



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109589093 A

(43)申请公布日 2019.04.09

(21)申请号 201811414487.2

(22)申请日 2018.11.26

(71)申请人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园1号

(72)发明人 邓翰迪 马骋 陈誉文 王铨皓

(74)专利代理机构 北京德琦知识产权代理有限公司 11018

代理人 陈舒维 宋志强

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

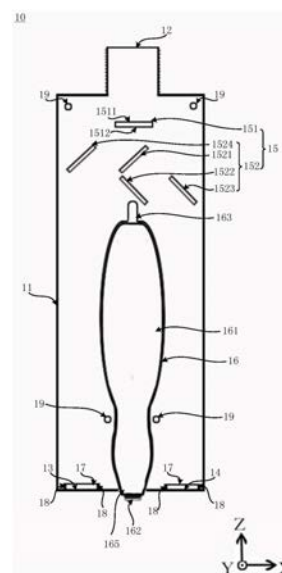
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

光声探头和应用于光声成像的光学系统

(57)摘要

本发明公开了一种光声探头以及装设有该光声探头的应用于光声成像的光学系统,应用于光声成像的光学系统包括激光器、光斑调整装置、导光臂和光声探头。该导光臂使得系统有高的光能传输效率并便于医生操作。该光声探头包括:壳体,壳体具有进光口、第一出光口和第二出光口;光处理装置,光处理装置位于壳体内,用于接收入射光并进行光形调整,最终将光传导至第一出光口和第二出光口射出照射被测样本;超声探头,超声探头位于壳体内,以从被测样本接收光声信号并将光声信号转换为电信号进行输出。由于光处理装置中安装有工程漫射体,进而可以使得激光光束的更加均匀照射至被测样本,可以最大化射入被测样本组织的光能,增加成像深度。



CN 109589093 A

1. 一种光声探头,其特征在于,该光声探头包括:

壳体,所述壳体具有进光口、第一出光口和第二出光口;

光处理装置,所述光处理装置位于所述壳体内,并接收所述进光口的入射光,对所接收的入射光进行光形调整,并分光为彼此平行的第一出射光和第二出射光,所述第一出射光和所述第二出射光分别经由所述第一出光口和所述第二出光口射出至被测样本;

超声探头,所述超声探头位于所述壳体内,以从所述被测样本接收光声信号并将所述光声信号转换为电信号进行输出。

2. 根据权利要求1所述的光声探头,其特征在于:

所述光处理装置包括工程漫射体和分光器;其中,

所述工程漫射体具有入光面和出光面,其中所述入光面朝向所述进光口,所述入射光从所述入光面进入所述工程漫射体并经由所述工程漫射体的光形调整后,从所述工程漫射体的出光面发出;

所述分光器接收所述工程漫射体的出光面发出的光并分光为所述第一出射光和所述第二出射光。

3. 根据权利要求2所述的光声探头,其特征在于,所述分光器包括非偏振平板分束镜、第一反射镜、第二反射镜和第三反射镜;其中,

所述非偏振平板分束镜位于所述工程漫射体的出光面的一侧,以对所述工程漫射体的出光面发出的光分光为被所述非偏振平板分束镜反射的第一光束和被所述非偏振平板分束镜透射的第二光束;

所述第一反射镜位于所述非偏振平板分束镜的透射面的一侧,以将所述第二光束进行第一次反射;

所述第二反射镜位于所述第一反射镜的反光面的一侧,以将经由所述第一次反射后的所述第二光束进行第二次反射以形成所述第二出射光;

所述第三反射镜位于所述非偏振平板分束镜的反射面的一侧,以将所述第一光束进行反射以形成所述第一出射光。

4. 根据权利要求3所述的光声探头,其特征在于:

所述非偏振平板分束镜与所述工程漫射体呈45度,所述第一反射镜的反射面垂直于所述非偏振平板分束镜,所述第二反射镜的反射面平行于所述第一反射镜的反射面,所述第三反射镜的反射面平行于所述非偏振平板分束镜。

5. 根据权利要求1所述的光声探头,其特征在于:

所述超声探头包括探头本体和固定于所述探头本体的端部的声透镜;其中,

所述探头本体位于所述壳体内;

所述第一出光口和所述第二出光口位于同一平面,并且所述第一出光口和所述第二出光口之间开设有端部容纳口,所述探头本体的端部通过所述端部容纳口从所述壳体中探出,以从所述被测样本接收光声信号。

6. 根据权利要求5所述的光声探头,其特征在于,所述声透镜的表面覆盖有镀银PET膜。

7. 根据权利要求1所述的光声探头,其特征在于,所述第一出光口和第二出光口均装设有石英片并由密封圈密封,所述第一出光口的石英片和第二出光口的石英片位于同一平面中。

8. 根据权利要求7所述的光声探头,其特征在于,所述石英片镀有增透膜。

9. 一种应用于光声成像的光学系统,其特征在于,所述应用于光声成像的光学系统包括:

激光器、光斑调整装置、导光臂和如权利要求1至8任一项所述的光声探头;其中,所述激光器产生激光;

所述光斑调整装置接收所述激光,并对所述激光进行光斑调整;

所述导光臂的进光口接收经由所述光斑调整装置调整后的激光;

所述光声探头的进光口与所述导光臂的出光口固定连接,以接收所述导光臂传输的激光。

10. 根据权利要求9所述的应用于光声成像的光学系统,其特征在于:

所述导光臂为七关节导光臂,所述导光臂的第二关节处安装有重量平衡装置,所述导光臂的出光口与所述光声探头的进光口螺纹连接。

光声探头和应用于光声成像的光学系统

技术领域

[0001] 本发明涉及光声成像技术领域,特别涉及一种光声探头和应用于光声成像的光学系统。

背景技术

[0002] 光声成像是一种新型的医学成像技术,它根据生物组织内不同部分的光吸收系数的差异以及组织的光声效应对组织进行成像。光声成像兼备光学成像的高对比度以及超声成像的高穿透性,可以得到高对比度以及高分辨率的图像,可以满足大部分疾病的检查需求,特别是血管内易损斑块检测、早期肿瘤检测、穿刺引导的乳腺癌前哨淋巴结活检等等。

[0003] 现有技术的光声成像系统中,通常是采用光纤传输激光,但通过光纤传输存在如下的问题:首先,光纤在高能量下易产生非线性效应以及较高的耦合损耗(典型值为60%),限制了光纤束传输的光能量;其次,光纤束及其保护套具有一定的重量,并且不便于医生操作且易压迫患者身体;光纤束连接光声探头的一端具有体积较大的金属紧固装置,不利于光声探头的轻量化。

[0004] 为了解决上述问题,可采用导光臂来替代光纤进行激光传输,导光臂具有光能量损伤阈值高优点,可以加深成像深度。并且导光臂具有重锤或扭簧,能平衡导光臂及光声探头重量,便于支撑和固定光声探头,进而可以便于医生操作而不压迫患者身体,导光臂的上述特点可以解决光纤传输方式存在的非线性效应和较高的耦合损耗等问题,但是,尚缺少能够与导光臂相匹配的光声探头来实现光声成像探测。

发明内容

[0005] 本发明的一个实施例提供了一种光声探头,以接收导光臂接收导光臂传输的激光,并使得所形成的出射光的能量均匀照射分布于被测样本,进而提高射入被测样本组织光能。该光声探头包括:

[0006] 壳体,所述壳体具有进光口、第一出光口和第二出光口;

[0007] 光处理装置,所述光处理装置位于所述壳体内,并接收所述进光口的入射光,对所接收的入射光进行光形调整,并分光为彼此平行的第一出射光和第二出射光,所述第一出射光和所述第二出射光分别经由所述第一出光口和所述第二出光口射出至被测样本;

[0008] 超声探头,所述超声探头位于所述壳体内,以从所述被测样本接收光声信号并将所述光声信号转换为电信号进行输出。

[0009] 可选地,所述光处理装置包括工程漫射体和分光器;其中,

[0010] 所述工程漫射体具有入光面和出光面,其中所述入光面朝向所述进光口,所述入射光从所述入光面进入所述工程漫射体并经由所述工程漫射体的光形调整后,从所述工程漫射体的出光面发出;

[0011] 所述分光器接收所述工程漫射体的出光面发出的光并分光为所述第一出射光和所述第二出射光。

[0012] 可选地,所述分光器包括非偏振平板分束镜、第一反射镜、第二反射镜和第三反射镜;其中,

[0013] 所述非偏振平板分束镜位于所述工程漫射体的出光面的一侧,以对所述工程漫射体的出光面发出的光分光为被所述非偏振平板分束镜反射的第一光束和被所述非偏振平板分束镜透射的第二光束;

[0014] 所述第一反射镜位于所述非偏振平板分束镜的透射面的一侧,以将所述第二光束进行第一次反射;

[0015] 所述第二反射镜位于所述第一反射镜的反光面的一侧,以将经由所述第一次反射后的所述第二光束进行第二次反射以形成所述第二出射光;

[0016] 所述第三反射镜位于所述非偏振平板分束镜的反射面的一侧,以将所述第一光束进行反射以形成所述第一出射光。

[0017] 可选地,所述非偏振平板分束镜与所述工程漫射体呈45度,所述第一反射镜的反射面垂直于所述非偏振平板分束镜,所述第二反射镜的反射面平行于所述第一反射镜的反射面,所述第三反射镜的反射面平行于所述非偏振平板分束镜。

[0018] 可选地,所述超声探头包括探头本体和固定于所述探头本体的端部的声透镜;其中,

[0019] 所述探头本体位于所述壳体内;

[0020] 所述第一出光口和所述第二出光口位于同一平面,并且所述第一出光口和所述第二出光口之间开设有端部容纳口,所述探头本体的端部通过所述端部容纳口从所述壳体中探出,以从所述被测样本接收光声信号。

[0021] 可选地,所述声透镜的表面覆盖有镀银PET膜。

[0022] 可选地,所述第一出光口和第二出光口均装设有石英片并由密封圈密封,所述第一出光口的石英片和第二出光口的石英片位于同一平面中。

[0023] 可选地,所述石英片镀有增透膜。

[0024] 本发明的另一实施例中,提供了一种应用于光声成像的光学系统包括:

[0025] 激光器、光斑调整装置、导光臂和如上述实施例中所述的光声探头;其中,

[0026] 所述激光器产生激光;

[0027] 所述光斑调整装置接收所述激光,并对所述激光进行光斑调整;

[0028] 所述导光臂的进光口接收经由所述光斑调整装置调整后的激光;

[0029] 所述光声探头的进光口与所述导光臂的出光口固定连接,以接收所述导光臂传输的激光。

[0030] 可选地,所述导光臂为七关节导光臂,所述导光臂的第二关节处安装有重量平衡装置,所述导光臂的出光口与所述光声探头的进光口螺纹连接。

[0031] 可见,基于上述实施例,光声探头包括有布置于壳体内部的光处理装置和超声探头,外部传输的激光光束(例如,由导光臂传输的激光光束)从光声探头的进光口进入光声探头的内部,该激光光束先经过光处理装置进行光形调整并分光后形成了能量相等并彼此平行的第一出射光和第二出射光,第一出射光经由第一出光口、第二出射光经由第二出光口射出至被测样本,第一出射光和第二出射光照射被测样本组织,超声探头可以接收到被测样本组织产生的光声信号,并可以将接收到光声信号转换为电信号进行输出。

[0032] 并且,该光声探头可以与导光臂配装使用,从而,可以使用导光臂传输方式替代光纤传输方式,以解决背景技术中指出的有关光纤传输方式存在的如光纤在高能量下易产生非线性效应以及较高的耦合损耗,限制了光纤束传输的光的能量;光纤束及其保护套具有一定的重量,并且不便于医生操作且易压迫患者身体;光纤束连接光声探头的一端具有体积较大的金属紧固装置,不利于光声探头的轻量化等问题。

附图说明

[0033] 以下附图仅对本发明做示意性说明和解释,并不限定发明的范围。

[0034] 图1为本发明的一个实施例中的光声探头的剖视结构示意图;

[0035] 图2为本发明的一个实施例中的工程漫射体的示意性结构图;

[0036] 图3为本发明的一个实施例中的超声探头、第一出射光光斑和第二出射光光斑在光声探头与皮肤的接触区域处的位置关系的示意图;

[0037] 图4为本发明的一个实施例中的光声探头的外部整体示意性结构图;

[0038] 图5为本发明的一个实施例中的应用于光声成像的光学系统的示意性结构图。

[0039] 标记说明

[0040] 10、光声探头

[0041] 11、壳体

[0042] 111、盖体

[0043] 112、底座

[0044] 12、进光口

[0045] 13、第一出光口

[0046] 14、第二出光口

[0047] 15、光处理装置

[0048] 151、工程漫射体

[0049] 1511、入光面

[0050] 1512、出光面

[0051] 152、分光器

[0052] 1521、非偏振平板分束镜

[0053] 1522、第一反射镜

[0054] 1523、第二反射镜

[0055] 1524、第三反射镜

[0056] 16、超声探头

[0057] 161、探头本体

[0058] 162、声透镜

[0059] 163、线缆

[0060] 164、线缆出口

[0061] 165、探头本体的端部

[0062] 17、石英片

[0063] 18、密封圈

- [0064] 19、安装孔
- [0065] 20、导光臂
- [0066] 21、导光臂的进光口
- [0067] 22、导光臂的出光口
- [0068] 23、重锤
- [0069] 24、第一关节
- [0070] 25、第二关节
- [0071] 26、第三关节
- [0072] 27、第四关节
- [0073] 28、第五关节
- [0074] 29、第六关节
- [0075] 210、第七关节
- [0076] 30、应用于光声成像的光学系统
- [0077] 31、激光器
- [0078] 32、光斑调整装置
- [0079] 321、凸透镜
- [0080] 322、凹透镜
- [0081] 1、超声探头与皮肤接触区域
- [0082] 2、第一出射光光斑
- [0083] 3、第二出射光光斑

具体实施方式

[0084] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下参照附图并举实施例，对本发明进一步详细说明。

[0085] 请参见图1，图1为本发明的一个实施例中的光声探头的剖视结构示意图。在一个实施例中，光声探头10包括：壳体11、光处理装置15和超声探头16，其中，该壳体11具有进光口12、第一出光口13和第二出光口14；该光处理装置15位于壳体11内，并接收从进光口12的入射光，该入射光可以由导光臂20传输的激光，该光处理装置15可以对所接收的入射光进行光形调整，并分光为彼此平行的第一出射光和第二出射光，第一出射光和第二出射光分别经由第一出光口13和第二出光口14射出至被测样本；该超声探头16位于壳体11内，可以从被测样本接收光声信号并将该光声信号转换为电信号进行输出。

[0086] 基于上述实施例，光声探头10包括有布置于壳体11内部的光处理装置15和超声探头16，外部传输的激光光束（例如，由导光臂20传输的激光光束）从光声探头10的进光口12进入光声探头10的内部，该激光光束先经过光处理装置15进行光形调整并分光后形成了能量相等并彼此平行的第一出射光和第二出射光，第一出射光经由第一出光口13射出至被测样本，第二出射光经由第二出光口14射出至被测样本，第一出射光和第二出射光均匀地照射在被测样本（如皮肤）上，超声探头16可以接收到被测样本组织产生的光声信号，并可以将接收到光声信号转换为电信号进行输出。

[0087] 图3示出了本发明的一个实施例中的超声探头、第一出射光光斑和第二出射光光

斑在光声探头10与皮肤接触区域处的位置关系的示意性图。具体地,在本发明实施例中,如图3所示,激光经过光声探头10后照射在被测样本(以下以人体皮肤为例进行说明)上,超声探头与皮肤接触区域1、第一出射光光斑2和第二出射光光斑3为均匀分布的长方形。

[0088] 同时,超声探头16可以从声透镜162接收人体皮肤所产生的光声信号,由于人体组织对光具有散射作用,光在打到人体皮肤后在人体皮肤下层的组织中会与超声探头16的信号接收区域相互重叠,以此实现了光束照射区域与超声信号接收区域的耦合,使得超声探头16可以接收到人体皮肤下层组织产生的光声信号,并可以将接收到光声信号转换为电信号进行输出。

[0089] 采用上述方式调整光传播方向,可以无需光纤束连接光声探头10时所需要的金属紧固装置,可以有利于减小光声探头10体积和质量,使得光声探头10更加轻便。

[0090] 并且,该光声探头10可以与导光臂20配装使用,从而,可以使用导光臂20传输方式替代现有技术中的光纤传输方式,以解决背景技术中指出的有关光纤传输方式存在的问题。

[0091] 在本实施例中,如图1所示,光处理装置15可以包括工程漫射体151和分光器152;请参见图2,图2为本发明的一个实施例中的工程漫射体151的示意性结构图,该工程漫射体151具有入光面1511和出光面1512,其中,入光面1511可以朝向进光口12,并且入光面1511可以垂直于从进光口12进入的入射光,如图1所示,工程漫射体151平行于XY平面布置,入射光从入光面1511进入工程漫射体151并经由工程漫射体151的光形调整后,从工程漫射体151的出光面1512发出;具体地,工程漫射体151,英文名EngineeredDiffusers,它主要作用是把高斯光转化输出成能量分布高度均匀化的光斑,并对输出光的发散角进行控制,也称为匀光片,工程散射片。如图2所示,工程漫射体151是在玻璃基底表面制作一层塑料的散射片结构,这种结构可以使工程漫射体151同时具有玻璃的耐高温、稳定性好的特点,而且具有高分子聚合物材质的高损伤阈值,高透光率,面形控制精确的特点。工程漫射体151是一种可以对其内部随机分布的每个散射中心都进行控制,以使每个散射中心都形成一个漫射体,并对穿过其的光束发散角进行调整的光学元件。工程漫射体151中的散射中心通常体现为微透镜单元,微透镜单元的分布根据产生相应的光束形状函数所选取的概率分布函数来确定。因此,工程漫射体151同时保留了随机性与确定性漫射体的优点。

[0092] 本实施例中,工程漫射体151的作用一是将入射光的发散角进行调整,以将圆形光斑的入射光调整形成的近似长方形光斑的出射光;二是工程漫射体151可以对入射光进行散射,使得出射光的能量的空间分布更加均匀,可以使得长方形的光斑中每一点的能量都能接近人体皮肤的最大辐照量,进而可以最大化射入组织的光能,增加成像深度。

[0093] 在本实施例中,光处理装置15中的分光器152接收工程漫射体151的出光面1512发出的出射光,并将该工程漫射体151的出光面1512发出的出射光分光为第一出射光和第二出射光。

[0094] 具体地,分光器152可以包括非偏振平板分束镜1521、第一反射镜1522、第二反射镜1523和第三反射镜1524;其中,非偏振平板分束镜1521可以位于工程漫射体151的出光面1512的一侧,以对工程漫射体151的出光面1512发出的出射光分光为被非偏振平板分束镜1521反射的第一光束和被非偏振平板分束镜1521透射的第二光束,并且第一光束和第二光束的能量可以是相等的;第一反射镜1522可以位于非偏振平板分束镜1521的第二光束的一

侧,以将第二光束进行第一次反射;第二反射镜1523可以位于第一反射镜1522的反光面的一侧,以将经由第一反射镜1522进行第一次反射后的第二光束进行第二次反射以形成经由第二出光口14射出的第二出射光,即,第二反射镜1523进行第二次反射后的第二光束就是从第二出光口14射出的第二出射光;第三反射镜1524可以位于非偏振平板分束镜1521的第一光束的一侧,以将第一光束进行反射以形成经由第一出光口13射出的第一出射光。

[0095] 具体地,在本发明实施例中,如图1所示,该非偏振平板分束镜1521位于工程漫射体151的出光面1512的一侧,并与XY平面成45度的夹角,第一反射镜1522的反射面垂直于非偏振平板分束镜1521,即,第一反射镜1522可以与XY平面成-45度的夹角,第二反射镜1523的反射面平行于第一反射镜1522的反射面,即,第二反射镜1523可以与XY平面成-45度的夹角,第三反射镜1524的反射面平行于非偏振平板分束镜1521,即,第三反射镜1524可以与XY平面成45度的夹角。

[0096] 如图3所示,经过光声探头10的光处理装置15调整后,使得激光光束的能量分布更加均匀,在人体皮肤上,第一出射光可以形成一个光能量均匀的近似长方形光斑(第一出射光光斑2),光斑的长边长度可以为4厘米,短边长度可以为1厘米,第二出射光可以形成另一个光能量均匀的长方形光斑(第二出射光光斑3),两个光斑的长边长度可以为4厘米,短边长度可以为1厘米,超声探头与皮肤接触区域1位于第一出射光光斑2和第二出射光光斑3之间,在本发明实施例中,由于光处理装置15中的工程漫射体151的作用,进而配合分光器的分光,可以使得照射在被测样本表面的近似长方形的光斑中每一点的能量都能接近人体皮肤的最大辐照量,进而可以使得射入被测样本组织的光能最大化,即,能在满足最大辐照量的条件下向人体皮肤下层组织内入射更多的光能,以此可以最大化激光照射区域与超声信号接收区域的耦合,进而可以加深光声成像深度。

[0097] 进一步地,本发明实施例中,非偏振平板分束镜1521为平板型非偏振平板分束镜,非偏振平板分束镜1521的反射面和透射面平行,采用平板型非偏振平板分束镜可提高分光稳定性,而且,平板型非偏振平板分束镜的质量较轻,体积小,可满足光声探头10的轻量化和小型化的需求。与棱镜相比,非偏振平板分束镜1521分光能量比对于射入光的光斑位置不敏感。第一反射镜1522、第二反射镜1523与第三反射镜1524相对位置的布置方式,可以用于改变第一光束和第二光束的传播方向,使第一光束可以最终照射到第一出光口13以形成第一出射光,使第二光束可以最终照射到第二出光口14以形成第二出射光。三个反射镜可以均为镀膜的激光反射镜,以提高三个反射镜反射率和损伤阈,镀膜的激光反射镜的反射率典型值可达99.5%,损伤阈的典型值可达 $25\text{J}/\text{cm}^2$ (焦耳/平方厘米)。

[0098] 此外,可以理解的是,在实际应用中,根据具体生产设计需求,非偏振平板分束镜1521可以用分光晶体代替,三个反射镜可以由棱镜及反射镜的组合代替,而非偏振平板分束镜1521、第一反射镜1522、第二反射镜1523、第三反射镜1524也可加工成玻璃锥。

[0099] 在发明本实施例中,如图1所示,光声探头10中的超声探头16可以包括探头本体161和固定于探头本体的端部165的声透镜162;;其中,探头本体161位于光声探头10的壳体11内;第一出光口13和第二出光口14位于同一平面,并且第一出光口13和第二出光口14之间开设有端部容纳口,探头本体的端部165通过端部容纳口从壳体11中探出,以从被测样本接收光声信号。其中,被测样本,如人体皮肤下层组织,在第一出光口13和第二出光口14射出的第一出射光和第二出射光的照射下所产生的光声信号经由声透镜162进入探头本体的

端部165以完成超声探头16对光声信号的接收。

[0100] 在本实施例中,光声探头10可以采用的是暗场照明的方式,如图3所示,第一出射光光斑2和第二出射光光斑3均匀分布在超声探头与皮肤接触区域1的两侧,并且第一出射光光斑2、第二出射光光斑3和超声探头与皮肤接触区域1之间没有交叉的区域,以此可以使得光声信号耦合系统更加简单,稳定性更高,光声信号强度在超声探头的探测的深度方向上无较大起伏,对于接收机的时间增益补偿性能要求低。此外由于此光学系统采用导光臂20传输光能,传输能量高,能弥补暗场照明浅表能量不足的劣势。

[0101] 具体地,声透镜162的表面覆盖可以有镀银PET膜,以起到反光透声的作用,可以防止被测样本组织的散射光照射在声透镜162上;以免声透镜162会产生光声信号,传入被测样本的组织中,产生伪影。此外,采用在声透镜162上覆膜的方式,与现有的直接在声透镜162上镀膜的方式相比,加工更加简单,制造成本较低。

[0102] 在本实施例中,如图1所示,第一出光口13和第二出光口14均装设有石英片17并由密封圈18密封,第一出光口13的石英片17和第二出光口14的石英片17位于同一平面中。

[0103] 具体地,该石英片17可以镀有与光声探头10的进光口12的入射光的波长相匹配的增透膜,密封圈可以为硅胶垫,以使得灰尘、油脂等杂质不容易进入光声探头10内部污染光学元件,可以减少因密封不严造成光路性能的下降或者光学元件的损坏的可能性。

[0104] 在本发明实施例中,如图1和图4所示,图4为本发明的一个实施例中的光声探头的外部整体示意性结构图,光声探头10的壳体11可以包括底座112与盖体111的两部分,底座112与盖体111拼合组成壳体11,并可以通过预设的安装孔19进行固定连接,底座112与盖体111的在拼接处加持超声探头16,拼接线处可以是超声探头16的中心线,超声探头16的线缆163可以从超声探头16上方引至壳体11上的线缆出口164,以方便安装超声探头16和引出线缆163,便于壳体11拼合。

[0105] 本发明的另一个实施例中,如图5所示,图5为本发明的一个实施例中的应用于光声成像的光学系统30的示意性结构图,一种应用于光声成像的光学系统30包括:

[0106] 激光器31、光斑调整装置32、导光臂20和上述实施例中的光声探头10;其中,激光器31产生激光;光斑调整装置32接收激光,并对激光进行光斑调整,光斑调整装置32可以包括凹透镜322和凸透镜321;导光臂的进光口2112接收经由光斑调整装置32调整后的激光;光声探头10的进光口12与导光臂的出光口22固定连接,以接收导光臂20传输的激光。

[0107] 具体地,光斑调整装置32包括凹透镜322、凸透镜321,首先,将凹透镜322、凸透镜321装设固定,并与激光器31的出光口共轴等高,再安装导光臂20,使导光臂的进光口2112与凹透镜322、凸透镜321、激光器31出光口共轴等高。光声探头10的进光口12与导光臂的出光口22螺纹紧固连接。

[0108] 该应用于光声成像的光学系统30的工作过程可以为:激光器31产生的光束的光斑通过光斑调整装置32调整为直径适合导光臂20传输的圆形光斑的光束,经导光臂的进光口2112进入导光臂20;光束在导光臂20中由反射镜改变方向最终使得光束从光声探头10的进光口12进入光声探头10。光束先经过工程漫射体151,工程漫射体151将光束的光形调整为近似长方形并对光束进行散射,使光束的能量在空间上均匀分布,经过工程漫射体151处理后的光束被非偏振平板分束镜1521分成能量相等的两束光,即第一光束和第二光束,第一光束沿非偏振平板分束镜1521上表面反射,经由第三反射镜1524再次反射,以形成经由第

一出光口13射出的第一出射光;第二光束经由非偏振平板分束镜1521下表面出射,经过第一反射镜1522和第二反射镜1523的两次反射,以形成经由第二出光口14射出的第二出射光,最终第一出射光和第二出射光均匀地照射至被测样本。

[0109] 在光源产生激光的同时,超声探头16打开接收模式。由于人体组织对光具有散射作用,光束照射路径在人体组织中会与超声探头16的接收路径相互重叠,以此实现了光束照射路径与超声接收路径的耦合,超声探头16可以接收组织产生的光声信号,并将接收到光声信号转换为电信号进行输出。

[0110] 此外,该光声探头10采用的是暗场照明的方式,超声探头与皮肤接触区域1、第一出射光光斑2与第二出射光光斑3的位置关系如图3所示。与明场照明相比,暗场照明耦合系统简单,稳定性高。光声信号强度在超声路径1中在深度方向上无较大起伏,对下一步的接收机的时间增益补偿性能要求低。而且,由于本应用于光声成像的光学系统30采用的是导光臂20传输光能,传输能量高,能弥补暗场照明浅表能量不足的劣势。

[0111] 在发明本实施例中,如图5所示,导光臂20可以为七关节导光臂20,以把激光能量从光源处(例如激光器31)传输至探头(例如光声探头10)处,并且用于支撑和固定光声探头10。七关节导光臂20的基本原理是在关节处安装有镀有介质膜的激光反光镜。当关节旋转时,反光镜跟随旋转关节旋转从而旋转光路从而改变光束传输方向。激光反光镜的损伤阈值高(典型值为 $25\text{J}/\text{cm}^2$),反射率高(典型值为99.5%)。与传统光声成像中的光纤相比,其无非线性效应,耦合效率高。导光臂20的第一关节24、第二关节25、第三关节26保证固定在导光臂20末端的光声探头10即激光出射方向能在三维空间一定的范围内自由移动;保证可以检查任意位置的组织。第四关节27、第五关节28、第六关节29保证光声探头10可以朝向三维空间的任意方向,保证光声探头10能完美贴合患者的组织。第七关节210保证光声探头10可以绕超声以及激光的发射方向旋转任意角度,以方便医生的检查过程。

[0112] 在本实施例中,如图5所示,导光臂20的第二关节25处可以装有重量平衡装置,重量平衡装置具体可以是重锤23或者扭簧,以用来平衡光声探头10以及导光臂20自身的重量,使得光声探头10能停留空间中,医生可以不费力气的改变探头位置。

[0113] 现有的光纤传输方式中,光纤束及其外侧金属保护层重量较大且为线缆状态,医生使用较为不便并且线缆会压迫患者身体而引起患者不适,相比之下,采用导光臂20传输光能,医生操作更加省力方便,而且没有光纤束线缆压迫患者身体,患者的体验更加舒适。

[0114] 在本实施例中,如图5所示,导光臂的出光口22可以与光声探头10的进光口12螺纹连接,导光臂的出光口22处内有标准的细螺纹,以固定光声探头10,进而可以保证导光臂20和光声探头10配合的稳定性以及紧密性。

[0115] 此外,根据实际设计制造的需求,导光臂也可以使用其他类型的,例如,六关节导光臂等。

[0116] 以上仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明保护的范围之内。

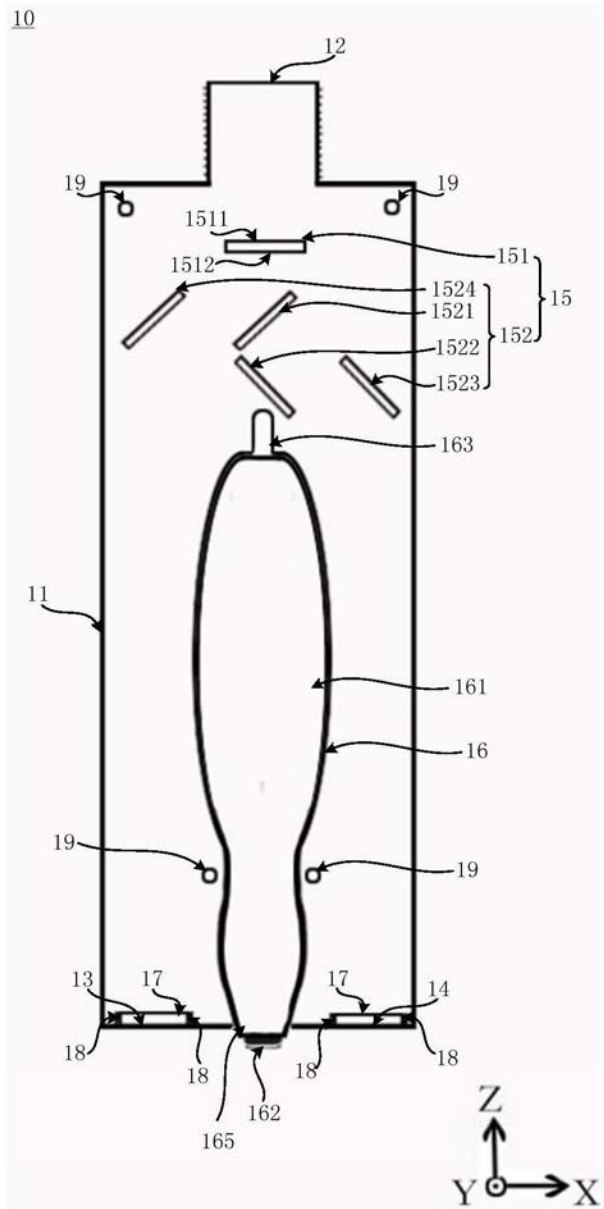


图1

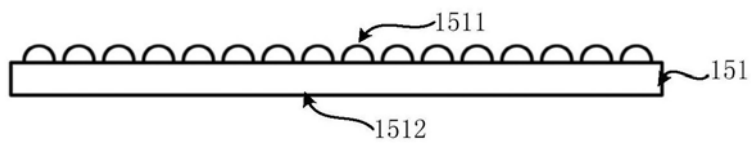


图2

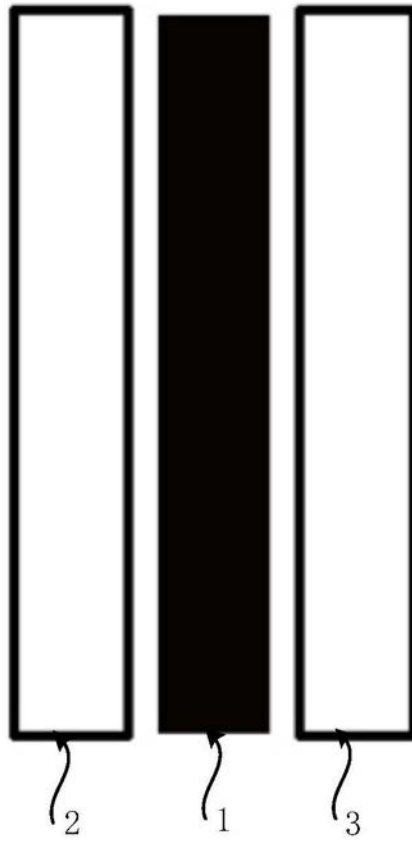


图3

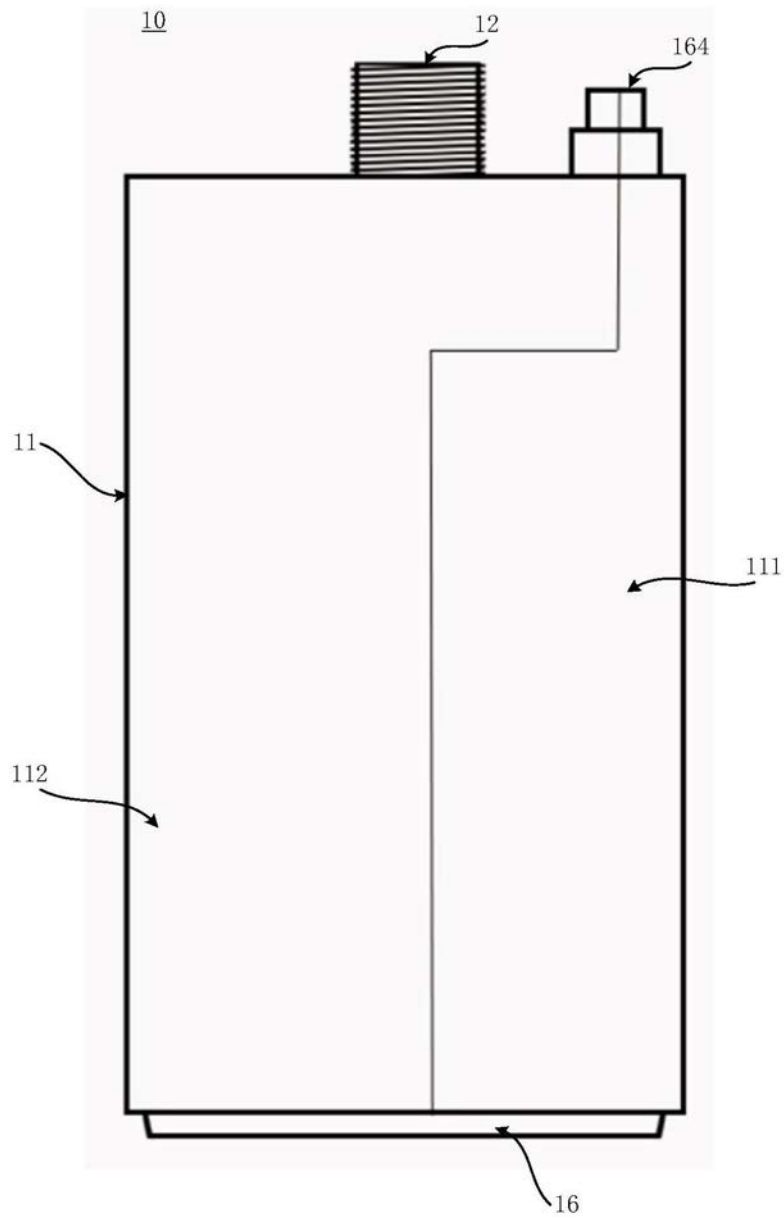


图4

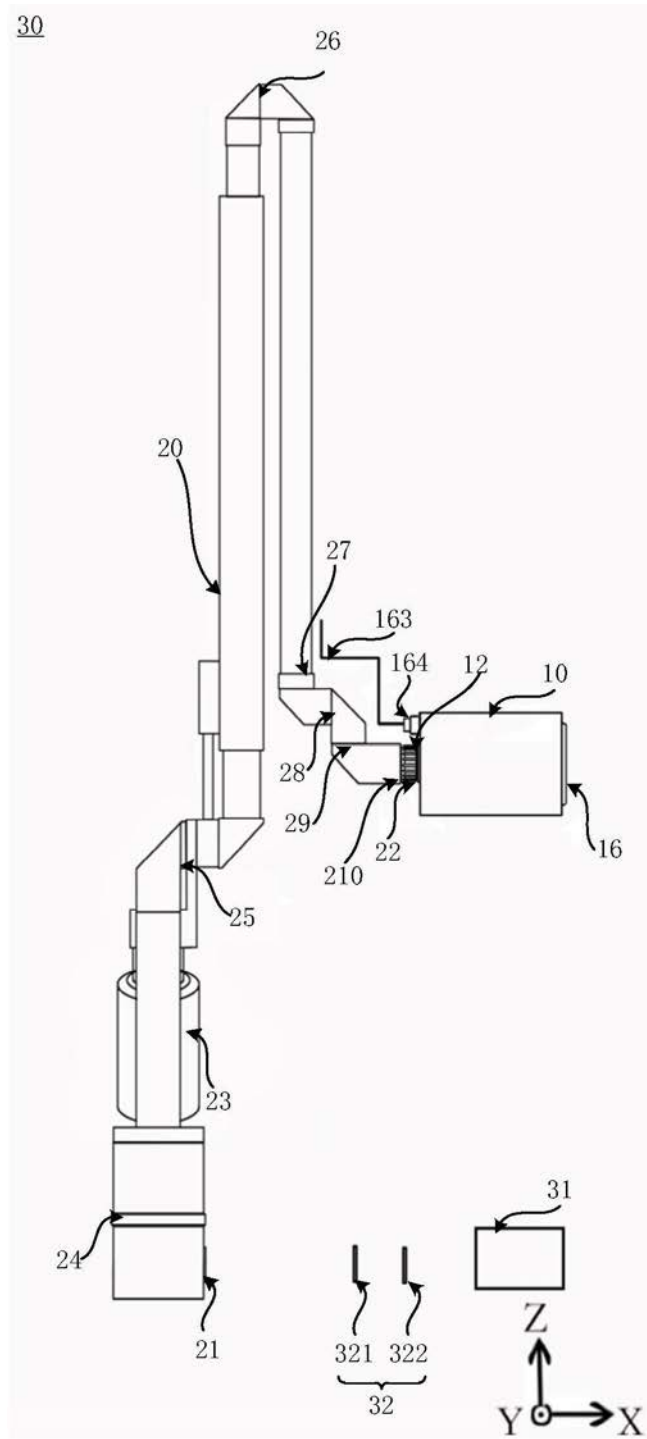


图5

专利名称(译)	光声探头和应用于光声成像的光学系统		
公开(公告)号	CN109589093A	公开(公告)日	2019-04-09
申请号	CN201811414487.2	申请日	2018-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	马骋 陈誉文		
发明人	邓翰迪 马骋 陈誉文 王铉皓		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0062 A61B5/0095 A61B8/4444 A61B2562/0233		
代理人(译)	宋志强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种光声探头以及装设有该光声探头的应用于光声成像的光学系统，应用于光声成像的光学系统包括激光器、光斑调整装置、导光臂和光声探头。该导光臂使得系统有高的光能传输效率并便于医生操作。该光声探头包括：壳体，壳体具有进光口、第一出光口和第二出光口；光处理装置，光处理装置位于壳体内，用于接收入射光并进行光形调整，最终将光传导至第一出光口和第二出光口射出照射被测样本；超声探头，超声探头位于壳体内，以从被测样本接收光声信号并将光声信号转换为电信号进行输出。由于光处理装置中安装有工程漫射体，进而可以使得激光光束的更加均匀照射至被测样本，可以最大化射入被测样本组织的光能，增加成像深度。

