



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101686827 B

(45) 授权公告日 2014. 08. 13

(21) 申请号 200880009104. 1

(22) 申请日 2008. 01. 21

(30) 优先权数据

60/881, 169 2007. 01. 19 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2009. 09. 21

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2008/000089 2008. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02008/086613 EN 2008. 07. 24

(73) 专利权人 桑尼布鲁克健康科学中心

地址 加拿大安大略

(72) 发明人 布赖恩·考特尼

奈杰尔·罗伯特·芒西

阿曼迪普·辛格·辛德 杨晓东

弗朗西斯·斯图尔特·福斯特

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

公司 11227

代理人 田军锋 魏金霞

(51) Int. Cl.

A61B 8/12 (2006. 01)

A61B 1/04 (2006. 01)

A61B 1/07 (2006. 01)

G01D 5/347 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5469853 A, 1995. 11. 28, 全文.

US 6264610 B1, 2001. 07. 24, 全文.

US 6690958 B1, 2004. 02. 10, 全文.

US 2006/0116571 A1, 2006. 06. 01, 全文.

审查员 杨德智

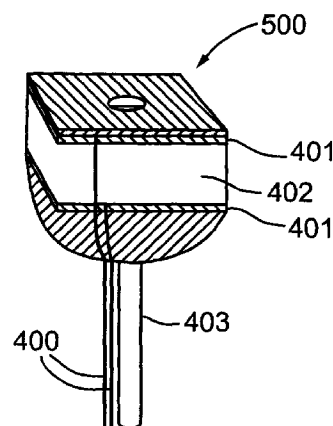
权利要求书3页 说明书26页 附图31页

(54) 发明名称

具有组合的超声和光学成像装置的成像探头

(57) 摘要

本发明提供了一种通过高分辨率成像(包括高频超声和/或光学相干断层成像)对哺乳动物组织和结构进行成像的成像探头。使用高分辨率成像的成像探头结构使用组合的高频超声(IVUS)以及光学成像方法例如光学相干断层(OCT),并且对扫描关注区域期间从超声图像信号和光学图像信号获得的图像进行精确的联合配准。



1. 一种成像探头,用于插入到人体空腔中,该成像探头用于对所述人体空腔的内部进行成像,或者对人体的外部表面进行成像,该成像探头包括:

a) 具有纵向轴线的细长中空轴,该细长中空轴具有远端部分、近端部分以及细长的中间部分,成像组件在所述细长中空轴中设置为远离所述近端部分,所述成像组件连接到成像导管的第一端,所述成像导管延伸穿过所述细长中空轴并在其第二端通过所述近端部分连接到图像处理和显示系统,所述成像导管包括具有远端的光纤并且所述成像组件包括光学发射器/收集器,该光学发射器/收集器包括与光纤的所述远端相关联的光引导和接收装置,该光引导和接收装置用于将光成像能量导出所述光纤的远端并且接收反射的光成像能量信号以及将所述接收到的反射光成像能量信号引导返回至所述图像处理和显示系统,所述成像组件包括超声传感器,所述超声传感器包括声学基板和背衬材料,所述超声传感器发射并接收超声成像能量,并且所述成像导管包括电导体,该电导体用于将所述超声传感器电连接到超声信号发生器以及所述图像处理和显示系统,并且其中所述光学发射器/收集器嵌入在所述背衬材料中;

b) 所述成像组件包括扫描机构,该扫描机构被配置成将来自所述光学发射器/收集器的光以及来自所述超声传感器的超声沿着所述细长中空轴之外的路径传送,所述超声传感器和光学发射器/收集器彼此相对定位并取向,使得能够在扫描关注区域期间对超声图像和光学图像进行精确的联合配准;

c) 驱动机构,该驱动机构用于向所述成像导管和所述成像组件施加运动;

d) 控制器,该控制器连接于所述驱动机构以及所述图像处理和显示系统,并且被配置成对在扫描关注区域期间从超声成像和光学成像获得的图像进行处理以及对超声图像和光学图像进行联合配准;以及

e) 用于显示联合配准图像的显示装置。

2. 如权利要求1所述的成像探头,其中,用于施加所述运动的所述驱动机构是旋转驱动机构,用于施加绕所述纵向轴线的旋转运动。

3. 如权利要求2所述的成像探头,其中,所述旋转运动以一定角速度进行并且所述角速度通过用于所述旋转驱动机构的调节装置进行调节。

4. 如权利要求1所述的成像探头,其中,所述运动是所述成像组件在细长中空轴中的往复平移运动。

5. 如权利要求1所述的成像探头,其中,所述光学发射器/收集器和所述超声传感器彼此相对定位并取向,使得能够沿着基本相同的传播路径从基本相同的方向同时接收超声成像能量和光学成像能量。

6. 如权利要求1所述的成像探头,其中,所述光学发射器/收集器和所述超声传感器彼此相对定位并取向,使得能够利用获得超声图像信号与获得光学图像信号之间的延时对关注区域进行成像,其中被第一成像能量束扫描的路径以主导方式被选定的第二成像能量束跟随,其中第一成像能量束选自以下的组:i) 光成像能量束,和 ii) 超声成像能量束,并且其中第二成像能量束是所述组中未被选作第一成像能量束的成像能量束,其中所述主导方式是指:在始于初始时刻的时间间隔期间,第二成像能量束的轴线不使其本身进一步移动离开第一成像能量束在所述初始时刻的初始轴线。

7. 如权利要求1所述的成像探头,其中,所述光学发射器/收集器包括聚焦和收集光

学器件,用于将从所述光纤的所述远端发射出的光聚焦到被成像的所述关注区域并且用于收集从所述关注区域反射的光。

8. 如权利要求 1 所述的成像探头,其中,所述超声传感器具有表面区域,所述超声信号穿过该表面区域发射,并且其中所述超声传感器具有位于其中的光学传送通道并且其中所述光学发射器/收集器位于所述光学传送通道中,用于发射光穿过所述光学传送通道,从而使得发射出的超声信号和发射出的光同时扫描所述关注区域。

9. 如权利要求 1 所述的成像探头,其中,所述超声传感器具有表面区域,超声信号穿过该表面区域发射,并且其中所述光学发射器/收集器相对于所述超声传感器安装,从而相对于超声信号发射方向以预先选定的角度发射光,使得发射出的超声信号和发射出的光在不同时间扫描所述关注区域。

10. 如权利要求 9 所述的成像探头,其中,所述预先选定的角度选自 90 度、135 度或 180 度的组。

11. 如权利要求 1 所述的成像探头,其中,所述光学发射器/收集器是第一光学发射器/收集器,包括至少第二光学发射器/收集器,该第二光学发射器/收集器配置成相对于第一光学发射器/收集器以预先设定的角度发射光,从而使得由第一光学发射器/收集器发射的光和由第二光学发射器/收集器发射的光在不同时间扫描所述关注区域。

12. 如权利要求 11 所述的成像探头,其中,所述第一光学发射器/收集器和所述至少第二光学发射器/收集器嵌入在所述超声传感器中。

13. 如权利要求 3 所述的成像探头,其中,所述光学发射器/收集器和超声传感器同轴地对齐,从而在同一大致方向上进行发射,用于同时地扫描同一关注区域,其中所述扫描机构包括反射构件,该反射构件安装成反射来自所述光学发射器/收集器的所述光以及来自所述超声传感器的超声信号。

14. 如权利要求 13 所述的成像探头,其中,所述反射构件是可移动反射构件,其中所述可移动反射构件以所述可移动反射构件的可变角度是所述角速度的函数的方式来安装。

15. 如权利要求 14 所述的成像探头,其中,所述反射构件包括声学反射层以及光学反射层,其中所述声学反射层和所述光学反射层是分开的层。

16. 如权利要求 15 所述的成像探头,其中所述声学反射层的轮廓被形成为聚焦所述超声成像能量。

17. 如权利要求 14 所述的成像探头,其中,所述可移动反射构件沿着垂直于所述纵向轴线的枢转轴以枢转方式安装在所述成像组件中。

18. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,其中,所述光学成像能量被用于通过光学相干断层成像实现成像。

19. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,其中,所述光学成像能量是可见光。

20. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,其中,所述光学成像能量是红外光。

21. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,包括连接到所述成像组件和所述控制器的旋转编码器机构,并且其中所述成像组件的所述旋转运动由所述旋转编码器检测,并且其中所述图像处理和显示系统被设置成使用所述检测到的旋转运动来推导成像角度。

22. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,其中,所述人体空腔包括通过人工方式制成的人体空腔。

23. 如权利要求 1 至 17 中任一项所述的成像探头,其中,所述人体空腔是人体内腔。

具有组合的超声和光学成像装置的成像探头

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请涉及 2007 年 1 月 19 日用英语提交的、发明名称为“IMAGING PROBE (成像探头)”的美国临时专利申请 No. 60/881, 169 并且要求其优先权, 该申请通过引用而被整体结合在此。

技术领域

[0003] 本发明基本上涉及使用组合的高频超声 (IVUS) 以及光学成像方法例如光学相干断层 (OCT)、通过高分辨率成像对哺乳动物组织和结构进行成像的领域, 并且涉及对扫描关注区域期间从超声图像信号和光学图像信号中获得的图像进行精确的联合配准。

背景技术

[0004] 人体内部 (或者对于不局限于内部的皮肤或者眼科应用) 的高分辨率成像用于多种目的, 包括以下任何一种: i) 评定组织结构和解剖结构及组分; ii) 设计和 / 或引导人体局部区域上的介入; 以及 iii) 评定改变局部区域的结构、组成或者其它特性的介入的结果。这种特定情况下的高分辨率成像指的是高频超声和光学成像方法。对于本发明, 高频超声一般指的是频率大于 3MHz 的成像, 并且更典型地指的是 9 至 100MHz 范围之内。

[0005] 高频超声对于血管内和心脏内处置是非常有用的。对于这些应用, 超声传感器被结合到可被插入到人体内的导管或其它装置中。作为示例, 高频超声的两个尤其重要的实施方式是用于对血管进行成像的血管内超声 (IVUS) 和用于对心腔进行成像的心脏内超声心动描记法 (ICE)。ICE 和 IVUS 都是最低程度地损害, 并且包括将一个或多个超声传感器放置在血管或心腔内从而获取这些结构的高质量图像。

[0006] 基于在医疗领域中使用的光纤技术的光学成像方法包括光学相干断层成像、血管镜法、近红外光谱法、Raman 光谱法以及荧光光谱法。这些方法一般需要使用一根或多根光纤, 用于沿着成像位置与成像检测器之间的轴传送光能。光学相干断层成像是超声的光学模拟, 并且提供了 1-30 微米量级的成像分辨率, 但是在大多情况下不像超声那样深入地穿入到组织里。光纤还可被用于向治疗操作 (例如组织的激光烧蚀以及光力学治疗) 传送能量。

[0007] 与本发明有关的其它成像形式包括血管镜、内窥镜以及其它类似的成像机构, 其基于光的往回反射通过探头并且来获取图像, 从而对病人体内位置进行成像。

[0008] 高分辨率成像装置已经以多种形式实施, 用于评定哺乳动物解剖结构的多个不同区域, 包括胃肠系统、心血管系统 (包括冠状、外围以及神经脉管系统)、皮肤、眼睛 (包括视网膜)、泌尿生殖系统、乳房组织、肝组织以及其它。作为示例, 使用高频超声或者光学相干断层成像的心血管系统成像已经发展用于评定动脉斑块的结构和组成。

[0009] 高分辨率成像已被用于测量脉管或斑块形状、流经患病动脉的血流以及动脉斑块上的介入效果 (例如通过粥样斑块切除术、血管成形术和 / 或支架术)。还尝试使用高分辨率成像来识别还没有引起临床症状但是破裂或侵蚀及引起剧烈心肌梗塞的风险却在增大

的血管损坏。这些所谓的“易损斑块”是重点关注区域，因为处理这种斑块以提前应对不利临床事件的前景在构想上是有吸引力的。

[0010] 慢性完全闭塞病变是血管损害的一种特定子集，其中脉管的全部内腔在大约一个月时间内被堵塞（根据损害部的血管造影）。大多数血管内成像形式是“侧向观察”并且需要一条用于使血管内成像装置穿过损害部的通道。为了对慢性完全闭塞病变进行成像，高分辨率成像方法如果能适于“前方观察”而不是“侧向观察”配置的话则会更加有用。

[0011] 这些高分辨率成像装置中的一些依赖于使用旋转轴将转矩传送到探头远端附近的成像装置。这些旋转轴通常是长的、细的以及柔性的，从而使得它们可以被运送穿过解剖学导管，例如脉管系统、生殖泌尿道、呼吸道以及其它这类人体空腔。理想地，当连续转矩在特定方向上施加到线缆时，转矩线缆逐渐形成其近端和远端的旋转度之间具有密切关系的特性。这样通过使转矩线缆远端处（人体内）的旋转角度成为转矩线缆近端处（人体外）的旋转角度的合理近似，从而能够使得超声导管的设计简单化。

[0012] 转矩线缆或轴在发生成像位置处的旋转可以不同于在转矩线缆或轴的近端处发生的旋转。当柔性轴至少部分地被运送穿过弯曲通道时，由于成像轴的旋转部件与静止部件之间的惯性和摩擦，尤其出现这种情况。如果旋转速度随时间改变的话，旋转轴近端与远端的旋转速度彼此相等的假设也不太可能是有效的。不清楚成像探头在成像光束被导向组织处的点上的真正角速度的不利结果导致了不均匀旋转失真（NURD）。NURD 会导致图像的显著失真，并且伴随着图像几何形状精度的降低。通过提供更加精确的信息用于图像重建，对远端旋转轴或连接到旋转轴的成像组件的真实旋转速度的更加精确估计的知晓能够有助于克服这种失真。当多于一种成像形式实施在成像探头上时（例如组合的超声及光学成像），旋转速度的更好估计还有助于提高图像联合配准的精确性。

[0013] 尽管使用多于一种形式的成像技术（例如超声及光学技术）已经证明在用于高分辨率成像的医学应用中是有价值的，但是它们通常不会串联地使用。如下面相关技术概要中所述，存在多种设计用于光学和超声技术的组合。然而，这些设计中的局限性妨碍了它们的认可程度。

[0014] 即，结合光学和超声技术的设计使超声和光学成像机构出现偏差，例如 Maschke 在美国专利 7289842 中描述的，导致了获取到不配准的超声及光学信号。对来自这两种成像装置的数据的配准需要成像机构的移动并且容易产生配准误差，这是由于：(i) 不均匀旋转失真（NURD），(ii) 使用两种成像装置在同一位置的连续成像之间发生的物体运动，(iii) 被成像物体的可变性，以及 (iv) 精确跟踪成像装置位置的难度。所有这些影响导致了不精确的联合配准，由此限制了来自这两种成像装置的数据获取的有用性。

[0015] 相关技术概述

[0016] Yock（美国专利 No. 4794931）描述了一种用于血管内超声的、基于导管的系统，用于提供血管内结构的高分辨率成像。该系统包括外套，在该外套内在长的力矩线缆远端附近具有超声传感器。当马达旋转力矩线缆和超声传感器组件时，可以生成解剖结构（例如血管）的 2D 横截面图像。与超声传感器的旋转运动相结合的导管或者力矩线缆以及超声传感器的线性平移允许沿着导管长度获取一系列的 2D 图像。

[0017] Milo 等人（美国专利 No. 5, 429, 136）和 Lenker 等人（美国专利 No. 6, 110, 121 以及 6, 592, 526）描述了往复及振动装置，用于扫描导管端部的圆周或纵向方向上的超声成

像束。往复或振动装置消除了使用诸如集电环的机构来向探头提供电连接的需要,该探头在特定方向上旋转数周,例如超过一个或两个旋转。类似地,光学成像的某些实施可以通过往复或振动装置来避免使用光学旋转接头。

[0018] Liang 等人(美国专利 5,606,975 和 5,651,366)描述了一种前方观察式血管内超声的实施装置,其中超声被导向反射镜,该反射镜导致超声束与脉管系统内前进的旋转转矩线缆的纵向轴线成一定角度进行传送。Liang 等人还描述了使用微型马达、齿轮离合机构、转向线缆或者双压电晶片元件例如形状记忆合金、压电纵列或者导电聚合物来改变反射镜的偏转角度的装置。美国专利 5,651,366 的图 13 显示了结合有光纤的前方观察式超声探头的示意图,其经由光纤及反射镜沿与超声成像束同轴的方向传送激光烧蚀能量,但是不涉及组合式光学及声学成像或者提供对于成像目的有利的光学聚焦元件。

[0019] 血管内超声(IVUS)的使用已经是普遍的,对于该技术有许多改进和修改。柔性力矩线缆(Crowley,美国专利 4951677)改进了旋转力矩沿着 IVUS 导管长度传送的保真度,使被称为不均匀旋转失真的人为因素降到最低。

[0020] IVUS 的中心频率处于 3 至 100MHz 的范围内,更典型地处于 20 至 50MHz 的范围内。较高的频率提供了较高的分辨率,但是导致了较差的信号穿透力以及由此较小的观察区域。根据多个参数,例如传感器的中心频率以及形状、介质的衰减(成像通过该介质产生)以及影响系统信噪比的特定实施规范,穿透深度的范围从小于 1 毫米到几厘米。

[0021] 存在高频超声的变型,其中对反向散射信号的信号获取和/或分析进行了修改,从而便于获得或者推导出有关成像组织的更进一步的信息。这些包括:弹性成像,其中当组织在不同血压下被压缩是对组织内的应变进行评定(de Korte 等人于 2002 年 4 月 9 日在 Circulation 上发表,105(14):1627~30);多普勒成像,其对运动(例如解剖结构中的血液流动)作出评定;虚拟组织学,其尝试通过反向散射信号的射频特性结合图案识别算法来推导出组织的组成(Nair,美国专利 6,200,268);二次谐波成像(Goertz 等人于 2006 年 8 月在 Invest Radiol 上发表;41(8):631-8)以及其它。这些成像形式中的每个均可以通过本发明描述的装置而获得改进。

[0022] 超声传感器本身也进行了相当大地改进,包括使用单晶超声传感器以及复合超声传感器。

[0023] Hossack 等人(WO/2006/121851)描述了一种前方观察超声传感器,该传感器使用电容式微加工超声传感器(CMUT)以及反射表面。

[0024] Tearney 等人(美国专利 6,134,003)描述了多个实施例,与通过高频超声或 IVUS 容易获得的成像相比,所述实施例使得光学相干断层成像能够提供更高分辨率的成像。

[0025] Boppart 等人(美国专利 6,485,413)描述了光学相干断层成像的多个实施例,包括前方观察实施工具。通过诸如马达、压电、可移动线、膨胀装置以及其它机构的机构,可以设置光纤或者梯度折射率(GRIN)透镜。

[0026] Mao 等人(Appl Opt. 2007 年 8 月 10 日;46(23):5887-94)描述了一种通过单模纤维制造超小 OCT 探头的方法,所述单模纤维连接到用作透镜的小段长度 GRIN 纤维。在纤维和透镜之间引入光学隔片能够改变纤维-透镜系统的工作距离。此外,在远端增加一小段长度的未覆盖纤维并且以一定角度斜切该未覆盖纤维可以在纤维-透镜系统的端部增加偏转元件。这种偏转元件能够进行侧向观察成像,其还可以通过小型棱镜或反射镜来实现。

[0027] 光学相干断层成像 (OCT) 的变型包括极性敏感 OCT (PS-OCT), 其中组织成分的双折射特性可以被利用以获得关于结构和组分的额外信息; 分光镜 OCT, 其类似地提供了关于成像结构组分的改进信息; 多普勒 OCT, 其提供关于流量和运动的信息; 经由 OCT 的弹性成像; 以及光频区域成像 (OFDI), 其允许显著地更加快速地获取成像数据, 并且由此能够在更短时间内在更大关注空间上产生成像。同样, 这些成像形式中的每一个都能够通过本发明而得到改进。

[0028] 除了 OCT 之外, 还有多种其它的基于光纤的成像形式。Amundson 等人描述了一种系统, 该系统通过红外光来穿过血液成像 (美国专利 No. 6, 178, 346)。用于该成像系统的电磁光谱范围被选择成能够使对血液的穿透性最佳, 从而允许与可见光谱中血管镜法所提供的相类似地穿过血液进行光学成像, 但是不需要将血液冲出成像区域。

[0029] Dewhurst (美国专利 5, 718, 231) 描述了一种用于血管内成像的向前观察探头, 其中光纤行进穿过超声传感器从而将光照到探头端部径直前方的目标组织。光随后与目标组织相互作用并且产生被超声传感器接收的超声波, 并且图像仅仅在系统未设置成接收并处理光学图像时是光声图像。Dewhurst 装置中使用的超声传感器局限于聚合体压电薄膜, 例如 PVDF 薄膜, 并且仅用于接收超声能量, 而不将电能转换到超声。

[0030] 血管镜法、内窥镜法、支气管镜法以及多种其它成像装置已经被描述, 其基于照亮人体内靠近刚性或柔性轴远端的区域的原理, 允许哺乳动物体内的内部管道和结构 (例如血管、胃肠腔以及肺部系统) 的可视化。图像随后通过在轴的端部附近设置光检测器阵列 (例如 CCD 阵列) 或者通过使一束光纤将从轴远端接收到的光线传送到远端而得以产生, 其中光检测器阵列或其它系统允许操作者产生或者观察照亮区域的图像显示。除了其它缺点之外, 光纤束占的体积大的并且降低了轴的灵活性。

[0031] 其它基于光纤的用于解剖学结构的最低损害性评定的形式包括如 Motz 等人所描述的 Raman 光谱法 (J Biomed Opt. 2006 年 3 月至 4 月; 11(2)), Caplan 等人描述的近红外光谱法 (J Am Coll Cardiol. 2006 年 4 月 18 日; 47(8 suppl):C92-6), 以及荧光成像法, 例如瘤中蛋白水解酶的标记荧光成像法 (Radiology. 2004 年 6 月; 231(3):659-66)。

[0032] 将超声及光学相干断层成像结合到单个导管之上的能力是极为有利的。Kubo 等人关注于使用 OCT、IVUS 以及血管镜法对冠状动脉进行活体研究, 从而对导致剧烈心肌梗塞的损害形态进行估定 (Journal of American College of Cardiology, Sept 4, 2007, 10(50):933-39)。他们指出使用这些形式中的每一种来进行成像都是有益处的。然而, 由于结合这些功能的导管当前还没有投入商用, 因此为了执行他们的研究, 他们必须使用分开的导管用于 IVUS、OCT 以及血管镜法成像形式中的每一种。Kawasaki 等人早先在冠心病尸体样本上、使用单个探头作为 OCT 及 IVUS 部件, 对 OCT、传统 IVUS 以及被称为集成式反向散射 IVUS 变体进行了比较。Brezinski 等 (Heart, 1997 May; 77(5):397-403) 先前已经解释了在解剖的大动脉样本上进行离体研究, 其中再次使用分开的探头对 IVUS 和 OCT 图像进行对比。后一种研究中的 OCT 探头不适于活体使用。

[0033] 光学相干断层成像通常比超声具有高的分辨率并且具有能够比超声更好地识别出血管及其它组织中的某些结构或成分的潜力。例如, 纤维帽厚度或者炎症的出现或者动脉表面附近坏死区域可以用光学相干断层成像更好地解决。然而光学相干断层成像由于其在大多数生物介质中的较小穿透深度 (500 至 3000 微米的量级) 而受到限制。大多数这种

介质都不是光学透明的。

[0034] 同时,超声具有更好地穿透生物介质例如血液和软组织的能力并且其穿透深度通常地延伸超过光学相干断层成像的穿透深度几毫米或者厘米。通过使用组合成像装置的成像方法来进行成像的能力提供了关于选择所需分辨率和穿透深度的优点。此外,由光学相干断层成像采集到的大部分信息与由超声采集到的大部分信息是互补的,并且由两种方法采集的信息的分析或显示会提高更好地理解需要测定的组织(例如关于其成分)的能力。

[0035] IVUS 与 OCT 的这些不同在本领域是公知的。Maschke(美国专利公开号 2006/0116571 对应美国专利申请号 11/291,593)描述了导引线的实施例,OCT 和 IVUS 成像传感器都固定到所述引导线上面。所述发明具有多个缺点。引导线的直径一般是 0.014”到 0.035”(大约 350 微米到 875 微米),而超声传感器一般是至少 400 微米*400 微米并且对于频率在 20 到 100MHz 范围内的话尺寸会更大。如果传感器太小,那么束会不充分地聚焦以及具有差的信号特性。在 Maschke 中,IVUS 和 OCT 成像机构被设置在沿着引导线长度的不同位置并且这种类型配置(IVUS 和 OCT 成像装置设置在沿着成像轴长度的不同位置上)的缺点在于不能允许图像的最优联合配准。

[0036] Maschke(美国专利 7,289,842)描述了一种将 IVUS 和 OCT 结合到导管上的成像系统,其中 IVUS 和 OCT 成像元件沿着导管的长度彼此纵向地移动,该导管绕着其纵向轴线旋转。Maschke 还描述了生成图像,其中图像的中心部分基本上从系统的较高分辨率 OCT 成像部分的输出中导出,而图像的外部部分基本上从系统的超声成像部分的输出中导出,从而利用超声的较大穿透深度以及 OCT 更高的分辨率以用于靠近导管的组织。

[0037] Park 等(美国专利申请 11/415,848)也主要涉及一种将 IVUS 和 OCT 成像结合到单个导管上的想法。

[0038] 然而,用于单个装置上组合式声学及光学成像(例如组合式 IVUS 和 OCT 成像)的集成方法并非不重要的。使光学成像元件和声学成像元件在主要旋转的导管上纵向地彼此分开不能够提供理想的配置用于组合成像。更理想的配置是能够采集到高质量的声学及光学信号,基于超声及光学的图像由所述信号形成,同时使声学及光学图像能够以更精确的方式彼此配准。

[0039] 例如,通过简单地将 IVUS 成像元件设置成与 OCT 成像元件沿着导管长度相一致,IVUS 和 OCT 图像的成像平面中心将会彼此分开至少大约是超声传感器长度一半以及光学成像元件长度一半的距离。

[0040] 用于血管成像的机械式 IVUS 传感器的长度一般超过 400 微米。IVUS 和 OCT 成像平面之间的分开距离(例如 Maschke 提出的配置中)将会需要在光学和声学成像平面之间至少 250 微米的分开距离。一般地,机械式 IVUS 以每秒 30 帧的速度旋转以及拉回速率为 0.5mm/s,这意味着对于给定的时间点 t_0 ,在较远设置的成像装置移动到较近设置的成像装置最初在时刻 t_0 所处的同一位置的时间之内,至少走过 15 帧图像或者 500 毫秒。这种几百毫秒或者成像探头几个旋转的分开使得很难将一种成像方法的成像数据与另一种进行精确地配准。

[0041] 假定导管在这个时间段在人体内腔内发生无意的横向及纵向位移,例如由于心脏收缩以及搏动血流导致的位移,那么上面所述是尤其相关的。非均匀旋转失真(NURD)还会影响对通过彼此远离的多个旋转而采集的图像进行精确配准的能力。当考虑到能够发现重

要病理例如受影响斑块的大小的时候,两套数据配准的任何不精确都会非常要紧。动脉斑块组分的外观(例如纤维帽的厚度、钙化结节的存在或者动脉粥样化沉积的程度)的引人注意的差别可以沿着血管长度小到几百微米而进行观察。类似地,解剖学导管(例如血管)的小型但是潜在相关的分支可以具有小于 100 微米数量级的尺寸。

[0042] 先前的 IVUS 及 OCT 的试验和实施或者声学及光学成像的其它组合都没有能够以适用于最低侵入性成像(例如血管内成像)的方式、对来自于两种或多种成像装置的成像数据的配准实现良好的精度。

[0043] 据发明人所知,先前的 IVUS 及 OCT 的试验和实施或者声学及光学成像的其它组合都没有能够以适用于最低侵入性成像(例如血管内成像)的方式、对来自于两种或多种成像装置的成像数据的配准实现良好的精度。

[0044] 非常有利地,提供高分辨率成像探头,该探头将声学及光学成像结合到“前方观察”探头而不是“侧向观察”探头上。同样有用地,提供能够向后观察的类似探头,或者在一般侧向观察配置中从多个角度进行观察。

[0045] 同样有利地,提供高分辨率成像探头,该探头将超声成像与一种或多种光学成像装置相结合。

[0046] 同样有利地,提供最低侵入性成像探头,该探头能够用于光声成像或声致发光成像。

[0047] 同样有利地,提供最低侵入性成像装置,其中成像装置中的一种提供了有关其它成像装置获取成像数据的方向的有用信息。

发明内容

[0048] 本发明提供一种成像探头的实施例,该探头以能够通过两种或多种成像方法同时进行成像的方式将声学及光学成像装置组合在一起。该实施例使得所述方法能够对各种形式获得的图像进行精确的联合配准。在部分实施例中,本发明提供了将声学成像装置与治疗能量(例如用于光力学治疗的紫外光或者用于烧蚀方法的激光能量)的传送相结合的实施例。

[0049] 本发明还提供使用一种成像形式帮助第二种成像形式的重建的实施例。这更具体地涉及监测成像探头内部件的位置或定向,所述位置或定向随后确定成像区域的位置或定向。

[0050] 本发明提供将高频超声和光学相干断层成像结合到组合成像系统中的方法。

[0051] 本发明提供一种新颖的装置,用于实施组合式超声及光学成像系统,其中扫描的空间包括成像传感器所在位置前方或后方的区域。

[0052] 本发明提供通过单个光纤或少量光纤连同获取超声图像的装置来获取与由血管镜法、内窥镜法以及类似成像技术所产生的图像相类似的图像的能力。这些光学图像还能够利用红外和 / 或可见光波长来获得

[0053] 本发明提供用于将高频超声与光学相干断层成像相结合的装置,其中扫描的空间包括成像传感器所在位置前方或后方的区域。

[0054] 本发明的实施例还能够扫描用于成像目的的区域或者将治疗能量传送到轴所达到的区域,其中轴旋转速度的变化引起声学 and / 或光学能量的发射器和 / 或接收器方向的

变化。

[0055] 本发明还有助于某些高分辨率成像形式,其使用声学能量来产生光学能量(声致发光成像)或者使用光学能量来产生声学能量(光声成像)。

[0056] 本发明的实施例提供一种成像探头,用于插入到人体内腔及空腔中,该成像探头用于对所述人体内腔及空腔的内部进行成像或者对人体的外部表面进行成像,该成像探头包括:

[0057] a) 具有纵向轴线的细长中空轴,该细长中空轴具有远端部分、近端部分以及细长的中间部分,成像组件在所述细长中空轴中设置为远离所述近端部分,所述成像组件连接到成像导管的第一端,所述成像导管延伸穿过所述细长中空轴并在其第二端通过所述近端部分连接到图像处理和显示系统,所述成像导管包括具有远端的光纤并且所述成像组件包括光学发射器/收集器,该光学发射器/收集器包括与光纤的所述远端相关联的光引导和接收装置,该光引导和接收装置用于将光成像能量导出所述光纤的远端并且接收反射的光成像能量信号以及将所述接收到的反射光成像能量信号引导返回至所述图像处理和显示系统,所述成像组件包括超声传感器,所述超声传感器发射并接收超声成像能量,并且所述成像导管包括电导体,该电导体用于将所述超声传感器电连接到超声信号发生器以及所述图像处理和显示系统;

[0058] b) 所述成像组件包括扫描机构,该扫描机构被配置成将来自所述光学发射器/收集器的光以及来自所述超声传感器的超声沿着所述细长中空轴之外的路径传送,所述超声传感器和光学发射器/收集器彼此相对定位并取向,使得能够在扫描关注区域期间对超声图像和光学图像进行精确的联合配准;

[0059] c) 驱动机构,该驱动机构用于向所述成像导管和所述成像组件施加运动;

[0060] d) 控制器,该控制器连接于所述驱动机构以及所述图像处理和显示系统,并且被配置成对在扫描关注区域期间从超声成像和光学成像获得的图像进行处理以及对超声图像和光学图像进行联合配准;以及

[0061] e) 用于显示联合配准图像的显示装置。

[0062] 对本发明的功能性和有利方面的进一步理解可以通过参考下面的详细描述和附图得以实现。

附图说明

[0063] 参考附图,通过仅仅示例的方式描述本发明的优选实施例。

[0064] 图 1 是包括超声成像部件和光学成像部件的成像系统的示意图;

[0065] 图 2 是具有适配器、导管以及成像组件的柔性成像探头的透视图;

[0066] 图 2a 是图 2 中成像探头的中部沿着虚线截取的横截面视图;

[0067] 图 2b 是图 2 中成像探头的远端区域的放大透视图;

[0068] 图 2c 显示了成像探头的旋转部件和非旋转部件如何能够通过适配器连接到成像系统其余部分的示意图;

[0069] 图 2d 是探头的旋转部件和非旋转部件连接到适配器的示例的透视图;

[0070] 图 3a 至 3e 是现有技术中描述的一般成像导管配置的代表;

[0071] 图 3a 示出了用于外套的线上配置的一个实施例,该外套在具有引导线内腔时与

成像探头相结合；

[0072] 图 3b 示出了穿过成像探头的截面图,用于图示引导线内腔配置；

[0073] 图 3c 示出了用于外套的快速访问配置,该外套在具有引导线内腔时与成像探头相结合；

[0074] 图 3d 示出了穿过成像探头中不包含引导线内腔的部分的截面图；

[0075] 图 3e 示出了穿过成像探头中包含引导线内腔的部分的截面图；

[0076] 图 4a 至 4l 是超声传感器以及使成像光线路径发生偏转的装置的示例,该传感器包含孔,用于允许光学能量穿过传感器而传送,从而使光学及声学成像区域彼此精确地对齐；

[0077] 图 5a 至 5f 是超声传感器的示例,不包括使成像光线路径发生偏转的装置,该传感器包含孔,用于允许光学能量穿过传感器而传送,从而使光学及声学成像区域彼此精确地对齐；

[0078] 图 6a 至 6c 显示了代表性的声学传感器配置,其中图 6a 的传感器中没有孔。图 6d 至 6f 显示了穿过超声传感器设置孔对由超声传感器产生的声束图案的影响的代表性模拟结果,其中图 6d 没有孔；

[0079] 图 7a 至 7e 显示了超声传感器的示例,该传感器的顶部上或者凹入到该声学传感器内设有光学设备,用于传送和 / 或接收光学成像能量；

[0080] 图 8a 是适于通过声学及光学成像来进行侧向观察的成像组件的透视图；

[0081] 图 8b 是图 8a 中成像组件的侧视图；

[0082] 图 8c 至 8e 是图 8a 中的成像组件处于不同旋转位置的端视图；

[0083] 图 9a 至 9c 显示了光学成像发射器 / 接收器被嵌入到声学传感器的背衬材料 435 中的配置；

[0084] 图 10a 至 10e 类似于图 8b 至 8e,显示了成像组件以往复方式而不是在单一旋转方向上进行旋转；

[0085] 图 11 显示了成像探头的透视图,其中主要运动是纵向运动,其中被光束和声束扫过的表面是两个共面矩形；

[0086] 图 12 显示了成像探头的实施例的透视图,其中光学成像系统被配置成使得光学成像束倾斜从而使得这些成像束基本上会聚或重叠；

[0087] 图 13 是适于利用声学及光学成像来进行侧向观察的成像组件的横截面图；

[0088] 图 14a 是适于利用声学及光学成像来进行前方观察的成像组件的横截面图；

[0089] 图 14b 是适于利用声学及光学成像来进行前方观察的成像组件的横截面图,其中人造肌肉聚合物可被用于使成像探头的远端区域发生变形；

[0090] 图 15a 是适于利用声学及光学成像来进行侧向观察的成像组件的横截面图,该组件使用反射部件将光学及声学束引导到侧向方向；

[0091] 图 15b 至 15c 类似于图 15a,但是其中反射部件绕着枢转点安装,从而使得光学及声学束能够以可变的角度在侧向方向上被扫描；

[0092] 图 16a 是使用可倾斜部件的成像探头的实施例的横截面,其中倾斜动作是由于成像组件绕着纵向轴线的旋转运动而由向心加速度调节；

[0093] 图 16b 是沿着图 16a 中的线 16b-16b 的视图；

- [0094] 图 16c 是图 16a 中成像探头的横截面,但是可倾斜部件处于使用期间中的不同角度;
- [0095] 图 16d 是沿着图 16c 中的线 16d-16d 的视图;
- [0096] 图 17a 是可偏转部件的透视图,该部件包括平坦的光学反射层和成形的声学反射层;
- [0097] 图 17b 至 17d 显示了图 17a 的偏转部件的横截面;
- [0098] 图 18a 是超声成像传感器的透视图,其具有穿过声学传感器中两个分开的光学传送通道的两个光学成像发射器/接收器;
- [0099] 图 18b 是具有超声成像传感器的成像探头的实施例的透视图,该传感器具有两个光学成像发射器/接收器,所述发射器/接收器设置成与成像组件的主要旋转运动相对齐;
- [0100] 图 18c 是沿着图 18b 中箭头 C 的视图;
- [0101] 图 19 是系统的示意图,其中两个光学成像系统通过光学路由回路而连接到同一光学成像波导管;
- [0102] 图 20a 和 20b 显示了扇段形图案,用于同时地显示彼此联合配准的两个或多个图像的若干部分;
- [0103] 图 21a 和 21b 显示了任意图案,用于同时地显示彼此联合配准的两个或多个图像的若干部分;
- [0104] 图 22 是显示的示意图,其随着时间从一个联合配准图像转换到另一个联合配准图像;
- [0105] 图 23a 和 23b 显示了第一图像中的特征如何能够映射到与第一图像联合配准的另一图像中的特征;
- [0106] 图 24a 和 24b 显示了第一图像中的轮廓特征如何能够映射到与第一图像联合配准的另一图像中,以及相反的情形;以及
- [0107] 图 25a 和 25b 提供了示意图,显示如何能够从两个或更多个联合配准的成像数据集合构建复合图像。

具体实施方式

[0108] 非限制性地,这里所描述的系统的大部分指的是能够通过光学和声学装置两者进行成像的成像探头。根据需要,在此公开本发明的实施例。然而,所公开的实施例仅仅是示例性的,并且应当理解的是本发明可以以多种多样的以及替代的形式进行实施。

[0109] 附图并非按比例绘制,并且一些特征被进行了放大或缩小,以显示特定元件的细节,而相关元件则可能被省去了,以防止遮挡新颖的部分。因此,这里所公开的特定结构和功能细节并不被理解为限制性的,而是仅仅作为权利要求的基础以及作为教示本领域技术人员以各种方式实施本发明的代表性基础。出于教示以及并非限制性的目的,所示实施例涉及能够通过光学和声学装置进行成像的成像探头。

[0110] 如在此使用的,当与尺寸、温度或者其它物理属性或特征的范围共同使用时,术语“大约”指的是涵盖了存在于尺寸范围的上限及下限中的微小变化,从而不排除那些平均起来大部分尺寸都满足但是在统计学上的尺寸可能处于该区域之外的实施例。例如,在本

发明的实施例中,给出了成像探头的部件尺寸,但是应当理解的是,这些都不意味着进行限制。

[0111] 如在此使用的,词组“图像的联合配准”指的是识别由一种成像装置获取的成像数据的子集与利用另一种成像装置获取的成像数据的子集的过程,其中所识别的来自所述两种装置的成像数据是通过检测来自同一物体(或者在本发明情况下为组织)的成像能量的形式(例如光子或超声)而获取的。第一子集中的每个联合配准点然后能够映射到第二子集中的对应点,使得来自所述两种不同成像装置的两个点被认为是从被成像物体(或组织)的相似病灶区域获取的。

[0112] 在使用两个或更多个成像装置所获取的图像之间,图像或者图像一部分的成功且精确的联合配准是有用的,因为它能够提供多个机会来通过多于一个成像装置来评定被成像物体的关注特征。

[0113] 图 1 表示了根据本发明构造的示例性成像系统的概视图,该系统总体表示为 10。该系统包括成像探头 12,该探头 12 经由适配器 14 连接到图像处理及显示系统 16。图像处理及显示系统 16 包括必要的硬件来支持下述成像形式中的一种或多种:1) 超声,2) 光学相干断层成像,3) 血管镜法,4) 红外成像,5) 近红外成像,6) Raman 光谱成像,以及 7) 荧光成像。

[0114] 光学相干断层成像、超声、血管镜法以及红外成像回路的实施已在现有技术中进行了描述。

[0115] 这里描述的系统通常进一步包括控制器和处理单元 18,以便于系统的多个功能性单元的协同行为,并且可进一步包括显示器和/或用户界面,并且可进一步包括电极传感器以获取来自被成像病人的身体的心电图信号。所述心电图信号可被用来在心脏运动对图像质量可能产生影响的情况下设定成像数据获取的时间。如果包含在本发明的特定实施例中的话,形成图像处理及显示系统的光学回路及电子元件 21 可包括下述部件中的任何一个或全部:干涉计部件、一个或多个光学参考臂、光学多路复用器、光学多路分配器、光源、光检测器、分光计、压电滤光器、计时电路、模数转换器以及对于实现在背景技术和现有技术部分中描述的任意光学成像技术所公知的其它部件。超声回路 20 可包括以下部件中的任何一个或全部:脉冲发生器、电子滤波器、模数转换器、平行处理阵列、包络检波、包括时间增益补偿放大器的放大器以及对于实现在背景技术和现有技术部分中描述的任意声学成像技术所公知的其它部件。

[0116] 如果包含在本发明的特定实施例中的话,控制器和处理单元 18 用于多种目的,并且部件将根据特定成像系统的需要而显著地进行适应。控制器和处理单元 18 可包括电机驱动控制器、数据存储部件(例如内存、硬盘、可移动存储装置、用于便携式存储介质例如 CD 和 DVD 的读取器和记录器)、位置检测电路、计时电路、心脏选通功能、测定体积图像处理器、扫描转换器及其它装置中的一种或其组合。可选地,还可设置显示器和用户界面 22,用于实时显示或者成像数据获取时刻后某一时刻的数据显示。

[0117] 成像探头 12 包括其远端远端 32 附近的成像组件 30、沿着其长度大部分的可选导管 34 以及其近端 38 的连接器 36。对于本发明,成像组件 30 一般指的是从中收集信号(声学或光学或者两者)的成像探头 12 的部件,用于靠近成像组件 30 的区域的成像。成像组件 30 包括至少一个或多个成像能量发射器以及至少一个或多个成像能量接收器。对于本

发明,“成像能量”指的是光能和声能两者。具体地,光指的是覆盖紫外线、可见光以及红外光谱波长的电磁波。例如,对于声学成像,成像组件 30 包括超声传感器,该超声传感器既是声能的发射器又是声能的接收器。

[0118] 对于光学成像,光学组件 30 一般包括光纤的远端远端,以及光学部件例如透镜(例如球透镜或 GRIN 透镜)的组合,所述部件共同地用作光学接收器并可用作光学发射器。镜和 / 或棱镜通常结合作为光学发射器和 / 或接收器的一部分。成像组件 30、连接器 36 和 / 或成像导管 34 可以是充有液体的(例如盐水),并且可冲洗。

[0119] 成像探头 12 可以在沿着其长度的一个或多个点上包含端口,以便于冲洗。对于光学成像,可以考虑充有气体的成像探头 12。优选地,所述气体基本上包括二氧化碳或者其它容易溶解的气体。可替代地,成像组件可被分区,从而存在至少一个充有气体的分区或内腔用于光学成像以及至少一个充有液体的分区或空腔用于声学成像。

[0120] 成像导管 34 包括至少一个光学波导管或者至少一根导线(优选为两根或多根),所述导线将发射器和 / 或接收器经由连接器连接到适配器。成像导管 34 还可用作机械力传递机构,用于旋转或者平移成像组件。例如,成像导管 34 可包括被两层彼此绝缘的电线缠绕的光纤。成像导管 34 可进一步通过其它结构特征得到加强,例如螺旋缠绕线或者其它用于构成成像力矩线缆的设计,所述线缆用于使扫描机构旋转,如相关技术中所述。

[0121] 适配器 14 便于将任何光纤和 / 或线中的信号传送到适当的图像处理单元。适配器 14 还可结合有回拉机构 49(图 2d)或者往复推拉机构,以便于成像组件的纵向平移。成像组件 30 的这种纵向平移可以与环绕成像导管 34 的外轴的纵向平移共同发生,或者在相对静止的外轴内发生。

[0122] 可结合附加的传感器作为适配器 14 的一部分,例如位置感测回路,用于感测成像探头 12 内的旋转部件的旋转角度。成像探头 12 还可包括存储部件,例如 EEPROM 或其它可编程存储装置,其包括关于成像探头到成像系统其余部分的信息。例如,它可包括关于成像探头 12 的规格识别的说明,并还可包括关于探头 12 的校准信息。

[0123] 尽管声学 and 光学成像数据的精确校准是高度期望的,但重要的是认识到需要最优化最低侵入性探头的几何形状,从而使其能够尽可能合理地小,从而达到其期望目的。当前的 IVUS 和 ICE 探头的直径大约为 0.9 至 2mm 并且探头的较小尺寸能够在冠状解剖体的血管树中随着血管尺寸逐渐变细而被递送得更远。因此,较小的尺寸通常允许了对大部分冠状解剖体的访问。由此希望使结合了光学成像和声学成像的探头实施例能够在使探头的某些尺寸(例如探头直径)最小化的配置中进行成像。

[0124] 图 2 是包含光纤 40 和同轴电线 50 的柔性导管的透视图。近端连接器包含光纤 40,该光纤 40 能够被适配器接收从而将成像光纤 40 以光学方式连接到光学成像系统“后端”。还具有电连接器 56,其允许一个或多个电导管连接到超声回路和 / 或控制器和处理单元。在成像导管绕其纵向轴线旋转的实施例中,可能需要将成像光纤的旋转部件与相对静止的光纤相连,该相对静止的光纤连接到光学成像系统的后端 21。旋转光纤探头的连接能够通过光纤旋转接头而实现,所述光纤旋转接头结合作为成像探头 10 的近端连接器的一部分或者作为适配器 14 的一部分。类似地,在成像导管绕其纵向轴线旋转的实施例中,可能需要将随成像导管旋转的导线连接到超声回路 20 和 / 或控制器和处理单元 18 的相对静止的导体,优选通过集电环(slip ring)来连接。这些集电环能够被结合作为成像探头 36

的近端连接器的一部分或者作为适配器 14 的一部分。

[0125] 图 2a 示出了沿虚线截取的图 2 中的成像探头的中部的横截面视图,其显示了光纤 40、引导线端口 44 和引导线 42、成像导管 34、成像导管腔 46、中空的外套 48、柔性细长轴(由生理上可相容的材料制成并且直径适于允许中空细长轴插入到人体内腔及空腔中)、以及同轴电线 50。图 2b 中所示的成像探头 10 的端部的放大详图显示出引导线 42 的远端远端延伸越过外套 48 的端部和外套 48 端部的冲洗端口 54。在图 2 中,成像探头 10 的近端包括连接器组件 36 和另一个引导线端口 55,引导线 42 插入到引导线端口 55 中,连接器组件 36 包括冲洗端口 58 和沿着连接器主体的电接触器 56。

[0126] 图 2c 显示了成像探头的旋转和非旋转部件如何能够通过适配器连接到成像系统其余部分的示意图。图 2d 示意性地显示了成像探头的旋转部件如何能够连接到适配器的旋转部件。各个旋转部件可以通过本领域公知的连接器和其它配置以电学、光学、和 / 或机械的方式进行连接。类似地,成像探头的非旋转部件可以连接到适配器 14 的非旋转部件。适配器 14 可包括集电环、光学旋转接头以及其它能够将旋转部件通过电学或光学方式连接到非旋转部件并能够实现与系统其余部分进行必要的电信号及光信号通讯的工具。

[0127] 也可使用双光纤光学旋转接头,但是该接头要复杂得多。固定到成像探头 12 中的旋转部件上的任何导体之间的电连接可以经由金属集电环和弹簧、金属集电环和电刷或者其它在静止导体和旋转导体之间形成导电接触的一般公知方法而连接到非旋转导电元件。

[0128] 尽管图 2d 中分开地显示了电连接、光学连接和机械连接,但是根据特定实施例的需要,能够利用通过将多个连接器组合成组合连接器而得到较少的连接器来减少必须单独连接在探头和适配器之间的多个连接器。

[0129] 图 3a 示出了用于外套 47 的线上配置的一个实施例,并且图 3b 示出了外套 47 沿图 3a 中的竖线 3b-3b 穿过包含成像组件 30 的部分的横截面。

[0130] 图 3c 示出了另一个外套 60 的实施例,该外套 60 是用于外套的“快换”配置,如果需要引导线的话,所述外套可以与成像探头相结合。图 3c 中的套 60 包括图 2 中所示的进入端口 55。图 3d 示出了“快换”配置 60 沿图 3c 中的线 3d-3d 穿过靠近用于引导线的进入端口 55 的部分的横截面。图 3e 示出了沿图 3c 中的线 3e-3e 的横截面。

[0131] 本发明描述了多个实施例,通过这些实施例可以形成精确配准的超声和光学图像。最简单的概念化方案是使超声和光学成像束的路径彼此共线地对齐。

[0132] 参考图 4a,设有成像子组件 399,该子组件 399 被设置成允许通过声学 and 光学装置在同一方向上成像,从而利用允许光能行进穿过传感器中通道的声学传感器。重要地,探头 399 使用声学传感器 402,该传感器 402 经过改变从而具有穿过其基板的光学传送通道。声学传感器 402 可以是本领域公知的任何种类的超声传感器,例如压电成分(例如 PZT 或者 PVDF),复合材料传感器或单晶传感器。

[0133] 电接触器 400 被引导到传感器的声学基板 402 的任一侧上的导电层 401。光纤 403 提供用于能够进行光学成像的光学导管。一个或多个匹配层可以增加到传感器的发射表面,例如环氧树脂层(例如银或铜导电环氧树脂层,其还可以功能性地用作驱动传感器的一个或两个电极),或者聚合物(例如聚对二甲苯或者 PVDF)。

[0134] 光学传送通道 407 由多种技术中的任何一种制成,例如精密钻孔、激光烧蚀、光刻,包括模具中用于产生开口的结构和其它方式。精密钻孔包括钻头的使用,例如明确地设

计用于切削穿过硬质材料的金刚石或碳化物钻头。高精度主轴,例如空气主轴,可有助于精确且高效地执行钻孔技术。激光源可用于烧蚀出穿过基板的通道。示例性激光源包括 YAG 或者准分子激光器。

[0135] 可替代地,如果声学传感器 402 由最初粘性的基板形成,那么保护性部件可以在压电传感器 402 的形成过程中嵌入到压电材料中。保护性部件随后能够通过机械方式或者暴露于溶剂而被去除。例如,聚苯乙烯圆柱体可被用于保护性部件,其随后可以通过在丙酮中溶解而失去。可替代地,如果压电材料 402 由最初粘性的基板形成,那么可去除心轴可以在压电传感器的形成过程中引入到材料中并且在压电材料部分地或基本上硬化之后去除。

[0136] 根据需要结合有压电材料 402 的任一侧上的导电层 401,用于向压电施加电压。开口 407 直接连接到光学波导管 403,或者通过一个或多个反射镜 404 或者棱镜 397 以及一个或多个透镜 405 连接到光学波导管 403。如果开口中包含任何光学部件的话,那么柔性材料 406 的阻尼、绝缘层(参见图 41)例如硅或者聚合物,可以将光学部件与声学基板 402 分开,从而用作电绝缘器或者使声学基板 402 产生的应力到光学部件的传递降到最低。

[0137] 如图 4b 所示,来自光纤的光可以向着反射镜(或棱镜)404 被引导,该反射镜 404 使来自光纤的光线发生偏转并且穿过光学传送通道 407。可替代地,如图 17c 所示,可使用棱镜 397 来使光线发生偏转并且穿过光学传送通道。作为整个内部反射的结果或者在其偏转表面 419 上的反射涂层的帮助下,棱镜 397 可以使光线发生偏转。棱镜 397 可以是固定到沿着光通路的适当位置的单独光学部件。例如,它可以通过粘结方法(例如 UV 固化胶)而在光纤端部上、透镜上或者隔离件上胶结到适当位置。可替代地,沿着光通路连接未包层光纤并且在期望长度处切掉未包层光纤的节段能够被用于制成棱镜。包层光纤的节段可被切除和/或抛光以获得期望的角度。Mao 在前面引用的参考文献中描述了该方法。

[0138] 同样参考图 4c,光学透明窗口 409 可选地设置在光学传送通道 407 的端部,并且该通道内的任何未占用空间都充有气体、流体或者光学透明材料,例如玻璃或者本领域公知的多种透明聚合物中的任何一种。窗口 409 的用途是防止在通道 407 中产生或保留不希望的气泡并且保护光学传送通道 407 中的部件。

[0139] 如图 4d 所示,理想的是使通道 407 内是气体而不是流体或固体材料,从而提高某些光学部件例如曲面透镜 424(可以是球透镜)的折射能力。

[0140] 如图 4e 至 4g 所示,GRIN 透镜 405 或者其它光学部件可以邻近光纤 403 的远端远端,位于光纤 403 与沿着光学通路的偏转平面镜或棱镜 404 之间。在这种情况下,声学基板 402 中的开口可以不具有任何光学部件并且仅仅容纳光学透明材料或者被窗口 409 所覆盖。可替代地,GRIN 透镜 405 或者其它光学部件可以处于声学基板 402 的光学传送通道 407 中,如图 4g 至 41 所示。上面提到的绝缘材料 406 的套筒可以环绕 GRIN 透镜 405 或者开口 407 内的其它光学部件,如图 41 所示,从而提供与声学基板 402 的机械隔离或电绝缘。

[0141] 参考图 4f,光学隔离件 433 位于光纤 403 的远端远端与 GRIN 透镜 405 之间。光学隔离件元件 433 可包括光学透明介质,例如未包层光纤、玻璃、塑料、充有气体的间隙或者充有流体的间隙。光学隔离件元件 433 的使用有助于减小光学部件的对准和尺寸所需的精度,从而获得期望的焦距。

[0142] 可替代地,参见图 4g,棱镜 397 或反射镜的路径长度可以作为光纤远端远端与透镜 405 之间的光学隔离件的全部或者一部分。利用光线必须行进穿过反射镜或棱镜 397 的

距离来替代功能性光学隔离件的一部分的优点在于,聚焦元件(例如 GRIN 透镜 405 或其它透镜)更加靠近被成像的区域,由此提高了光学成像系统的有效工作距离。在一些情况下,透镜 405 可以偏离光学传送通道的任一边缘,从而获得期望的聚焦深度,如图 4h 所示。

[0143] 在其它实施例中,使光学路径的一个或多个光学元件(例如图 4i 中的元件 434)延伸越过声学传感器的外部表面以便获得期望的光学成像技术的性能是有好处的。这在声学基板 402 非常薄(例如对于非常高的超声频率)或者当光学成像技术的有效工作距离大于将所有光学部件放在声学传感器发射表面之下时所提供的工作距离是尤其重要的。

[0144] 同样重要的是认识到,光学回路可以远离声学传感器 402 的表面。通过示例,如图 4j 所示的实施例中所示,理想的是将一些背衬材料 435 插入到光纤 403 或者其它靠近偏转反射镜或棱镜 397 的光学部件与声学传感器 402 之间,从而使得来自于光学部件的来回反射降到最低。

[0145] 声学和光学成像能量的传播方向可以是除了垂直于成像探头纵向轴线之外的方向。事实上,期望有少许度数的轻微角度偏移,从而使来自于环绕探头的外套的来回反射降到最低。图 4k 显示了结合光学和声学成像装置的探头的实施例,所述装置以非法向于探头纵向轴线的角度对齐。

[0146] 图 5a 中所示的探头 500 的实施例在结构上设置成使得声学和光学成像传感器可以进行组合,用于观察,而不需要诸如图 4b 中的反射镜 404 或者图 4c 中的棱镜 497 部件。容纳用于声学传感器的压电材料 402 以及压电材料 402 任一侧上的导电层 401 的探头 500 的头部部分沿着光纤 403 的纵向轴线对齐,并且探头被设置成使得声学和光学信号相对于光纤轴线以轴向方式发射,而不是如图 4a 所示垂直地发射。

[0147] 图 5b 所示的实施例类似于图 4b 和 4c 所示的实施例。图 5c 类似于图 4d 所示的实施例。图 5d 所示的实施例类似于图 4e 所示的实施例。图 5e 所示的实施例类似于图 4f 和 4g 所示的实施例。图 5f 所示的实施例类似于图 4i 所示的实施例。

[0148] 图 6a 显示了方形传感器 402 的发射表面的几何形状。应当认识的是,声学传感器 402 的发射表面的几何形状不局限于方形形状并且可以是多种形状中的任何一种,例如矩形、圆形、椭圆形、以及任何其它理想的形状。图 6b 显示了中心有孔 407 的方形传感器,而图 6c 显示了方形传感器的孔 407 中有玻璃杆 501。

[0149] 使用声束模拟软件的模拟束剖面图结果如图 6d 至 6f 所示,分别对应于图 6a 至 6c 中的传感器形状。如图所示,在各种配置的束剖面图中具有相当多的类似性,从而提供了证明:适合于允许用于光学传送的通道的超声传感器能够产生出适合于成像目的的可接受超声束剖面图,。

[0150] 一种使光学和声学成像装置对齐的更简单的方法是将光纤放置在声学传感器 402 的表面附近,而不穿过传感器 402 本身。图 7A 示出了包括声学传感器 402 的探头 510,其中光学成像回路 428 的远端远端放置在声学传感器 402 的上方。光学成像回路 428 的远端远端部分包括光纤 403 的远端远端以及任何光学部件,例如光学隔离件 433、透镜,例如 GRIN 透镜 405、反射镜 404 或者棱镜 397,所述光学部件能够发射或聚集光学成像能量。光学成像回路 428 的远端远端可以直接固定到声学传感器 402 或者由靠近声学传感器 402 的支撑件支撑。光学成像回路 428 的远端远端会影响由声学传感器 402 产生和 / 或接收的声学信号,因为该远端直接地处于传感器 402 发射的一部分声束的路径中。然而,声束的大部分能

量不会行进穿过光学成像装置 403 并且由此保持相对不受影响。

[0151] 此外,信号处理装置最好包括信号减法,用于去除代表回声信号中早期时间部分的信号部分,从而删除来自于靠近声学传感器表面的界面的反射。

[0152] 图 7b 显示了成像探头 512 的透视图,该探头是图 7a 中系统的变型,其中光学成像回路 428 的远端远端凹进到传感器 402 的表面中,从而表现出传感器非功能性的凹进部,使得由声学传感器 402 传送或感测的声束基本上不会传播通过覆在上面的成像光线 403。该实施例的顶视图如图 7c 所示。传感器 402 表现出非功能性的部分可以通过去除传感器 402 中位于光学成像回路 428 远端远端下方的部分(如图 7b 所示)而表现出非功能性,或者通过电绝缘光学成像装置下方的电极部分而表现出非功能性。可以通过多种方法实现去除,包括使用切割锯来切割出穿过传感器 402 的通道。此外,通道的去除使得能够考虑将光学成像装置的远端远端部分凹进到通道内。

[0153] 图 7c 显示了图 7b 中所示的探头 510 的发射/接收表面的顶视图,该发射/接收表面围绕光学成像回路 428 的远端远端。

[0154] 图 7d 显示了成像探头 516,其使用复合传感器用于声学成像装置。在这种情况下,复合传感器是包括多于一个信号产生元件或支柱 520 的传感器。图 7d 中的复合传感器包括四个支柱 520。支柱 520 之间的通道 522 留下了通道 522,用于使光学成像回路 428 的一个或多个远端远端被设置在复合声学传感器的范围之内。光学成像回路 428 的远端远端不是必须凹进到通道 522 中,可替代地,可以靠在声学传感器 402 的表面上或者上方。支柱 520 的上部导电表面之间的导电连接 400 允许了支柱被同时启动。通道 522 可以填有填充材料,例如聚合物或环氧树脂,从而增加复合传感器的机械稳定性,或者帮助将光学成像装置固定到适当位置。

[0155] 图 7e 显示了成像探头 516 的顶视图,其中光学成像回路 428 的远端远端设置在支柱 520 的中心之内。用于光学成像回路 428 的远端远端部分的任何实施(例如光纤、隔离件、GRIN 透镜、球透镜、空气间隙、透明窗口的任何组合),例如图 4 中所示的那些实施,都可以用于图 7a 至 7e 中描述的実施中。

[0156] 作为大多数用于成像的机械扫描机构的一部分,存在与扫描机构相关联的主导运动,该运动限定了被成像束扫过的几何路径。例如,在使用旋转运动扫描区域的成像系统中,通常有被成像束扫过的圆形或锥形表面,其中圆形或锥形表面的中心大约处在旋转轴线上,如当前机械扫描血管内超声的實施中所出现的一样。这种情况下的主导运动是旋转运动。

[0157] 可替代地,如果成像发射器/接收器沿着纵向轴线平移,那么成像束会扫过平坦表面并且由该表面限定的平面将包括平移轴线。这种情况下的主导运动是纵向平移。

[0158] 如果成像发射器/接收器同时绕探头纵向轴线旋转并且沿着基本上平行于探头纵向轴线的路径移动,那么成像束将扫过由螺旋形状确定的表面。

[0159] 能够通过多个声学 and / 或光学成像装置产生具有良好精度的联合配准图像,而不需要一定使两个或多个成像束同时地共线。这可以通过使一个或多个成像束沿着在前束的路径而得以实现。软件或电路可使用扫描机构随着时间的运动速度及方向的信息,随后将一个成像装置产生的图像与另一个相配准。

[0160] 例如,如果在短时间内一个成像束的路径紧密地跟随着另一个成像束(在前束)

的路径,那么可以假定被两个装置扫描的区域足够相似,从而使两个图像精确地彼此联合配准。两个图像之间的配准精度能够被第二束跟随第一束的延时所影响。如果延时相对较小,那么可能在该时间段内出现的两个图像联合配准的不精确度有可能降到最低。这种不精确可包括由组织运动(例如由心脏或呼吸运动所引起的)、无意的探头运动、生理学变化(例如血液流动)以及扫描机构保真度不精确所导致的不精确。延时(本身能够随时间发生变化)可被用于不同图像的配准过程。

[0161] 图 8a 显示了成像组件 530 的示例,该组件包括声学成像装置以及光学成像装置。主导扫描运动是围绕纵向轴线的旋转运动,该纵向轴线沿着成像探头长度。如图所示,声学成像束 532 和光学成像束 534 扫过实际上为圆形的路径。如果成像束不垂直于纵向轴线对齐,而是与纵向轴线成非 90 度的角度,那么成像束扫过的路径实际上将为圆锥形。如果纵向平移与旋转运动相结合,那么两个束将遵从大致螺旋形路径。

[0162] 图 8b 显示组合式成像探头 530 的侧视图,其中声束 532 沿一个方向(图中向上)行进,而光学成像束 534 行进穿出纸面(向着读者)。在这种情况下,光束 534 和声束 532 在任何时刻都彼此相对 90 度定向。

[0163] 图 8c 至 8e 显示了可在成像探头远端出现的成像探头 530 旋转运动时间序列。在该示例中,光学成像束 534 比声学成像束 532 领先 90 度旋转。在每秒 30 帧的恒定帧速下,跟随束变成与领先束的先前位置共线所需要的延时可小于 9 毫秒,与由于血管内导管所经受的心脏运动而可能出现的人为因素相比,所述延时是较短时间段。

[0164] 考虑到使得最低侵入性成像装置中的部件和组件所占的空间最小化的重要性,理想的是使某些部件凹进去。例如,参见图 9a,成像探头 540 已被设置成使得光学成像回路 428 的远端远端凹进到声学传感器 402 的背衬 435 中。凹进不仅获得了空间使用的高效,而且还可提供将光学成像回路 428 的远端远端固定到声学传感器 402 中的方法。

[0165] 声学传感器 402 上的背衬材料 435 的用途是衰减从压电材料 402 的背部表面产生的信号,从而使得图像不是通过设置有光学发射器/接收器 403 的声学传感器 402 的背部表面发射出的能量而形成,而是仅仅通过从主要发射表面(顶表面)发射出的能量而形成,所述主要发射表面用于传感器 402 的声学信号。将光学或其它部件凹进到背衬材料 435 中可能导致光学或其它部件将信号反射回可能产生成像人为因素的声学传感器 402。

[0166] 图 9b 显示了偏转表面 544,光学发射器/接收器 403 放置在偏转表面 544 内,该偏转表面用于使可能以其它方式到达光学发射器/接收器 403 的声学能量发生偏转并且使该能量侧向地(基本平行于声学传感器 402 的表面)偏转,从而使得朝着传感器 402 反射回的能量数量降到最低。该偏转表面 544 可由硬质物质(例如玻璃或钢)制成。

[0167] 图 9c 显示了光学成像回路 428 的远端远端本身具有基本侧向地偏转声学能量的表面 545 的实施,而不需要如图 9b 中所示的额外的偏转材料。

[0168] 对于成像束由于旋转运动而进行扫描的成像探头实施例,使旋转速度保持恒定或者甚至保持在同一方向并不是必须的。可以有回复运动,其中成像组件沿一个方向旋转,随后停止并沿相反方向上旋转。在这种情况下,在前束和跟随束可以彼此互换角色。

[0169] 例如,在图 10a 中,随着成像组件沿逆时针方向旋转,声束 532 最初跟随着光束 534。声束 532 继续跟随着光束 534 的扫过路径,如图 10b 中所示,直到成像探头的旋转速度达到零(如图 10c 所示)。一旦旋转方向改变到相反方向,声束 532 便变成领先束而光束

则跟随（如图 10d 和 10e 所示）。该运动可以根据需要多次改变方向，伴随着在前传感器束和跟随传感器束的定义发生变化。

[0170] 图 11 显示了成像探头 540，其中主导运动是沿着箭头 541 的前后纵向运动，其中光束 534 和声束 532 扫过的表面是两个共面矩形。随着成像组件在近端移动（图 11 中的左侧），光学成像数 534 领先于声学成像束 532。相反情况对于在远端远端平移（图 11 中的右侧）也是成立的。纵向运动还可以是往复地进行。

[0171] 对于纵向主导运动或旋转主导运动，应当理解的是，附加运动可以与主导运动相结合。例如，缓慢平移（例如 10mm/s 或者更低，一般为 1mm/s 或更低）可以被加入到快速旋转扫描运动（例如每秒 360 度或者更快，一般为每秒 3600 度或者更快）中，从而获取不同纵向位置下的 2D 横截面图像。

[0172] 类似地，缓慢旋转运动（例如小于每秒 360 度，一般为小于每秒 30 度）可被加入到快速往复纵向运动序列中（平均超过 0.1mm/s，更一般地超过 1mm/s），从而产生出在绕着成像探头纵向轴线的不同定向处获取的一系列纵向图像。各种成像元件在远端远端的对齐被设置成使得在主导运动期间，一个成像束会跟随着另一个成像束，而一个在另一个之上精确配准图像的能力不会明显地受到加入相对较慢的次要运动的影响。尽管上面提出了对于旋转和平移运动中缓慢及快速运动的绝对数量，但是这些运动的相对大小才是更重要的。

[0173] 光束和声束的共线对齐（如图 4a 至 5f 所示的实施例中所示）提供了光学和声学图像的非常精确的配准。探头的替代性实施例被配置成通过使光学成像发射器 / 接收器朝声束的路径倾斜或者通过使声学成像发射器朝光学成像束的路径倾斜，而使光学和声束基本上彼此重叠。图 12 显示了成像探头 546 的这种实施例，其中光学成像回路 428 的远端远端被设置成使得光学成像束 534 朝声学成像束 532 倾斜，并且反之亦然。这提供了比图 4a 至 5f 中所示的使光束与声束对齐更为简单的构造方法，但是允许两个成像装置提供怎样才是在两个成像束的一部分上相当精确的重叠。特别地，束被对齐从而使得它们在焦点范围的大部分上重叠的实施例是有用的。

[0174] 图 13 显示成像探头 550 的实施例，该探头被配置成同时利用声学装置和光学装置在同一基本定向上从同一起点成像。至少一个光纤 410 和一个电回路 411（例如一对同轴导线）位于成像导管 560 内并且行进到成像组件 562。成像组件 562 包括声学传感器 412，该传感器 412 配置用于在基本侧向观察方向上（由箭头 420 所指示）进行成像。成像组件 562 还包括光学成像回路 564 的远端远端，该远端远端被设置成在基本侧向观察方向上（由箭头 421 所指示）进行成像。

[0175] 声学传感器 412 和光学成像回路 564 的远端远端被配置成使得它们能够在任何时刻、在同一横截面内沿两个或更多个分开的方向进行成像，所述横截面基本上垂直于成像组件 562 旋转所围绕的轴线 423。由此，假定成像组件 562 的最小平移，同时成像组件进行旋转，那么由光学发射器 / 接收器 564 所收集的成像数据可以与由声学传感器 412 收集的成像数据进行联合配准。例如，如果声学 and 光学装置被配置成在绕着纵向轴线彼此相对 180 度的方向上成像，如图 13 所示，那么由声学传感器 412 在一个时间点上成像的区域将与成像组件 562 旋转半周之后由光学成像回路 564 的远端远端所成像的区域基本相同。类似地，如果成像束 420 和 421 与纵向轴线形成非 180 度的相似角度，它们都将扫过基本上一致的圆锥路径，并且由此能够联合配准。

[0176] 图 14a 和 14b 中所示探头 570 的实施例被配置成使得 IVUS 和 OCT 可以进行组合,并且通过可变形部件进行前方观察。至少一个光纤 410 和一个电回路 411(例如一对同轴导线)位于成像导管 578 内并且行进到成像组件 572。声学传感器 412 配置用于在基本侧向观察方向上(由箭头 413 所指示)进行成像。光学成像回路 574 的远端远端被设置用于在基本前方观察方向上(由箭头 414 所指示)进行成像。

[0177] 光学成像回路 574 的远端远端一般包括结合有透镜 415(例如 GRIN 透镜及可选隔离件(未示出))的光纤 410 的远端远端。成像回路 578 包括人造肌肉致动器,其具有能够在施加电压后发生变形的特性。图 14b 显示了如果人造肌肉致动器获得变形的话成像角度如何发生改变,而图 14a 显示了没有向致动器施加电压时探头的形状。

[0178] 本成像探头的实施例可被配置成利用偏转件来实现更大的传感器在探头中使用。可替代地,偏转件可以枢转并且连接到枢转机构,从而在扫描机构中实现附加的自由度。例如,扫描机构可以有助于 2D 成像或者可以将 2D 成像系统增强为 3D 成像系统。可替代地,偏转件可以沿着纵向轴线平移,从而改变成像系统的焦深。

[0179] 图 15a 显示了成像组件 590 的实施例,该组件包括用于将光学和/或声学成像能量偏转到基本径向方向上的偏转件 592。偏转件 592 由一种或多种反射材料制成。光学反射材料包括抛光或溅射金属,例如不锈钢、金、银和铂。

[0180] 声学反射材料包括不锈钢和其它金属,石英和其它水晶、玻璃和硬质聚合物。图 15b 显示了成像组件 600 的另一个实施例,该组件包括绕着枢转点 604 枢转的偏转件 602,并且由此允许成像束与成像探头纵向轴线之间的角度发生改变。成像组件 600 可被配置成使得偏转件 602 能够通过连接到多种机构(包括利用向心运动、磁力、线缆机构、流变力、压电驱动器、小型马达的机构以及其它机构)而改变位置。

[0181] 图 15c 显示了图 15b 中的配置的实施例,其中悬臂 901 安装在悬臂座 902 上并且偏转件的运动范围被最小挡块 82 和最大挡块 80 所限定。该实施例具有以下性能:成像角度由于成像组件绕探头纵向轴线的旋转运动的改变而改变。在静止或低旋转速度时,悬臂线绕着偏转件 602 的枢转点推动偏转件 602,从而使得偏转件 602 与挡块 80 接触。在较高旋转速度下,向心加速度导致偏转件 604 枢转离开挡块 80。随着向心加速度继续克服由悬臂 901 施加到偏转件 602 上的回复力,偏转件最终与挡块 82 接触。在该实施例中,实现了具有 3D 扫描机构的成像组件 600。

[0182] 图 16a 显示了能够在基本向前观察方向上进行声学 and 光学成像的成像探头 100 的远端远端部分的实施例。图 16a 显示了包含成像组件 30 的成像探头的远端远端 29 的实施例,成像组件 30 包括可倾斜部件 70,其中可倾斜部件是安装在枢转机构(例如销 72)上的盘体,所述枢转机构延伸穿过盘体 70。枢转机构 72 限定了可倾斜盘体 70 的倾斜轴线。当成像组件 30 处于静止的时候,盘体 70 将保持在任意的起始位置。然而,随着成像组件 30 旋转,盘体 70 会使其自身对准,从而使得由盘体 70 表面限定的平面的法向基本上平行于纵向轴线 75。当成像组件 30 旋转时,盘体 70 具有两个优选定向,所述两个优选定向被绕着倾斜轴线的 180 度转动分开。

[0183] 对于本说明书,倾斜角度指的是纵向轴线 75 与穿过可倾斜部件 70 的假想轴线之间的角度,当可倾斜部件 70 处于其优选定向中的一个时,该假想轴线平行于纵向轴线 75。通过示例,当可倾斜部件 70 处于优选定向时,倾斜角度约为零。如果可倾斜部件 70 由于外

力（例如重力、磁力、静电力、与其它移动元件或流体之间的摩擦、压缩力、法向力或者可倾斜部件 70 上绕着倾斜轴线的不完全相对的力矩的任何其它来源）而倾斜离开其优选定向，那么倾斜角度将增加。

[0184] 成像组件 30 中可包括一个或多个用于引起可倾斜部件 70 的倾斜角度增加的机构。对于本发明，这种机构指的是回复机构。扭簧 76（在图 16a 和 16c 中显示）、悬臂杆或者压缩弹簧可被用作该回复机构，其中扭簧 76 的一端以机械方式与可倾斜部件 70 接触，并且另一端以机械方式与成像探头 100 的另一部分接触，例如成像组件 30 的主体。

[0185] 可替代地，可以应用磁性的、静电的、水力的或者其它能够围绕倾斜轴线施加力矩在可倾斜部件上的机构。能够用来提供回复力的机构的其它示例包括来自弹性体（例如橡胶、聚亚安酯、硅树脂、含氟弹性体、热塑性弹性体以及许多其它材料）的张力或者通过使用悬臂弹簧或薄片（例如由铂、镍钛诺、钢或其他适当材料制成的弹簧或薄片）。在成像装置的非常少的实施例中，其中成像组件的部件之间的分子间力（例如静电力）以及范德瓦尔斯力在即使没有施加外部电压的情况下也可能变得十分显著。因此，可倾斜部件与靠近可倾斜部件的结构（例如下面描述的挡块 80 和 82）之间固有的分子间力足以提供净回复力（net restoring force）。例如，包括由 PVC 或 LDPE 制成的表面的挡块可以在可倾斜部件和挡块之间提供足够的吸引力。

[0186] 一个或多个挡块 80 和 82 可限制可倾斜部件 70 的倾斜角度范围。例如，柱或者唇缘 80 可以是从小型同轴线缆 30 的套 84 延伸的柱或者缘，作为当倾斜部件 70 与挡块 80 接触时防止倾斜部件 70 进一步改变其倾斜角度的挡块。由此，挡块可被用来限制倾斜角度超过由挡块的位置确定的最大值。在多个实施例中，该最大倾斜角度是当成像组件 30 处于静止以及处于低旋转速度时获得的倾斜角度。

[0187] 附加的或替代性的挡块 82 可以被包括进来，用于产生最小倾斜角度，当可倾斜部件 70 处于操作范围上端的旋转速度时，将获得该最小倾斜角度。事实上，很多情况下允许倾斜角度达到零并没有明显的好处，这在接下来对具体实施例的描述中将变得清楚。图 16c 显示了可倾斜部件在成像组件较高旋转速度下撞击第二挡块以限制其运动范围。

[0188] 成像组件可包括光学发射器和相关的光学器件以及超声传感器。超声传感器 88 安装在小型同轴线缆 89 的端部，并且透镜 92 和反射镜 94 安装在图 16a 至 16d 中成像组件 30 中的光纤线缆 96 的端部，并且光学及超声发射器被设置成将成像能量聚焦到可倾斜部件 70 上。超声传感器 88 和光学发射器可将成像能量直接导向可倾斜部件 70。可替代地，能够完成共线光学及声学成像的实施例中的一个（如图 4a 至 4k 或者图 5a 至 5f 所示）可以将成像能量直接导向可倾斜部件 70。

[0189] 成像能量随后被安装在可倾斜部件 70 上的能量偏转部件所偏转。对于超声成像，能量偏转部件（可倾斜部件 70）可包括声学反射表面，例如实心金属表面（例如不锈钢）或者水晶表面，例如石英晶体或玻璃。对于光学成像，能量偏转部件（可倾斜部件 70）可包括光学反射表面，例如由抛光金属、金属化聚合物（例如金属化双轴定向聚对苯二甲酸乙二醇酯（Mylar））、溅射或电化学沉积金属或金属薄片所制成的镜面。通常用来制造镜面的金属包括铝、银、钢、金或铬。

[0190] 可替代地，能量偏转部件由透明的折射材料（例如玻璃、纯聚合物以及其它材料）制成，并且以类似于棱镜的方式使成像能量偏转。优选地，发射器和 / 或接收器安装在成像

组件中与成像组件共同旋转的部件上。然而,还可以将发射器和 / 或接收器安装在成像探头中的当成像组件内的能量偏转机构旋转时不与成像组件共同旋转的部件上。这可以通过将发射器和 / 或接收器安装在外套上或者通过将成像组件分成两个或更多个子组件 (其中一个子组件旋转并且包括可倾斜部件 70) 来实现。

[0191] 对于超声和光学相干断层成像,当与成像组件的旋转运动相结合时,调节发射出的和 / 或接收到的成像能量的传播角度的能力允许了对 3D 空间进行扫描。对于血管镜法和红外成像,当与成像组件的旋转运动相结合时,调节发射出的和 / 或接收到的成像能量的传播角度的能力允许使用单个光纤而不是需要一束光纤或者一排感光元件来产生图像。这种改进得到了较大的灵活性和 / 或允许成像装置的进一步小型化。

[0192] 可以在此处公开的成像探头中使用的各种扫描机构的进一步细节在与本申请同时提交的共同未决申请 No. 11/..... 中公开,名称是“SCANNING MECHANISMS FOR IMAGING PROBE (用于成像探头的扫描机构)”,该申请通过引用而整体结合于此。

[0193] 在能量偏转部件包括反射表面的情况下,反射表面不必是平坦的。例如,在声学成像情况下,使声学反射表面具有轮廓是有利的,例如抛物线或球形轮廓,从而使得声束能够被反射表面聚焦并且由此提高声学成像系统的侧向分辨率。此外,在倾斜部件通过反射来偏转声学 and 光学能量的情况下,声学反射器的表面不必是反射光学能量的表面。

[0194] 例如,尽管使声学反射表面具有轮廓 (例如抛物线轮廓) 是有利得,但是优选使其具有平坦表面以用于光学成像能量的重新定向。这可以通过以下来实现,使声学反射表面 (例如不锈钢盘体) 的一个表面形成轮廓从而具有抛物线形状,如图 17a 至 17d 所示,所述附图示出了具有与声学反射表面不同的光学反射表面的可倾斜偏转部件。

[0195] 图 17a 是偏转件的透视图,该偏转件的侧面具有用于容纳销的孔,偏转件可以在成像组件内绕所述销枢转。图 17b 示出了在偏转件中心附近穿过偏转件的横截面。可以看到用于容纳销 465 的所述孔。顶层是平坦的光学反射层 461。在该光学反射层下方是基本声学透明层 462,该透明层 462 位于光学反射层和声学反射基板 463 之间。图 17c 和 17d 示出了这种偏转件在距离盘体中心的不同点处的横截面视图。

[0196] 这种偏转件可以通过使用声学反射材料 (例如不锈钢) 的盘体并且钻出必要的孔或者凹口从而使得偏转件能够最终安装到成像组件中而构造成。可以在盘体的一个面上制出抛物线或球状凹口。锯齿状表面可以随后被填充声学透明介质,例如 TPX。金、银或者铬的薄层可被溅射沉积到暴露的平坦聚合物表面上,用作光学反射表面。这种膜处于 300 埃到 20,000 埃的量级,从而使得它足够薄,由此其机械特性允许声学能量穿过膜而传送,同时提供了光学反射表面。

[0197] 这种制造工艺的结果是生产出分层的反射器,该反射器从轮廓表面反射声学能量,从而获得期望的聚焦效果,同时光学能量被平坦表面反射。这种结构的另一个优点是:光学及声学成像能够在光学及声学成像能量行进通过同一基本空间的配置下产生,从而便于光学及声学图像的联合配准并且使得成像组件内容纳多于一种成像形式所需的空间量降到最低。

[0198] 在一些实施例中,例如图 16a 和 16c 中所示的组件,紧紧使用所述成像形式中的一种来测量对于重建 2D 和 3D 图像有用的参数是有用处的。例如,在使用可偏转部件的测定体积的成像探头的情况下,理想的是使用 OCT 来精确地测量可偏转部件的倾斜角度。由此,

超声图像可以通过从 OCT 数据中得出的倾斜角度信息（例如图 16a 中可倾斜部件 70 的倾斜角度）而产生，而不必使用 OCT 数据来产生成像探头外部区域的对应 OCT 图像。

[0199] 在一些实施例中，理想的是在血管内成像系统中使用多于一种方法来进行光学成像。例如，OCT 和血管镜法可以是有用的组合。图 18a 显示了超声成像传感器 402，其中光学成像回路 428 的两个远端远端穿过声学传感器中的两个分开的光学传送通道。图 18b 和 18c 显示了声学成像传感器，其中光学成像回路 428 的两个远端远端设置成它们沿着成像组件的主要旋转运动而对齐。这些是在成像探头的远端远端使用多于一个光学成像发射器 / 接收器的示例。如果成像探头使用绕其纵向轴线的大范围旋转运动作为扫描机构的一部分，那么这种实施例可能需要使用多通道光学旋转接头。

[0200] 可替代地，用于部分成像系统的光学成像光源和 / 或检测器可以安装到成像探头的旋转部上并且通过集电环或者无线通讯而连接到成像系统。电池可以选择性地用作探头的旋转部或适配器上的电能来源，以使所需的集电环数量减至最小。照明源以及光检测器可被设置在成像探头的近端并且可被设置成它们与成像导管 34 的其余部分共同绕着探头的纵向轴线旋转，从而使得成像探头与适配器之间不需要其它的光学连接器。这是因为：如果包括多于一根光纤来将探头连接到系统的其余部分，那么旋转光学接头的复杂度会大大地增加。

[0201] 如果成像探头仅仅在小角度范围内使用往复旋转运动（例如小于两个完整的回转），或者完全没有旋转运动，则不需要使用光学旋转接头，由此简化了将光学探头的光学元件连接到图像处理及显示硬件的任务。

[0202] 在另一个实施例中，可以使用成像探头远端远端的同一成像发射器 / 接收器并且使用光学路由回路，例如开关、多路转接器、多路分配器、棱镜、衍射光栅、联接器和 / 或循环器，从而使用同一光纤和远端远端光学部件用于多于一种成像形式。图 19 显示了系统的示意图，其中两个光学成像系统 211 经由光学路由回路（包括上面列出的部件中的一个或多个）连接到同一光学成像波导管 212。如果成像探头 12 需要大范围的旋转运动作为其扫描机构的一部分，波导管则可以经由光学旋转接头 213 连接到成像探头。光学成像回路 428 的远端远端可包括光纤、隔离件、反射镜、棱镜、球透镜、GRIN 透镜以及本发明中其它地方提到的空气间隙和透明窗口的任何组合，以实现光学成像。尽管许多光学成像元件（例如波导管和透镜）被设计成操作最优地用于特定波长范围（例如红外线 vs 可见光谱），但是设计用于一种范围的光纤或其它光学部件的性能通常仍足以提供使用其它光谱中的光的信息。

[0203] 由此，使用多于一种波长范围的成像可以同时地发生。可替代地，成像波导管可以通过光学路由回路 210 中的光学开关、多路转接器、多路分配器而以不同的时间间隔来使用，以用于不同的成像形式，或者通过以不同的时间间隔简单地对光学波导管的使用设定时间来使用，以用于不同的成像形式。

[0204] 尽管对于大多数实施例，光纤是优选的光学波导管 212，但是理想的是使用光学波导管的替代形式，其与光纤相比可能在空间上更加高效。例如，最大直径在 3 至 500 微米数量级并且优选在 4 至 125 微米数量级的细光学通道可以在挤压成形时在导管内形成。具有高折射率的流体介质可以引入到光学通道中，例如通过注射引入。这种流体介质可包括特别设计用于光学部件的粘结剂或环氧树脂。

[0205] 流体介质还可以是可固化的,例如 UV 可固化粘结剂的情况。由高折射率材料填充的光学透明通道被低折射率的挤压导管材料所围绕,该光学透明通道的产生基本上复制了包括光纤的功能性,但是能够稍稍更加高效地使用导管内的空间,因为它不需要单独的覆盖层。考虑到导管的最低侵入性特征以及导管展开区域内的有限可用空间,导管内空间的最优化使用通常是重要的。

[0206] 用于本发明的另一种操作模式是使用结合声学转换与光学传感器的传感器,其中传送的能量是一种形式而接收到的能量是另一种形式。例如,光声成像包括将基于光的能量传送到被成像区域。光子与被成像区域相互作用并且产生声学能量作为它们与传播介质之间的相互作用的一部分。该声学能量通常是超声波的形式,并且可以被超声传感器检测。显然,使光学发射器与声学接收器对齐并且与之结合地使用是一种能够进行光声成像的良好配置。具有用于光学成像的开口或者允许声学 and 光学成像区域基本重叠的超声传感器能够实现光声成像,如图 4a 至 4k 以及 5a 至 5f 或者图 12 所示的那些。

[0207] 类似地,声致发光成像包括将基于超声的能量传送到被成像区域 (Daniels 和 Price, *Ultrasound in Medicine and Biology* 1991:17(3):297 ~ 308)。声学能量与被成像区域相互作用并且产生光子作为它们与传播介质之间的相互作用的一部分。一些光子向后朝着声学能量源被引导。显然,使超声传感器与声学接收器对齐并且与之结合地使用是一种能够进行声致发光成像的良好配置。

[0208] 成像束是共线的或基本重叠情况下的声学 and 光学成像元件的实施能够实现声致发光成像,如图 4a 至 4k 以及 5a 至 5f 或者图 12 所示的那些。

[0209] 再次参考图 1,成像探头 12 (可包括这里讨论的声学 and 光学传感器的实施例中的任何一个) 及其部件可以根据解剖位置和用于供成像探头 12 能够实现的成像使用的目的而具有多种尺寸和特性。例如,为了在心脏血管系统 (包括心腔) 中使用,成像探头 12 优选是细长且柔性的,长度范围为 5 至 3000mm,优选为 300mm 至 1600mm 的长度范围。成像导管 34 和成像组件 30 可具有范围为 200 微米至 10mm 的最大横截面尺寸,优选地范围为 500 微米至 5mm。外套 48 可以环绕成像导管 34 和成像组件 30 两者。这将会使得成像导管 34 和成像组件 30 在外套内旋转,同时以机械方式使这两个部件的旋转运动与周围组织隔离。

[0210] 在又一实施例中,成像探头 10 在胃肠系统中的使用通常具有细长及柔性的成像探头 10,长度范围为 100mm 至 2000mm,优选为 300mm 至 1500mm。最大横截面尺寸的范围一般为 3mm 至 20mm。

[0211] 在又一实施例中,成像探头 12 通过经皮装置而对软组织进行成像的使用会使成像探头具有刚性轴。外套可由刚性中空轴替代,例如不锈钢管,然而多种其它聚合物、金属以及甚至陶瓷在功能上都是适合的。

[0212] 在又一个实施例中,成像探头 10 在术中神经外科设定中的使用通常地具有短且半柔性的成像探头 10,长度范围为 50mm 至 200mm。优选地,外科医生在处置期间能够使探头弯曲并定形,从而提供从颅外空间向被成像颅内目标的最优通道。最大横截面尺寸为 200 微米至 5mm,优选为 500 微米至 3mm。

[0213] 在又一个实施例中,成像探头 10 在介入性神经血管设定中的使用通常地具有长且超柔性的成像探头 10,长度范围为 200mm 至 4000mm,优选为 1300mm 至 2000mm。最大横截面尺寸为 200 微米至 5mm,优选为 500 微米至 3mm。探头的远端远端优选具有形状记忆功

能,以提高穿过神经脉管系统的导航。

[0214] 本发明的实施例可以与用于介入的装置共同使用或者结合到该装置中,所述装置例如为用于心脏血管介入的装置,如血管成形术球囊、粥样斑块切除装置、支架输送系统或者局部给药系统。该实施例还可以与便于进行活组织检查、射频烧蚀、切除、烧灼、局部短程治疗、冷冻疗法、激光烧蚀或者声波烧蚀的装置共同使用或者结合到该装置中。

[0215] 特别地,使用当前装置来实现组织的激光或声学烧蚀可以通过使用图像扫描机构将较高功率的光学或声学能量引导到目标区域而更容易。例如,在使用 OCT 或者本发明描述的成像探头的超声实施例对血管区域进行成像的同时,可以通过用户界面对传送治疗的区域进行选择。随后,当扫描机构被定向用于沿期望方向运送能量时,可以不时地传送强大的能量脉冲。例如,激光能量脉冲可以沿着用于光学成像的同一光纤进行传送,被那些包括偏转部件的实施例中的偏转部件所偏转,并且朝着目标组织前进以达到期望的效果。激光能量的脉冲正时与成像探头实现的扫描图案相协调,从而将能量导向目标区域。

[0216] 获取两种或更多种高分辨率成像形式的精确配准的图像的机会提供了重要的信息,该信息可能比单个成像形式能够获得的信息更加有用。Maschke 等人描述了一种复合成像形式,其中血管内图像的内部由 OCT 成像信息组成,而血管内图像的外部由 IVUS 成像信息组成。这利用了由 OCT 获得的较高分辨率图像以及 IVUS 的较高穿透性的优点。然而,IVUS 和 OCT 图像中重叠的可靠性受限于 IVUS 和 OCT 成像配准的不精确性,所述配准的不精确性在使用 Maschke 所述的 IVUS 及 OCT 成像元件的配置时发生并且基本上被本发明中的多个实施例所克服。

[0217] 组合式 IVUS 和 OCT 图像的替代形式包括将图像分成扇段,其中利用交替的成像装置显示交替的扇段,如图 20a 所示。第一图像 231 和第二图像 232 可被用于形成组合图像 234,其中第一和第二图像是彼此联合配准的图像并且通过不同装置获取,第一图像的扇段 233 替换第二图像的扇段。可选地,限定扇段 233 的边界 235 可以绕着图像中心随时间旋转,从而提供动态图像,用于识别第一和第二联合配准图像中的特征。图 20b 显示出边界 235 绕组合图像 234 中心的旋转的时间进程。

[0218] 可替代地,用户可以通过识别如图 21a 所示的第二图像中的闭合轮廓或者通过识别如图 21b 所示第二图像中的两个闭合轮廓之间的空间 237 来指定哪部分他们希望作为一个图像以及哪部分他们希望作为另一个图像。

[0219] 可替代地,在屏幕上同一位置显示第一图像 231 和第二图像 232 作为单独的层并且改变处在前面的层的透明度可以有效地提供一种组合图像的方法。可替代地,层的次序可以随时间改变,例如在一个时间间隔使 IVUS 图像处在前面以及在随后的时间间隔进行转变使 OCT 图像处在前面,如图 22 所示。

[0220] 本发明的目的是能够识别第一图像 231 中的某些关注特征以及将这些特征的信息(例如其位置、形状、信号特性或组成)发送到与第一图像 231 精确地联合配准的第二图像 232。几何形状特征包括图像中的特定点、轮廓或 2D 区域。如图 23a 所示,用户能够通过成像系统的用户界面(例如用鼠标或键盘)手动地识别第一图像中的点 238、轮廓或区域,并且使该几何点 238 出现在与第一图像 231 联合配准的第二图像 232 中,如图 23b 所示。与第一图像精确联合配准的一个或多个其它图像的可用性使得能够将第一图像中的任意或全部几何特征添加到其它图像中。

[0221] 通过示例,用户可识别 OCT 图像中血管的内部边界或者纤维帽的后缘。图 24a 显示了在 OCT 图像(第一图像)的示意性图示中识别出的表示内部边界 241 的轮廓。类似地,血管壁的外部边界 242(通常由外部弹性薄层限定)可以在 IVUS 图像(第二图像)中识别出来。表示血管内部边界 241 或纤维帽后缘的轮廓可以随后被添加到对应的 IVUS 图像中。类似地,血管壁的外部边界 242(通常由外部弹性薄层限定)可以在 IVUS 图像中识别出来。表示 IVUS 图像中估计的外部边界的轮廓可被添加到 OCT 图像中。图 24b 显示了第一和第二图像上的内部及外部边界。

[0222] 尽管血管的内部边界容易在大多数 IVUS 图像上识别出来,但 OCT 生成的轮廓在大多情况下将会更加精确。此外,OCT 被认为是更利于识别斑块的纤维帽,部分原因是由于它的较高分辨率。然而,IVUS 可以更深度地看到大多数脉管组织中并且能够提供外部血管壁的更好评定。

[0223] 几何特征包括在 3D 数据集合中观察到的特征,例如表面或空间。如果两个成像数据集合精确配准的话,在 3D 图像数据集合中观察到的表面和空间可以添加到其它 3D 成像数据集合中。

[0224] 关注的几何特征不需要手动地识别。图像数据集合中的特征能够通过自动或半自动方式识别,从而使用户介入降到最低。例如,在 IVUS 的文献中引用了多种边界检测方法(例如,Klingensmith, IEEE Transactions on Medical Imaging, 2000 ;19 :652-662)。自动边界检测方法对图像进行分析,从而识别出具有某种预先确定意义的轮廓。半自动方法与此类似,但是需要一些用户介入,以提供用于边界检测算法的起始点或者改善由该算法产生的结果。

[0225] 其它特征检测算法可以构想为识别除了边界之外的特征。例如,超声图像中的高强度/明亮区域在与成像束相同方向上被黑暗区域跟随,该高强度/明亮区域通常被称为“阴影”,并且大多数时候出现在被成像区域包括钙(例如来自于年老的动脉硬化或者恶性作用)或者金属(例如来自于血管内支架或其它植入物)时。类似地,血管 OCT 成像中高强度区域被沿同一成像路径获取的快速但连续的信号衰减跟随,该高强度区域是血管壁中坏死材料的提示。可以通过算法检测出这些区域并且在它们各自的图像中识别出它们。一旦这种特征在它们各自图像中被识别出来,它们的位置和形状便可以添加到其它精确联合配准的图像中。

[0226] 在本发明的某些实施例中,理想的是对所述图像中的一个或多个进行一些调整从而进一步提高联合配准。尽管本发明中许多实施例都提高了通过一种或多种成像方法获取成像数据的精度,但是进一步调整图像从而提高联合配准过程的精度是有利的。例如,超声图像是假定穿过所有组织的声音速度恒定而产生的,而 OCT 假定穿过所有组织的光速恒定。

[0227] 然而在现实中,这些速度会根据各种成像能量传播的组织的组成而有微小改变。由此,在完成一个或多个图像的联合配准过程之前,理想的是通过识别要被联合配准的两个或多个图像中的某些特征并且使用这些特征来引导变形过程从而使所述一个或多个图像变形或弯曲。在所有待联合配准的图像中识别好出的任何点、轮廓或其它特征都可被用于驱动变形过程。超声图像通常通过显示超声信号强度的灰度表示而形成,所述超声信号是从与图像中各个体单元相对应的近似解剖位置反射回来。类似地, OCT 图像通常通过显

示光强度的灰度表示而形成,所述光是从与图像中各个体单元相对应的近似解剖位置反射回来。

[0228] 除了超声或 OCT 图像中各个位置的强度信息之外,超声或 OCT 图像中还有多个其它特征,这些特征对于从组合成像导出的分析是有非常帮助的。

[0229] 基于除了图像中样本强度之外的特征而从超声信号中导出的图像显示在本领域是非常公知的。Nair 等人 (Circulation 2002;106(17):2200-2206 以及美国专利 No. 6,200,268) 公布了测量血管的 IVUS 图像的离散区域中超声信号的多个参数的算法。根据血管的组织学分析,每个区域都分配有组织种类。超声导出参数以及各个区域的组织学分类被输入到模式识别机用于生成算法,该算法随后用于根据其多个超声信号特性而对活体内组织进行分类。某些用于进行分析的特性包括限定频率范围内的频域参数,例如最大功率、最大功率的频率、最小功率、最小功率的频率、斜度、y 截距、中段适配以及集成式反向散射。生成的图像包括血管横截面的地形图以及离散数目的颜色,其中每种颜色代表单个组织种类。Wilson 等人说明了测量 IVUS 图像中超声信号的频域衰减并且将衰减斜度的颜色图覆盖到传统的 IVUS 图像上,以识别被认为对应于特定病理类型的区域。

[0230] 类似地,关注特征可以在光学图像中测量或识别,从而产生除了基于强度图像之外的图像。参数或其它可被用于产生这种图像的特征包括衰减、偏振灵敏度、检测边缘、分光镜信息以及其它。

[0231] 由于本发明能够实现高度精确的联合配准,因此能够基于由多于一种成像形式测量的特征或信号特性来产生图像。例如,可以通过由 OCT 识别的内部边界 245、由 IVUS 识别的外部边界 246 以及使用模式识别系统获得血管壁内最可能组织成分的颜色图来产生复合图像,所述模式识别系统将图像数据集合的焦点区域的声学信号特性与光学信号特性相结合从而生成复合图像,从而提高识别血管壁内重要组分的能力,例如石灰状区域、纤维状区域、动脉粥样化区域、血栓形成区域、金属性区域以及未患病区域。

[0232] 图 25 显示了由 OCT 识别的内部边界 245、由 IVUS 在第二图像中识别的外部边界 246 以及关注区域 247 的示意性表示,所述关注区域 247 用于 OCT 和超声信号特性的分析。如图 25b 所示,来自于联合配准关注区域的所述多余于一种成像形式的信号特性 248 被用于产生对与被分析的关注区域相对应的复合图像中的一个或多个像素的组分的估定。该估定可通过模式识别系统 249 来形成,该系统利用本领域公知的方法进行训练。联合配准图像中识别的几何特征 249 还可以选择性地包括在复合图像中。评定关注区域组分的过程可以在不同关注区域上重复多次,以产生复合图像。

[0233] 此外,能够对组合成像装置进行分析的软件和图像处理算法不需要在获取站上。一旦获取成像数据,那么成像数据可被传送,从而允许在一个或多个处理单元的单独组上以脱机方式进行分析。

[0234] 这里公开的组合式 IVUS/OCT 扫描装置可包括旋转编码器。可与组合式 IVUS/OCT 扫描装置一起使用的光学编码器的进一步细节在同时提交的共同未决申请 No. 11/..... 中公开,名称是“MEDICALIMAGING PROBE WITH ROTARY ENCODER(具有旋转编码器的医疗成像探头)”,该申请通过引用而整体结合于此。

[0235] 简要地描述,参考图 26a 至 26e,成像探头可以结合编码器,该编码器设计成与使用旋转轴(例如成像导管 34)作为其扫描机构一部分的细长成像探头共同使用,它的使用

可以普遍化为与使用长、柔性线缆的任何装置共同使用,所述线缆用于在可能出现不均匀旋转失真并且需要旋转运动的精确估计的情况下扭矩传递。特别地,它最适合与扭矩线缆的外部直径相对较小(例如小于 4mm)并且长(例如长于 5cm)的柔性扭矩传递系统共同使用,从而使得传统的旋转编码系统将不会提供期望的角度分辨率或者对于期望的应用不够紧凑。

[0236] 图 26a 显示了具有扭矩传递轴 451 的细长成像装置 450 的近端及远端远端的纵向横截面,该扭矩传递轴 451 以机械方式连接到扭矩源 452。扭矩源 452 可以是马达,由操作人员手动转动的把手或者任何其它这种装置。扭矩传递轴 452 将扭矩传递到装置的功能端 454,该功能端 454 可以是能量运送装置、针、斑块切除头或者多种其它工具中的任何一种。在图 26c 中,外套 453 的壁被显示为围绕传递轴并且被显示为封闭装置的功能端,但是外套是打开的或者在功能端附近具有开口的实施例也是可行的。光纤 455 被显示为包括在内,作为外套 453 的一部分,用于使发射光、检测光或两者能够向编码界面 104 行进或者从编码界面 104 行进,所述编码界面 104 远离界面传送套的近端。在图 26a 中,这种情况下的圆柱形编码界面主体 180 连接到装置的旋转部分,同时光纤相对静止。光纤 455 可被包括在内作为外套 453 挤压成形的一部分、如图所示,或者被加入到套的内部或外部表面并且通过本领域公知的方法锚固到套 453,例如粘结或者使光纤和外套围绕着附加的可热收缩材料层。光纤 455 使用任何必要的远端远端光学器件 115 而终止,例如光学隔离件、透镜和/或将光导向编码界面 104 的偏转机构 172(例如棱镜或反射镜)。图 26a 中的编码界面 104 可类似于上面提到的同时提交的共同未决申请 No. 11/..... 中公开的圆柱编码界面主体上的编码界面,该共同未决申请的名称是“MEDICAL IMAGING PROBE WITH ROTARY ENCODER”。

[0237] 图 26b 中的编码界面 104 类似于上面提到的未决申请中的圆柱编码界面主体上的编码界面。由于图 14a 和 14b 的实施例中使用的编码光学回路未安装到扭矩传递轴或者直接地与扭矩传递轴相连,因此不需要使光学旋转接头沿着光学编码回路。

[0238] 图 26c 显示了图 26b 中的装置 450 穿过线 14c-14c 的示意性横截面的横截面图。一个或多个用于编码系统的光纤 455 可以与外套 453 相结合。

[0239] 由此,通过用图 26a 至 26d 中任一实施例的功能端替换成像组件 30 以及用扭矩传递轴 451 替换适于携带电信号或光信号的成像导管 34,上面提到的同时提交的共同未决申请 No. 11/.....,名称是“MEDICAL IMAGING PROBE WITH ROTARY ENCODER”中公开的旋转编码器的实施例可以结合到成像探头 12 中。

[0240] 这里使用的术语“包括”、“包含”被解释成包含性的以及开放性的,而不是排它的。具体地,当使用在本说明书包括权利要求中时,术语“包括”、“包含”及其变体意味着包含指定的特征、步骤或部件。这些术语不被解释成排除其它特征、步骤或部件。

[0241] 对本发明优选实施例的前述描述被用来解释本发明的原理,并不是将本发明限制到所示的特定实施例。旨在使本发明的范围由包括在权利要求及其等同设置范围内的所有实施例限定。

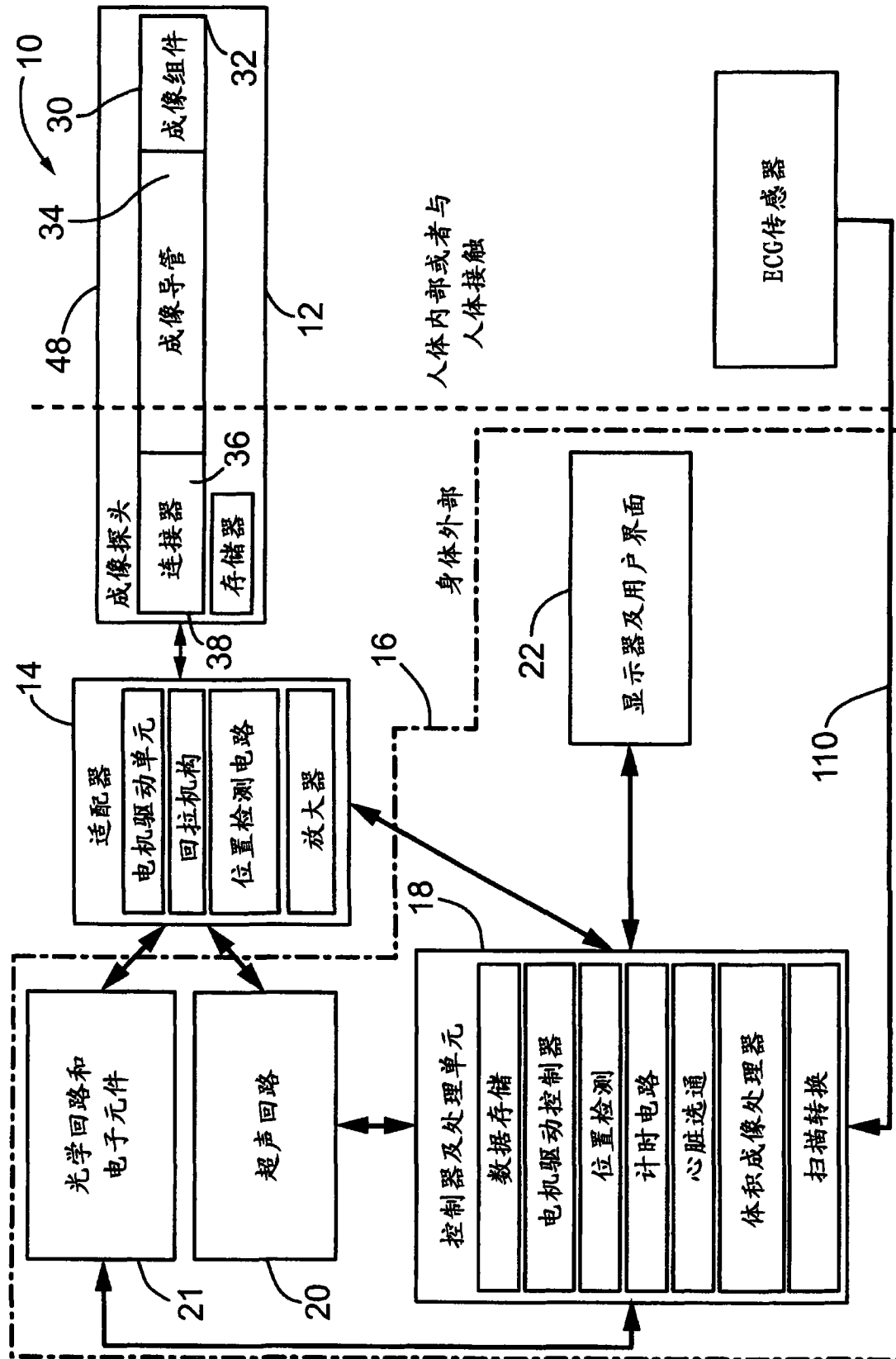
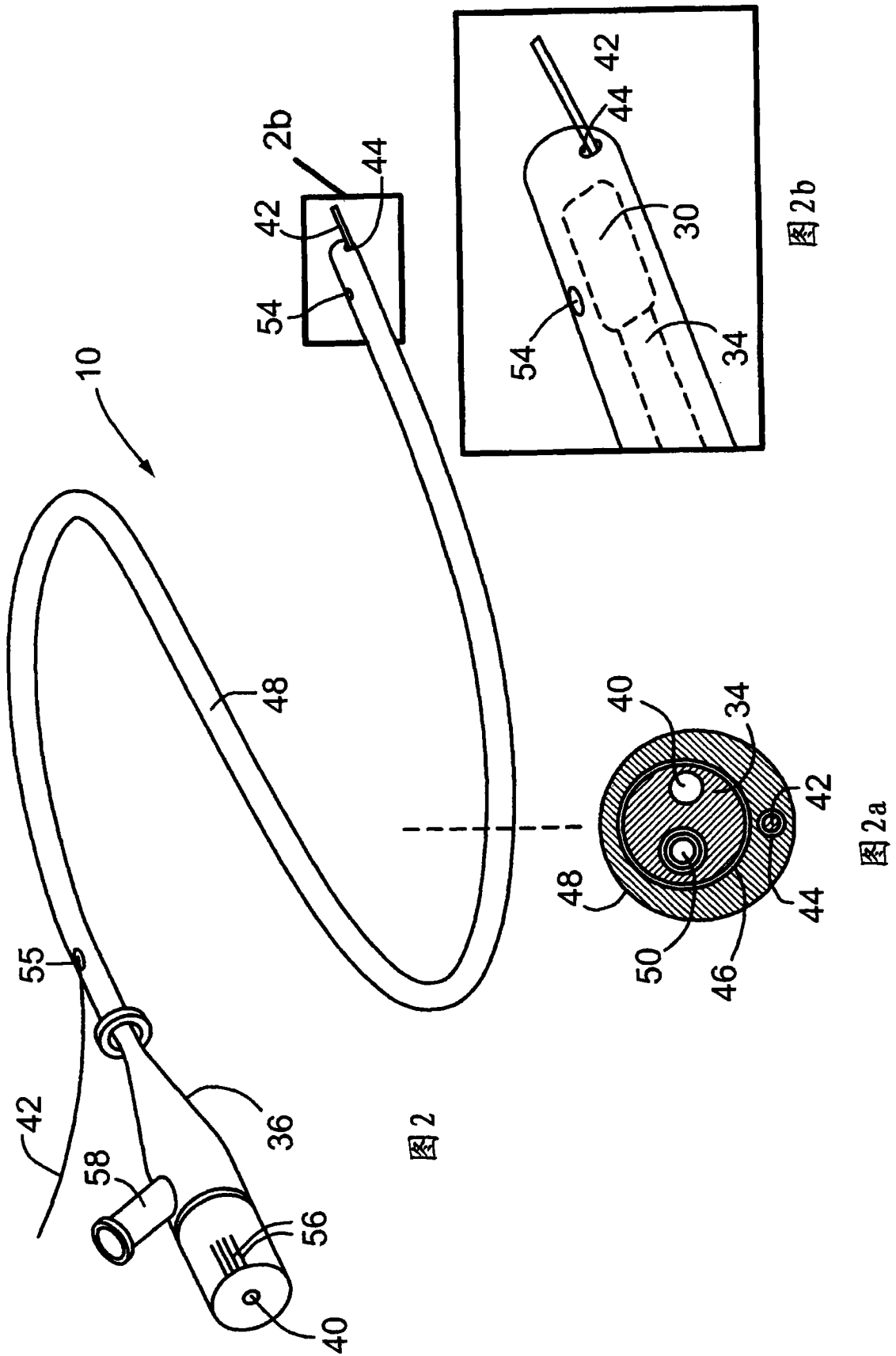


图 1



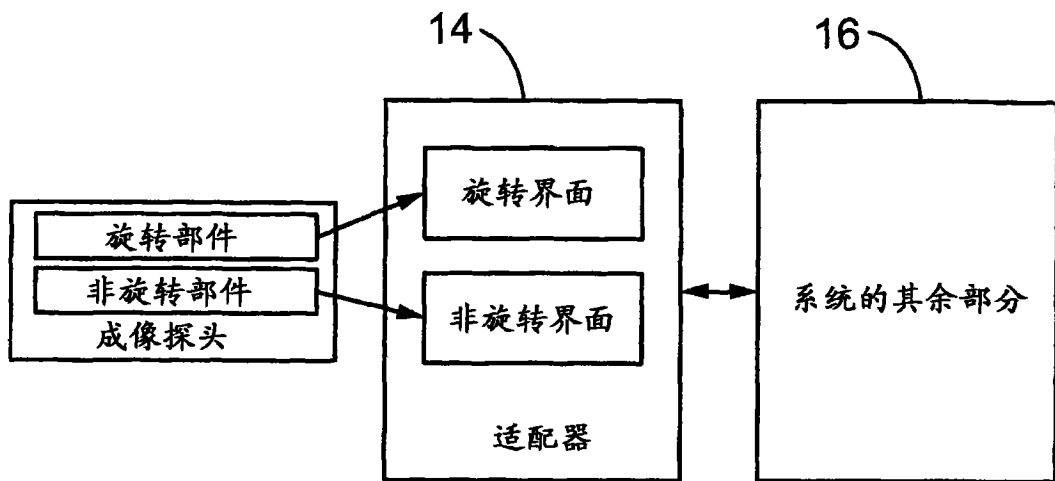


图 2c

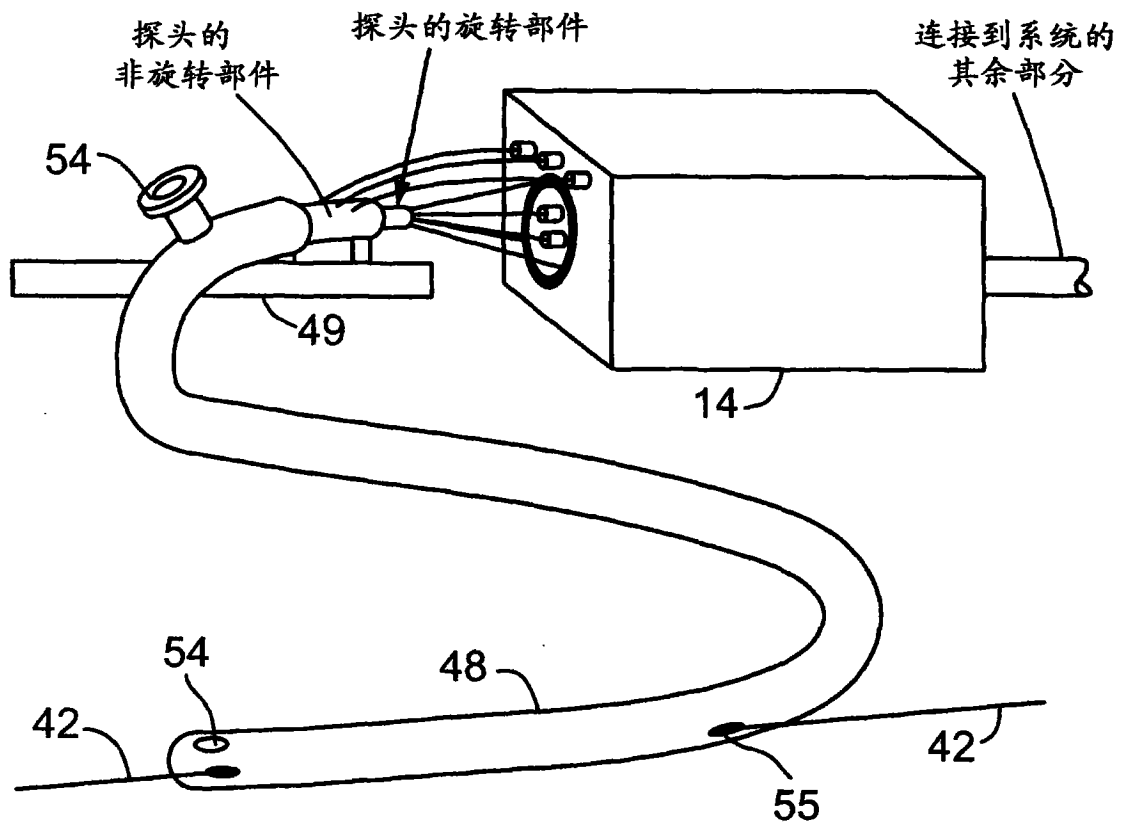
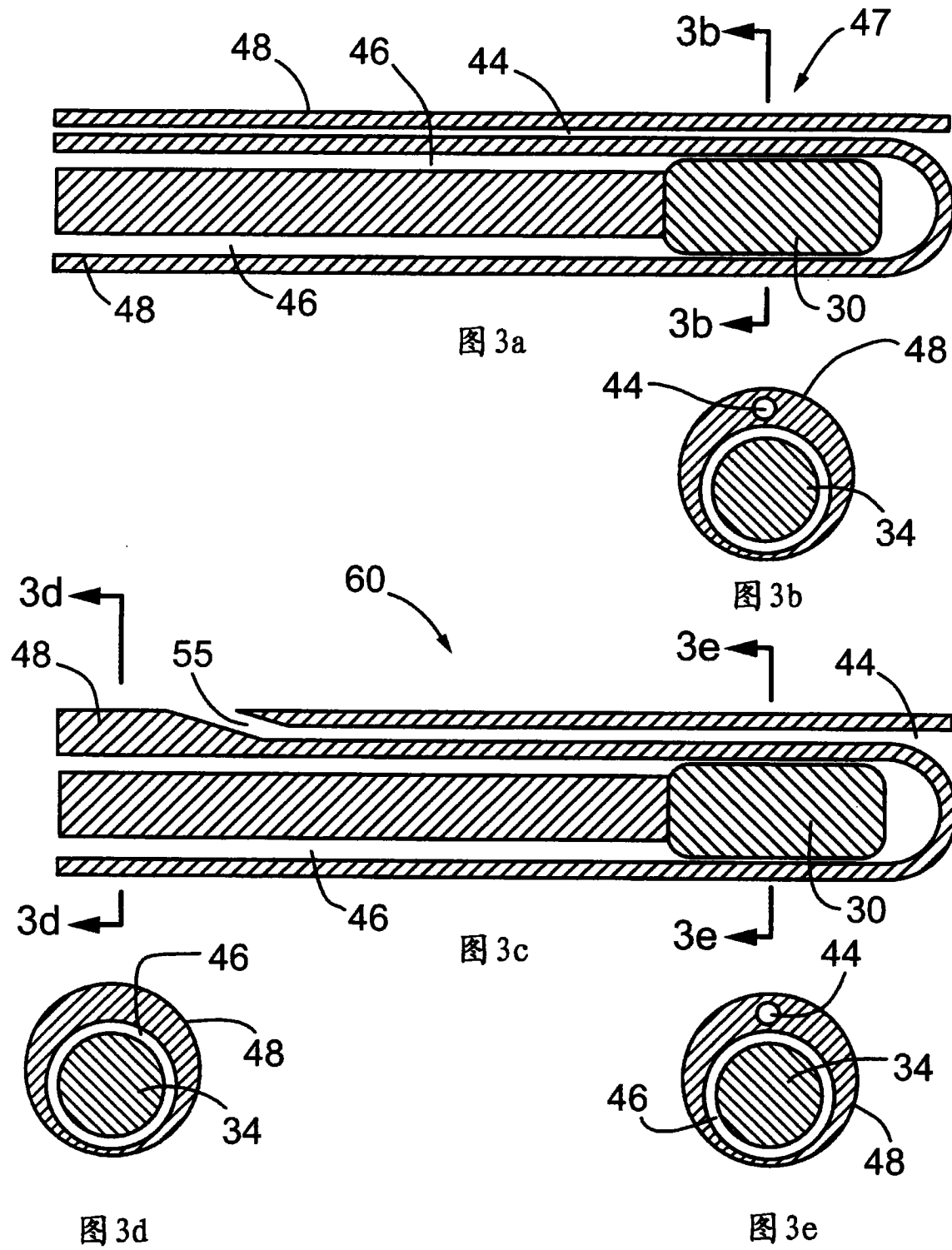


图 2d



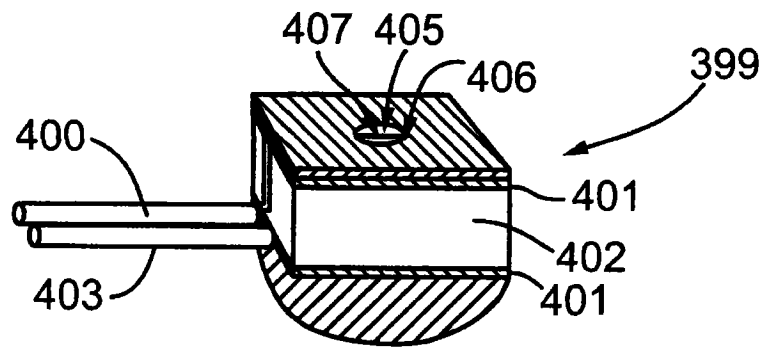


图 4a

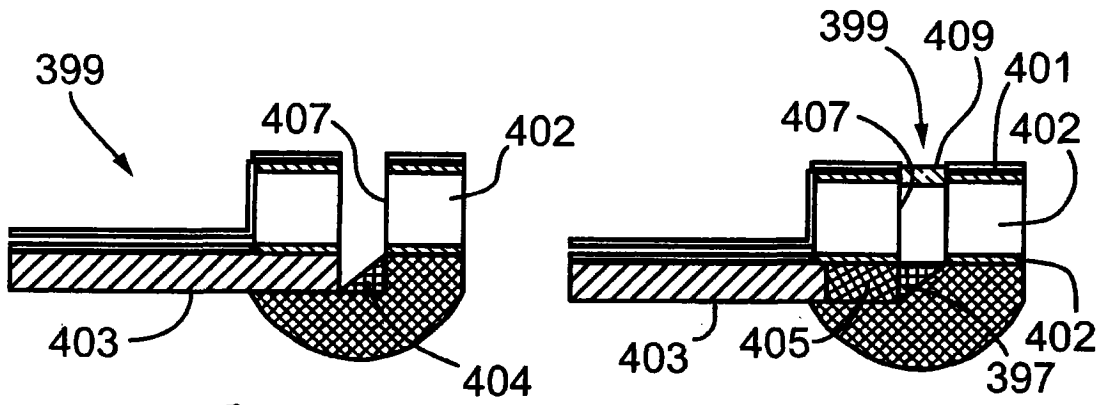


图 4b

图 4e

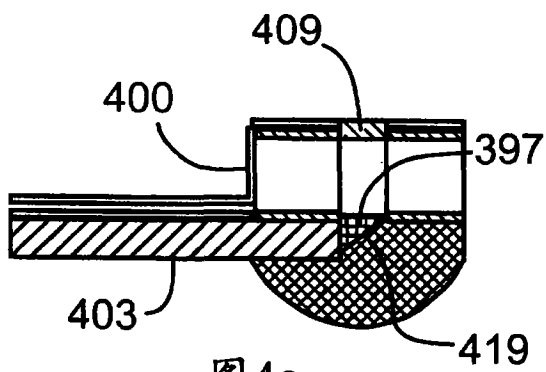


图 4c

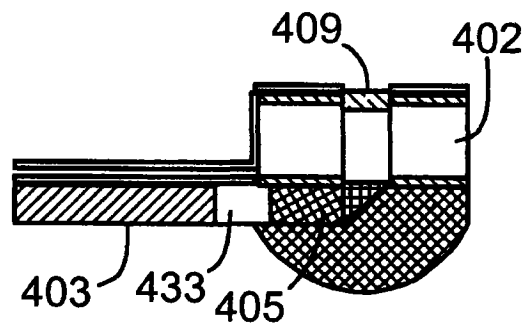


图 4f

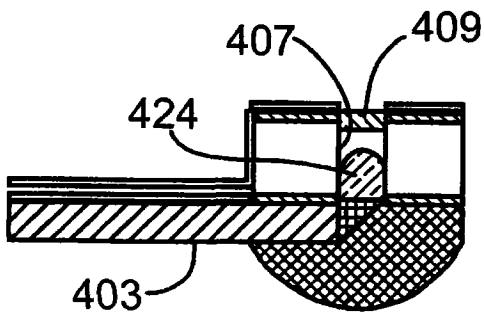


图 4d

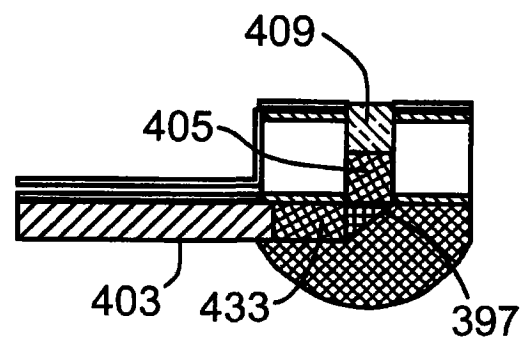


图 4g

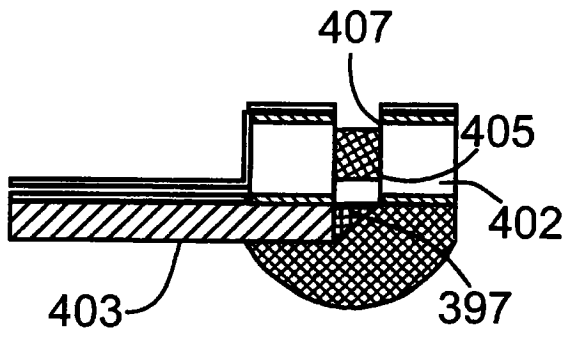


图 4h

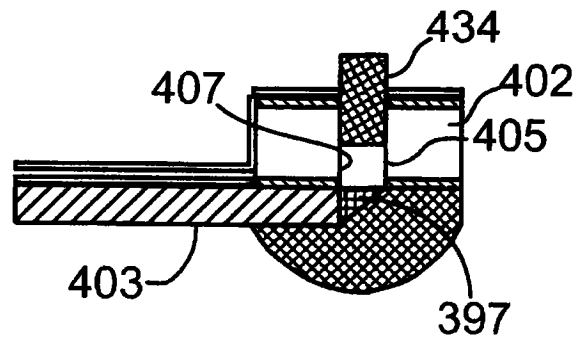


图 4i

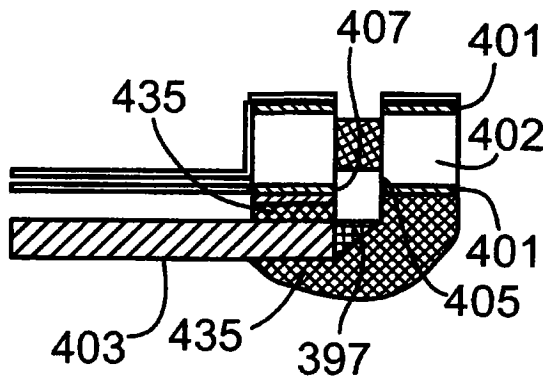


图 4j

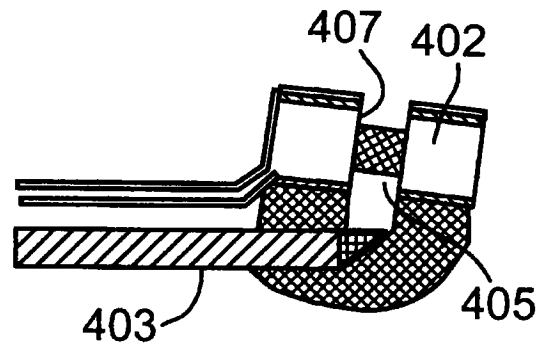


图 4k

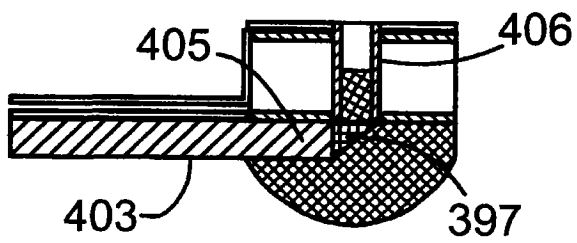


图 4l

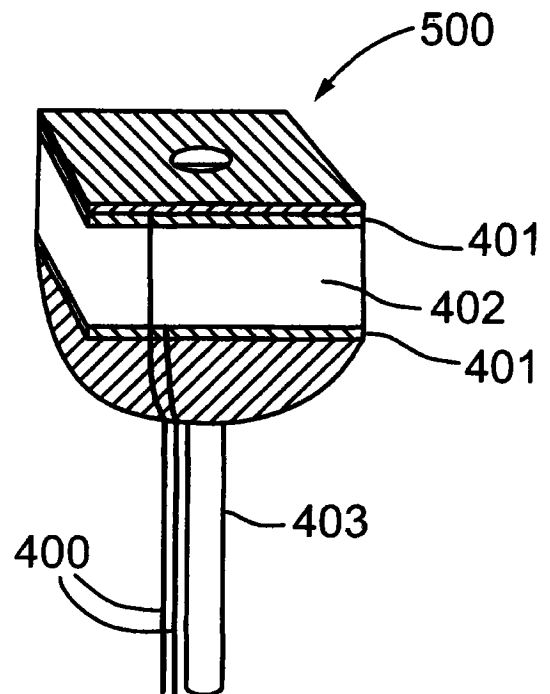


图 5a

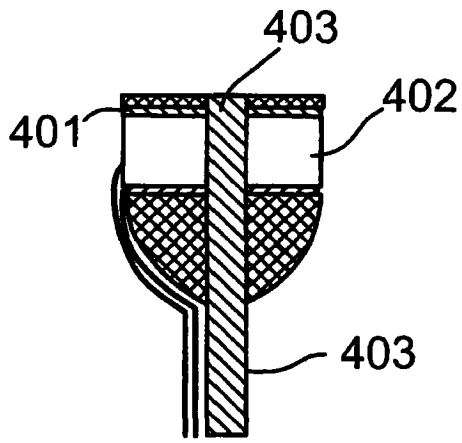


图 5b

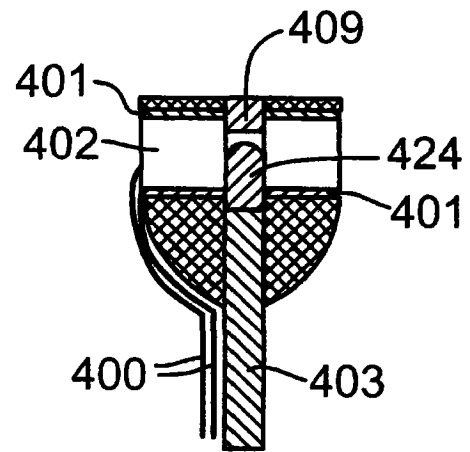


图 5c

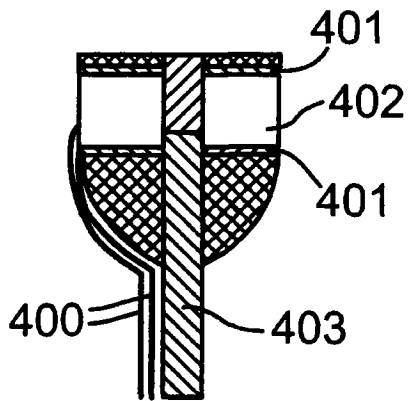


图 5d

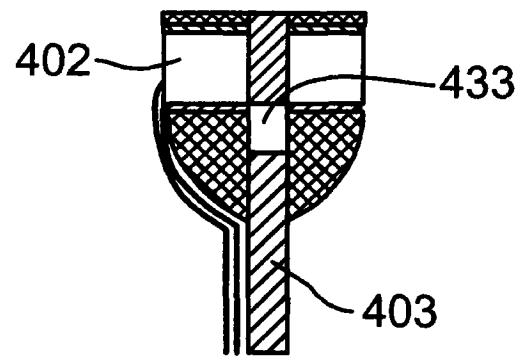


图 5e

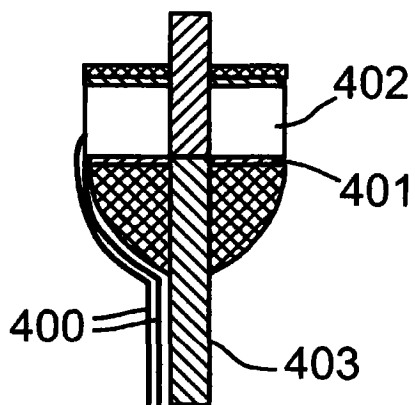


图 5f

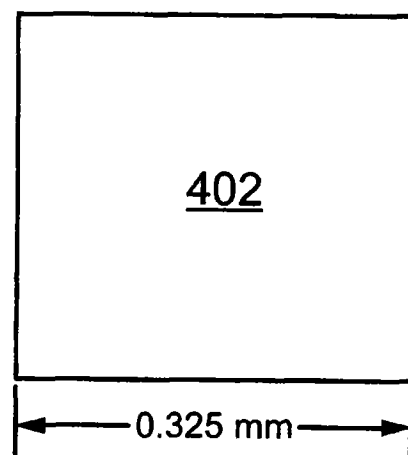


图 6a

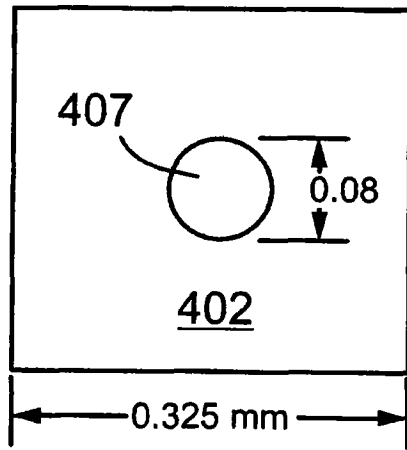


图 6b

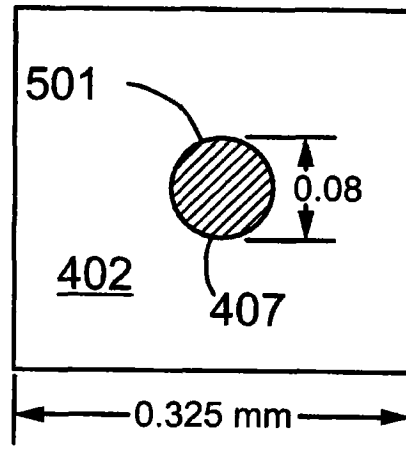


图 6c

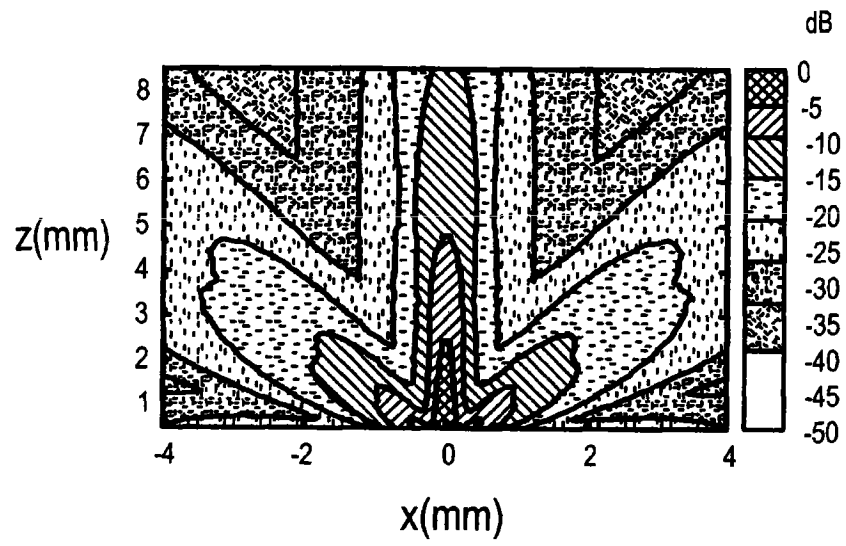


图 6d

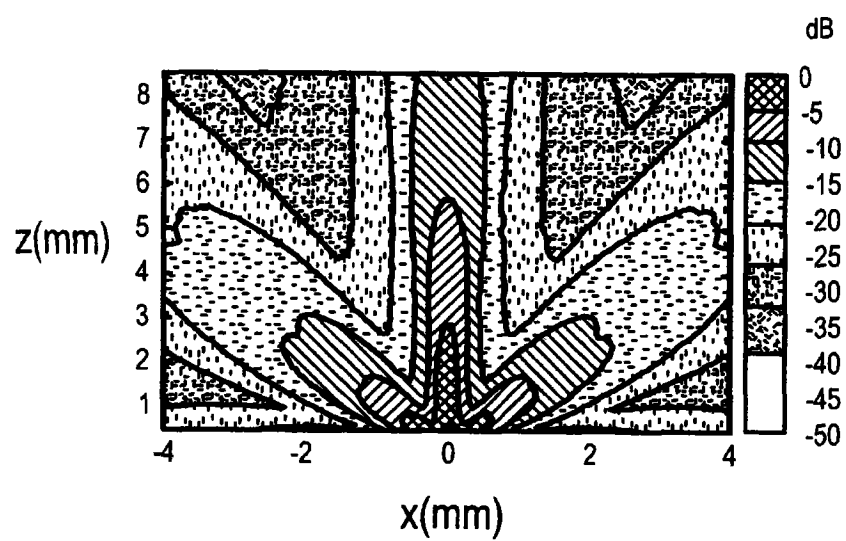


图 6e

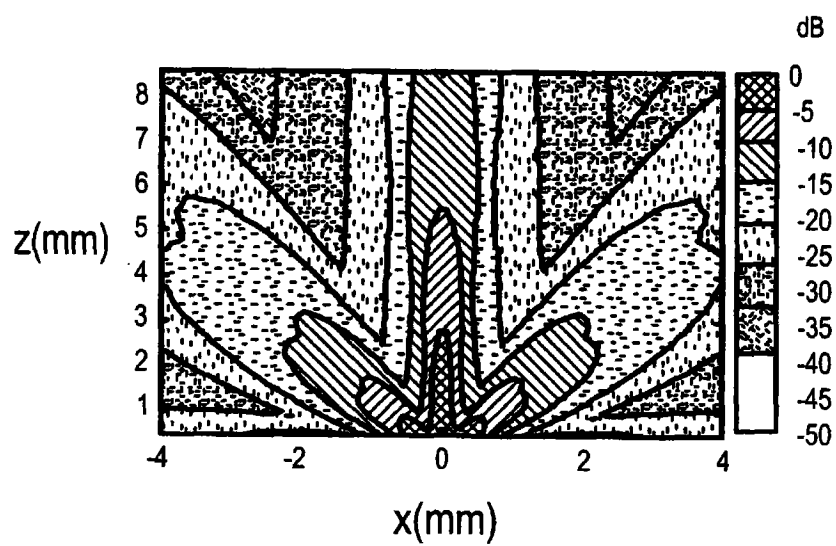


图 6f

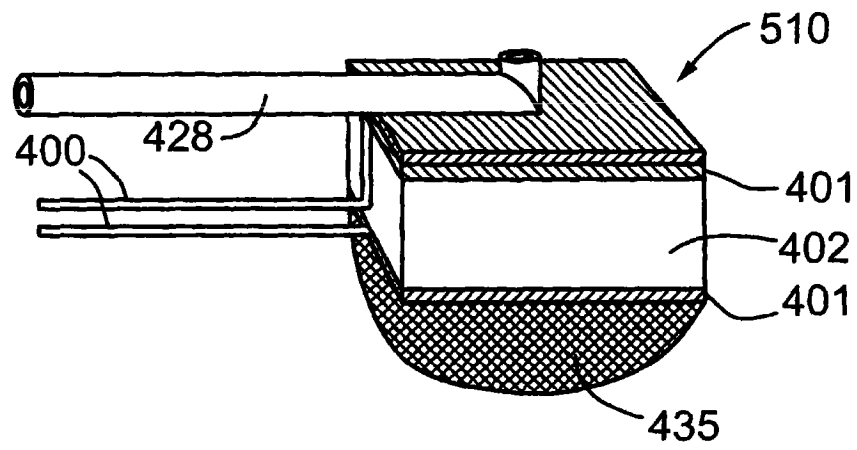


图 7a

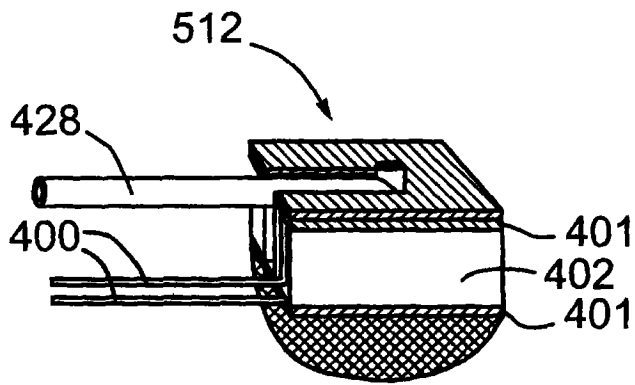


图 7b

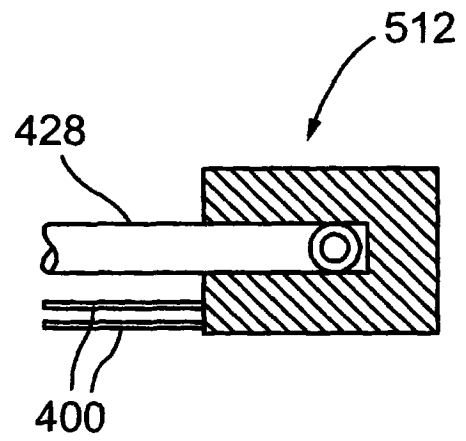
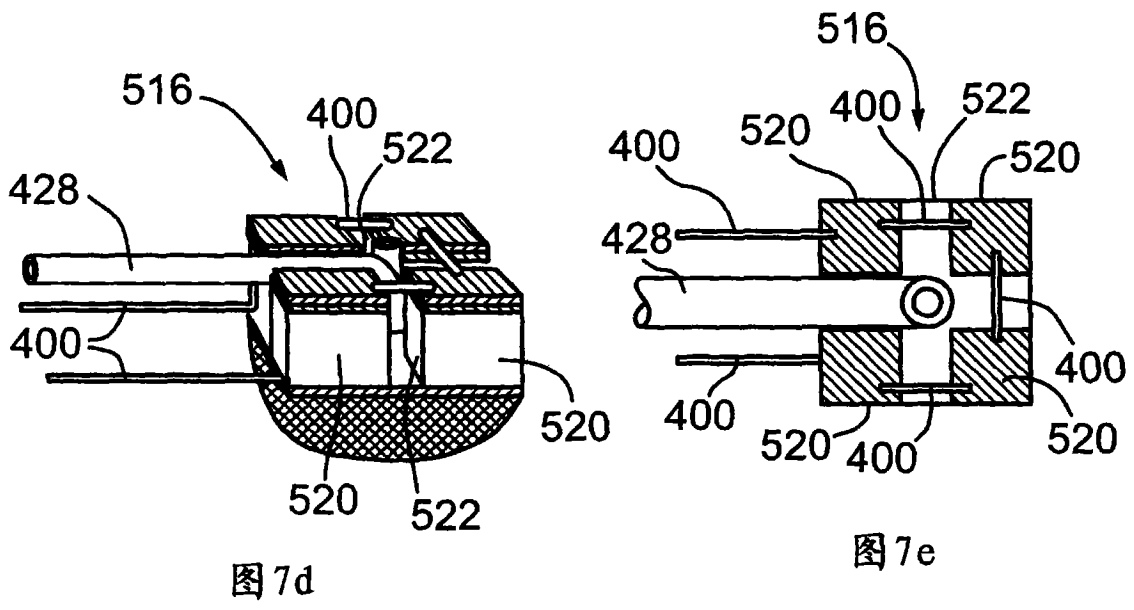


图 7c



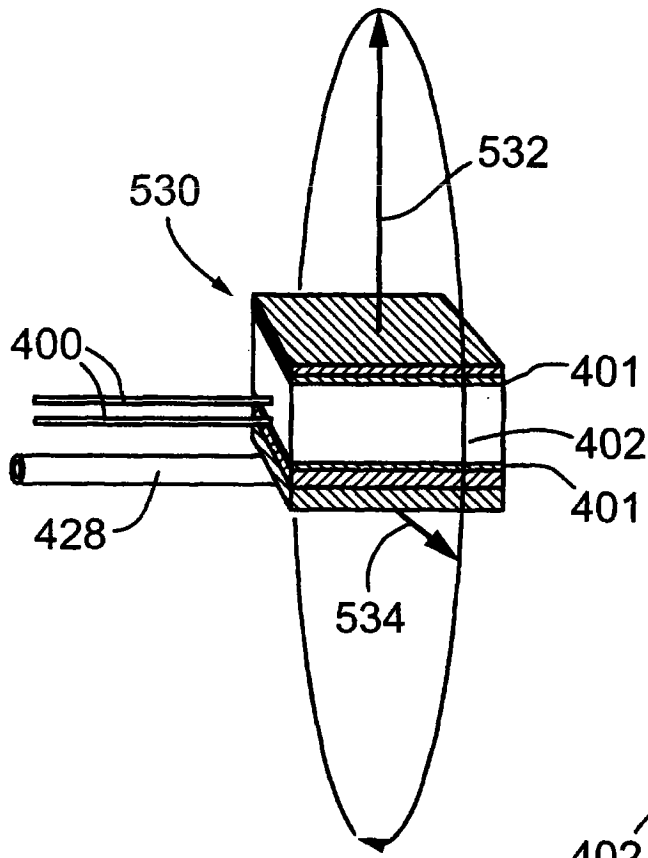


图 8a

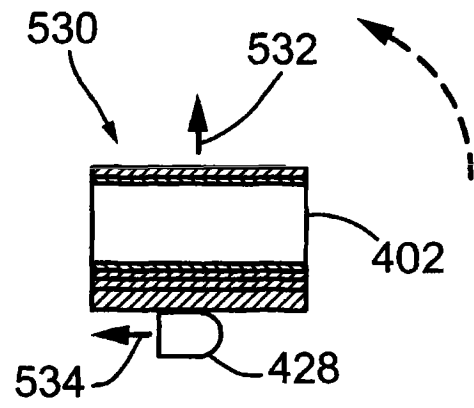


图 8c

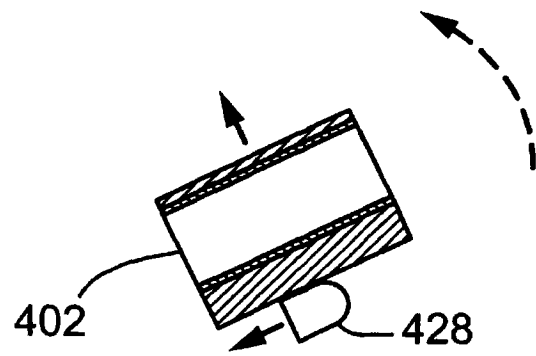


图 8d

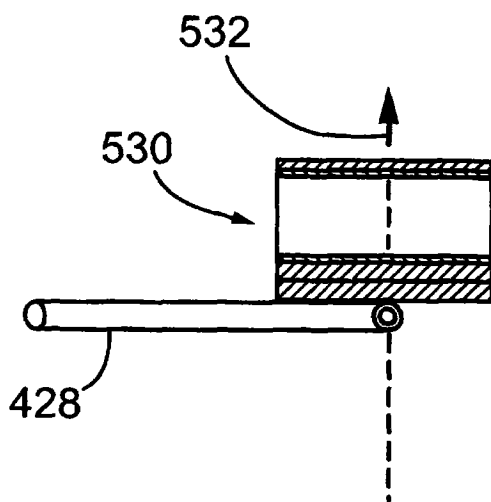


图 8b

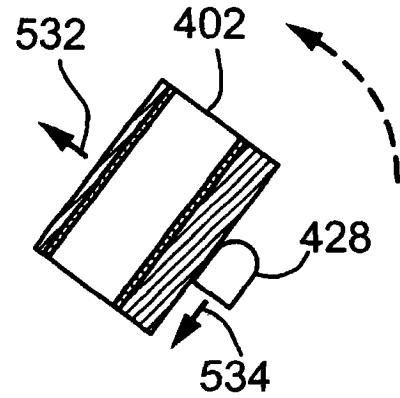


图 8e

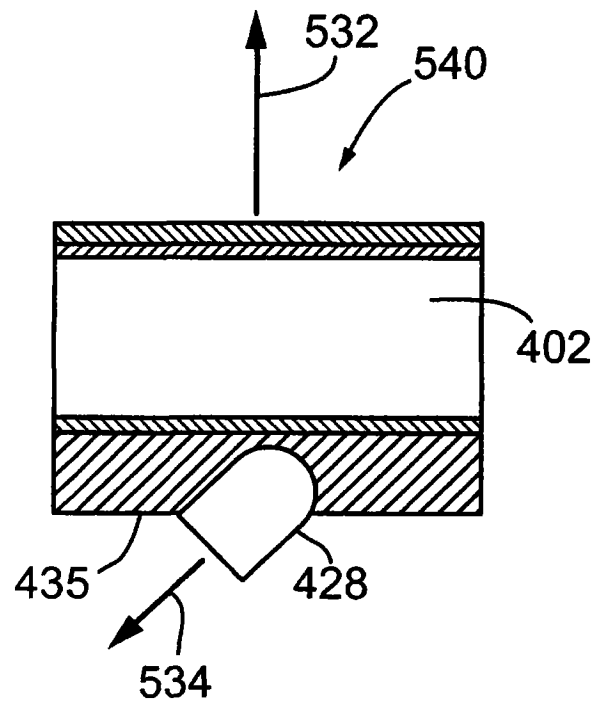


图 9a

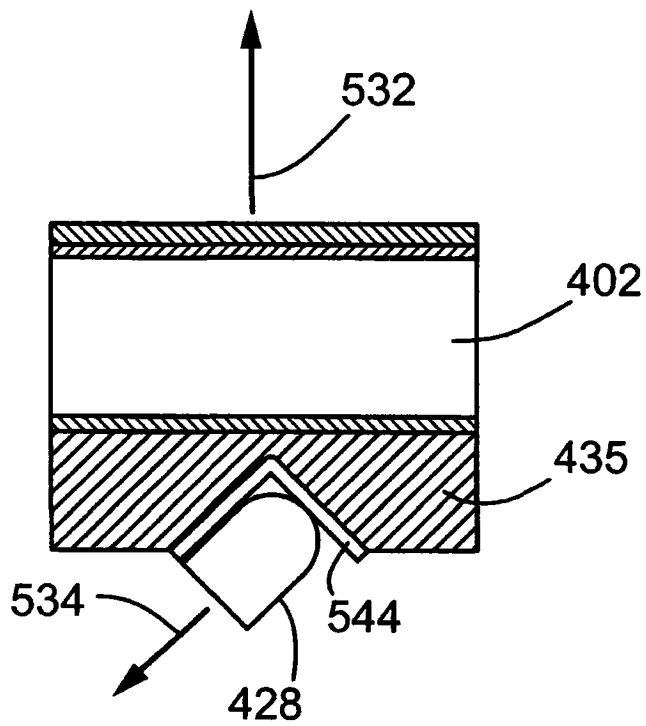


图 9b

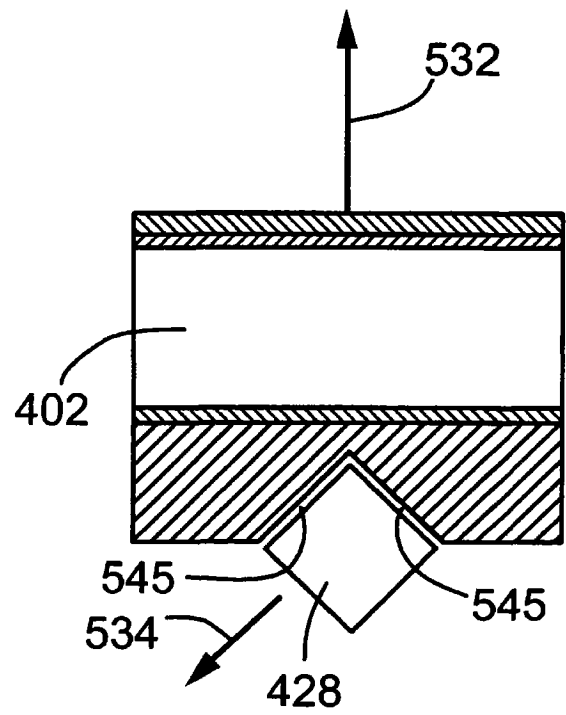


图 9c

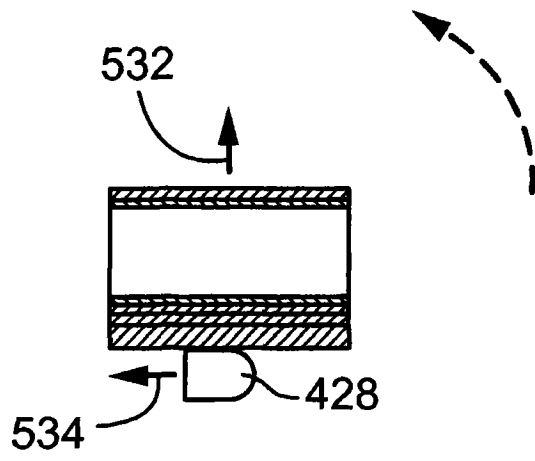


图 10a

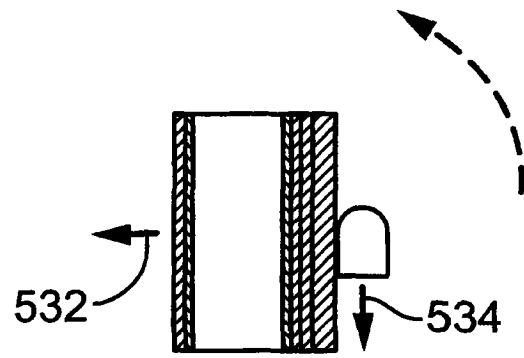


图 10b

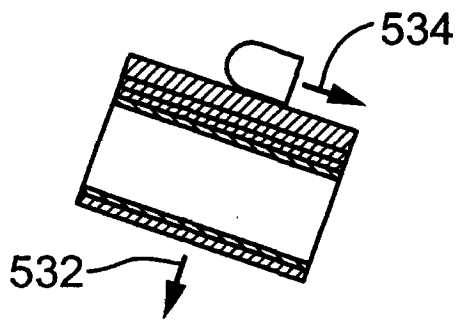


图 10c

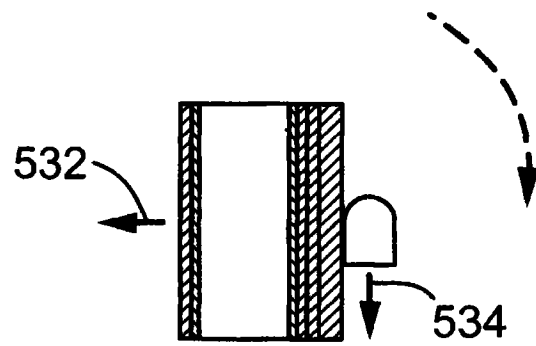


图 10d

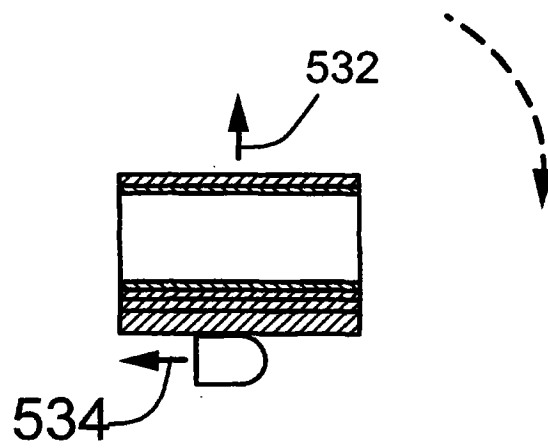


图 10e

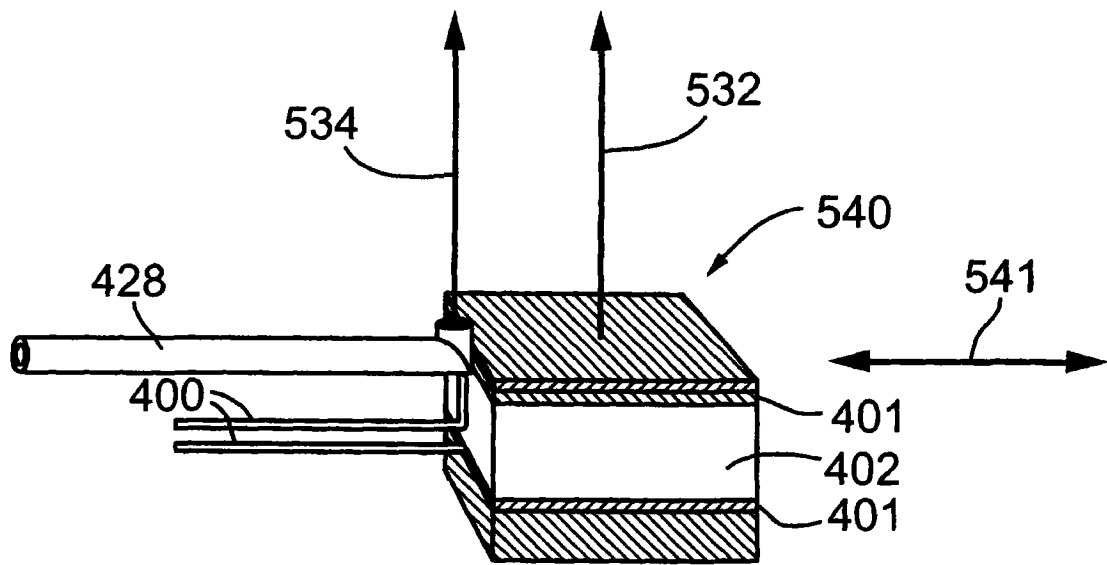


图 11

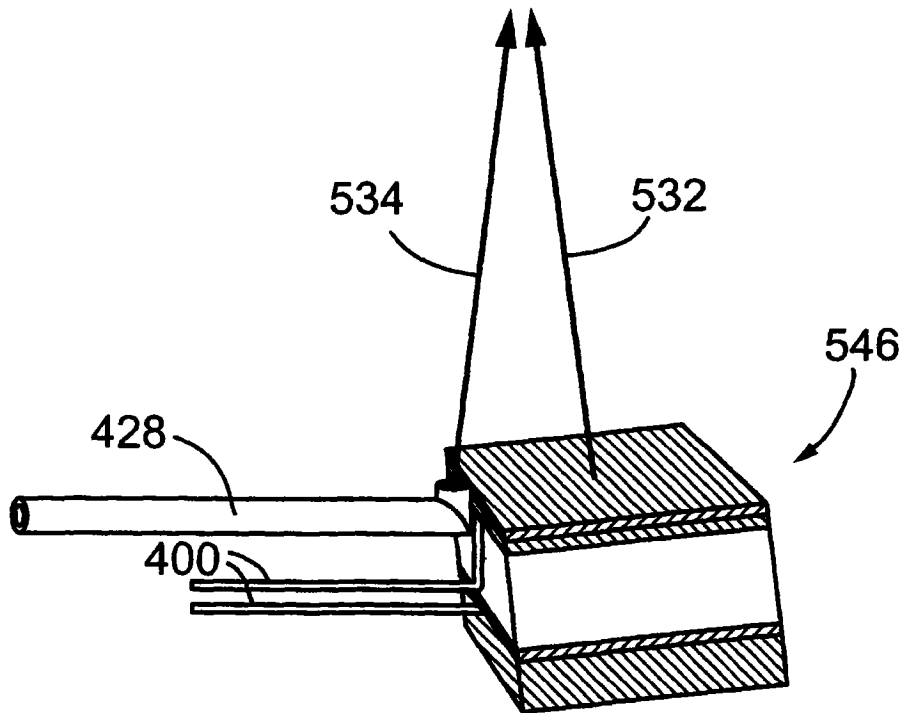


图 12

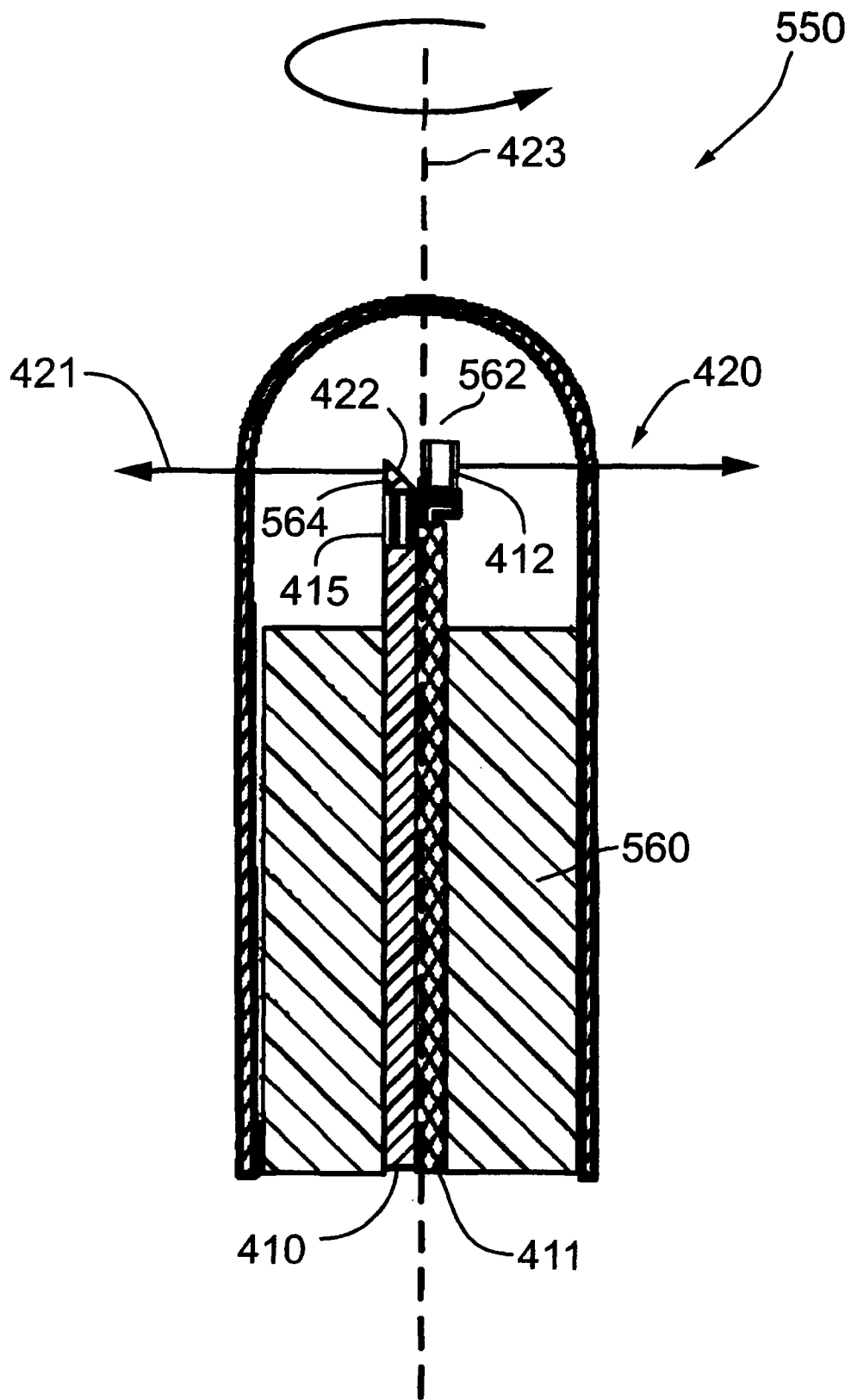


图 13

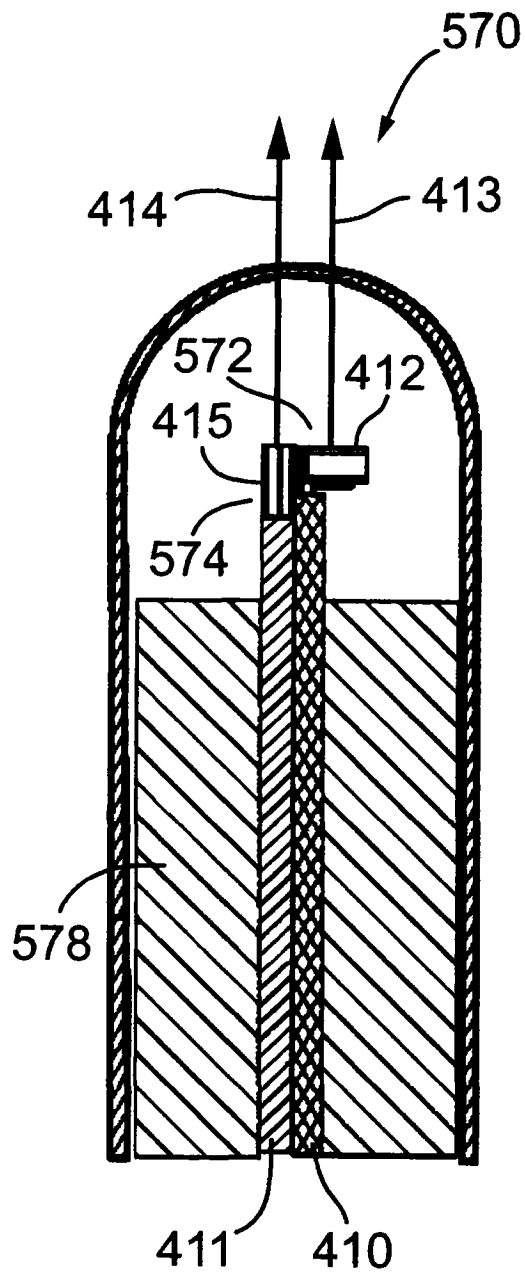


图 14a

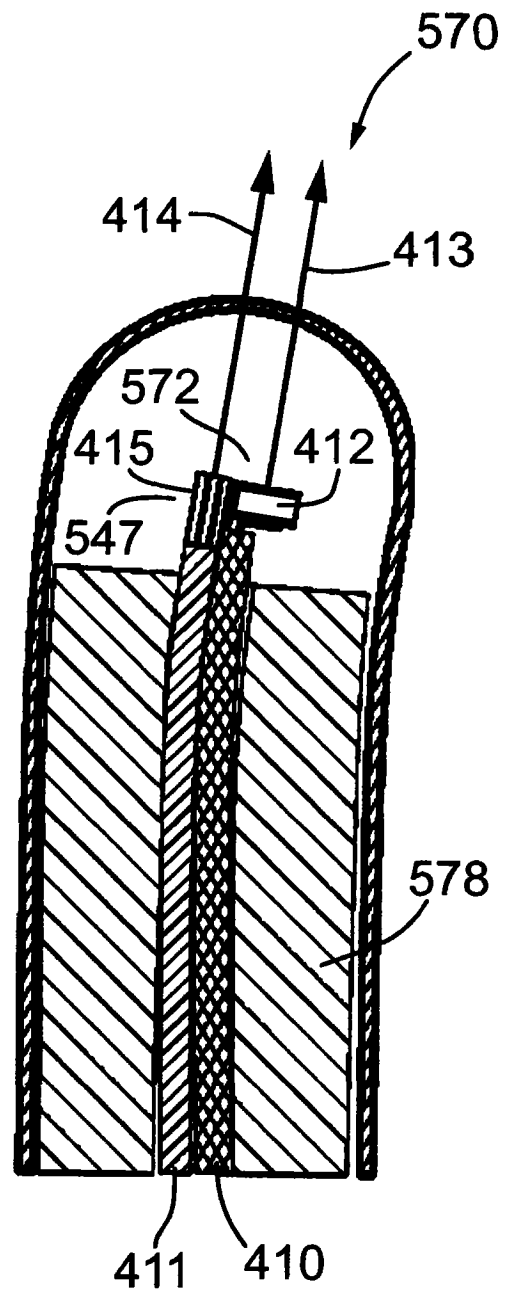


图 14b

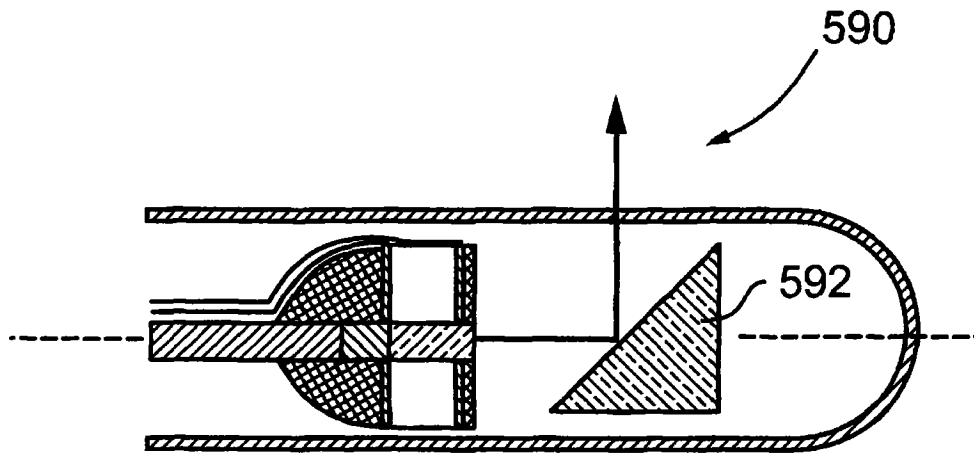


图 15a

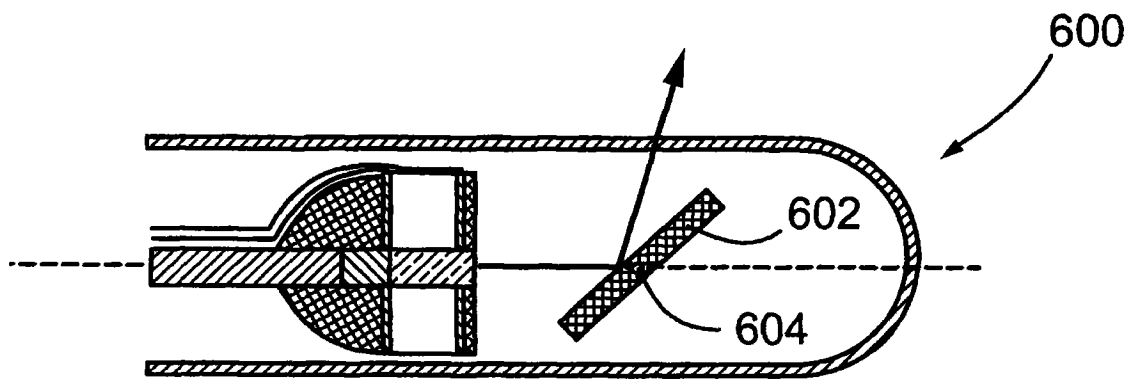


图 15b

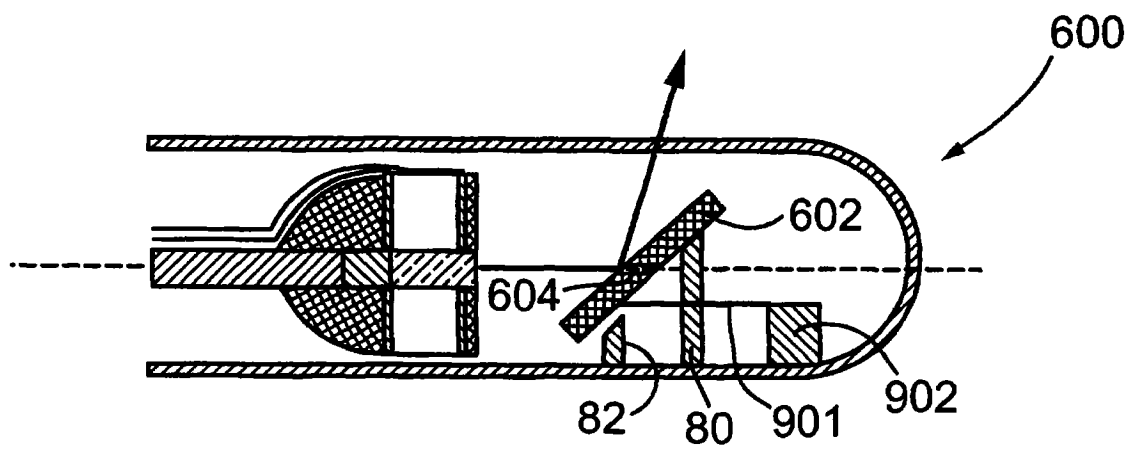


图 15c

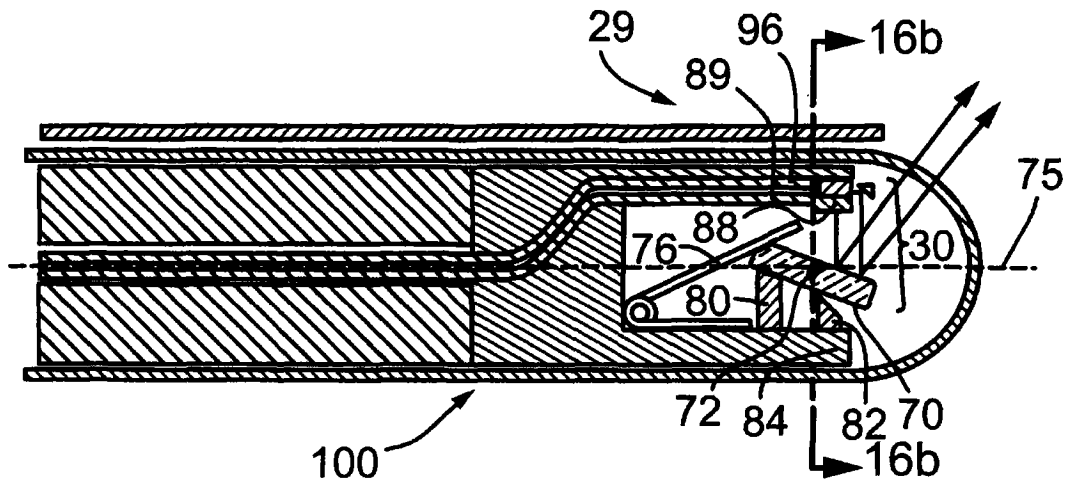


图 16a

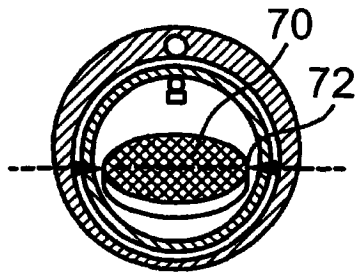


图 16b

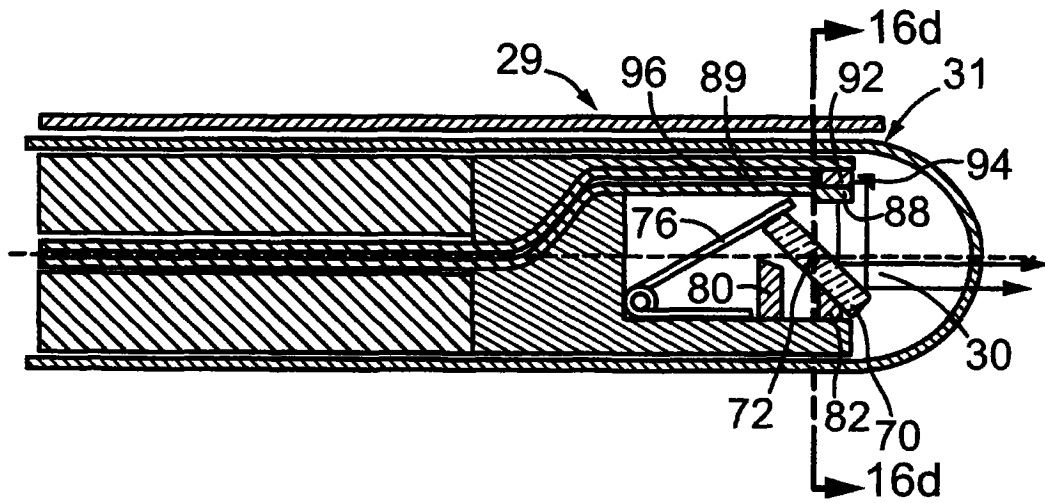


图 16c

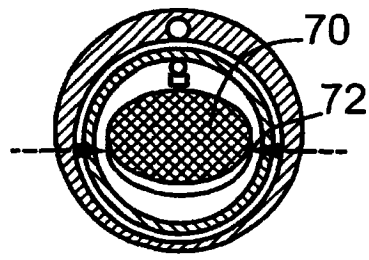
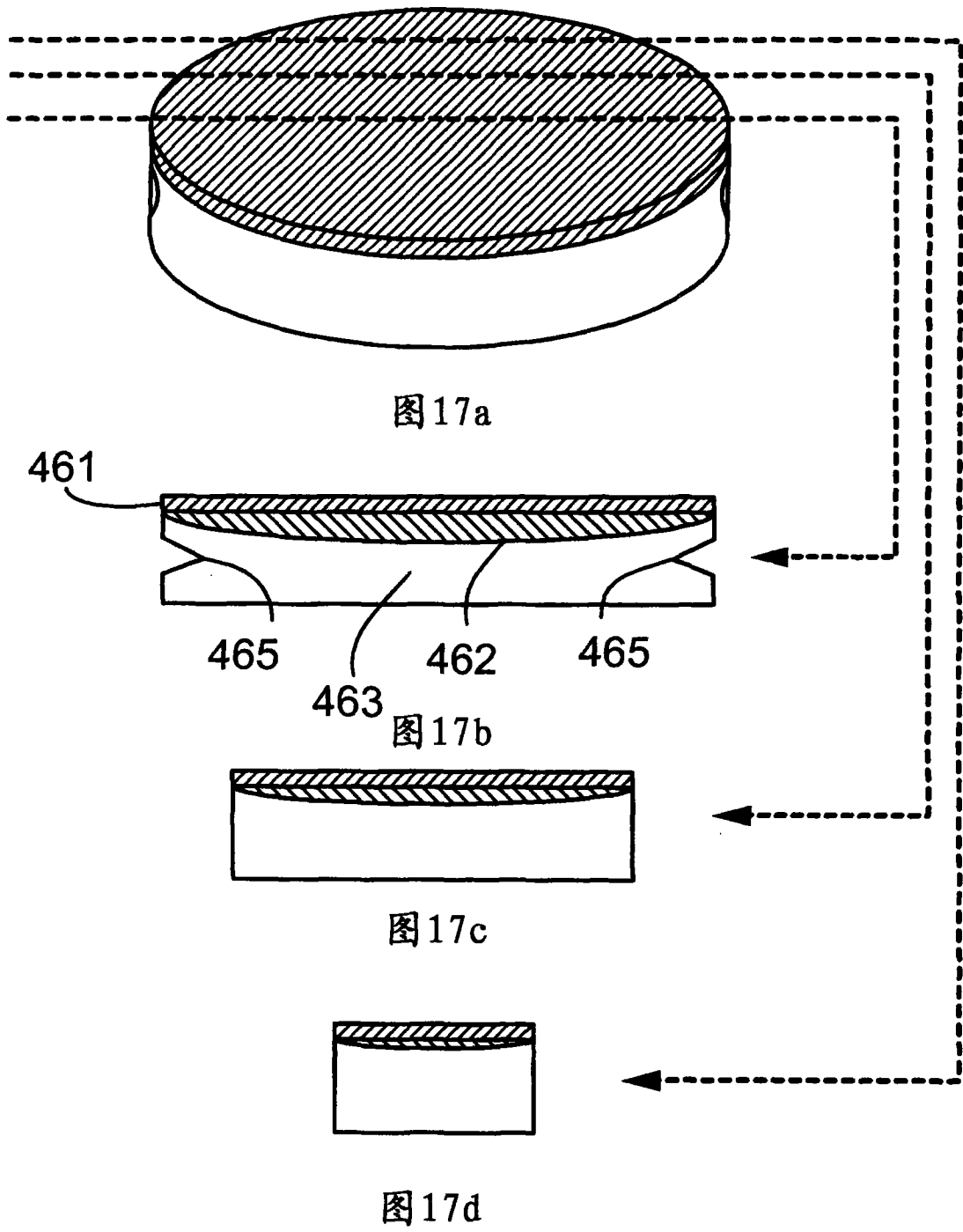


图 16d



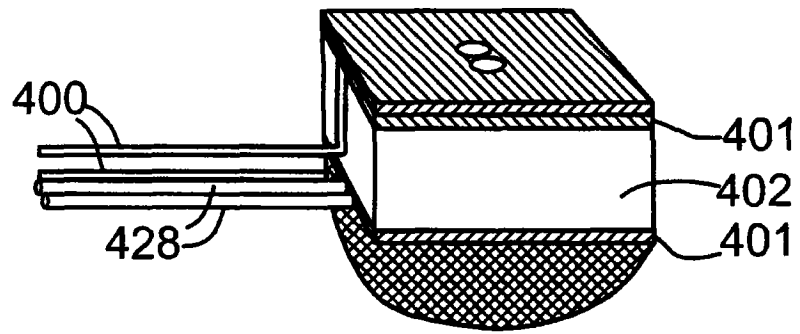


图 18a

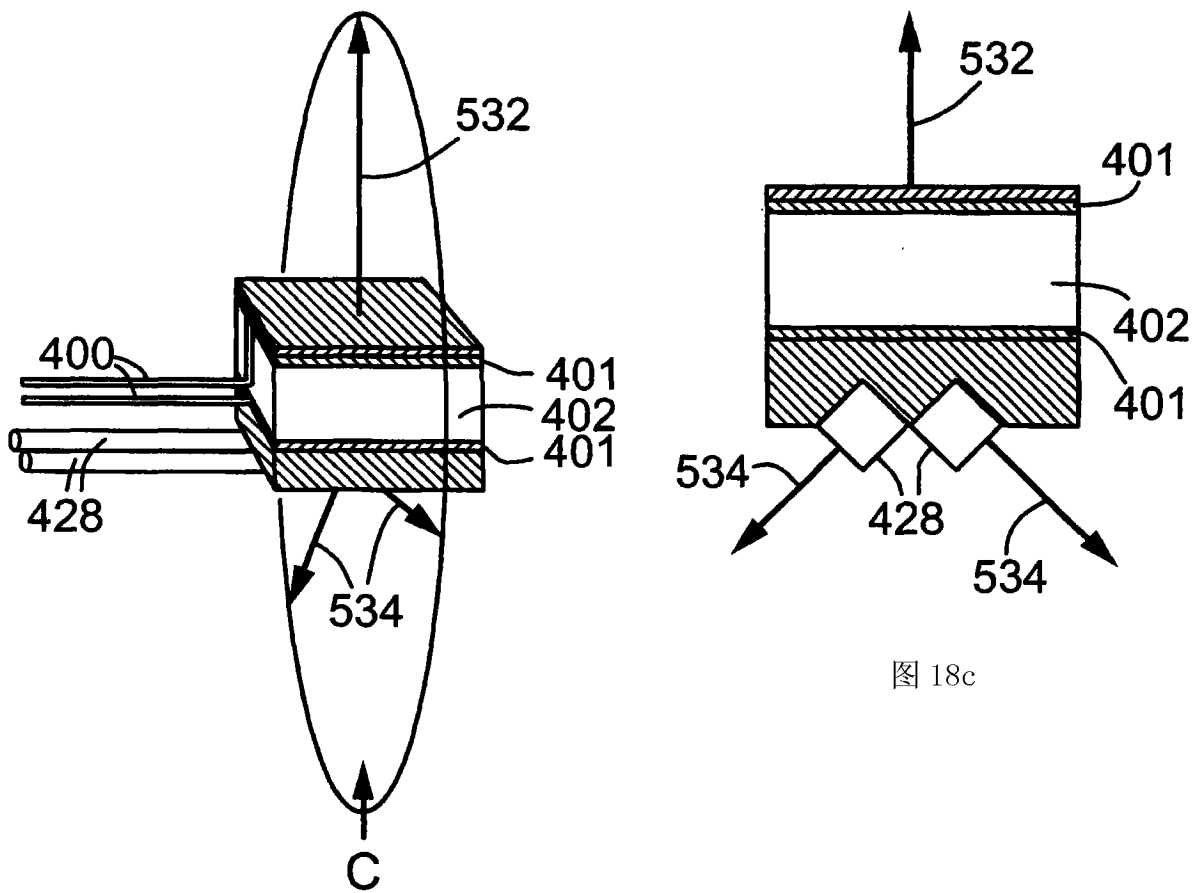


图 18c

图 18b

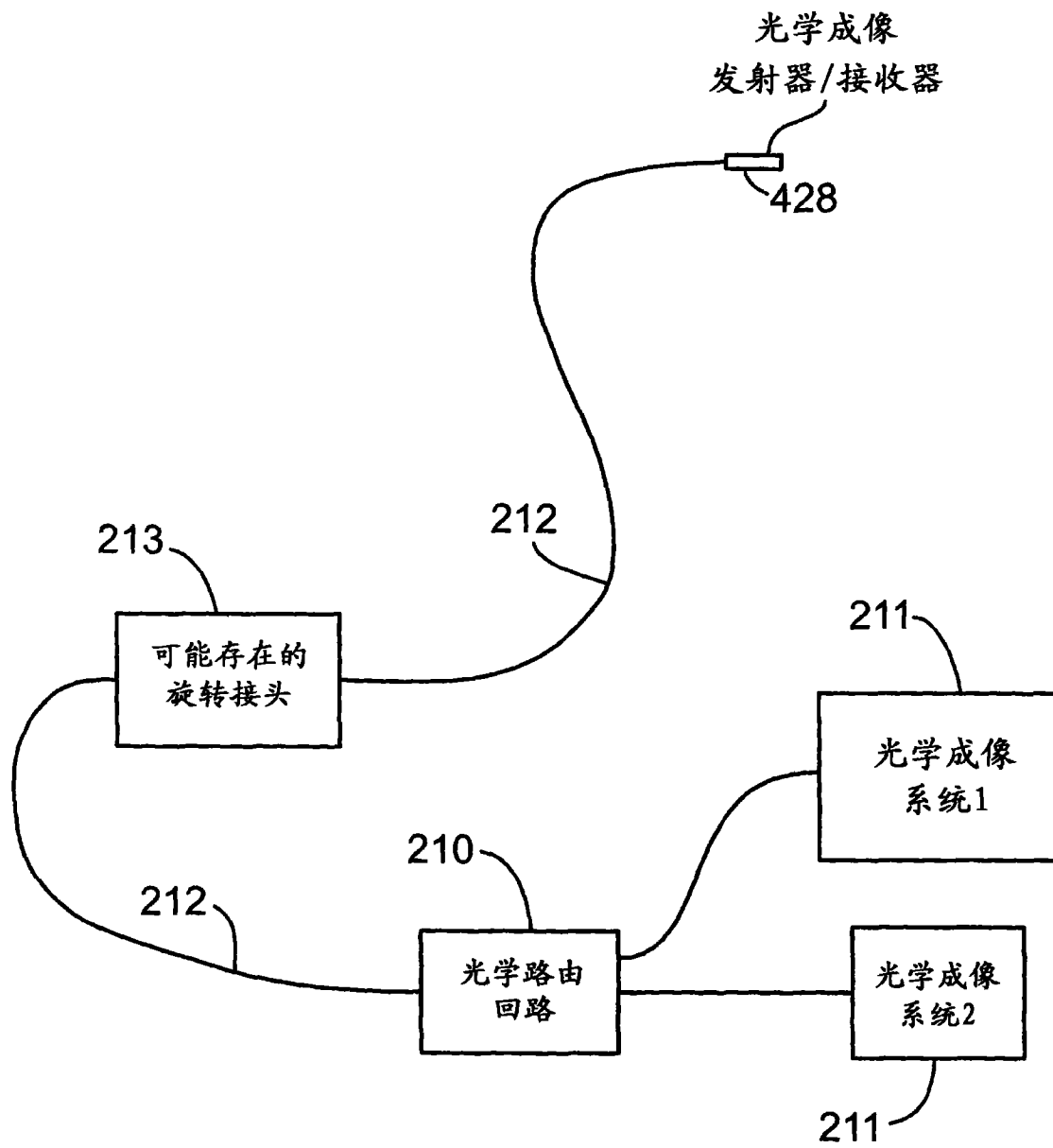


图 19

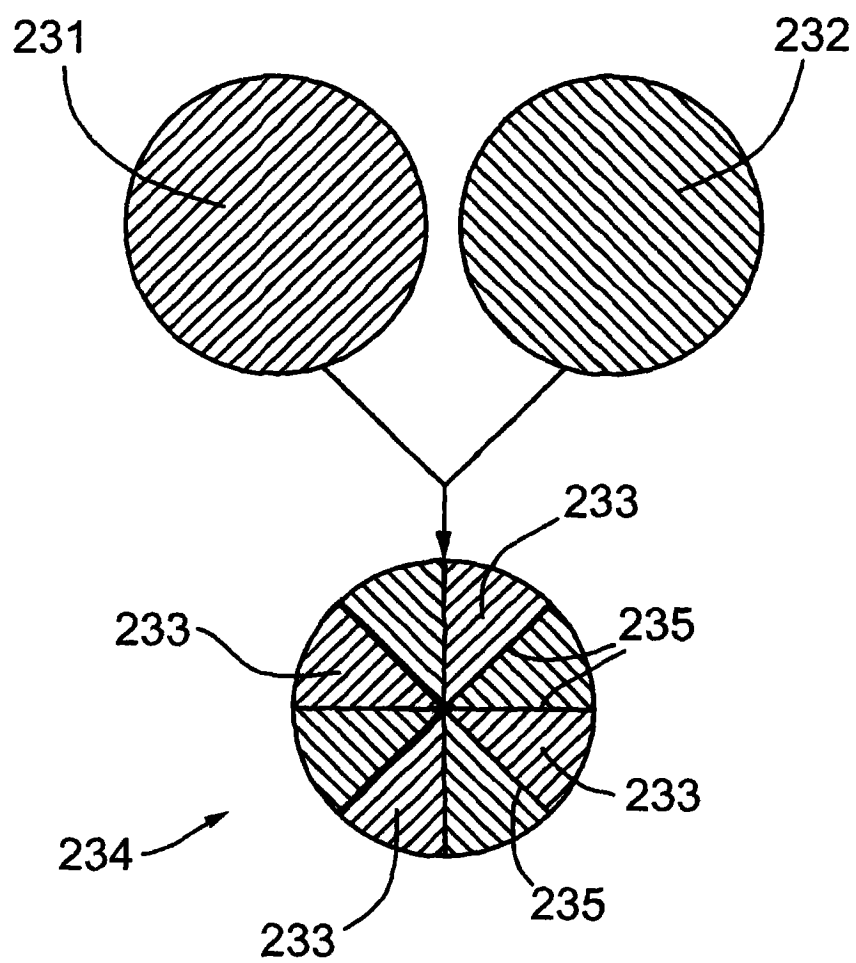


图 20a

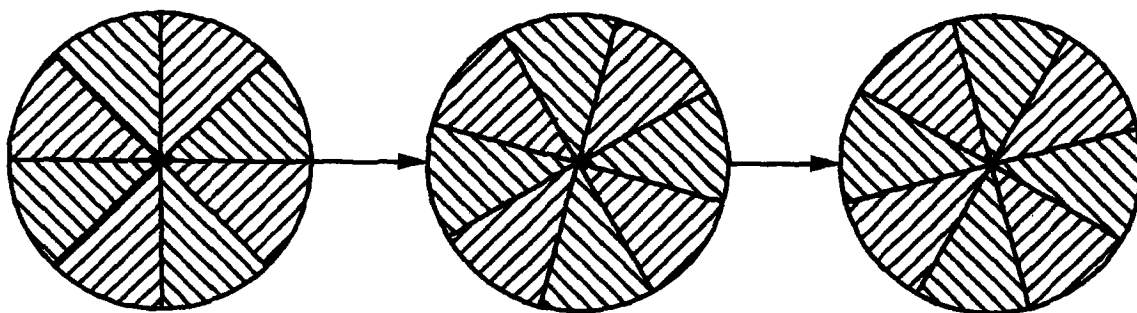


图 20b

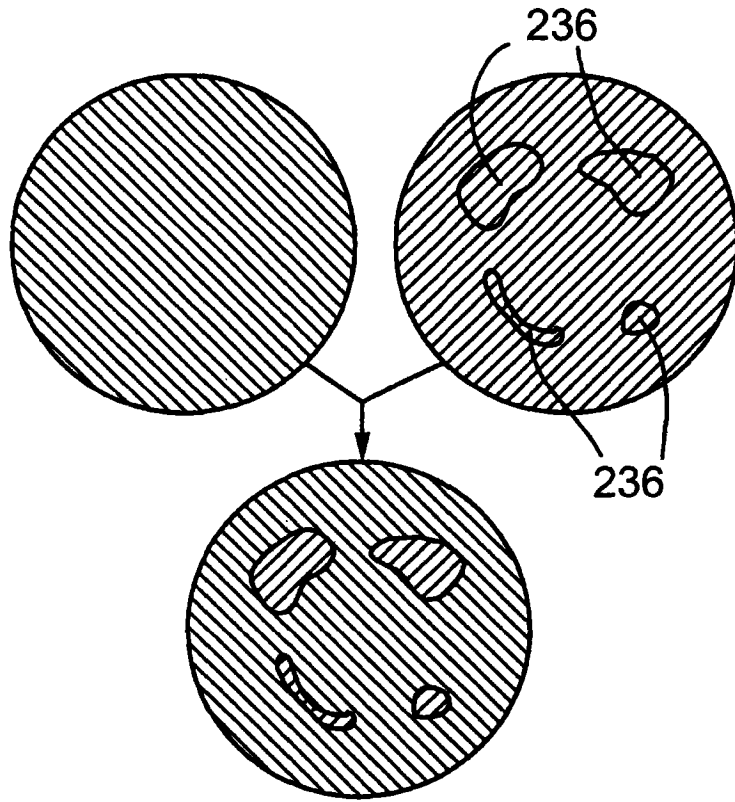


图 21a

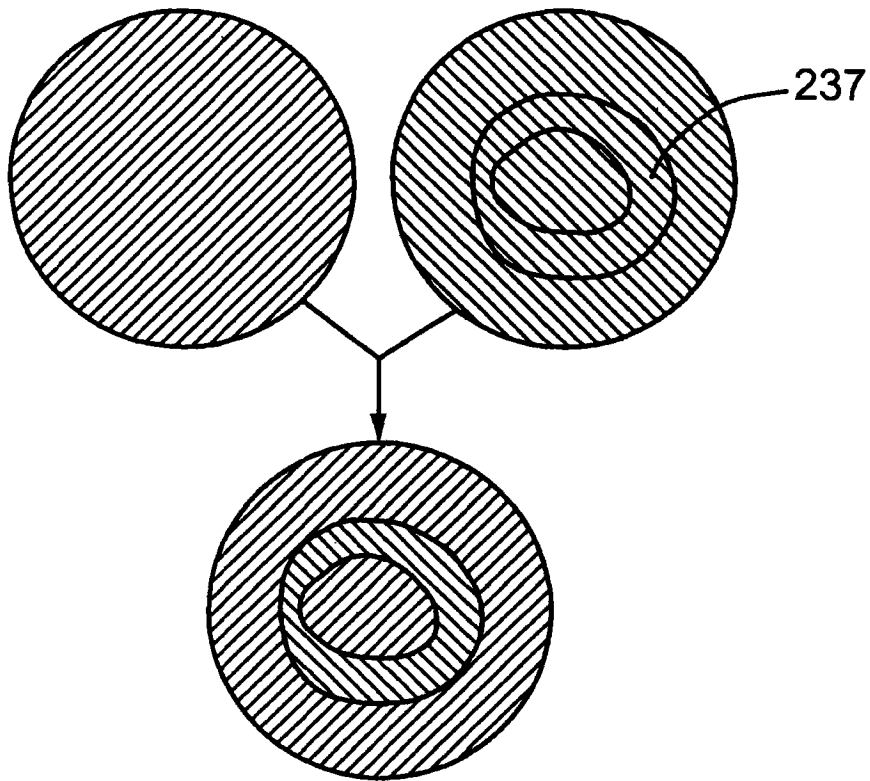


图 21b

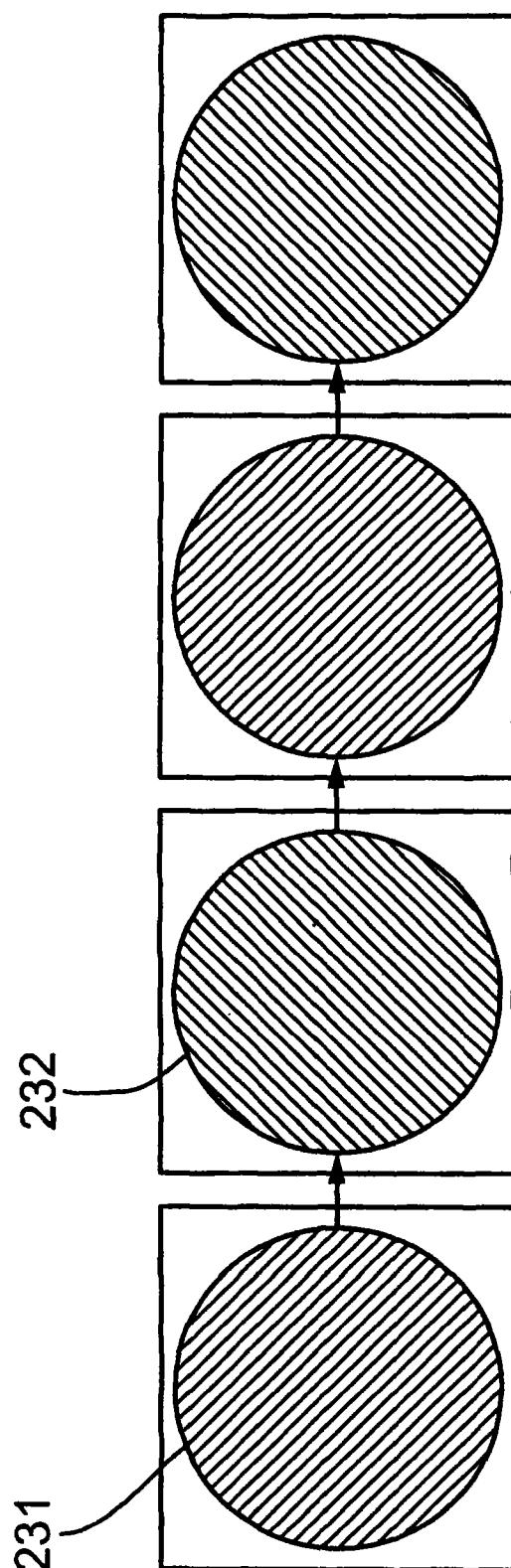


图 22

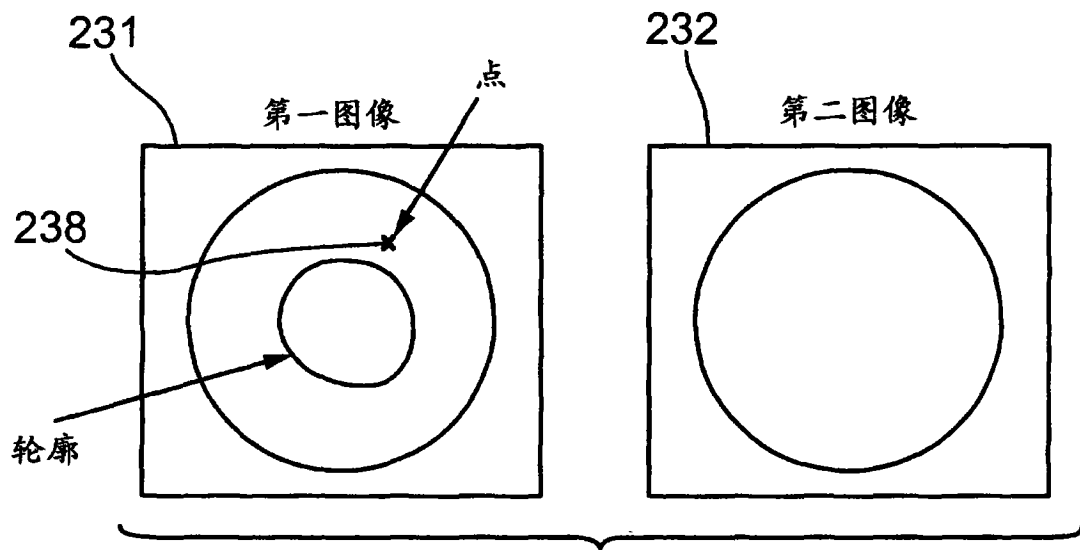


图 23a

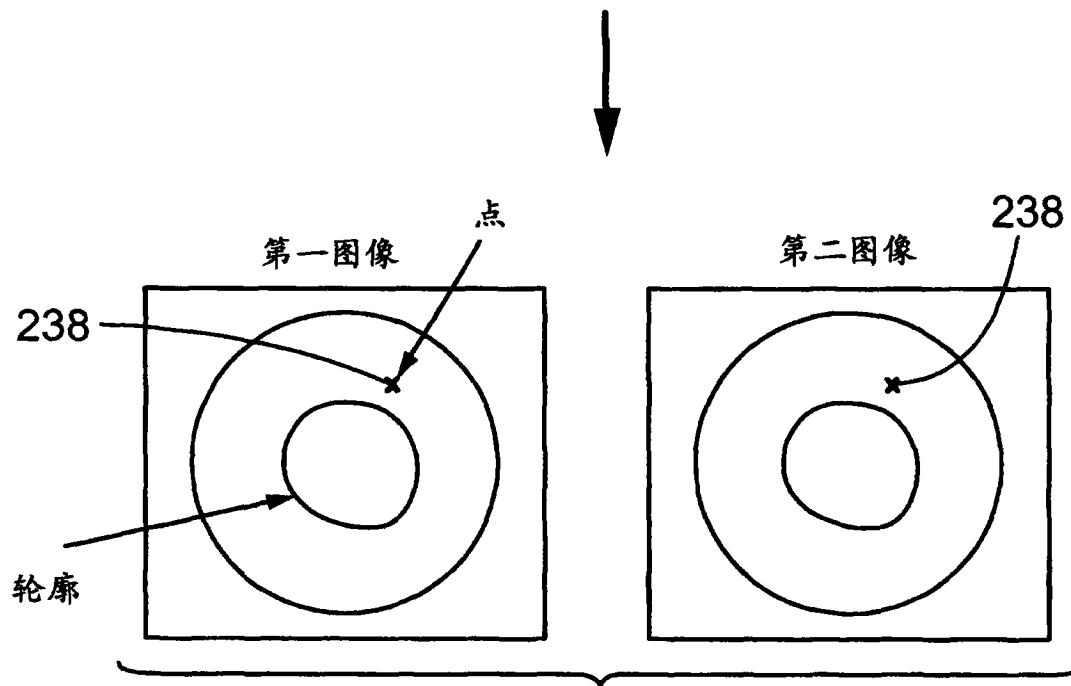


图 23b

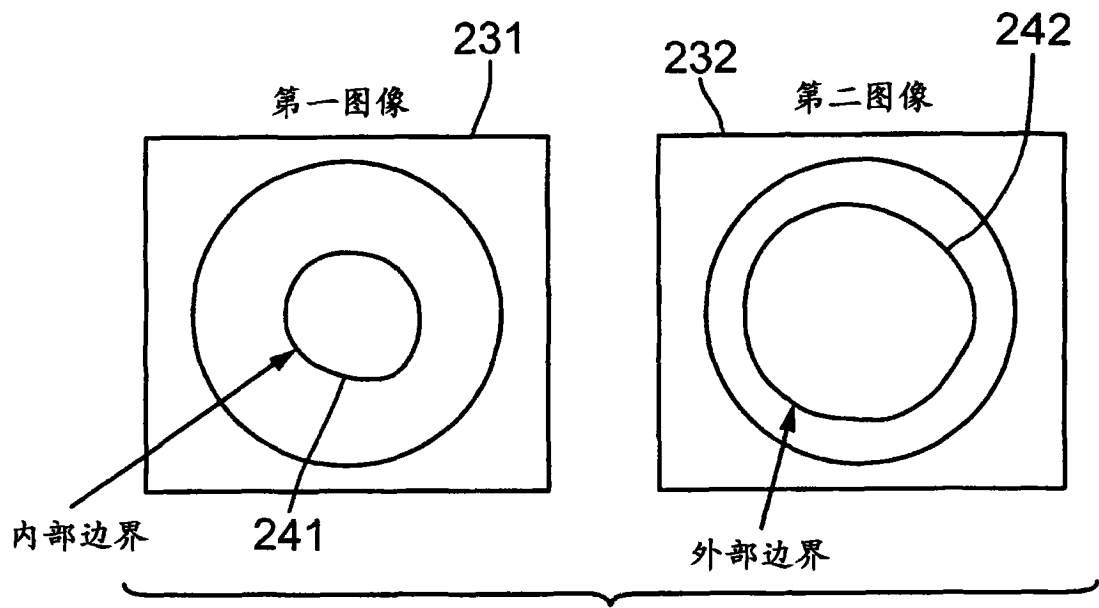


图 24a

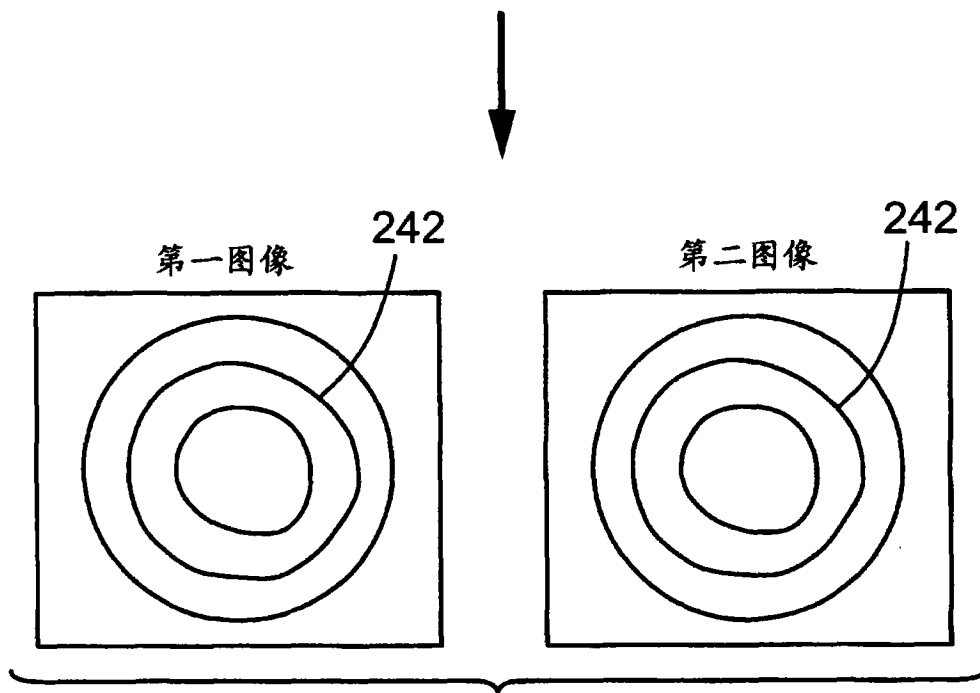


图 24b

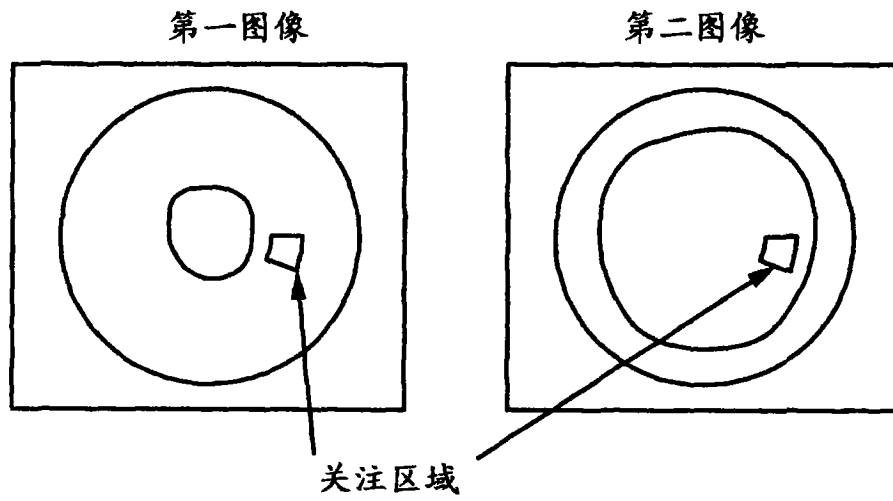


图 25a

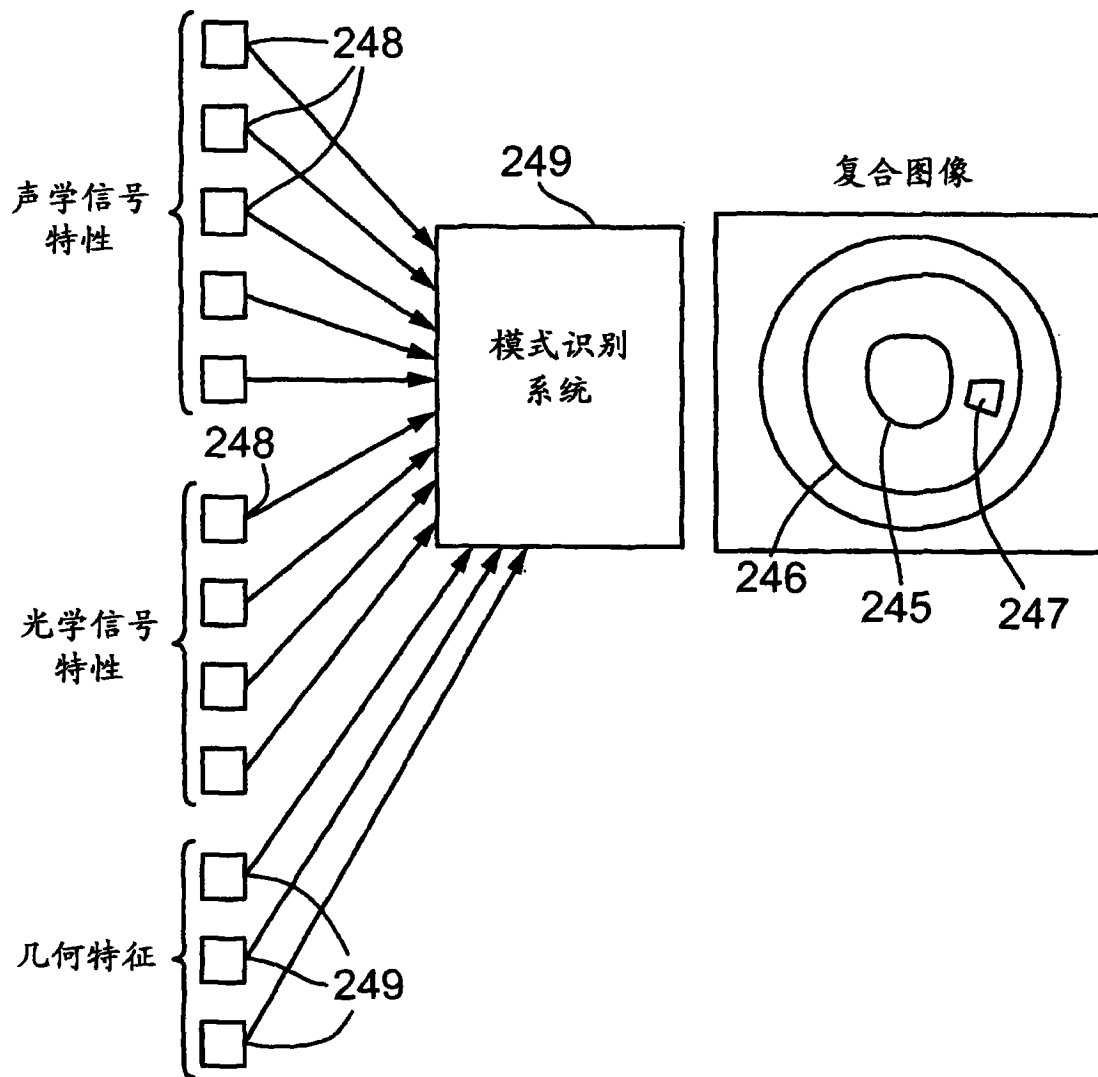


图 25b

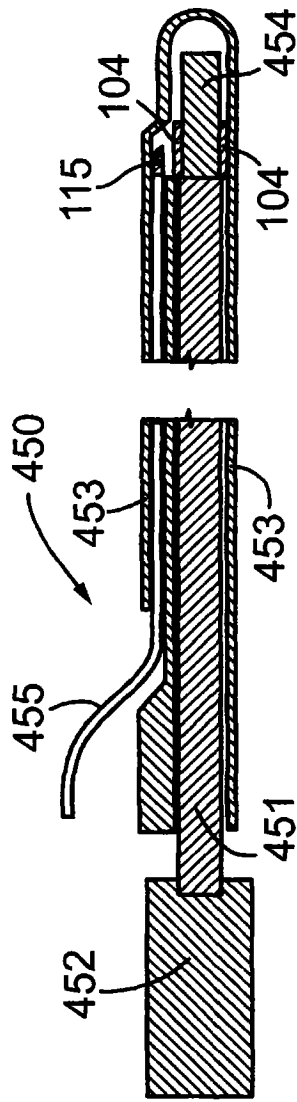


图 26a

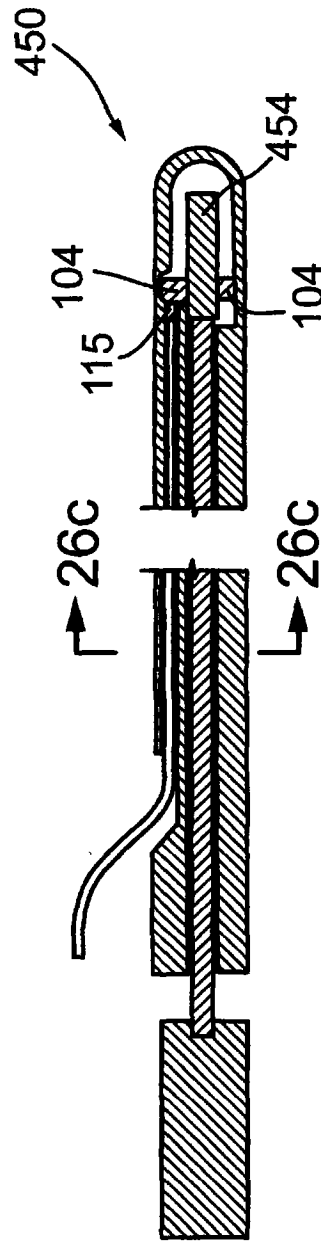


图 26b

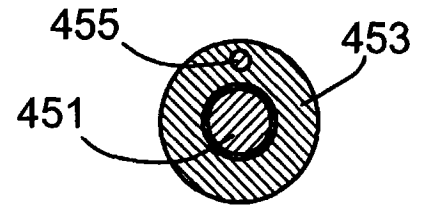


图 26c

专利名称(译)	具有组合的超声和光学成像装置的成像探头		
公开(公告)号	CN101686827B	公开(公告)日	2014-08-13
申请号	CN200880009104.1	申请日	2008-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	桑尼布鲁克健康科学中心		
申请(专利权)人(译)	桑尼布鲁克健康科学中心		
当前申请(专利权)人(译)	桑尼布鲁克健康科学中心		
[标]发明人	布赖恩考特尼 奈杰尔罗伯特芒西 阿曼迪普辛格辛德 杨晓东 弗朗西斯斯图尔特福斯特		
发明人	布赖恩·考特尼 奈杰尔·罗伯特·芒西 阿曼迪普·辛格·辛德 杨晓东 弗朗西斯·斯图尔特·福斯特		
IPC分类号	A61B8/12 A61B1/04 A61B1/07 G01D5/347		
CPC分类号	A61B8/4281 A61B8/4461 A61B8/445 A61B5/6852 A61B8/543 A61B5/7207 A61B8/5292 A61B5/0062 A61B5/742 A61B8/483 A61B5/0084 A61B1/00172 A61B8/5238 A61B5/0035 A61B5/0066 A61B1/00183 A61B5/0095 A61B8/12 A61B2562/0233 G10K11/002 A61B1/00112 G02B6/3604 G02B23/2423		
代理人(译)	田军锋 魏金霞		
审查员(译)	杨德智		
优先权	60/881169 2007-01-19 US		
其他公开文献	CN101686827A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种通过高分辨率成像(包括高频超声和/或光学相干断层成像)对哺乳动物组织和结构进行成像的成像探头。使用高分辨率成像的成像探头结构使用组合的高频超声(IVUS)以及光学成像方法例如光学相干断层(OCT)，并且对扫描关注区域期间从超声图像信号和光学图像信号获得的图像进行精确的联合配准。

