



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 112654305 A

(43) 申请公布日 2021.04.13

(21) 申请号 202080004942.0

金灿镐

(22) 申请日 2020.07.03

(74) 专利代理机构 北京同立钧成知识产权代理

有限公司 11205

(30) 优先权数据

代理人 杨贝贝 臧建明

10-2019-0081270 2019.07.05 KR

10-2020-0075014 2020.06.19 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.03.04

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2020/008743 2020.07.03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02021/006563 KO 2021.01.14

(71) 申请人 高丽大学校产学协力团

地址 韩国首尔市城北区安岩路145 (邮递区号:02841)

(72) 发明人 廉正烈 穆罕默德·纳西尔·乌拉

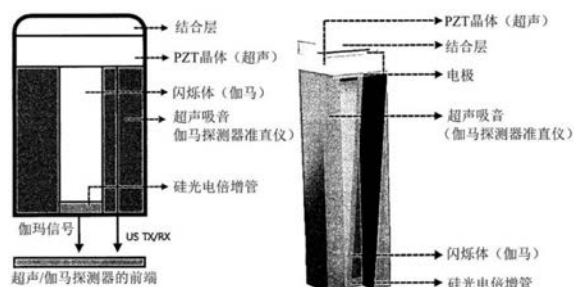
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54) 发明名称

融合超声波及核医学的便携型影像设备

(57) 摘要

本发明提供一种影像设备,作为同时提供人体解剖学信息和功能性/生物化学信息的新概念融合影像设备,可以在手术全过程中准确定域病变,能够实时测量,从而与作为原有融合影像设备的PET/CT、SPECT/CT等相比,可以以小辐射线暴露量确保患者的稳定性,其特征在于,包括:换能器,换能器发送接收超声波;结合层,结合层在配置于换能器上端的状态下,减小换能器与患处之间的声阻差异,支持超声波束向组织内的顺利传递及反射束的高灵敏度接收;吸音构件,吸音构件以换能器为基准,在患处的相反面吸收超声波;及闪烁体,闪烁体检测作为辐射线的伽马射线;将吸音构件用作核医学探测器的准直仪,将超声波医疗设备与核医学检测仪融合为一个探测器。



1. 一种融合超声波及核医学的便携型影像设备, 作为融合超声波及核医学的便携型影像设备, 其特征在于, 包括:

换能器, 所述换能器发送接收超声波;

结合层, 所述结合层在配置于所述换能器上端的状态下, 减小所述换能器与患处之间的声阻差异, 支持超声波束向组织内的顺利传递及反射束的高灵敏度接收;

吸音构件, 所述吸音构件以所述换能器为基准, 在患处的相反面吸收超声波; 及

闪烁体, 所述闪烁体检测作为辐射线的伽马射线;

将所述吸音构件用作核医学探测器的准直仪, 将超声波医疗设备与核医学检测仪融合为一个探测器。

2. 根据权利要求1所述的融合超声波及核医学的便携型影像设备, 其中,

所述换能器及闪烁体采用能够发送接收超声波、将辐射线能量转换为光线的晶体, 所述晶体在包括铝酸镓钽镧、铝酸镓铈镧、硅酸镓铈锆的物质中选择一种。

融合超声波及核医学的便携型影像设备

技术领域

[0001] 本发明涉及精密癌诊断及手术用超声波-核医学融合便携型影像设备,更详细而言,涉及一种影像设备,作为能够同时提供人体的解剖学信息与功能性/生物化学信息的新概念的融合影像设备,可以在手术全过程中准确地定域病变,能够实时测量。

背景技术

[0002] 我国不仅人口老龄化迅速发展,癌发病率也正每年快速增加。社会上对生活质量和健康的关注也正在提高,对诸如精密手术的高水平医疗服务的要求正在增加。

[0003] 诸如伽玛照相机、PET、SPECT那样利用放射性同位素的核医学影像设备可以使生物体的功能性及生物化学信息实现影像化,有用地用于查明病理现象和疾病诊断、治疗后预后判定、治疗计划等。但是,提供分子影像的核医学影像存在的问题是,在生物化学原理及物理原理方面提供的解剖学信息不足,分辨率低,难以准确地定域疾病,价格昂贵。

[0004] 另一方面,诸如MRI、US、CT那样提供解剖学影像的装备虽然影像分辨率高,但存在难以提供生物体的功能性/生物化学信息的问题。

[0005] 因此,需要一种融合影像设备,能够在核医学影像特有的功能信息中添加可在MRI、X射线CT或超声波等中获得的解剖学信息,弥补核医学影像的缺点。如果参照图1,显示了乳腺癌患者的MRI影像(a)和超声波影像(b)以及核医学影像(c)的示例,超声波影像中看不清的乳腺癌在核医学影像中显示清晰。

[0006] PET影像的空间分辨率低,解剖学信息相对较少,CT影像的空间分辨率虽高,但不提供生物体的功能性及生物化学信息,而现在作为融合影像设备最广泛使用的PET/CT融合了PET影像和CT影像,在诊断上具有可以准确了解病变位置和大小优点。

[0007] 韩国国内设置的159台PET及PET/CT中,单独PET只不过11台,PET/CT占148台(2015年基准),近来,对PET/MRI、PET/光学等新型融合影像设备的研究增加,对融合影像设备的关注正在上升。但是,现在最广泛使用的PET/CT无法实时使用,手术中无法使用,存在患者暴露于辐射能的危险。

[0008] 因此,需要开发一种能够实时使用、使暴露于人体的辐射剂量实现最小化的新概念融合影像设备。另一方面,在核医学领域中,伽玛探测器及伽玛照相机不同于PET、SPECT等,可以制作成便携探测器形态(handheld-probe),经常用于癌等疾病的早期诊断、手术中癌探测或前哨淋巴结活检(判断是否存在转移癌)等。

[0009] 超声波医疗设备由于超声波对人体无害,不需要包括注射造影剂等的前处置,准确度高,常用于诊断人体器官。

发明内容

[0010] 技术挑战

[0011] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供一种影像设备,作为同时提供人体解剖学信息和功能性/生物化学信息的新概念融合影像设备,可以在手术全过程中准确定域

病变,能够实时测量,从而与作为原有融合影像设备的PET/CT、SPECT/CT等相比,可以以小辐射线暴露量确保患者的稳定性。

[0012] 另外,本发明的目的在于通过与高强度集束型超声波手术仪(HIFU)的融合,以无创方式提高致死癌组织的准确度及稳定性。

[0013] 解决任务的手段

[0014] 旨在达成如上所述目的的本发明的融合超声波及核医学的便携型影像设备的特征在于,包括:换能器,所述换能器发送接收超声波;结合层,所述结合层在配置于所述换能器上端的状态下,减小所述换能器与患处之间的声阻差异,支持超声波束向组织内的顺利传递及反射束的高灵敏度接收;吸音构件,所述吸音构件以所述换能器为基准,在患处的相反面吸收超声波;及闪烁体,所述闪烁体检测作为辐射线的伽马射线;将所述吸音构件用作核医学探测器的准直仪,将超声波医疗设备与核医学检测仪融合为一个探测器。

[0015] 所述换能器及闪烁体采用能够发送接收超声波、将辐射线能量转换为光线的晶体,所述晶体在包括铝酸镓钽镧、铝酸镓铌镧、硅酸镓铌锆的物质中选择一种。

[0016] 发明效果

[0017] 本发明利用精密癌诊断、手术用超声波及核医学融合影像设备,在手术全过程中实时同时获得病变的解剖学信息和功能性/生物化学信息,能够更准确诊断。

[0018] 另外,通过呈现比原有PET/CT、SPECT/CT等融合影像设备相对较小的辐射线暴露量,能够确保患者的安全。

[0019] 另外,通过与高强度集束型超声波手术仪(HIFU)的融合,能够提高无创病变治疗及肿瘤去除技术的准确度并确保稳定性。如上所述,由于是以往所没有的新概念融合影像设备,因而甚至可以扩展到新型诊断及治疗方法论的开发,能够开拓新型医疗设备市场。

[0020] 本发明仅通过一个便携探测器便能够全部获得超声波信号和伽马射线信号,仅以一个电路便能够全部处理超声波信号和伽马射线信号,因而可以实时获得融合影像,并可以减少制作费用。

[0021] 另外,在医疗领域外,预计还可以应用于可测量混凝土、导管等的厚度/密度的无损伤检查领域。

附图说明

[0022] 图1显示乳腺癌患者的MRI影像(a)和超声波影像(b)以及核医学影像(c)的示例。

[0023] 图2根据本发明一个实施例显示利用闪烁体(Scintillator)和光传感器的超声波-核医学融合诊断用探测器的结构图。

[0024] 图3根据本发明另一实施例显示利用常温半导体检测仪的超声波-核医学融合诊断用探测器的结构图。

[0025] 图4根据本发明又一实施例显示利用可同时实现换能器(transducer)和辐射线检测的物质(例如,铝酸镓钽镧、铝酸镓铌镧等)的超声波-核医学融合诊断用探测器的结构图。

[0026] 图5显示具有利用切换电路选择性接收超声波信号或伽马信号的方式的超声波-核医学融合诊断探测器用一体型电子电路。

[0027] 图6显示具有利用滤波器而从超声波/伽马合成信号提取及区别超声波信号与伽

马射线信号的方式的超声波-核医学融合诊断探测器用一体型电子电路。

[0028] 图7根据本发明又一实施例显示利用常温半导体检测仪的超声波-核医学融合诊断用探测器的结构图。

[0029] 图8根据本发明又一实施例显示利用可同时实现换能器和辐射线检测的物质(例如,铝酸镓钽镧、铝酸镓铈镧等)的超声波-核医学融合诊断用探测器的结构图。

具体实施方式

[0030] 下面通过实施例,更详细地说明本发明。这些实施例只用于对本发明举例,不得解释为本发明的范围由这些实施例所限制,这是本行业的技术人员不言而喻的。

[0031] 下面根据本发明,说明精密癌诊断及手术用超声波-核医学便携融合影像设备的构成要素。

[0032] 作为超声波-核医学融合探测器的一个实施例,具有利用超声波吸音材料的核医学准直仪设计方式。

[0033] 超声波医疗设备的换能器作为用于发送、接收超声波的元件,主要使用锆钛酸铅、铌镁酸铅、铝酸镓钽镧、铝酸镓铈镧等晶体。这种换能器是如果接受电流则产生超声波、当接受超声波时生成电流的元件。此时生成的超声波的方向为辐射方向,因而由于向作为关注区域的患处的相反面产生的超声波,患处的影像品质会低下。

[0034] 为了防止这种问题,以换能器为基准,使吸收超声波的吸音材料(环氧树脂+钨粉末)位于患处相反面,使能够降低影像品质的反方向超声波衰减。一般而言,吸音材料为了使超声波衰减而由高密度物质构成。

[0035] 另一方面,伽马射线由于透过性高,因而为了准确探测所需处而需要能够限制伽马射线方向的准直仪。为了使来自不需要方向的伽马射线衰减,准直仪也由高密度物质构成。

[0036] 因此,如图2所示,通过将超声波医疗设备的吸音材料用作准直仪的新创意,将超声波医疗设备与核医学检测仪融合为一个探测器。在图2中,结合层发挥减小探针与皮肤之间的声阻差异,帮助超声波束高效传递到组织内,反射的束能够以高灵敏度接收的作用。

[0037] 电极发挥将发送超声波时所需的电流传递给换能器或将接收超声波时产生的电流传递给电路的作用。闪烁体是在接收伽马射线时生成与伽马射线的能量成比例的量的光线的元件,此时,生成的光线传递给光传感器(硅光电倍增管(SiPM)、雪崩光电二极管(APD)等),转换成电信号后传输给电路。

[0038] 另一方面,如图7所示,在闪烁体与电极之间可以追加配置具有低密度的空气或吸音材料。

[0039] 作为超声波-核医学融合探测器的另一实施例,具有高密度常温半导体辐射线检测仪方式。

[0040] 取代闪烁体和光传感器(SiPM、APD等),使用常温半导体辐射线检测仪(例:CZT、CdTe等)。半导体辐射线检测仪由于密度高,因而预计能够同时发挥辐射线检测仪作用和吸音材料作用。因此,如图3所示,可以利用半导体检测仪替代吸音材料的一部分或全部音材料,构成超声波-核医学融合探测器。

[0041] 另一方面,如图8所示,可以在晶体的下端部与半导体探测器之间追加配置具有低

密度的空气或吸音材料。

[0042] 本发明使用可同时实现换能器与辐射线检测的物质。

[0043] 铝酸镓钽镧、铝酸镓铈镧、硅酸镓铈锶等晶体物质是在接收超声波时生成电信号、如果接受电信号则生成超声波的换能器,但同时也可以发挥当伽马射线等辐射线入射时将辐射线能量转换成光线的闪烁体作用。因此,使用这种物质,利用一个检测仪便可以全部检测超声波信号和辐射线信号。

[0044] 另外,为了检测辐射线入射时产生的光线,需在晶体下端附着光传感器,为了发送、接收超声波,需将电极附着于晶体的上端及下端。

[0045] 因此,如图4所示,如果将透明电极附着于晶体的下端部,则可以同时满足上述要求。

[0046] 本发明的超声波-核医学便携融合影像设备一个示例具有超声波/伽马融合探测器用电子电路方式。

[0047] 显示出超声波-核医学融合诊断探测器用一体型电子电路,其特征在于,超声波/伽马切换电路利用切换电路,选择性接收超声波信号或伽马信号。

[0048] 超声波/伽马切换电路的核心在于,在超声波信号的发送、接收过程中,利用空闲时间接收伽马射线信号的方法。

[0049] 如图5所示,由超声波发送接收部、信号甄别及处理部、核医学检测仪部构成,利用数控模拟开关,交替处理超声波信号、伽马射线信号。

[0050] 本发明的超声波-核医学便携融合影像设备另一示例具有利用滤波器的超声波/伽马电路方式。

[0051] 显示出超声波-核医学融合诊断探测器用一体型电子电路,其特征在于,利用滤波器的超声波/伽马电路利用滤波器,从超声波/伽马合成信号提取及区别超声波信号与伽马射线信号。

[0052] 利用滤波器的超声波/伽马电路是同时接收超声波信号和伽马射线信号,利用滤波器,从超声波/伽马射线合成信号提取及区别超声波信号和伽马射线信号的电路。如图6所示,由超声波发送接收部、信号甄别及处理部、核医学检测仪部构成,通过ADC将合成信号变换成数字信号后,通过数字滤波器,提取并区别超声波信号和伽马射线信号。

[0053] 以上通过实施例说明了本发明,但本发明并非限于此。所述实施例可以在不超出本发明的宗旨及范围的前提下修订或变更,本技术领域的普通技术人员可知这种修订和变更也属于本发明。

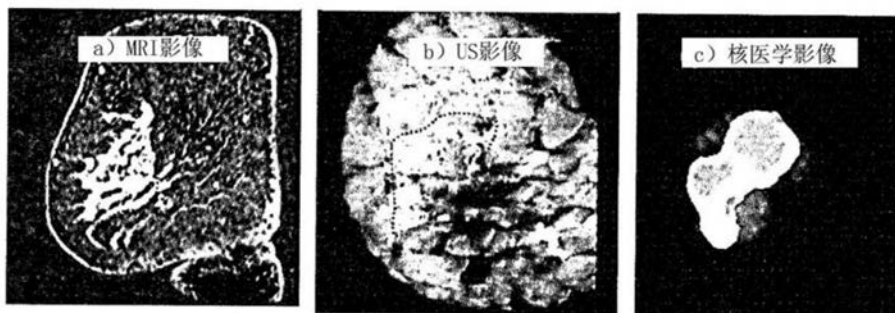


图1

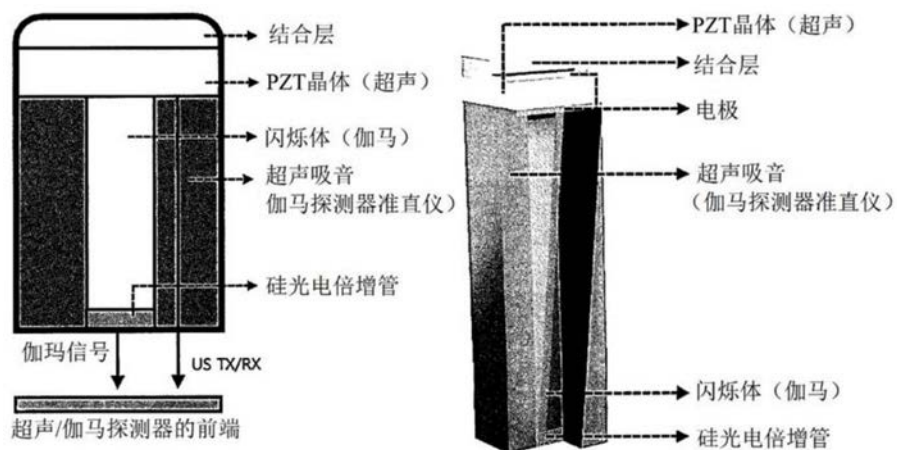


图2

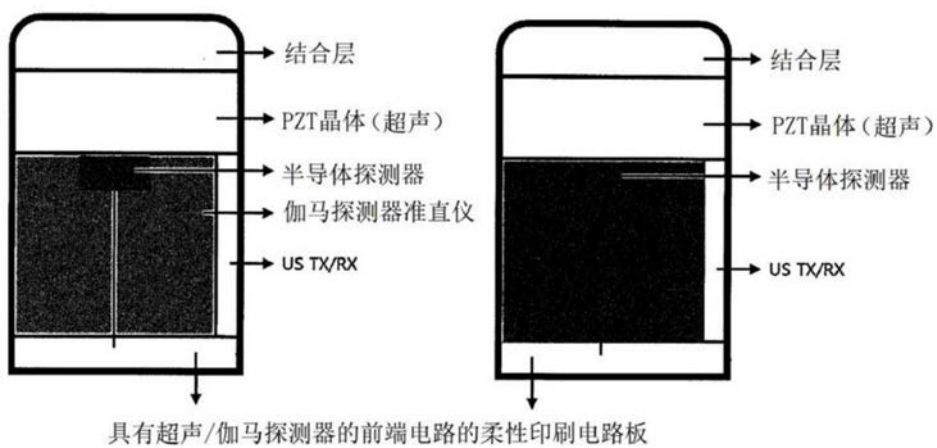


图3

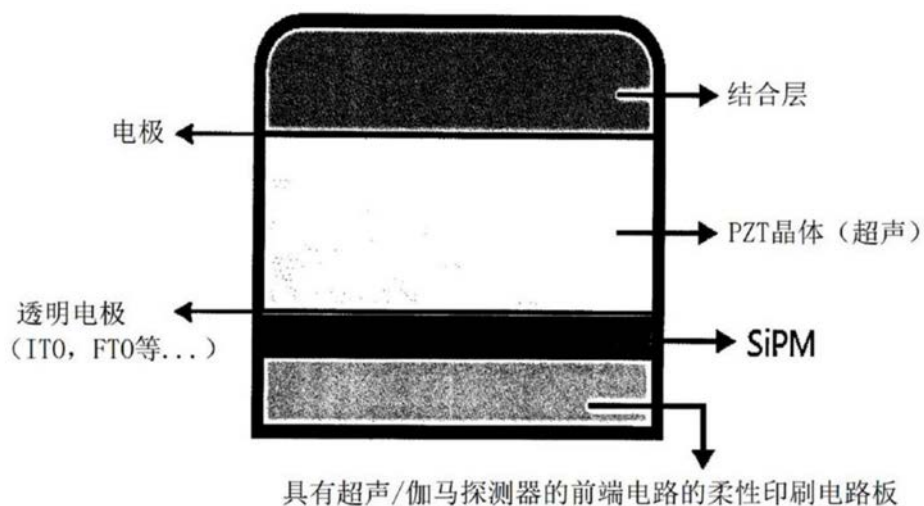


图4

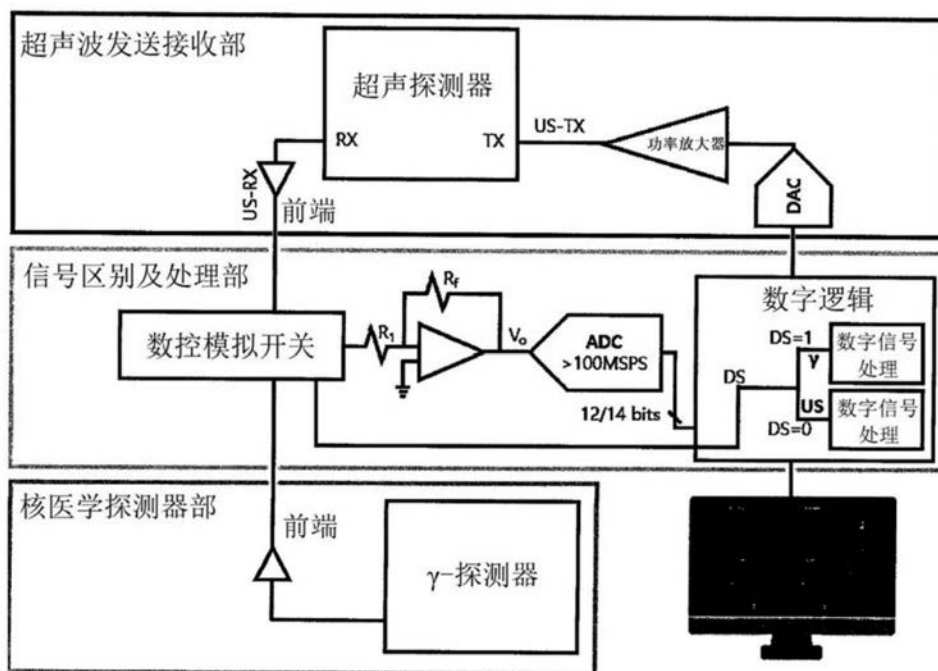


图5

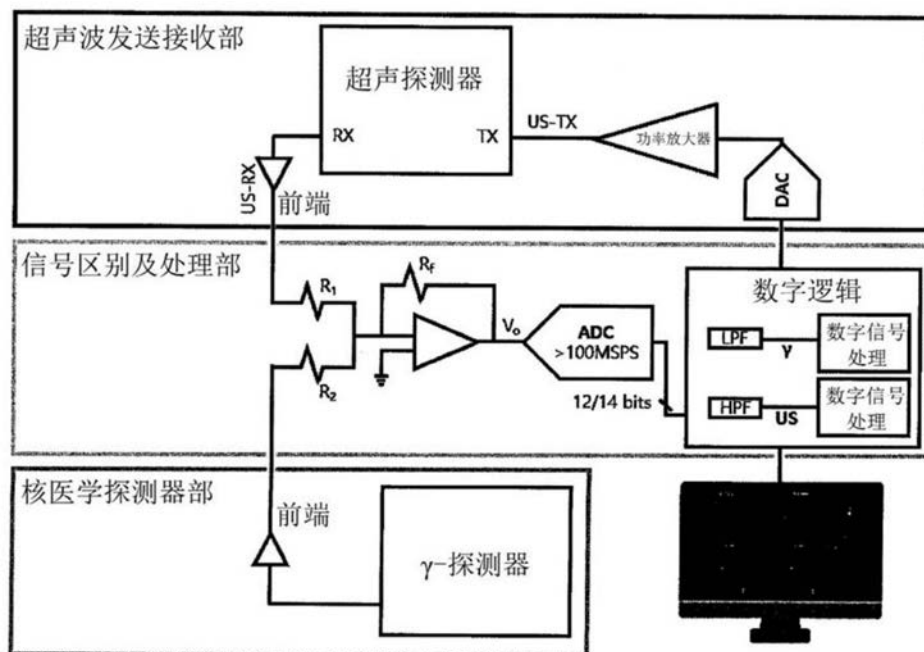


图6

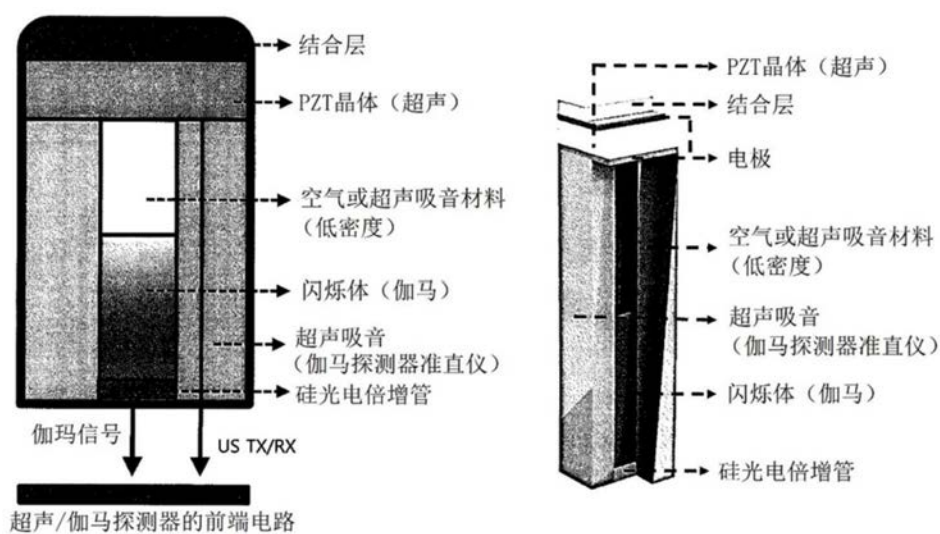


图7

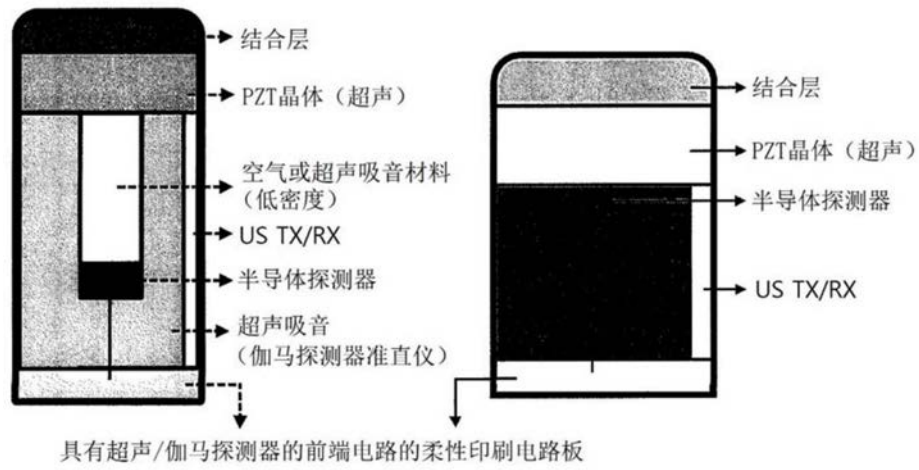


图8