



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101990417 B

(45) 授权公告日 2013. 11. 06

(21) 申请号 200880123985. X

(22) 申请日 2008. 12. 10

(30) 优先权数据

61/007, 023 2007. 12. 10 US

61/032, 947 2008. 02. 29 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 08. 05

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/086206 2008. 12. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02009/076427 EN 2009. 06. 18

(73) 专利权人 STC. UNM 公司

地址 美国新墨西哥州

(72) 发明人 J·陈

(74) 专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 陈国荣

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 1575770 A, 2005. 02. 09,

CN 1191023 A, 1998. 08. 19,

US 2007/0093702 A1, 2007. 04. 26,

审查员 刘珊珊

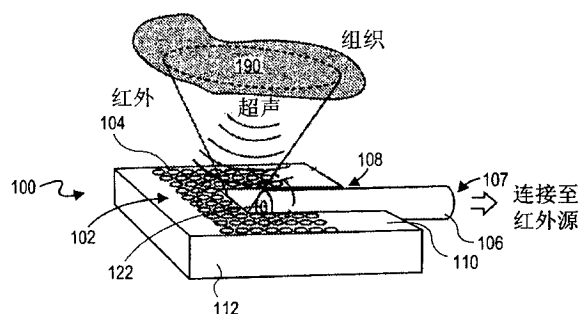
权利要求书2页 说明书8页 附图9页

(54) 发明名称

光声成像装置及成像方法

(57) 摘要

一种光声医学成像装置包括基片、基片上的超声传感器阵列、基片上蚀刻而成的至少一条沟槽、至少一条光纤和至少一个刻面。每条光纤设置在其中一条沟槽内。每个刻面在沟槽内蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层。每条光纤的作用是引导来自光源的红外线穿过光纤至各自的刻面。刻面的作用是反射红外线至目标。



1. 一种光声医学成像装置,包括:

基片;

基片上的超声传感器阵列;

在基片上蚀刻而成的至少一条沟槽;

至少一条光纤,每条光纤设置在所述的至少一条沟槽中一条沟槽内;以及

至少一个刻面,每个刻面在所述至少一条沟槽中的一条沟槽内蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层,每条所述光纤的作用是引导来自光源的红外线经过所述光纤至所述刻面,所述至少一个刻面的作用是反射红外线至目标,这样所述超声传感器阵列设置为接收来自目标的超声波作为对照射到所述目标上的红外线的响应,所述目标位于所述光声医学成像装置外部。

2. 根据权利要求1所述的装置,其中所述基片包括硅基片。

3. 根据权利要求1所述的装置,其中所述金属层包括银质层。

4. 根据权利要求1所述的装置,其中所述的传感器阵列包括电容微加工超声传感器阵列。

5. 根据权利要求1所述的装置,其中所述传感器阵列包括压电超声传感器阵列。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述至少一条沟槽在基片上采用各向异性蚀刻而成。

7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述至少一条沟槽包括一种V形槽。

8. 根据权利要求1所述的装置,其中刻面是一种(111)刻面。

9. 一种光声医学成像装置,包括:

单个基片;

在所述单个基片上的多个超声传感器阵列;

所述基片上蚀刻有多条沟槽,至少一条沟槽与每个所述阵列相连;

多条光纤,每条所述光纤设置在所述沟槽中的一条沟槽内;并且

多个刻面,每个刻面在所述沟槽中的一条沟槽内蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层,每条所述光纤的作用是引导来自光源的红外线穿过所述光纤至所述刻面,所述刻面的用途是反射红外线至目标,这样所述超声传感器阵列设置为接收来自目标的超声波作为对照射到所述目标上的红外线的响应,所述目标位于所述光声医学成像装置外部。

10. 根据权利要求9所述的装置,其中所述基片包括硅基片。

11. 根据权利要求10所述的装置,其中所述基片包括弹性硅基片。

12. 根据权利要求9所述的装置,其中所述金属层包括银质层。

13. 根据权利要求9所述的装置,其中每个所述传感器阵列包括电容微加工超声传感器阵列。

14. 根据权利要求9所述的装置,其中每个所述传感器阵列包括压电超声传感器阵列。

15. 根据权利要求9所述的装置,其中所述多条沟槽中的每条沟槽在基片上采用各向异性蚀刻而成。

16. 根据权利要求9所述的装置,其中所述多条沟槽中的每条沟槽包括V形沟槽。

17. 根据权利要求9所述的装置,其中的刻面包括一种(111)刻面。

18. 一种制造光声医学传感器装置的方法,包括:

在单个基片上集成有多个超声传感器阵列；
在基片上蚀刻多条沟槽，至少一条沟槽与每个所述阵列相连；
在每个所述沟槽中蚀刻成刻面；
每个刻面覆有具有高红外反射特性的金属层；
执行光刻过程划分出光声成像仪，所述光声成像仪包括多个所述阵列；
蚀刻基片从基片剩余部分释放所述光声成像仪；和

放置至少一条光纤在每条所述沟槽内，其中所述超声传感器阵列，刻面，和光纤设置为所述超声传感器阵列设置为接收来自目标的超声波作为对从至少一个光纤到其对应刻面的照射到所述目标上的红外线的响应，所述目标位于所述光声医学成像装置外部。

19. 根据权利要求 18 所述的方法，其中蚀刻面的步骤包括蚀刻一种(111) 刻面。

光声成像装置及成像方法

[0001] 相关参考：

[0002] 本申请要求 2007 年 12 月 10 日申请的申请号为 61/007,023 的美国临时专利申请以及 2008 年 2 月 29 日申请的申请号为 61/032,947 的美国临时专利申请的优先权,本申请在此公开的技术内容将把上述专利完全纳入参考范围。

技术领域

[0003] 本发明公开的技术内容涉及一种成像装置和方法,特别涉及用于医学成像和 / 或诊断的光声成像模块和方法。

背景技术

[0004] 光声成像 (PAI) 是一种能观察组织内部解剖结构的无创伤医学成像技术。在医学成像应用领域,光声成像能够提供高空间分辨率和高对比度的图像。相反,传统的脉冲反射超声医学成像因为对于不同人体组织具有相近的声学特性而无法提供高空间分辨率和高对比度的图像。与 X 射线相比,光声成像是一种安全的技术,因为它不产生电离作用并且对体内分子没有影响。

[0005] 光声成像是一种相对新型的技术并且在人类临床领域还远远没有发挥它的作用,而超声成像已经在过去 50 年里一直被使用。其中一个主要原因是硬件还没有达到预期效果。光声成像采用红外线诱导 (infrared-induced) 超声构建目标物体的图像。在这个成像过程中,被成像的目标用近红外短波脉冲 (short near-infrared pulse) 进行闪现 (flashed),比如纳秒级的脉冲。近红外线的长波使得光线透入组织内部。当光线被组织生色团 (chromophores) 例如血液中的血红素 (hemoglobin) 吸收时,组织升温并通过被称为快速热弹扩张 (rapid thermoelastic expansion) 的过程扩张。这种瞬间的组织扩张产生能被置于体外的超声探测阵列接收的超声波。接收到的声信号采用波束形成算法 (beamforming algorithms) 被解析以生成目标组织的 2D 或 3D 图像。PAI 利用了光学成像的高对比的优点以及纯超声成像的高空间分辨率的优点。

[0006] 光声成像利用不同类别组织的不同红外吸收率生成高对比图像。因此,不同的组织吸收不同数量的红外辐射并发出不同量级、相位和 / 或频率的超声信号。这些超声信号被传感器接收、汇总并分析从而产生目标组织的图像。

[0007] 在人类和其他具有血红细胞的动物的光声成像中,血红素在增强图像对比度方面扮演重要角色,因为血红素在受到近红外辐射时具有非常高的光学对比度。因此,对于组织中含血结构例如肿瘤或血管的高对比成像,是光声成像独特的特征之一。利用这种与光学吸收相关的血浓度 / 含量,光声成像对于辨别与血液相关的疾病和 / 或与血液相关的非正常现象大有裨益,包括出血和 (早期的) 癌症肿瘤。这样,医生能够使用光声成像获知许多其它技术如超声成像难以识别的问题。除了可以观察解剖结构,光声成像还能用于检测组织的构造以及与不同红外吸收率相关的、基于血液器官的功能活动情况。

[0008] 概括地说,传统超声成像对于软组织所成图像的对比度比较低,原因是不同软组

织的声学特性非常相似。然而,光声成像能够提供比超声成像更高对比度的图像。光声成像基于用于对比度的光学吸收,主要依靠组织对于近红外光线的吸收光谱。超声波所携带的信息可用于 3D 成像。超声的单程传播被用于携带信息返回至超声接收器。对于活人或动物的带有血红细胞的组织的光声成像而言,血红素在提升对比率方面提供了重要的帮助。因为成像原理的不同,光声成像提供的图像比传统超声成像具有更高的对比度。不同之处主要在于血液包含器官例如癌症肿瘤的成像。

[0009] 一些传统的管状超声内部成像仪 (tubular ultrasonic internal imagers) 使用压电传感器 (piezoelectric transducers) 来传送和接收超声。用于医学成像的压电传感器通常采用高于 100V 的电压。这种高工作电压要求使得其难以适用于胶囊内窥镜 (capsule endoscope) 设备的微型无线单元中的压电成像仪使用;采用电池供电的无线胶囊内窥镜没有提供如此高电压的能力,即使有先进的电压输送电路辅助也难以实现。

[0010] 近来,电容式微加工超声传感器 (CMUT) 的出现成为用于医学成像的压电传感器的一种具有发展前景的改进。在超声发送过程中,CMUT 的薄膜 (membrane) 通常是直流偏压的。交流信号被叠加在这个直流偏压后,导致时变的薄膜变形。这种薄膜变形激励了周围的媒质并发送超声。在接收过程中,薄膜也是直流偏压的,其数值通常小于发送过程中所需的数值。冲击超声使薄膜变形并导致电容的改变,这个改变能通过控制电子元件读出。通常,超声发送过程比接收过程消耗更多的电能。对于无线内窥镜设备,降低电能消耗使得超声成像仪能在使用电池的情况下工作更长的时间,这种技术的可行性带来希望获得的效果。

[0011] 目前,一种用于光声成像的现有方式是采用近红外激光照射目标生物体。这种激光可以包括,例如,Q 开关 Nd (Q-switched Nd): 钕铝石榴石激光 (YAG laser) 或与光纤或光学透镜耦合的激光二极管。一种外置式超声传感器 (ultrasonic transducer) 阵列用于接收组织发出的超声波。这种设置方式对于实验研究很方便,但不适合临床使用,因为红外线光束、目标组织和超声传感器阵列之间的相对位置只能通过手动调节。手动对准 / 调整耗时并且无法满足临床使用的精度要求。因此,这种系统对于像医生这样的最终用户不够友好。

[0012] 除了用于无创伤探测外,光声成像已经被用于创伤诊断,其方法是部分或整个成像系统置入被检查的组织或器官内。因为这种方法能够接近被探目标,所以创伤性光声成像仪能够在其穿过组织造成衰减之前拾取超声信号。因此,它可以提供较好的信噪比并且提供的图像质量是无创伤方式所不及的。

[0013] 创伤性光声成像仪的一个例子是一种用于血管内诊断的成像仪。几种不同的方式已经被用于血管内光声成像。例如,已经对一种用于血管光声成像的商用侧视血管内超声 (IVUS) 头进行了测试,该方式是采用红外激光从病人的体外照射血管进行成像。当采用这种方式获得初步的的虚幻 (phantom) 图像时,这种成像至少存在两个缺点。第一,因为进入组织内的红外线的衰减和分散,从病人体外的激光照射一般因强度不够而无法对体内深处的血管进行光声成像。第二,IVUS 头本身和 / 或像骨头这样的器官产生的照射阻碍 / 阴影可能导致视觉死角而阻碍了观察。

[0014] 上述问题的一种可能解决的办法是把光源和超声传感器组成一个整体,这样就能从成像仪提供红外照射。这种概念已经在多种光声成像设计中被采纳。例如,一种把聚合物超声传感器与光纤一体化的用于动脉内成像的前视 (front-looking) 光声成像探头已经

造出样机。成像探头由内芯直径为 600 μm 的光纤制成,在纤芯的末端周围安装有集中聚合物传感器元件。这种装置在演示中能够接收人类手指组织和指甲发出的超声信号。然而,因为只装备一个单个元件而非超声传感器阵列,所以无法实现实际成像。

[0015] 另外可能的解决方式包括一种专门用于红外激发和超声接收的光纤头。在这种全光学光声探测头上,在光纤的末端安装有一种温度感应的法布里-珀罗 (Fabry-Perot) 聚合薄膜感应器,用于在光声处理过程中接收目标物体产生的超声波。光纤用于把外部激光源产生的红外辐射引导到目标物体用于激发作用,如同引导反射的红外辐射(携带有超声波信息)至外部信号处理光电单元一样。这种设备被用来查看光纤末端前进方向的指向,但不能用于侧向观察。

[0016] 本发明公开的光声成像装置解决上述一种或多种问题。

发明内容

[0017] 本发明公开的技术内容涉及用于医学诊断的光声成像模块。当组织受红外线刺激时,成像模块通过快速热弹性扩张的过程产生超声波。超声传感器阵列,可以是电容式微加工超声传感器 (CMUT) 或压电传感器,能用于接收组织发出的超声波。用于光声成像的红外线由沿着本模块周围设置的光源阵列提供,其中光源阵列可以是近红外激光二极管阵列、发光二极管阵列、或沿着骨架周围分布的倾斜凹槽安装在其内部的光纤(与外部光源相连)。本模块能安装在无线内窥镜内与之构成整体而成为一种内部成像装置,能够传送较高对比度的图像以及在低电压和电源下工作。因此,这种装置能够使用电池工作较长的时间。

[0018] 从多方面来看,本发明公开的技术是一种光声医学成像装置,包括基片、基片上的超声传感器阵列、基片上蚀刻形成的至少一条沟槽、至少一条光纤、和至少一个刻面。每条光纤设置在其中一条沟槽中。每个刻面在其中一条沟槽内蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层。每条光纤的用途是引导光源发出的红外线穿过光纤至各自的刻面。刻面的用途是反射红外线至目标。

[0019] 根据本发明公开的内容,一种光声医学成像装置包括单个基片、单个基片上的多个超声传感器阵列、以及在单个基片上蚀刻形成的多条沟槽。至少一条沟槽与每个阵列相连。本装置还包括多条光纤,其中每条光纤设置在其中一条沟槽中。本装置还包括多个刻面,其中每个刻面在其中一条沟槽中蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层。每条光纤的作用是引导光源产生的红外线穿过光纤至其中一个刻面,并且所述刻面的作用是反射红外线至目标。

[0020] 根据本发明公开的多方面技术内容,一种制造光声医学成像装置的方法包括在单个基片上集成多个超声传感器阵列、基片上蚀刻有多条沟槽、其中至少一条沟槽和每个阵列相连,以及在每条所述沟槽中蚀刻有刻面。所述方法还包括为每个刻面包覆具有高红外发射特性的金属层以及执行光刻 (photolithography) 程序划定出光声成像仪,其中光声成像仪包含多个阵列。本方法还包括蚀刻基片以从基片的剩余部分释放 (release) 光声成像仪并且放置至少一条光纤在每条沟槽中。

附图说明

- [0021] 图 1A 是本发明所公开的一种光声成像仪实例的正视立体图；
- [0022] 图 1B 是图 1A 圆圈部分的放大截面图；
- [0023] 图 2A 是本发明公开的一种三维光声成像仪实例的侧视立体图；
- [0024] 图 2B 是与图 1B 所示相同部分的放大截面图；
- [0025] 图 3A 是图 2A 的三维光声成像仪分解状态的俯视图；
- [0026] 图 3B 是沿着图 3A 的线 IIIB-IIIB 的截面图；
- [0027] 图 3C 是图 3B 中圆圈部分的放大截面图；
- [0028] 图 4 是本发明公开的一种光声成像模块实例的正视立体图；
- [0029] 图 5A 是图 4 的光声成像模块实例的正视立体分解图；
- [0030] 图 5B 是沿着图 5A 中的线 VB-VB 的截面图,用于本发明公开的图 4 所示的光声成像模块的一种光源实例；
- [0031] 图 5C 是沿着图 5A 中的线 VB-VB 的截面图,用于说明本发明公开的图 4 所示的光声成像模块的一种光源实例；
- [0032] 图 6 是本发明公开的一种 CMUT 元件设计实例的俯视图；
- [0033] 图 7 是由不同几何尺寸的传感器阵列组成的超声元件的频率响应示意图；
- [0034] 图 8 是本发明公开的一种无线胶囊内窥镜模块实例的正视立体图；
- [0035] 图 9A 是图 8 所示的无线胶囊内窥镜实例的正视立体分解图；
- [0036] 图 9B 是图 9A 中圆圈部分的放大截面图。

具体实施方式

[0037] 图 1A 和 1B 所示的是光声成像仪 100 的实例。根据本发明所公开的技术内容,光声成像仪 100 包括单个芯片光声成像仪。所述光声成像仪包括与基片 112 相连的超声传感器 104 的阵列 102,比如电容式微加工超声传感器 (CMUT) 或者压电超声传感器,作为实例,基片 112 为硅基片。成像仪 100 包括一条光纤 106 或光纤阵列,用于提供红外照射。对于光声成像,红外线所需的功率密度为每平方厘米毫焦耳级。多模或单模光纤均能传送这种功率密度。

[0038] 光纤 106 被埋入沟槽 108 中,比如一种各向异性蚀刻而成的 V 形沟槽,所述沟槽 108 位于硅基片 112 的表面 110。红外线能被引导穿过光纤 106,在光纤 106 的末端 107 出来,然后被硅基片 112 上蚀刻形成的刻面 114 反射并且依次射向目标组织 190。根据本发明公开的技术内容,硅基片 112 可以包括例如一种 (100) 硅基片,刻面 114 包括一种 (111) 刻面。外部光源 (图中未示出) 提供的红外线被引导穿过光纤 106。光源可以包括,例如 Q 开关 Nd:钇铝石榴石激光、与光纤或透镜耦合的激光二极管或近似的。

[0039] 如图 1B 所示,刻面 114 可以制成与沟槽 108 底部 118 的水平延伸件 116 大致成 54.7° 的角度。刻面 114 覆有薄金属层 120,例如银或其它高红外反射特性的金属,用于增强刻面 114 对红外线的反射。光纤 106 的直径大约为 $125\mu\text{m}$ 而内芯 122 的直径大约为 $5\mu\text{m}$ 。

[0040] 所述光声成像仪 100 对于 V 形沟槽 108 不需要严格的尺寸检验,光纤 106 和 V 形沟槽 108 之间也不需高精度对准。与光纤通讯系统中光纤和其它光学元件所需的高精度对准不同,对于本光声成像仪平台而言,光纤的对准不那么严格。光纤 106 和反射刻面 114 之间

微小的移位不会影响所述光声成像仪 100 的照射功能或成像能力。当光纤 106 的内芯 122 比光纤 106 的直径或刻面 114 的尺寸相对小时,只要光纤 106 的末端 107 有红外线的存在,那么红外线就能投射 V 形沟槽 108 内的 (111) 刻面 114 上,较小的移位不会使所述一体化光声成像单元 100 功能造成显著的降低。

[0041] 图 2A 和 2B 所示的是三维光声成像仪 200 的实例。所述三维成像仪 200 可以容纳多个用于全景观看的光声成像单元 250。根据本发明公开的技术内容,光声成像仪 200 包括 7 个光声成像单元 250。传统的脉冲反射超声成像已经采用同样的设计。7 个成像单元 250 中的 6 个能够相对于轴 252 组成 360° 视图。作为例子,这 6 个成像单元 250 包括 6 个先前描述的光声成像仪 100。

[0042] 作为实例,在三维光声成像仪 200 上,多个超声传感器 104 的阵列 102,比如电容式微加工超声传感器 (CMUT) 或者压电超声传感器可集成于单个硅基片 112 上。实例中,所述三维光声成像仪 200 包括 7 个 CMUT 阵列 102、202,用于观察 7 个不同方向。

[0043] 作为实例,沟槽 108 阵列为 6 个大约 $250\text{ }\mu\text{m}$ 深的 V 形沟槽,在基片表面 110 上各向异性蚀刻而成,能够容纳多条光纤 106,例如 6 条光纤,目的是用于红外耦合。每个沟槽 108 包括在硅基片 112 上蚀刻而成的刻面 114。光纤 106 被安置在沟槽 108 中,使得光纤 106 的末端 107 能够把红外线引向刻面 114,刻面 114 转而把红外线发至目标组织 190。

[0044] 根据本发明公开的技术内容,作为实例,硅基片 112 包括 (100) 硅基片,而刻面 114 包括 (111) 刻面。红外线由外部光源 (图中未示出) 产生并被引导穿过光纤 106。作为实例,光源可以包括 Q 开关 Nd:钇铝石榴石激光、与光纤或透镜耦合的激光二极管等等。

[0045] 图 2B 所示,刻面 114 可以制成相对沟槽 108 底部 118 的水平延伸件 116 具有 54.7° 的角。刻面 114 覆有薄金属层 120,作为实例,其材料为银或其它高红外反射特性的金属,目的是为了增强刻面 114 对于红外线的反射性。每条光纤 106 的直径大约为 $125\text{ }\mu\text{m}$ 并且内芯 122 的直径大约为 $5\text{ }\mu\text{m}$ 。所述 6 个阵列 102 的作用是提供成像仪 200 周围目标的全景视图。

[0046] 如图 2A 所示,光纤 206 中的一条用于第七观察方向 (seventh viewing direction),即前视。前视方向的红外线被引导穿过光纤 206 并延伸通过在前视传感器阵列 202 上的孔 240,作为实例,所述阵列 202 为环状 CMUT 阵列。

[0047] 参照图 3A-3C,描述了一种制造三维光声成像仪实例的方法。该方法从用于构成 CMUT 阵列的一种多晶硅表面微加工过程开始。该实例方法的一些详情可参看 IEEE 的微电子加工系统杂志的“一种用于医学成像的单片超声传感器阵列” (A Monolithic Ultrasonic Transducer Array for Medical Imaging),2007 年 10 月号, pp. 1015-1024, Vol. 16, 本发明的发明人在这篇文章或其它资料公布的技术内容,都将全部纳入参考范围。

[0048] 对 CMUT 阵列采用生物兼容聚合物层 (a layer of bio-compatible polymer) 进行钝化 (passivating) 处理后,采用湿或干各向异性蚀刻方法在基片上形成具有合适宽度和深度的 V 形沟槽 108,作为实例, V 形沟槽 108 的宽度和深度是由所使用的光纤直径决定的。硅基片可以做成倾斜的薄层,例如大约 $3000\text{--}5000\text{ }\text{\AA}$,把银或其它具有高红外反射特性的金属通过溅射 (sputter) 方法在 V 形沟槽 108 内部的倾斜硅刻面 114 上形成涂层,其中光纤 106 的末端 107 指向倾斜硅刻面 114。所述金属涂层刻面的作用相当于镜子用来反射红外线,把来自光纤 106 原始路径方向的红外线反射至目标组织,如图 2B 所示。

[0049] 根据本发明公开的技术内容,当刻面 114 在划定 (delimit)V 形沟槽 108 的末端时,每个刻面 114 为三角形镜面,作为实例,其高度大约为 $250\text{ }\mu\text{m}$ 、基底宽度大约为 $350\text{ }\mu\text{m}$,其中的高度和基底宽度实际上均大于光纤内芯的直径,而内芯直径一般大约为 $5\text{ }\mu\text{m}$ 。因此,在光纤和 V 形沟槽 108 刻面之间最多几十微米的移位间距对于把来自光纤 106 的红外线反射到组织的反射率影响不大。

[0050] 硅基片被翻转并粘帖到负载晶片 (carry wafer)。所述负载晶片和硅基片包括多个 CMUT 阵列 102、202,因此每个负载晶片和硅基片能形成多个光声成像仪 200,每个成像仪包括 7 个阵列 102、202。

[0051] 作为实例,一种背面水蚀刻法可使晶片变薄至大约 $250\text{ }\mu\text{m}$ 。在背面进行的光刻 (photolithography) 处理能够在每个 CMUT 阵列 102、202 的周边形成一种管沟 (trenches) 阵列,例如每个大约 $40\text{ }\mu\text{m}$ 宽。一种背面深度硅蚀刻法被用于打开所述管沟,直到这些管沟穿透硅基片。一种丙酮湿式蚀刻法能从负载晶片上释放每个光声成像仪 200 (每个包含 7 个 CMUT 阵列 102、202)。然后,平面阵列 102、202 被折叠和 / 或组合形成一种六角形棱柱成像仪,如图 3 所示;光纤 106、206 设置在 V 形沟槽 108 内,而在前阵列 202 上有开孔 240。前阵列 202 具有容纳作用的开孔 360,容纳用于引导成像仪 200 在介入治疗中进入指定位置的引导丝。光纤 106 可用环氧树脂或其它合适的介质粘贴在所在位置。

[0052] 本发明公布的技术方案所涉及的成像仪包括一种平面平台,该平台具有用于在一个方向上观察的单个 CMUT/ 压电阵列、或多个集成在弹性基片上的 CMUT/ 压电超声传感 - 光纤阵列,并组装成一种用于多方向观察的六角形棱柱内部成像仪。在此公开的单个芯片光声成像仪能被用于在病人体外工作的手持平台和 / 或作为微成像头用于血管内和其它创伤诊断。

[0053] 根据本发明公开的技术内容,图 4 显示了一种用于光声成像的模块 400 的实例。所述模块 400 包括用作安置光声成像装置的骨架 470。骨架 470 可以用塑料或其它适合的材料制成。超声传感器阵列 472 设置在模块 400 的中间部分。超声传感器 472 的作用是接收目标组织 190 发出的超声波。如图 5A 所示,骨架 470 包括用于放置超声传感器阵列 472 的开口 574。根据本发明公开的技术内容,超声传感器阵列 472 包括与基片 512 相连的微加工超声传感器 (CMUT),作为实例,基片是硅基片。本发明公开的技术方案中,超声传感器阵列 472 包括压电传感器。

[0054] 模块 400 包括一个或多个设置在骨架 470 周围的光源 476。光源 476 包括近红外激光二极管、发光二极管和 / 或为光声成像提供红外线的光纤。在采用光纤的情况下,光纤连接外部光源 (图中未示出),外部光源发出的光被导入光纤。骨架 470 包括用于放置光源 476 的凹槽 578。

[0055] 如图 5B 和 5C 所示,凹槽 578 与发射光线的骨架 470 的表面 480 有一定的角度。作为实例,如图所示,支撑光源的凹槽向平台的中心倾斜,因此目标组织的几何中心能够获得来自光源 476 的大部分照射。本发明公开的内容中,超声传感器 472 和红外线光源 476 可集成于平台上,因此与目标组织 190 的深度一样,超声传感器阵列 472 和红外线光源 476 之间的相对位置是固定的且不需要手动对准光声成像装置。

[0056] 图 5B 显示了激光二极管或发光二极管光源的实例,图 5C 显示了一种光纤光源的实例。凹槽 578 表面 480 的末端包括光学透镜 482,使来自光源 476 的光线通过其至目标组

织 190。

[0057] 尽管图 4 和 5A 中的实例设计沿着骨架周围仅设有 4 个光源,但本发明公开的成像仪不限于 4 个光源。成像模块 400 可以包括任何数量的光源,多余或少于 4 个,只要能提供合适的红外照射密度并且这些光源能分布在模块 400 上任何合适的位置。值得高兴的是成像模块 400 也能用于光声成像和超声成像这两种结合的影像融合术 (co-registration)。例如,因为体内不同组织和 / 或材料 (例如血管内斑块或血块) 间的超声波吸收频谱不同,所以超声波 (超声传感器阵列发出) 的反射频谱能用来识别被诊断目标的构造。这对于光声成像是一个有用的补充。这两种成像方式能够提供综合诊断信息,而只用其中一种成像方式所提供的信息是无法达到这种效果的。

[0058] 在光声成像过程中,组织产生的超声波带宽一般大约为 30MHz。尽管电容微加工超声传感器 (CMUT) 比传统压电传感器能传送相对更宽的带宽,但其带宽对于覆盖光声成像的整个频谱而言是不够的。对于环形 CMUT 装置,其薄膜沿着整个周边固定,薄膜的共振频率 (主要由 CMUT 的中心频率决定) 能用以下分析等式决定:

$$[0059] \quad f_{\tau} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m_e}} \cong \frac{2t_m}{\pi\alpha^2} \sqrt{\frac{E+T}{1.8\rho(1-\nu^2)}}$$

[0060] 其中 t_m 是薄膜的厚度, α 是薄膜的半径, T 是内部压力, E 是杨氏模数, ρ 是密度,而 ν 是薄膜材料的泊松比。从这个等式可以看出,薄膜半径 (薄膜的厚度是固定的) 越小或较厚的薄膜,中心频率越高。如果薄膜阵列的不同半径 (或厚度) 在如图 6 所示的元件中为混合的,那么这个元件的频谱将与每个单个的薄膜的频诸叠加,如图 7 所示。

[0061] 图 6 显示了一个能传送适合光声成像要求的宽频谱的 CMUT 元件设计的实例。除了传感器的几何尺寸相同外,传感器阵列 672 包括集成在接收超声波元件中的不同尺寸的多个 CMUT,用于在光声成像过程中接收超声波。如图 7 所示,这种混合元件的频谱将与不同尺寸 CMUT 的频谱叠加而实现更宽的频谱。尽管图 6 显示了一种不同半径的环形 CMUT 阵列装置,但其他几何形状 (例如正方形、矩形、或近似的形状) 的 CMUT 或不同尺寸和 / 或不同薄膜厚度的不同几何形状的混合体也能传送同样加宽频谱的作用并且包括在本发明公开的技术内容之内。这种混合元件中的 CMUT 装置采用并行电气连接方式。

[0062] 图 8 所示的是用于降低无线胶囊内窥镜电源电压的实例。图 8 中,无线胶囊内窥镜 880 包括光声成像模块和超声成像模块 800。模块 800 包括用作安置光声成像装置的骨架 870。作为实例,骨架 870 可以用塑料或其它合适的材料制成。这个光声系统中,为了减少电能消耗,CMUT 阵列 872 只用于超声波接收。一个或多个光源 876,例如红外激光二极管、发光二极管和 / 或光纤,用于激励目标组织 190,使其在快速热弹扩张过程中产生超声波,如前所述。所述胶囊内窥镜 880 包括给 CMUT 阵列 872 供电的电池 886 和光源二极管 876。

[0063] 激光二极管和发光二极管一般工作在低于 10V 的电压,该电压大大低于 CMUT 传输所需电压。一般地,半导体二极管的量子效率高于 95%,因此施加在光声设备 (激光二极管和发光二极管) 上的电能被有效地转化为红外线,用于激励组织并随之产生超声波。因为实际上,这种混合光声成像系统在接收过程中比 CMUT 设备传输过程中通常消耗较少的能

量和较低的偏压,所以这种混合光声成像系统能够工作在比传统超声成像系统较低的电能和电压。因此这种系统能用电池 886 工作较长的时间。

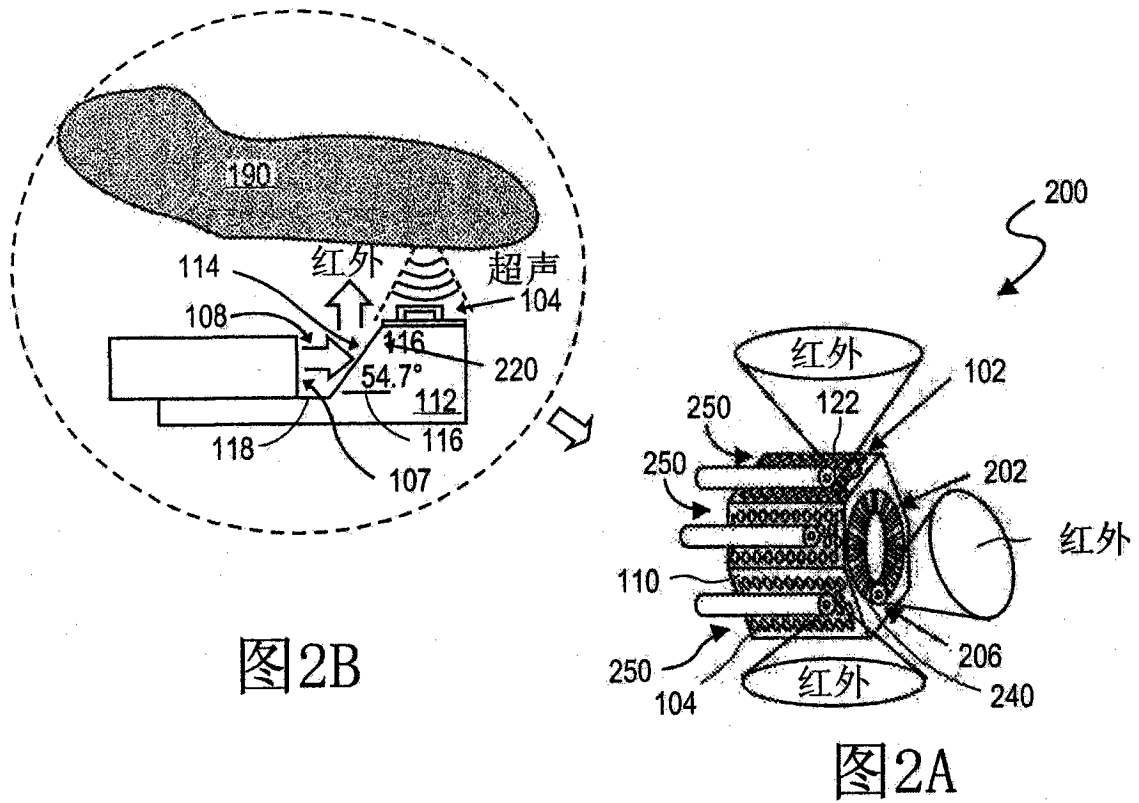
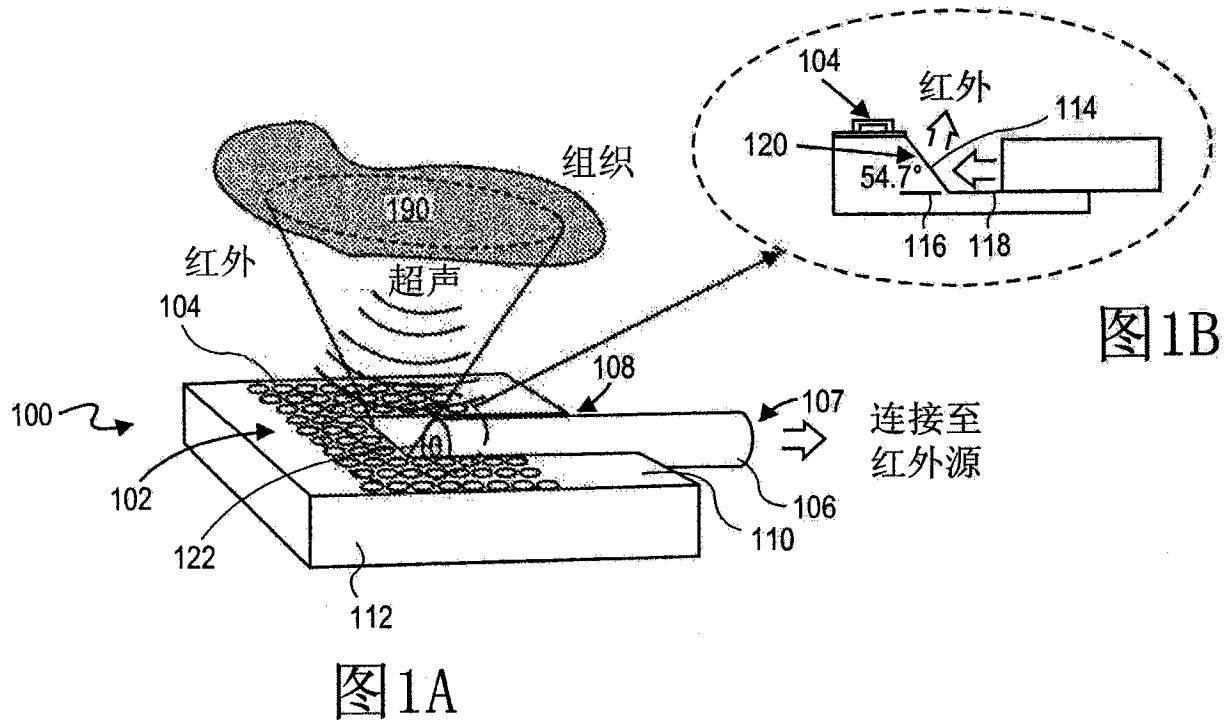
[0064] 图 9A 显示了可用于胃肠道诊断的无线胶囊内窥镜 880 实例的各构成组件。在光声胶囊内窥镜 880 中,多个红外线光源 876,例如激光二极管或发光二极管,集成在超声传感器阵列 872 的周围。胶囊内窥镜 880 包括 CMOS/DMOS 波束形成电子元件 889,其通过倒装接合 (flip-chip) 或引线接合 (wire bonding) 方式与超声传感器阵列 872 耦合。

[0065] 如图 9B 所示,超声传感器阵列 872 与基片 912 相连,作为实例,基片为硅基片。光源 876 相对骨架 870 的平面向目标组织 190 的几何中心倾斜,目的是为了实现对目标组织 190 的最大照射效率。参照图 8,与超声传感器阵列 872 位置相对的胶囊内窥镜 880 的末端,包括第二光源 882 以及 CMOS 成像仪的 884,第二光源 882 用于以可见光谱段照射目标组织表面,CMOS 成像仪的 884 能够对被第二光源 882 照射的目标组织产生光学成像,从而实现目标组织的医学诊断。CMOS 成像仪 884 和 / 或第二光源 882 安装在外壳 885 中,作为实例,外壳 885 可以用塑料或其它合适材料制成。胶囊内窥镜 880 还包括螺旋电感天线 888,其作用是传送来自 CMUT 阵列 872 和 / 或 CMOS 成像仪的图像数据至病人体外接收器 (图中未示出)。

[0066] 与传统超声成像装置相比,这种采用光声成像方式的无线胶囊内窥镜平台的部分优点包括传送对比度更佳的图像和 / 或工作在较低的电压和电能,因此允许系统能够使用电池工作较长的时间。

[0067] 值得注意的是,本说明书和权利要求书所使用的单数形式的“一个”,“一种”和“这个”,包括了复数形式的参考,除非表示和明确限制为一个。例如“一种传感器”包括两个或多个不同的传感器。在此使用的词汇“包括”和其语法变化指的是没有限制,因此列表项目的引用并不排斥其他替代的类似项目或其他能被加入列表的项目。

[0068] 对于那些本领域技术人员根据本发明提供的光声成像仪和方法所做的各种改动和改进将落入本发明的保护范围内。本领域技术人员通过对在此公布的技术内容和说明书的思考和实践,本发明的其它实例对于他们将是显而易见的。需要注意的是,本说明书和实例只作为实例参考之用。



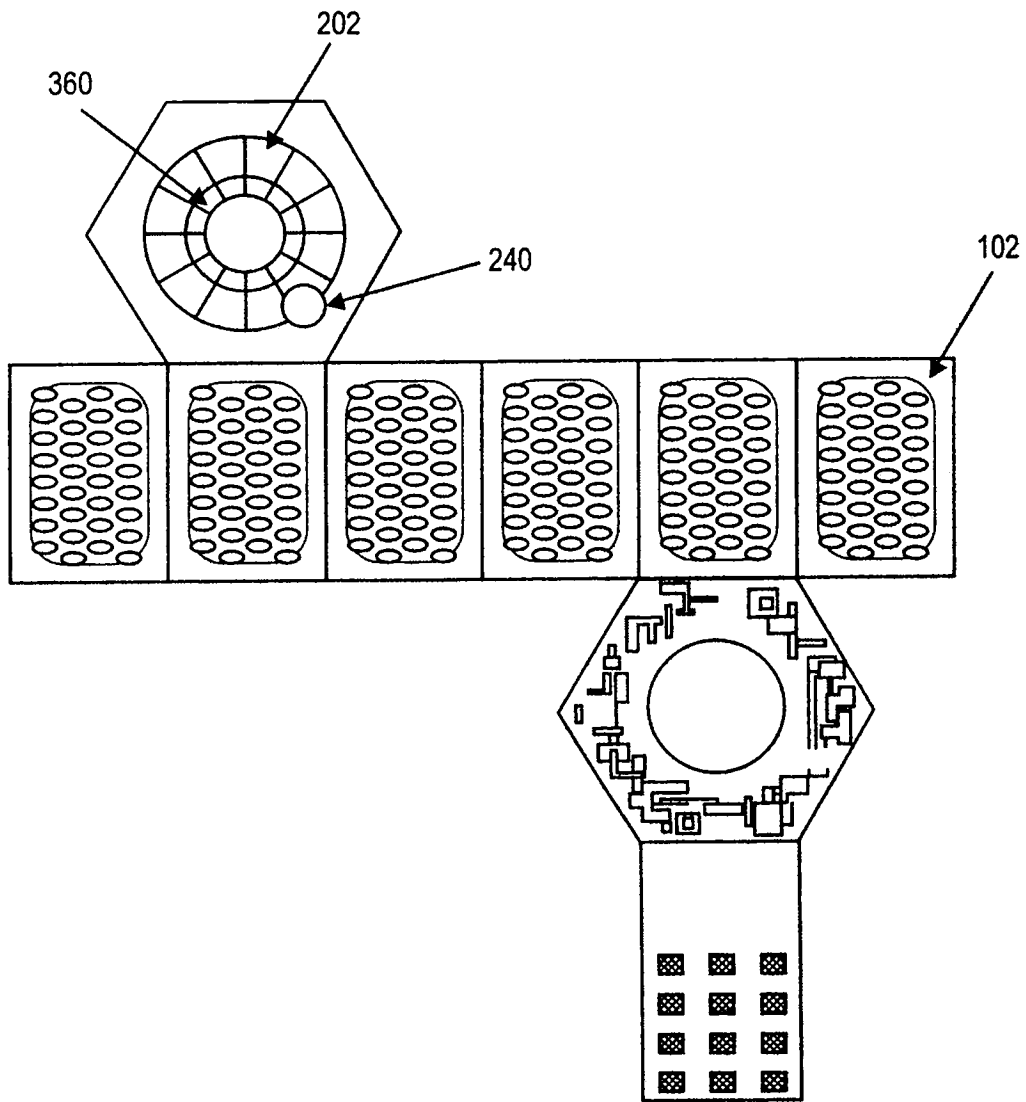


图 3A

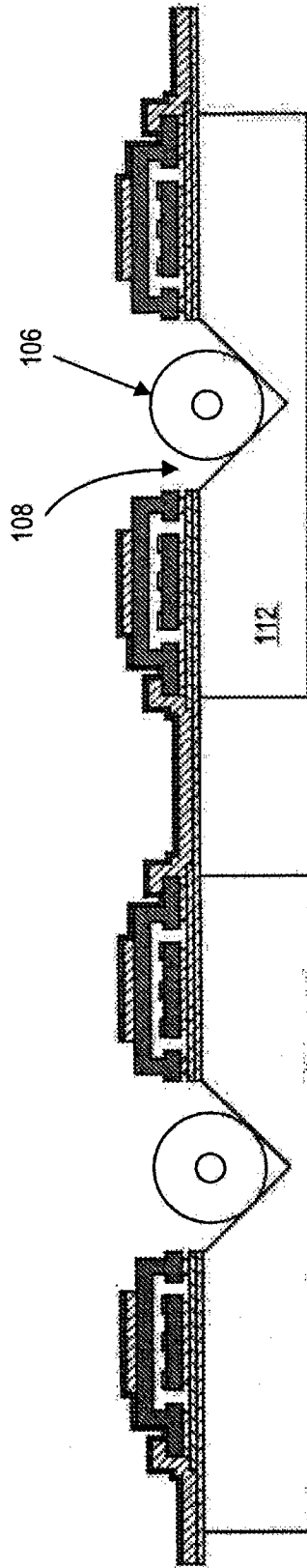


图3C

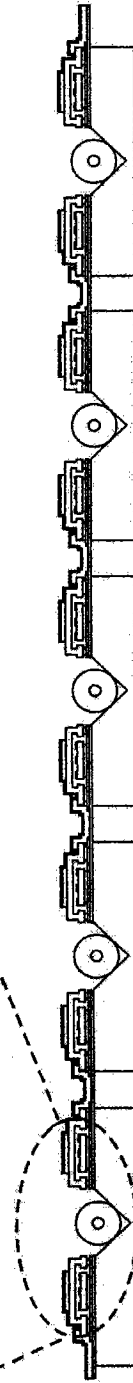


图3B

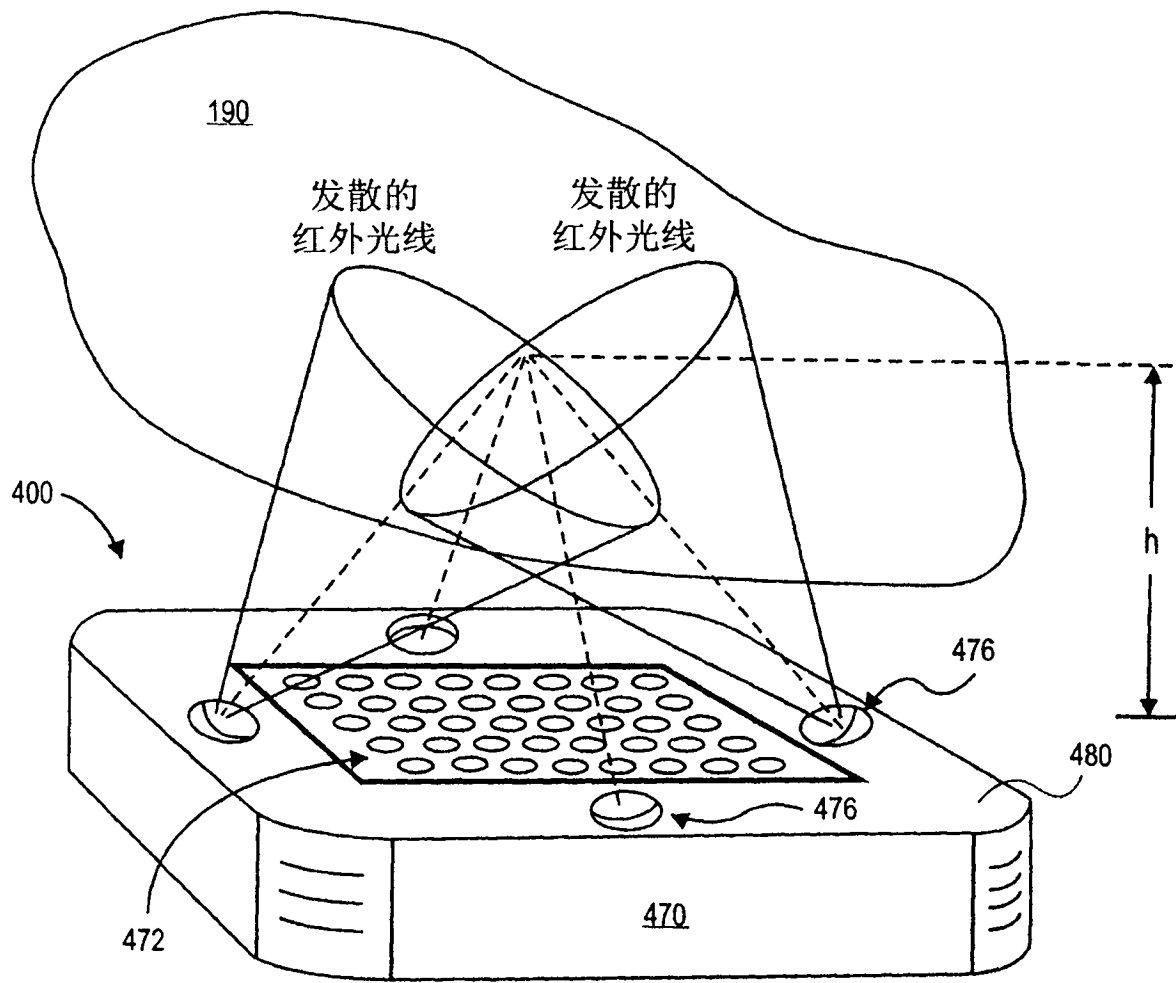


图 4

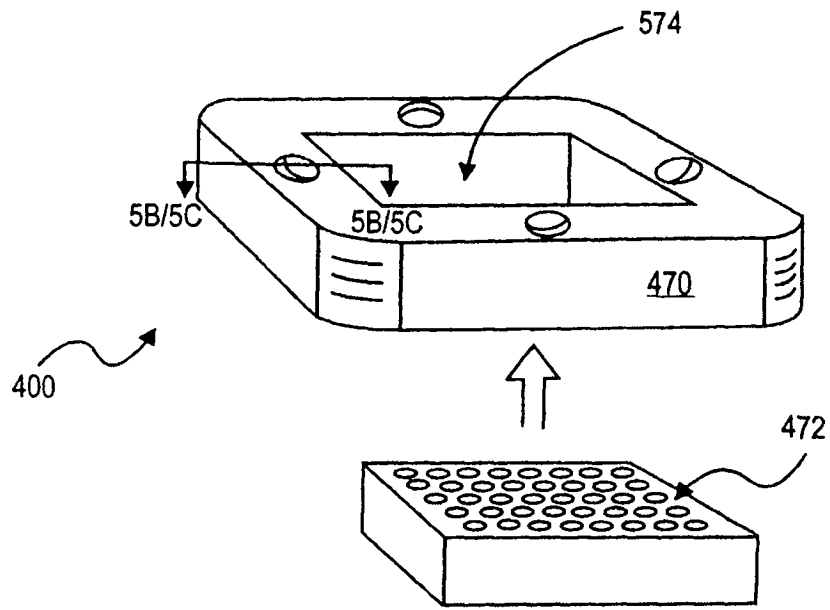


图 5A

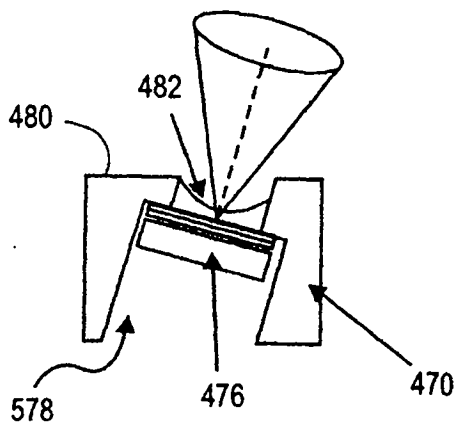


图 5B

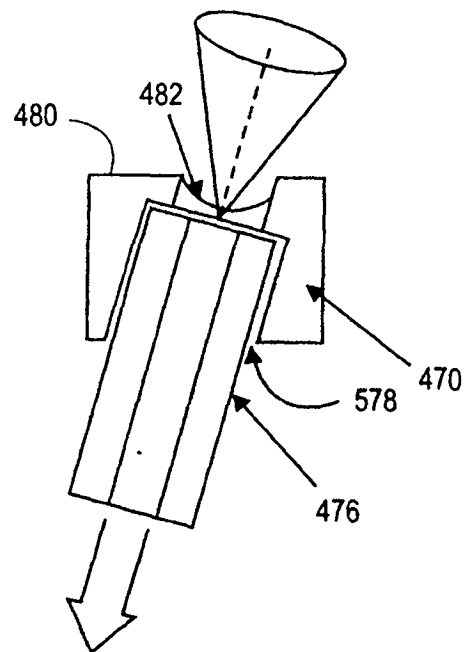


图 5C

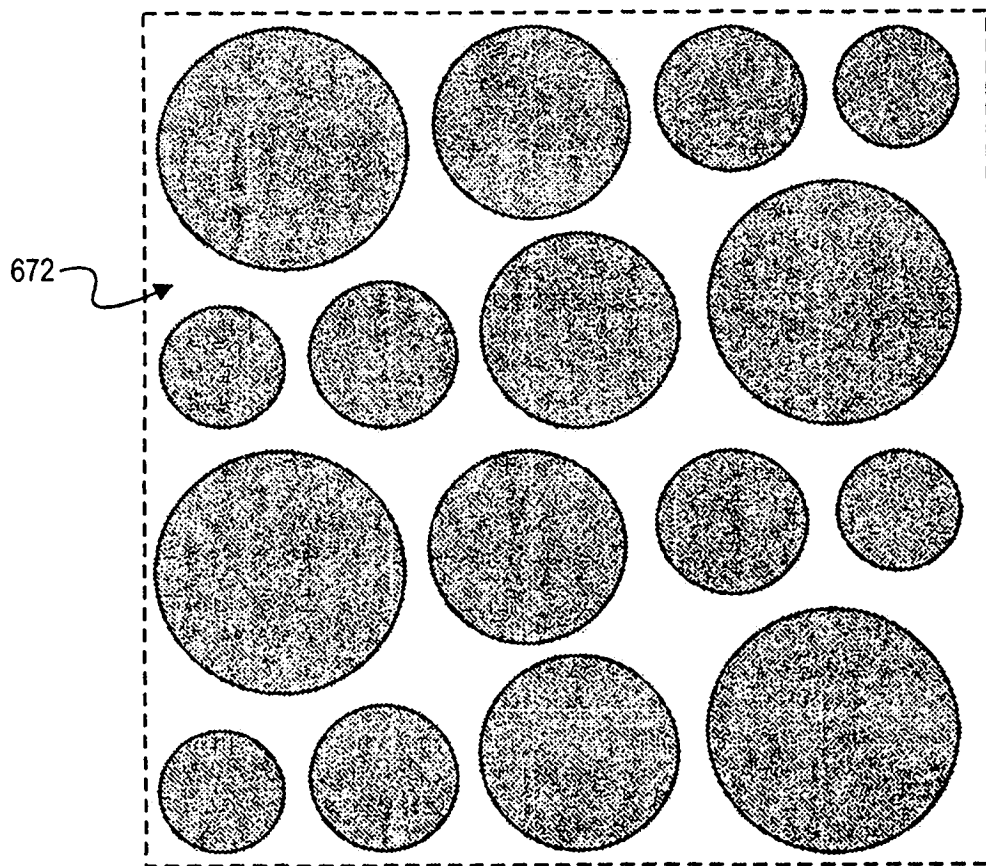


图 6

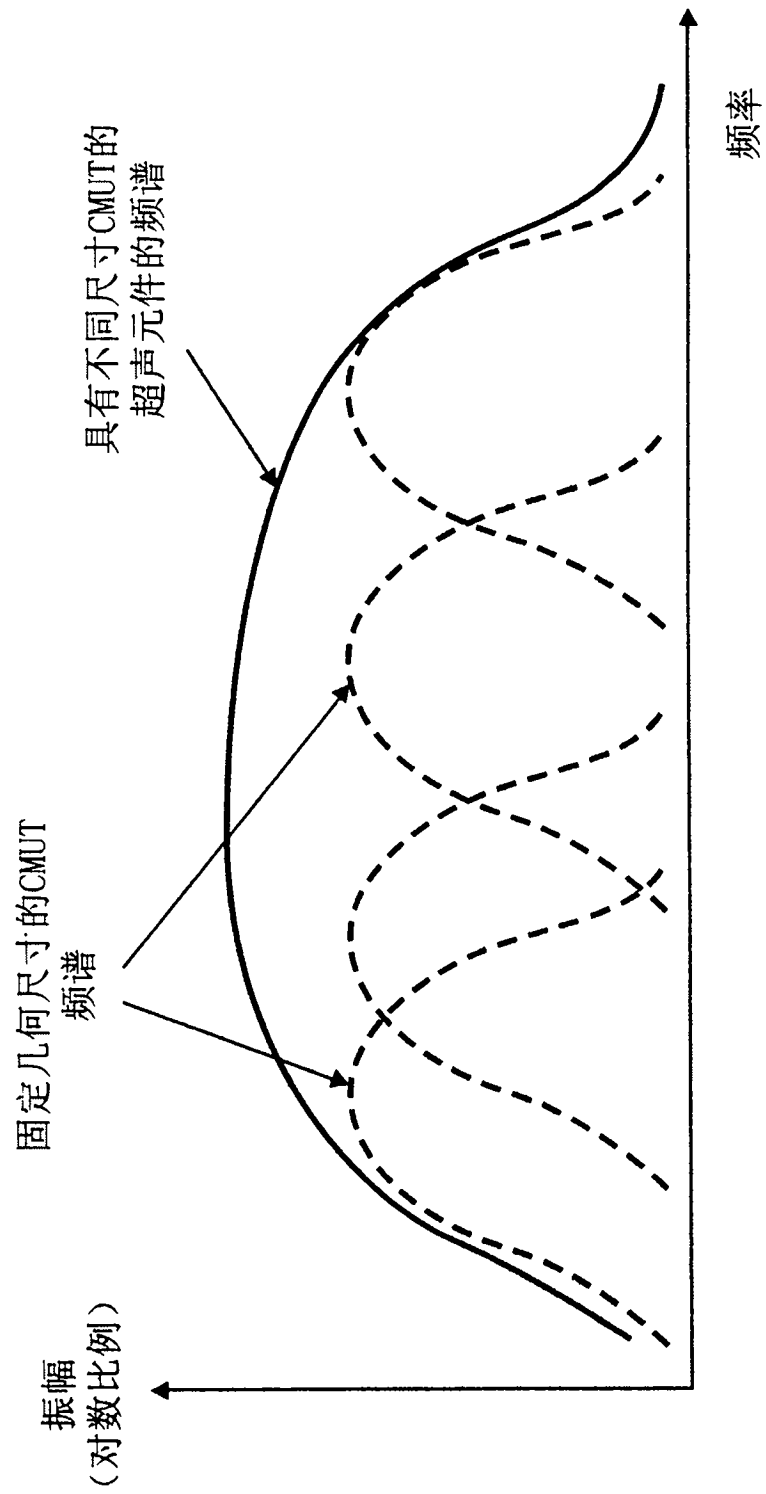


图 7

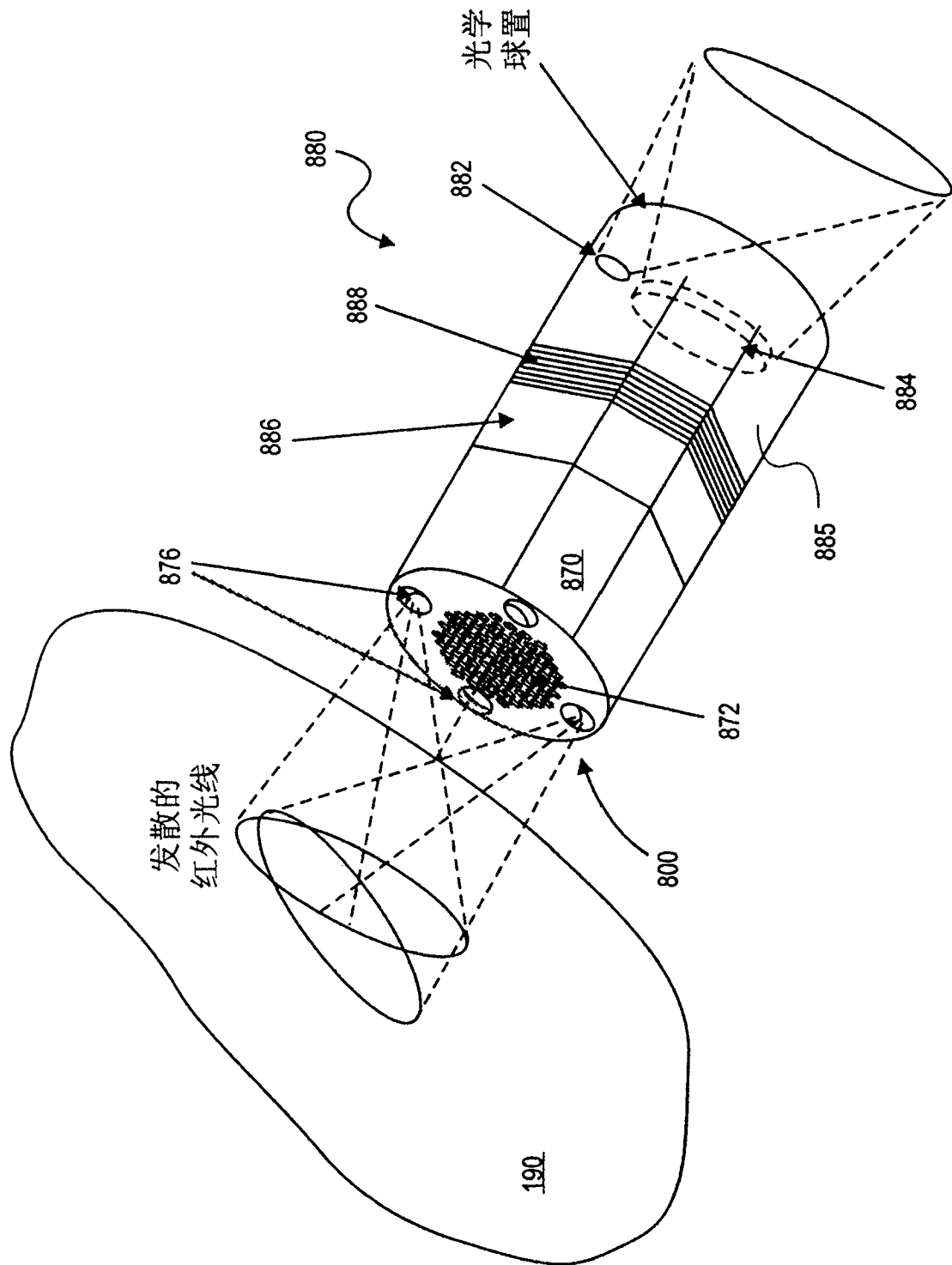


图 8

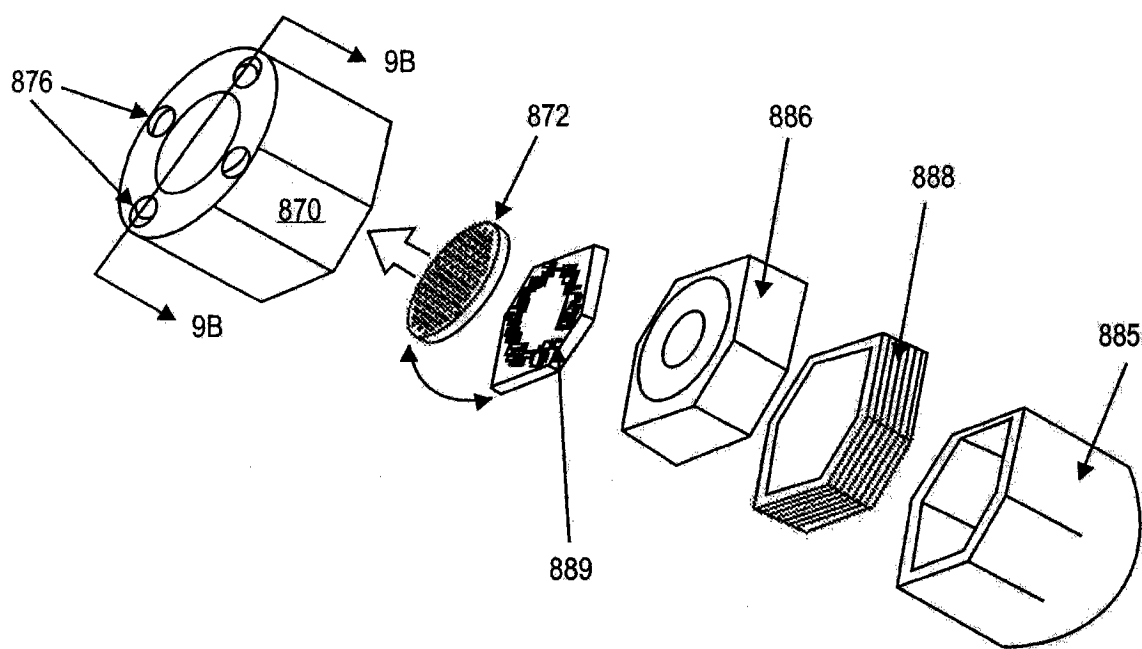


图 9A

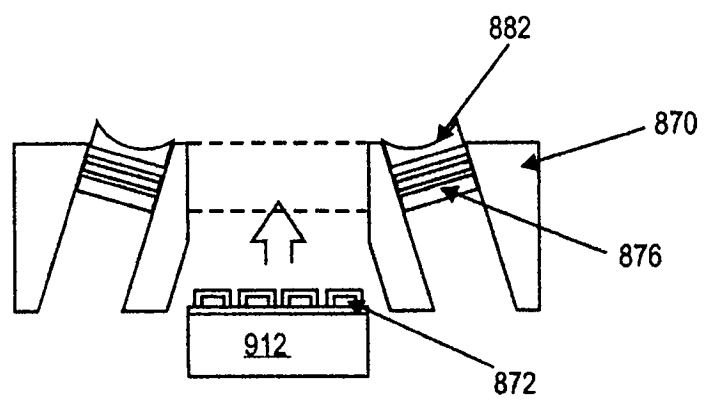


图 9B

专利名称(译)	光声成像装置及成像方法		
公开(公告)号	CN101990417B	公开(公告)日	2013-11-06
申请号	CN200880123985.X	申请日	2008-12-10
[标]申请(专利权)人(译)	STC.UNM公司		
申请(专利权)人(译)	STC.UNM公司		
当前申请(专利权)人(译)	STC.UNM公司		
[标]发明人	J·陈		
发明人	J·陈		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4483 A61B8/0833 A61B8/483 A61B5/0095 A61B8/4472 A61B5/02007 A61B5/0086 A61B8/12 A61B2562/028 Y10T29/49826		
代理人(译)	陈国荣		
审查员(译)	刘珊珊		
优先权	61/007023 2007-12-10 US 61/032947 2008-02-29 US		
其他公开文献	CN101990417A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种光声医学成像装置包括基片、基片上的超声传感器阵列、基片上蚀刻而成的至少一条沟槽、至少一条光纤和至少一个刻面。每条光纤设置在其中一条沟槽内。每个刻面在沟槽内蚀刻而成并且覆有具有高红外反射特性的金属层。每条光纤的作用是引导来自光源的红外线穿过光纤至各自的刻面。刻面的作用是反射红外线至目标。

