



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103976703 B

(45) 授权公告日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201410226406. 1

审查员 王歆媛

(22) 申请日 2014. 05. 27

(73) 专利权人 江西科技师范大学

地址 330013 江西省南昌市昌北经济开发区
枫林大道 605 号

(72) 发明人 曾吕明 刘国栋

(74) 专利代理机构 南昌新天下专利商标代理有
限公司 36115

代理人 施秀瑾

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

A61B 8/12(2006. 01)

G01N 21/84(2006. 01)

G01N 21/87(2006. 01)

G01N 21/88(2006. 01)

G02B 23/26(2006. 01)

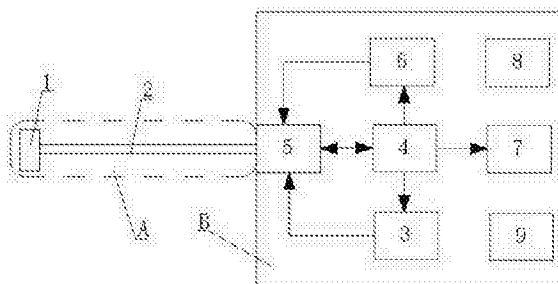
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

一种光声超声双模态内窥镜成像系统

(57) 摘要

本发明公开了一种光声超声双模态内窥镜成像系统,该系统由内窥镜头、光源、控制与处理器、脉冲电压发生器、接口模块、电缆线、显示屏、晶振电路、电源电路构成,可实现内窥式光声-超声双模态成像;本发明采用表面微加工技术制作的高密度 CMUT 环形阵列,并将激发与传感单元设计为同轴共焦的一体化微型结构,实现了光声超声激发与传感的一体化、微型化和实用化,可广泛应用于医学内窥诊断、珠宝首饰鉴定、工业检测与探伤等领域。



1. 一种光声超声双模态内窥镜成像系统,包括激发与传感单元及控制与处理单元;所述激发与传感单元内部设有电缆线,所述激发与传感单元通过该电缆线与控制与处理单元连接;其特征在于:所述激发与传感单元还包括由 CMUT 环形阵列传感器、芯片、开关电路、固定层、外壳、透光保护膜、透镜、光纤头组成的内窥镜头;所述 CMUT 环形阵列传感器设置在芯片的下方,并与芯片相连接;所述芯片设置在外壳内部底端,并黏合在固定层的下方;所述固定层设有在外壳的顶部及中部位置;所述固定层的顶部设有光纤头;所述光纤头的下方设有透镜;

所述 CMUT 环形阵列传感器内设有中空内环,所述中空内环内设有透光保护膜;所述透光保护膜的设有中轴线;所述中轴线依次贯穿于光纤头、透镜;

所述光纤头、透镜、CMUT 环形阵列传感器及透光保护膜构成同轴共焦结构,并一体化封装于外壳内部;

所述 CMUT 环形阵列传感器通过中轴线分时段向被测物体发射超声信号,并接收超声回波信号及光声信号;

所述控制与处理单元包括光源、控制与处理器、接口模块、脉冲电压发生器、显示屏、晶振电路及电源电路;所述控制与处理器分别与光源、接口模块、脉冲电压发生器、显示屏电连接,用于为各个模块提供控制信号,并接收接口模块的反馈信号;所述接口模块还分别与光源、脉冲电压发生器连接,用于接收光源的光信号与脉冲电压发生器的脉冲信号,并输送至控制与处理器;所述晶振电路用于为控制与处理单元提供信号源;所述电源电路用于为控制与处理单元提供电源;

所述电缆线包括信号线和光纤;所述光纤设置在光纤头的上部;所述信号线与开关电路电连接,通过开关电路依次控制不同的 CMUT 阵元接收信号。

2. 根据权利要求 1 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述芯片内设有开关电路;所述开关电路与 CMUT 环形阵列传感器的电极电连接。

3. 根据权利要求 1 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述 CMUT 环形阵列传感器包括基底及 CMUT 阵元;所述 CMUT 阵元设置在基底上,并沿圆周成环形阵列状。

4. 根据权利要求 3 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述 CMUT 阵元包括震动膜、电极及导线;所述震动膜通过导线与电极连接,一个电极连接多个震动膜,实现多个震动膜信号的叠加,起到提高信号接收的灵敏度作用。

5. 根据权利要求 4 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述震动膜为矩阵排列结构,其数量为 $i*j$ 个;其中, $i = 1, 2, \dots, n$, $j = 1, 2, \dots, n$ 。

6. 根据权利要求 4 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述震动膜的材质为氮化硅,其厚度为 $0.4\ \mu\text{m}$,直径为 $26\ \mu\text{m}$ 。

7. 根据权利要求 1 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述 CMUT 环形阵列传感器为中空平面阵列;所述 CMUT 环形阵列传感器的基底内设有 k 个 CMUT 阵元;所述 CMUT 阵元均匀设置在弧度为 K 的圆弧上,其中, $0 < K \leq 2\pi$, $k = 2, 3, \dots, n$ 。

8. 根据权利要求 1 所述的光声超声双模态内窥镜成像系统,其特征在于:所述 CMUT 环形阵列传感器的直径为 1mm ,中心频率为 14MHz ,带宽为 175% ,机电耦合系数为 0.85 。

一种光声超声双模态内窥镜成像系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种内窥镜成像系统,尤其涉及一种光声超声双模态内窥镜成像系统;属于内窥式成像技术,适用于生物医学诊断、珍宝首饰鉴定、工商检测与探伤等领域。

背景技术

[0002] 内窥镜技术是一种通过光、声、电手段观察物体内部结构与机能信息的影像方法。例如：光学内窥镜可直接反映吸收体的光学散射或反射信息，但由于受介质对光的衰减影响，其穿透深度只有较浅的毫米量级；超声内窥镜反映吸收体的声阻抗差异信息，具有达厘米量级的穿透深度，但其成像对比度相对较低。

[0003] 随着多学科技术进步与影像检测需求,多模态的内窥镜成像已是当前影像技术发展的一种趋势,不同模态的影像技术相互结合,可以同时观测到两个甚至两个以上方面的丰富信息,这对研究物体内部不同系统之间的相互作用至关重要。例如内窥式光声-超声双模态成像技术,超声图像反映物体的声阻抗信息,同时光声图像反映物体的光学吸收信息,可同时提供高穿透深度和高光学对比度的内窥影像。中国发明专利申请公开说明书(公开号 CN 101912250A)公开了一种血管内光声超声双模成像内窥镜装置及其成像方法,通过巧妙的光声超声激发与传感结构,可实现血管或腔体内壁 360 度圆周的光声超声双模内窥成像。其传感器采用圆环形排列的阵列模式,且接收方向(即传感器的法线方向)与圆环形光斑相匹配,以实现侧向模式的扇形圆周扫描成像,具有单次即可实现侧向内壁的二维圆周成像的优点,但其明显缺陷是大片的前向区域(即传感器的切线方向)均为成像盲区,只适用于管状被测物体的侧向扇形内窥成像,而无法实现在深度方向的前向 A 型内窥成像。

发明内容

[0004] 本发明为了弥补现有技术的不足,提供一种结构简单的光声超声双模态内窥镜成像系统,该成像系统能够有效地避免前向区域成为盲区,实现图像的全方位显示;本发明的另一目的,是提供利用上述光声超声双模态内窥镜成像系统的成像方法,该方法操作简单,实现全方位的成像;

[0005] 为实现上述发明目的,本发明采用如下的技术方案:

[0006] 一种光声超声双模态内窥镜成像系统,包括激发与传感单元及控制与处理单元;所述激发与传感单元内部设有电缆线,所述激发与传感单元通过该电缆线与控制与处理单元连接;其特征在于:所述激发与传感单元还包括由CMUT 环形阵列传感器、芯片、开关电路、固定层、外壳、透光保护膜、透镜、光纤头组成的内窥镜头;所述CMUT 环形阵列传感器设置在芯片的下方,并与芯片相连接;所述芯片设置在外壳内部底端,并黏合在固定层的下方;所述固定层设有在外壳的顶部及中部位置;所述固定层的顶部设有光纤头;所述光纤头的下方设有透镜;

[0007] 所述 CMUT 环形阵列传感器内设有中空内环,所述中空内环内设有透光保护膜;所述透光保护膜的中间设有中轴线;所述中轴线依次贯穿于光线头、透镜;

[0008] 所述光纤头、透镜、CMUT 环形阵列及透光保护膜构成同轴共焦结构,并一体化封装与外壳内部;

[0009] 所述 CMUT 环形阵列传感器通过中轴线分时段向被测物体内部发射超声信号,并接收超声回波信号及光声信号;

[0010] 所述控制与处理单元包括光源、控制与处理器、接口模块、脉冲电压发生器、显示屏、晶振电路及电源电路;所述控制与处理器分别与光源、接口模块、脉冲电压发生器、显示屏电连接,用于为各个模块提供控制信号,并接收接口模块的反馈信号;所述接口模块还分别与光源、脉冲电压发生器连接,用于接收光源的光信号与脉冲电压发生器的脉冲信号,并输送至控制与处理器;所述晶振电路用于为控制与处理单元提供信号源;所述电源电路用于为控制与处理单元提供电源;

[0011] 进一步改进,所述芯片内设有开关电路;所述开关电路与 CMUT 环形阵列传感器的电极电连接;

[0012] 进一步改进,所述电缆线包括信号线和光纤;所述光纤设置在光纤头的上部;所述信号线与开关电路电连接,通过开关电路依次控制不同的 CMUT 阵元接收信号;

[0013] 进一步改进,所述 CMUT 环形阵列传感器包括基底及 CMUT 阵元;所述 CMUT 阵元设置在基底上,并沿圆周成环形阵列状;

[0014] 进一步改进,所述 CMUT 环形阵列传感器为中空的平台阵列;所述 CMUT 环形阵列传感器的基底内设有 k 个 CMUT 阵元;所述 CMUT 阵元均匀设置在弧度为 K 的圆弧上,其中, $0 < K \leq 2\pi$, $k = 2, 3, \dots, n$;

[0015] 进一步改进,所述 CMUT 环形阵列传感器的直径为 1mm,中心频率为 14MHz,带宽为 175%,机电耦合系数为 0.85;

[0016] 进一步改进,所述 CMUT 阵元包括震动膜、电极及导线;所述震动膜通过导线与电极连接,一个电极连接多个震动膜,实现多个震动膜信号的叠加,起到提高信号接收的灵敏度作用;

[0017] 进一步改进,所述震动膜为矩阵排列结构,其数量为 $i*j$ 个;其中, $i = 1, 2, \dots, n$, $j = 1, 2, \dots, n$;

[0018] 进一步改进,所述震动膜的材料为氮化硅,其厚度为 $0.4\mu\text{m}$,直径为 $26\mu\text{m}$;

[0019] 利用上述装置成像的方法,具体步骤如下:

[0020] 第一步,将内窥镜头插入待检测物体内部;

[0021] 第二步,将光源在紫外至红外范围内产生的一个或多个波长的脉冲或调制激光,通过接口模块导入光纤内,经过透镜产生聚焦或平行的光束,该光束穿过透光保护膜和 CMUT 环形阵列传感器的中空内环,射向被检测物体内部的吸收体,激发产生光声信号;

[0022] 第三步,CMUT 环形阵列传感器的中空内环接收光声信号后,利用 CMUT 环形阵列传感器上方的芯片进行信号采集,并将采集到信号输送给中轴线;通过开关电路依次选择不同的 CMUT 阵元接收光声信号,使信号在中轴线上动态聚集;CMUT 环形阵列传感器通过开关电路分时段向被测物体内部发射超声信号,并接收超声回波信号;

[0023] 第四步,所述接口模块将光声信号及超声信号输送给控制与处理器,经过控制与处理器处理后产生图像信号,并将该信号输送给显示器;显示器在控制与处理器的控制下将图像显示出来;

[0024] 与现有技术相比,采用上述方案,本发明的有益效果是:本发明在内窥镜内采用了CMUT 环形阵列传感器,CMUT 环形阵列传感器本身具有加工尺寸和系统尺寸小,易于形成高密度的阵列,具有带宽大及机电转化效率高等优点,因此,能有效地实现系统结构的微型化和实用化;CMUT 环形阵列传感器依次通过选择不同的CMUT 阵元接收光声信号,将产生信号在中轴线上相控聚焦,有效地提高了信号在中轴线上的动态聚焦探测能力,实现中轴线下多个位点的光声-超声A型探测成像;本发明中激发与传感单元采用同轴共焦的一体化微型结构,极大地提高了光声-超声信号的激发与传感效率,且易于深入被检测物体内部,便于检测;本发明所产生的光声-超声信号为背向模式探测的光声-超声信号,有效地提高了系统的可操作性,使其能够广泛应用于生物医学诊断、珠宝首饰鉴定、工业检测与探伤等技术领域,大大扩大了传统内窥镜成像系统的适用范围。

附图说明

[0025] 图1 光声超声双模态内窥镜成像系统。

[0026] 图2 为本发明激发与传感单元的结构示意图。

[0027] 图3 为本发明内窥镜头的结构示意图。

[0028] 图4 为本发明CMUT 阵元的结构示意图。

[0029] 1. 内窥镜头;2. 电缆线;3. 光源;4. 控制与处理器;5. 接口模块;6. 脉冲电压发生器;7. 显示屏;8. 晶振电路;9. 电源电路;10. CMUT 环形阵列传感器;11. CMUT 阵元;12. 震动膜;13. 基底;14. 电极;15. 导线;16. 芯片;17. 开关电路;18. 固定层;19. 外壳;20. 信号线;21. 透光保护膜;22. 透镜;23. 光纤头;24. 光纤;25. 光束;26. 中轴线;27. 吸收体。

具体实施方式

[0030] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。

[0031] 如图1所示,一种光声超声双模态内窥镜成像系统,包括激发与传感单元A及控制与处理单元B;所述激发与传感单元A与控制与处理单元B相连接;

[0032] 所述激发与传感单元A包括内窥镜头1及电缆线2;所述内窥镜头1设置在电缆线2的一端;电缆线2的另一端与控制与处理单元B相连接;

[0033] 所述控制与处理单元B包括光源3、控制与处理器4、接口模块5、脉冲电压发生器6、显示屏7、晶振电路8及电源电路9;所述控制与处理器4分别与光源3、接口模块5、脉冲电压发生器6、显示屏7电连接,用于为各个模块提供控制信号,并接收接口模块5的反馈信号;所述接口模块5还分别与光源3、脉冲电压发生器6连接,用于接收光源3的光信号与脉冲电压发生器6的脉冲信号,并输送至控制与处理器4;所述晶振电路8用于为控制与处理单元B提供信号源;所述电源电路9用于为控制与处理单元B提供电源;

[0034] 如图2所示,所述内窥镜头1包括CMUT 环形阵列传感器10、芯片16、开关电路17、固定层18、外壳19、透光保护膜21、透镜22、光纤头23;CMUT 环形阵列传感器10设置在芯片16的下方,并与芯片16相连接;所述芯片16设置在外壳19内部底端,并黏合在固定层18的下方;所述固定层18设有在外壳16的顶部及中部位置;所述固定层18的顶部设有光纤头23;所述光纤头23的下方设有透镜22;CMUT 环形阵列传感器10内设有中空内环,所

述中空内环内设有透光保护膜 21 ;所述透光保护膜 21 的中心设有中轴线 26 ;所述中轴线 26 依次贯穿于光线头 23、透镜 22 ;所述光纤头 23、透镜 22、CMUT 环形阵列传感器 10 及透光保护膜 21 构成同轴共焦结构,并一体化封装与外壳 19 内部 ;所述 CMUT 环形阵列传感器 10 通过中轴线 26 分时段向被测物体内部发射超声信号,并接收超声回波信号及光声信号 ;所述芯片 16 内设有开关电路 17 ;所述开关电路 17 与 CMUT 环形阵列传感器 10 的电极电连接 ;

[0035] 所述电缆线 2 包括信号线 20 和光纤 24 ;所述光纤 24 设置在光纤头 23 的上部 ;所述信号线 20 与开关电路 17 电连接,通过开关电路 17 依次控制不同的 CMUT 阵元 11 接收信号 ;

[0036] 如图 3 所示,所述 CMUT 环形阵列传感器 10 包括基底 13 及 CMUT 阵元 11 ;所述 CMUT 阵元 11 设置在基底 13 上,并沿圆周成环形阵列状 ;所述 CMUT 环形阵列传感器 10 为中空

的平面阵列 ;所述 CMUT 环形阵列传感器 10 的基底 13 内设有 k 个 CMUT 阵元 11 ;所述 CMUT 阵元 11 均匀设置在弧度为 K 的圆弧上,其中, $0 < K \leq 2\pi$, $k = 2, 3, \dots, n$;

[0037] 所述 CMUT 环形阵列传感器 10 的直径为 1mm,中心频率为 14MHz,带宽为 175%,机电耦合系数为 0.85 ;

[0038] 如图 4 所示,所述 CMUT 阵元 11 包括震动膜 12、电极 14 及导线 15 ;所述震动膜 12 通过导线 15 与电极 14 连接,一个电极连接多个震动膜,实现多个震动膜信号的叠加,起到提高信号接收的灵敏度作用 ;

[0039] 所述震动膜为矩阵排列结构,其数量为 $i*j$ 个 ;其中, $i = 1, 2, \dots, n$, $j = 1, 2, \dots, n$;所述震动膜的材质为氮化硅,其厚度为 $0.4\mu\text{m}$,直径为 $26\mu\text{m}$;

[0040] 优选地,本实施例子中,CMUT 环形阵列传感器 10 为美国斯坦福大学 Ginzton 实验室采用表面微加工工艺设计,直径约为 1mm,中心频率为 14MHz,带宽 175%,机电耦合系数为 0.85,在基底 13 上设计有 30 个 CMUT 阵元 11 均匀排列在弧度为 2π 的圆弧上,阵元间距为 $98\mu\text{m}$,其中每个 CMUT 阵元 11 含有 6 个 ($3*2$) 矩阵排列震动膜 12,震动膜 12 的材料为氮化硅,其厚度与直径分别为 $0.4\mu\text{m}$ 和 $26\mu\text{m}$;

[0041] 利用上述装置成像的方法,具体步骤如下 :

[0042] 第一步,将内窥镜 1 头插入待检测物体内部 ;

[0043] 第二步,将光源 3 在紫外至红外范围内产生的一个或多个波长的脉冲或调制激光,通过接口模块 5 导入光纤 24 内,经过透镜 22 产生聚焦或平行的光束,该光束穿过透光保护膜 21 和 CMUT 环形阵列传感器 10 的中空内环,射向被检测物体内部的吸收体 27,激发产生光声信号 ;

[0044] 第三步,CMUT 环形阵列传感器 10 的中空内环接收光声信号后,利用 CMUT 环形阵列传感器 10 上方的芯片 16 进行信号采集,并将采集到信号输送给中轴线 26 ;通过开关电路 17 依次选择不同的 CMUT 阵元 11 接收光声信号,使信号在中轴线 26 上动态聚集 ; CMUT 环形阵列传感器 10 通过开关电路 17 分时段向被测物体内部发射超声信号,并接收超声回波信号 ;

[0045] 第四步,所述接口模块 5 将光声信号及超声信号输送给控制与处理器 4,经过控制与处理器 4 处理后产生图像信号,并将该信号输送给显示器 7 ;显示器 7 在控制与处理器 4 的控制下将图像显示出来 ;

[0046] 本发明在内窥镜内采用了 CMUT 环形阵列传感器 10,CMUT 环形阵列传感器 10 本

身具有加工尺寸和系统尺寸小,易于形成高密度的阵列,具有带宽大及机电转化效率高等优点,因此,能有效地实现系统结构的微型化和实用化;CMUT 环形阵列传感器 10 依次通过选择不同的 CMUT 阵元 11 接收光声信号,将产生信号在中轴线 26 上相控聚焦,有效地提高了信号在中轴线 26 上的动态聚焦探测能力,实现中轴线 26 下方多个位点的光声-超声 A 型探测成像;本发明中激发与传感单元采用同轴共焦的一体化微型结构,极大地提高了光声-超声信号的激发与传感效率,且易于深入被检测物体内部,便于检测;本发明所产生的光声-超声信号为背向模式探测的光声-超声信号,有效地提高了系统的可操作性,使其能够广泛应用于生物医学诊断、珠宝首饰鉴定、工业检测与探伤等技术领域,大大扩大了传统内窥镜成像系统的适用范围;

[0047] 本发明不局限于上述具体的实施方式,本领域的普通技术人员从上述构思出发,不经过创造性的劳动,所作出的种种变换,均落在本发明的保护范围之内。

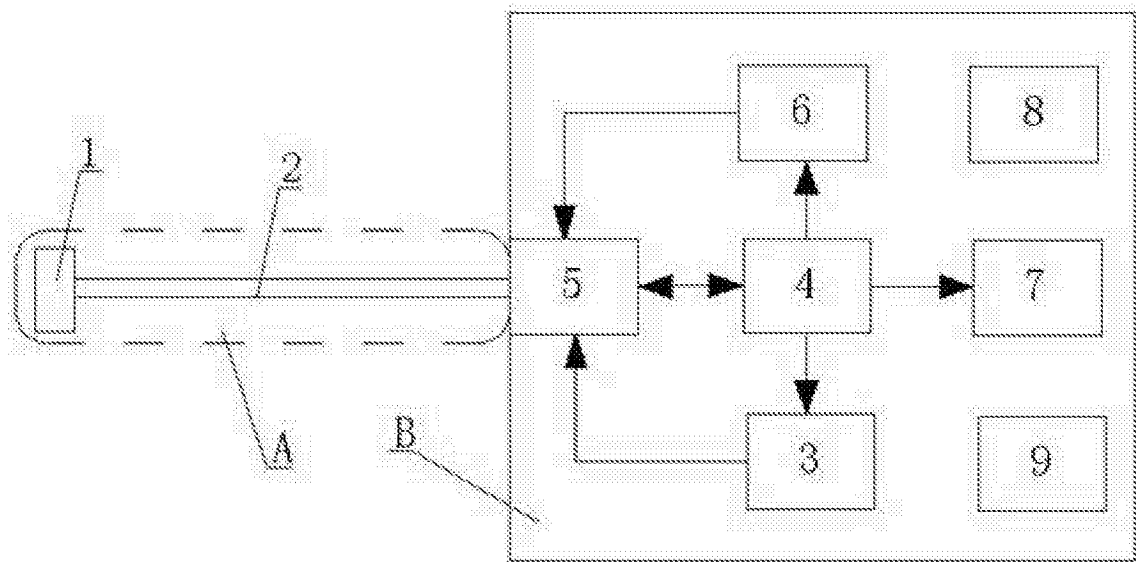


图 1

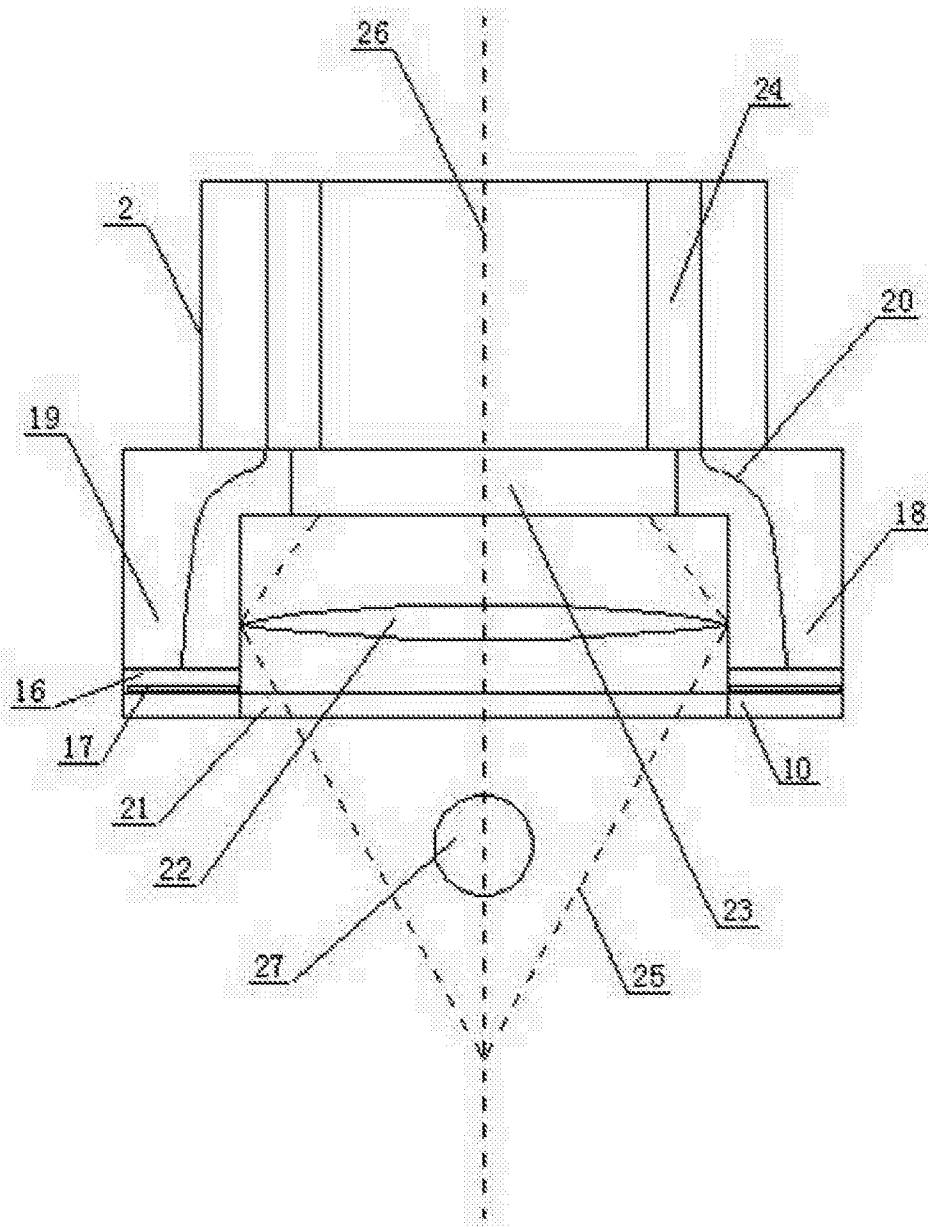


图 2

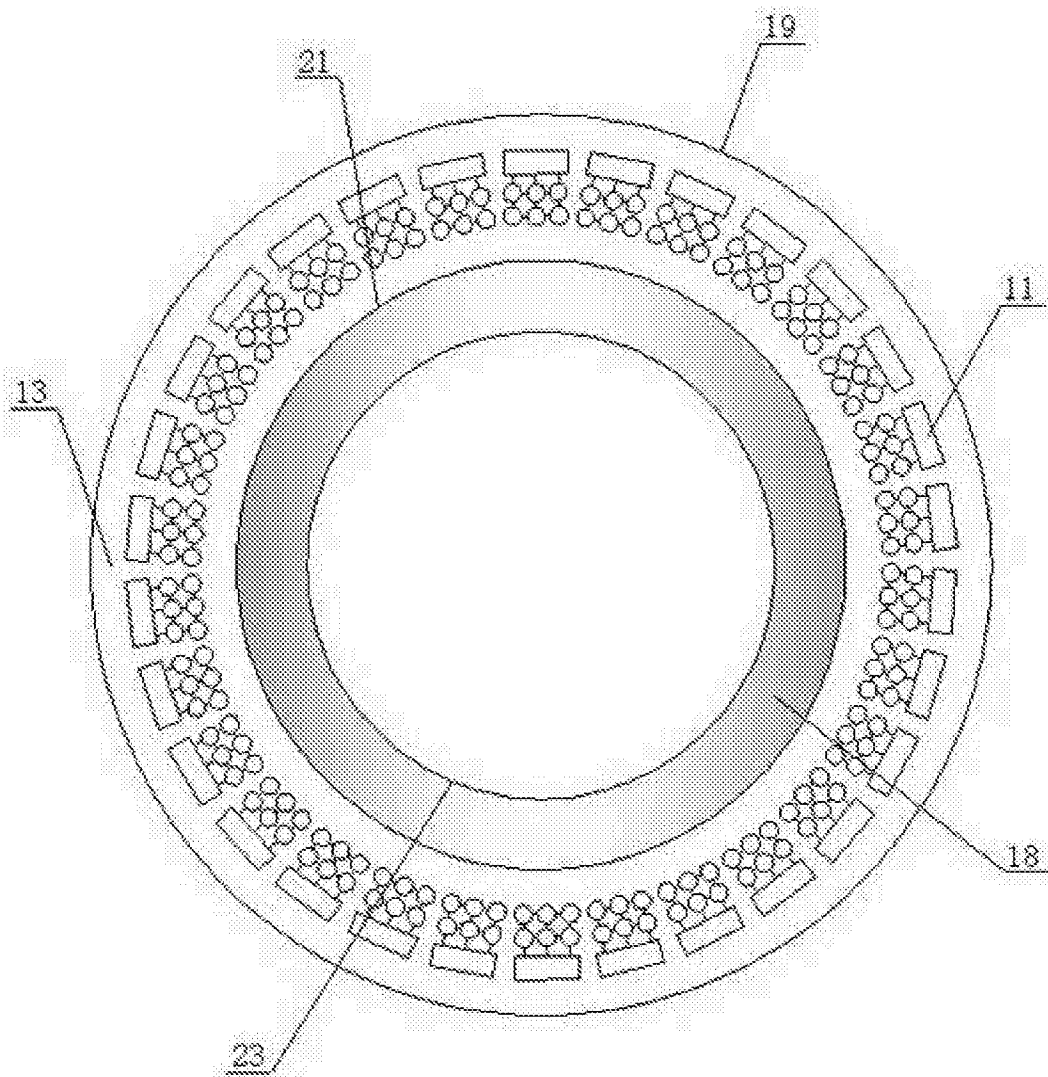


图 3

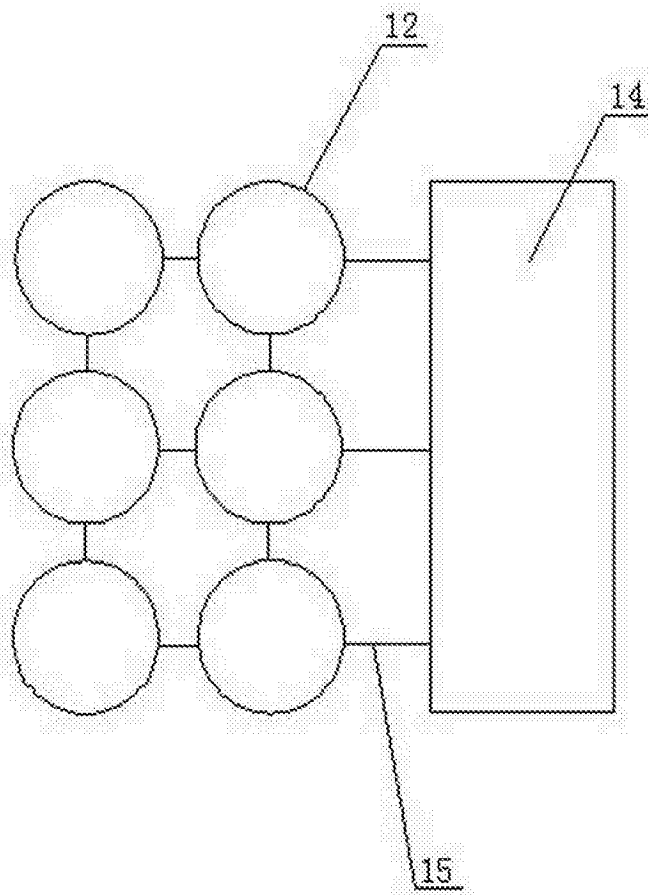


图 4

专利名称(译)	一种光声超声双模态内窥镜成像系统		
公开(公告)号	CN103976703B	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201410226406.1	申请日	2014-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
当前申请(专利权)人(译)	江西科技师范大学		
[标]发明人	曾吕明 刘国栋		
发明人	曾吕明 刘国栋		
IPC分类号	A61B1/00 A61B8/12 G01N21/84 G01N21/87 G01N21/88 G02B23/26		
其他公开文献	CN103976703A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种光光声超声双模态内窥镜成像系统，该系统由内窥镜镜头、光源、控制与处理器、脉冲电压发生器、接口模块、电缆线、显示屏、晶振电路、电源电路构成，可实现内窥镜式光声-超声双模态成像；本发明采用表面微加工技术制作的高密度CMUT环形阵列，并将激发与传感单元设计为同轴共焦的一体化微型结构，实现了光声超声激发与传感的一体化、微型化和实用化，可广泛应用于医学内窥诊断、珠宝首饰鉴定、工业检测与探伤等领域。

