像头已经插入的对象的腔的光学相机图像23a可以与光声图像23b和光学相干断层成像图像23c一起显示,其中后两个图像23b、23c实时地示出了腔的相机图像23a的截面。可替代地或附加地,混合图像可以通过对不同成像模态获取的至少两个图像中包含的图像信息进行融合来生成。

[0145] 多模态成像可以被顺序地或并行地完成。顺序成像包括一个模态在另一个模态获取1D、2D或3D图像中的一个之前获取1D、2D或3D图像中的一个,即以分时方式完成成像。并行方法为至少两个模态同时获取图像。

[0146] 图6示出了放大单元12的示例,其被配置为至少部分地被设置在位置稳定结构内部并且在检测单元生成的检测信号通过传送单元11传输(见图2至图5)之前对其进行放大。这是有利的,因为检测信号通常是较弱的并且因此易受任何外部干扰源的电磁扰动。

[0147] 来自检测单元的检测信号在IN处进入放大单元12。隔直电容器 C_{block} 防止DC偏置信号分别耦合到检测单元或放大单元12的输出中。在检测单元包括压电传感器或CMUT传感器的情况下,不需要隔直电容器 C_{block} ,这是因为传感器本身具有电容行为。第二传送单元11传送检测信号并且传递DC电源电压到放大模块12a。阻塞电感(blocking inductance)RFC阻碍更高频率的信号到达电源 V_{00} 。旁路电容器 C_{bypass} 将任何留下的AC分量旁路到地。被放大的检测信号在OUT处输出。

[0148] 优选地,放大单元的组件中的一些(特别是电源 V_{00} 、阻塞电感RFC和隔直电容器 C_{block})是超声驱动器的一部分(见图5),即被设置在位置稳定结构外部。通过这种方式,在位

置稳定结构之内剩余的放大单元12的部件(特别是传统电组件)的数量可以被最小化。此外,检测信号以及用于放大单元12的DC电源电压的传输可以分别从放大单元12中继到超声驱动器或通过相同的传输线(例如第二传送单元)从电源中继到放大单元。

[0149] 图7示出了被设置在位置稳定结构3的内部中的成像单元2的另一示例。与以上参考图2所述的示例不同,驱动单元13(例如电机)被提供在位置稳定结构3的内部3b中,以便可以不需要用于从提供在位置稳定结构3的外部的驱动单元传送转矩的附加传送单元14(如图2中所示),例如转矩线圈。

[0150] 在本示例中,位置稳定结构3包括优选地刚性的近端端部结构3c和优选地刚性的远端端部结构3d,其中近端端部结构3c和远端端部结构3d沿着位置稳定结构3的纵向轴线24布置。如图中所示,驱动单元13优选地被设置在位置稳定结构3的内部3b中的近端端部结构3c处或其区域内。在位置稳定结构3的近端端部结构3c处提供驱动单元13具有用于驱动单元13的电力供应的导线必须仅铺设到位置稳定结构3的近端端部3c的优点,这可以不需要使线延伸穿过位置稳定结构3,特别是穿过定位成像单元2所处的区域和/或朝向位置稳定结构3的远端端部结构3d。这允许成像单元2进行稳定的全360°旋转扫描,其不受通过位置稳定结构3的导线和/或成像单元2的视场的干扰和/或不利影响。

[0151] 关于图7中示出的示例的另外组件、方面和优点,参考图2的以上描述相应地适用。

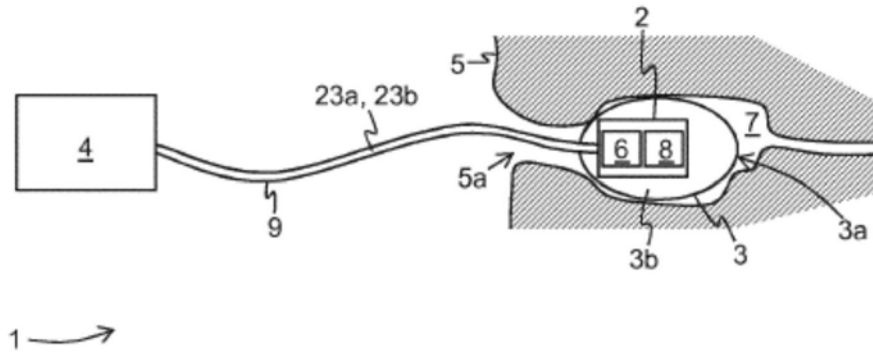


图1

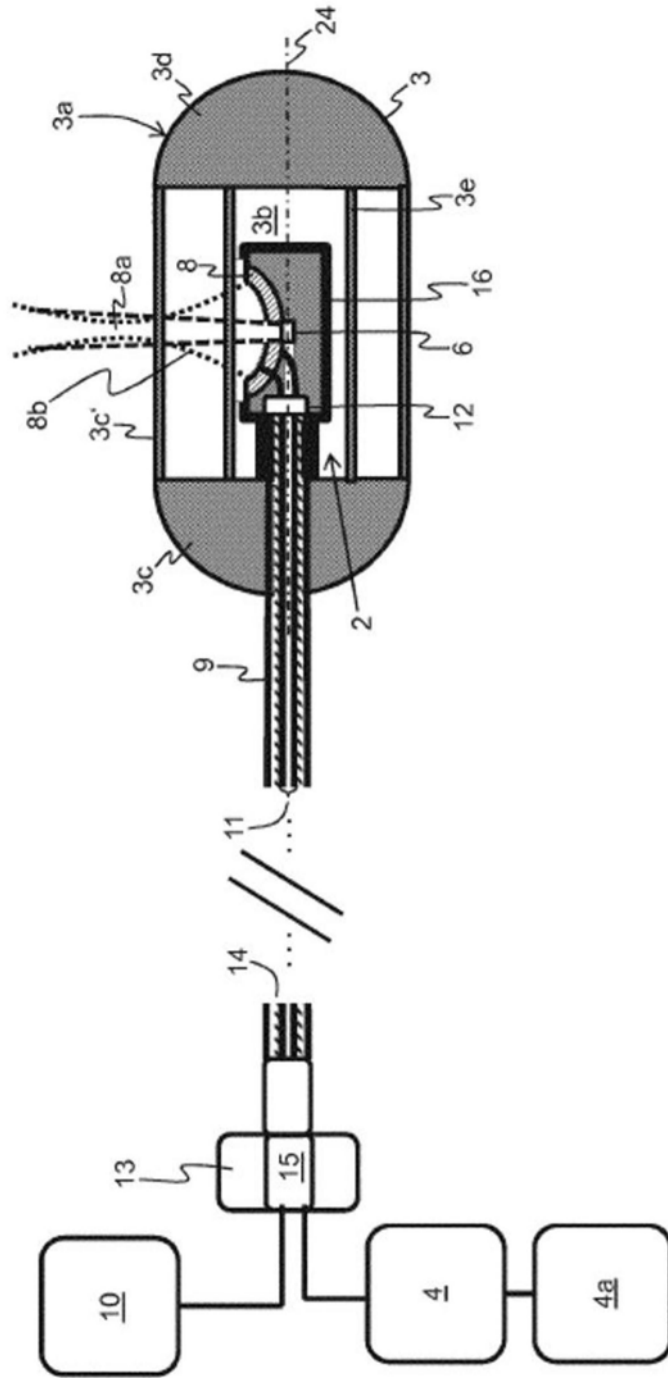


图2

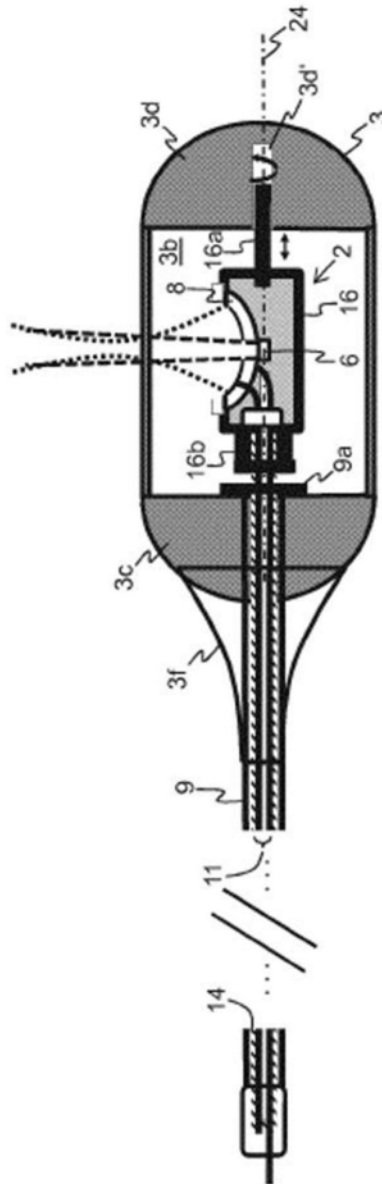


图3

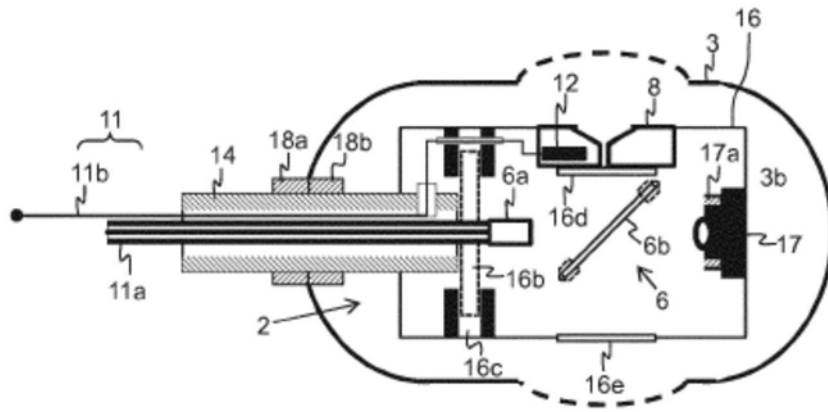


图4

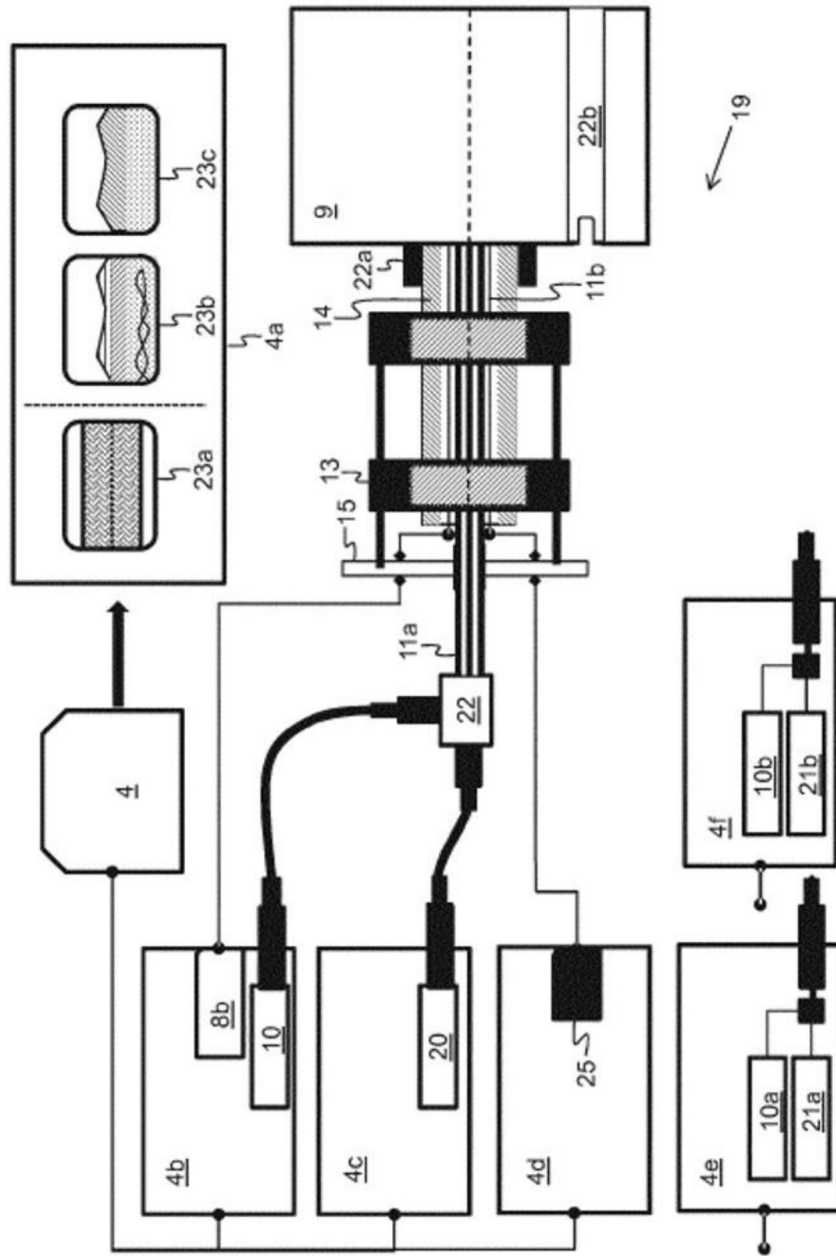


图5

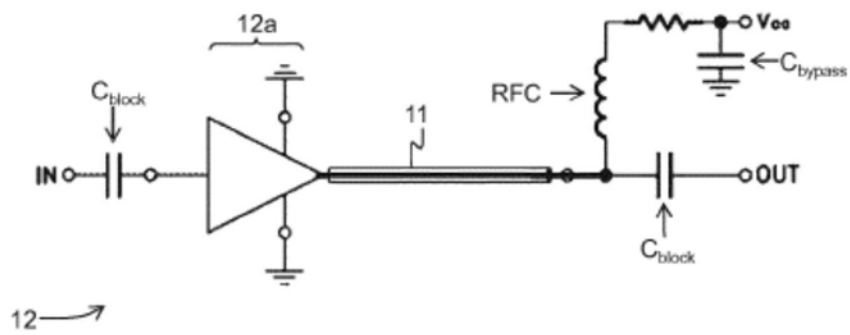


图6

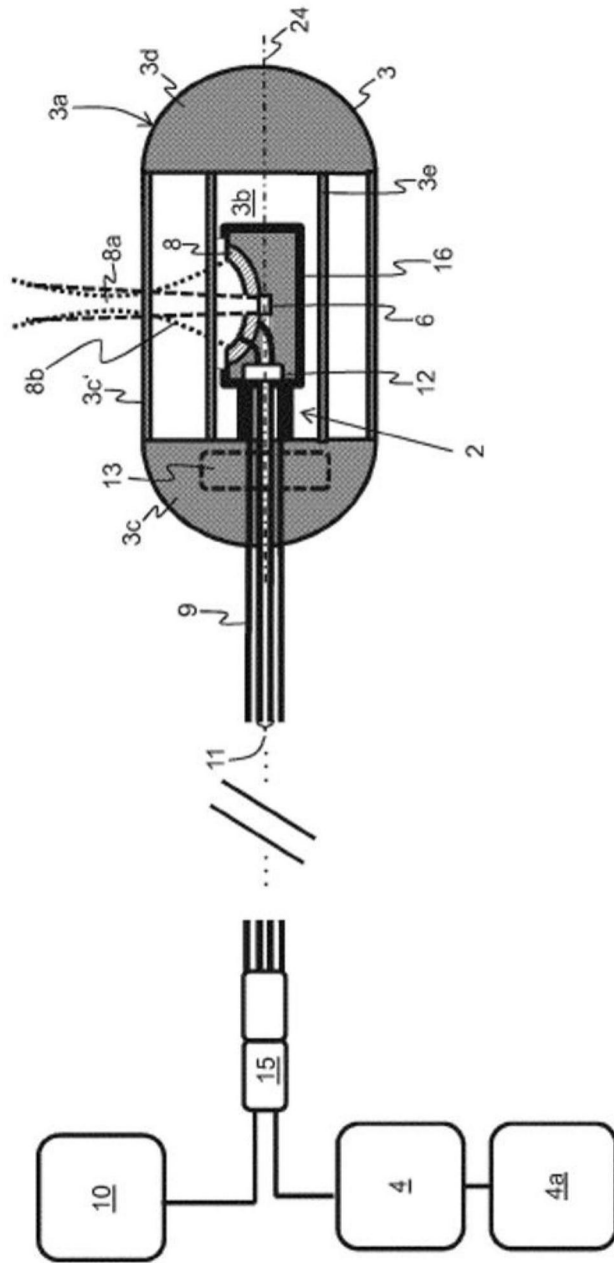
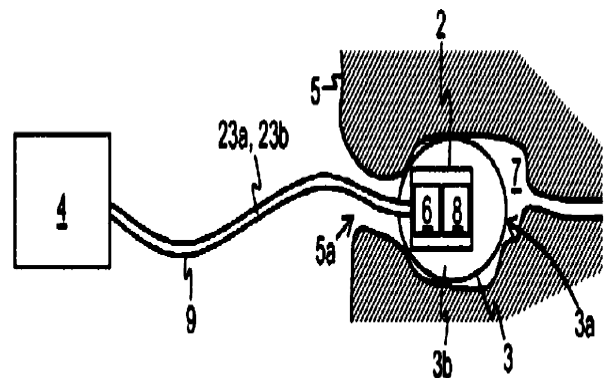


图7

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于内窥镜光声成像特别是空腔和中空对象的内窥镜光声成像的设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN111225600A | 公开(公告)日 | 2020-06-02 |
| 申请号 | CN201880067535.7 | 申请日 | 2018-08-14 |
| [标]发明人 | 瓦西利斯·恩齐亚克里斯托斯 | | |
| 发明人 | 瓦西利斯·恩齐亚克里斯托斯 乔治·塞尔吉亚迪斯 克里斯蒂安·扎基安 安德烈亚斯·布勒 | | |
| IPC分类号 | A61B5/00 A61B1/04 A61B8/12 | | |
| CPC分类号 | A61B1/00165 A61B1/041 A61B5/0066 A61B5/0068 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0095 A61B5/6861 A61B8/12 A61B1/00147 | | |
| 代理人(译) | 胡彬 | | |
| 优先权 | 2017186394 2017-08-16 EP | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明涉及一种用于内窥镜光声成像的设备(1)，其包括被配置为至少部分地插入对象(5)的成像单元(2)，所述成像单元(2)包括：照射单元(6)，其被配置为以电磁辐射照射在对象(5)之内的感兴趣区(7)；和包括至少一个超声换能器的检测单元(8)，其被配置为检测响应于以电磁辐射照射感兴趣区域(7)而在感兴趣区域中生成的超声波并且生成相应的检测信号，其中至少一个超声换能器呈现至少部分地位于所照射的感兴趣区域(7)中的视场(8b)。具有外面和内部的位置稳定结构(3)被配置为通过使位置稳定结构(3)的外面(3a)与对象(5)发生接触来将成像单元(2)稳定和/或固定在对象(5)中的某一位置和/或定向上。设备(1)还包括处理单元(4)，其被配置为基于检测信号而生成感兴趣区域(7)的光声图像(23b)。



1 →