



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107550519 A

(43)申请公布日 2018.01.09

(21)申请号 201710723256.9

(22)申请日 2017.08.22

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 邱维宝 苏敏 张鹏飞 张利宁 郑海荣

(74)专利代理机构 上海胜康律师事务所 31263

代理人 李献忠 张静

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

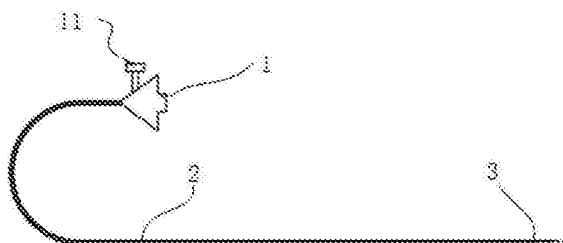
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54)发明名称

一种多功能血管内超声成像装置

(57)摘要

本发明提供一种多功能血管内超声成像装置,包括导管以及位于导管前端的超声探头,所述超声探头具有外壳,以及固定在所述外壳内的一个及以上正视成像换能器和一个及以上斜视成像换能器,所述正视成像换能器用于对血管动脉粥样硬化斑块进行超声成像以检测斑块的形态;所述斜视成像换能器用于进行血流成像以检测斑块附近血流的速度以及多角度检测斑块的形态;所述正视成像换能器设置为平行于所述外壳的轴向方向放置,所述斜视成像换能器设置为与所述正视成像换能器成一定角度排列,从而进行不同角度的组织成像和血流成像。本发明可以在组织成像的同时,检测成像组织附近的血流信息。换能器可同时多个角度进行组织成像,可以多维度进行斑块成像。



1. 一种多功能血管内超声成像装置,包括导管以及位于导管前端的超声探头,其特征在于,

所述超声探头具有外壳,以及固定在所述外壳内的一个及以上正视成像换能器和一个及以上斜视成像换能器,所述正视成像换能器用于对血管动脉粥样硬化斑块进行超声成像以检测斑块的形态;所述斜视成像换能器用于进行血流成像以检测斑块附近血流的速度以及多角度检测斑块的形态。

2. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述正视成像换能器设置为平行于所述外壳的轴向方向放置,所述斜视成像换能器设置为与所述正视成像换能器成一定角度排列,从而进行不同角度的组织成像和血流成像。

3. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述两个以上换能器并排排列在所述探头外壳内或背对背地排列在探头外壳内。

4. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述换能器是单阵元平面换能器,单阵元聚焦换能器,多阵元平面换能器或多阵元聚焦换能器。

5. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述换能器的晶片包括匹配层、压电层和背衬层,所述匹配层的数量为一层以上。

6. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述换能器的中心频率范围为10MHz~100MHz。

7. 根据权利要求6所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述换能器的位置可以替换为位于所述外壳的其他位置。

8. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述探头外壳具有一个及以上开口,所述换能器通过所述开口进行超声波发射和接收。

9. 根据权利要求8所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述探头外壳为中空圆柱形结构,直径为0.4毫米-2毫米。

10. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述换能器被设置为以如下方式排列:将一个所述正视成像换能器设置在中间,其两侧设置两个斜视成像换能器,所述两个斜视成像换能器分别与正视成像换能器成一定角度排列,所述角度为0~90度。

11. 根据权利要求10所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,所述优选角度为30~60度。

12. 根据权利要求1所述的多功能血管内超声成像装置,其特征在于,还包括连接器,所述连接器的一端与所述导管连接,另一端连接成像系统和回撤装置,用于信号传输和超声探头回撤。

一种多功能血管内超声成像装置

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及医学超声成像领域,尤其涉及一种多功能血管内超声成像装置。

背景技术

[0002] 动脉粥样硬化是一种致死率较高的心血管疾病,并且有一个很显著的特点是在发病前不易被诊断发现。75%以上的急性冠状动脉综合症其潜在的病理机制被论证为动脉粥样硬化斑块断裂,因此,检测和表征易断裂的斑块是心脏病学和生物学成像研究中最活跃的领域之一。

[0003] 目前已有多种医学成像技术可以用来诊断血管动脉粥样硬化的病变情况。血管造影技术是现今检测血管动脉粥样硬化斑块的主要手段,用来确定动脉粥样硬化血管狭窄的位置和程度。它将造影剂在X光照射下快速注入血管当中,因为造影剂吸收X光进而可以实现显影。从显影的结果可以看到含有造影剂的血液流动,从而了解血管的生理和解剖的变化。血管造影术是一种很有价值的诊断血管相关疾病的方法,但是它仅能提供被造影剂充填的管腔轮廓,而不能显示管壁的病变性质和程度,血管中大部分的易损斑块用血管造影技术检测不出来。

[0004] 医学超声成像技术以其无创、无辐射、实时性好、对软组织鉴别力较高、仪器使用方便、价格低廉等特点,成为现代医学成像中不可替代的诊断技术,目前已成为临床多种疾病诊断的首选方法。

[0005] 血管内超声(Intravascular ultrasound, IVUS)成像技术为医学超声成像中专门应用于心血管疾病检测的一种特殊成像技术。该技术利用安装在导管顶端的微型超声探头(或探针)插入到人体血管内疑似病变的位置进行二维组织成像。它不仅可以实时显示血管内壁的形态,而且还可以通过组织平面分析和三维重建对病变大小进行测量,为深入了解血管病变的形态和功能提供了新的视野,同时也为临床诊断和治疗提供更加准确可靠的信息。血管内超声成像技术除了可显示管腔形态和血管壁信息之外,还可以初步确定粥样硬化斑块的组织形态学特征;同时,通过准确的定量分析,测量血管直径、横截面积和狭窄程度,可识别血管造影不能发现的早期动脉粥样硬化病变,尤其对血管造影显示的临界病变,血管内超声成像技术可对其进行精确的定量分析,确定其狭窄程度及病变类型,以协助临床治疗方案的选择。血管内超声成像技术在指导冠状动脉介入式治疗方面也具有非常重要的应用价值。因为该技术可以准确的反应血管内部形貌、病变的性质以及严重程度等情况,从而为选择正确的治疗策略提供依据,例如选择尺寸合适的支架等。同时血管内超声成像技术可用于术后支架治疗效果的评价,例如支架扩张是否充分、是否完全贴壁、是否均匀的展开并完全覆盖病变等,有利于及时发现和纠正支架植入后存在的某些问题,以达到最佳的介入治疗效果。

[0006] 血管内超声成像技术是一种无创性的超声技术和有创性的导管技术相结合的使用末端连接有超声探针的特殊导管进行的医学成像技术,能够显示病变所在的管壁和粥样

斑块,提高诊断的准确性。现今使用的血管内超声换能器,主要是高频平面单阵元血管内超声换能器和高频环形阵列血管内超声换能器。

[0007] 目前领域内已经提出的血管内超声成像技术包括:

[0008] 多普勒导丝(Doppler wire):是将超声换能器安装在血管内导管的顶端,来监测血流的流速。通过多普勒导丝方式可以获得血管内的血流信息,然而由于超声换能器安装在了导丝的顶端,仅能获得血流图,不能管壁的组织信息。

[0009] 去相关法(decorrelation method):基于传统血管内成像获得数据后通过数据处理获取血流信息。通过分析侧向超声波回波数据,通过去相关法获得血流变化区域,由于超声导管位置没有变,回波中的组织信号也会相对不变,而血流会随着时间进行变化,因此通过对超声回波数据的去相关性分析,可以获得血流成像区域。

[0010] 于2015年02月11日提交的、申请号为CN104349714A的中国发明专利提供了一种血管内超声聚焦方法、聚焦诊断及聚焦换能器。该血管内超声聚焦方法包括将血管内超声聚焦检测仪送到病变部位远端;向血管内360度发射超声信号。该血管内超声聚焦检测仪包括超声导管,回撤/驱动装置及电子成像系统,超声导管的前端安装有血管内超声聚焦换能器;后端与回撤/驱动装置相连;回撤/驱动装置与电子成像系统相连。该血管内超声聚焦换能器包括超声换能单元及聚焦单元,超声换能单元用于发射超声信号,并对反射回的超声信号进行接收,聚焦单元用于对超声换能单元发射的超声信号进行聚焦。通过血管内超声聚焦技术,提高了检测仪的分辨率,同时提高了检测仪成像的信噪比,从而提高诊断精确度。但是,该专利只是提出了一种血管内超声通用的超声成像方法,并没有相关血管内血流成像的概念。

[0011] 于2015年12月02日提交的、申请号为CN105105791A的中国发明专利提供了一种多个换能器传送装置和方法。允许通过使用在血管内传送到狭窄病灶部位的传感器,对狭窄病灶部位两端的压降以及狭窄病灶部位的附近的血管内腔的大小所进行测量,进行更加完整的表征。在优选实施例中,狭窄病灶部位的附近的血管内腔的大小(例如,内径、横截面轮廓)能够通过一个或多个血管内超声波换能器进行测量。在优选实施例中,血管内超声波换能器能够通过相同的传送装置将压力换能器传送到狭窄病灶部位的位置。通过血管内超声成像和血管内压降情况共同对病理情况进行表征。影响人体血压因素很多,通过压降表征并不一定准确全面。

[0012] 有鉴于此,需要一种新的多功能血管内超声成像装置。

发明内容

[0013] 针对上述现有技术的不足,本发明提供了一种具有能对血管壁进行多角度超声成像和血管内多角度血流多普勒成像的双模态血管内超声成像装置,能够多角度检测血管的硬化斑块并检测病变位置附近的血流情况,有助于医生获得更全面的信息进行更精确的诊断。

[0014] 本发明提供了一种多功能血管内超声成像装置,包括导管以及位于导管前端的超声探头,所述超声探头具有外壳,以及固定在所述外壳内的一个及以上正视成像换能器和一个及以上斜视成像换能器,所述正视成像换能器用于对血管动脉粥样硬化斑块进行超声成像以检测斑块的形态;所述斜视成像换能器用于进行血流成像以检测斑块附近血流的速度。

度以及多角度检测斑块的形态。

[0015] 所述正视成像换能器设置为平行于所述外壳的轴向方向放置,所述斜视成像换能器设置为与所述正视成像换能器成一定角度排列,从而进行不同角度的组织成像和血流成像。

[0016] 优选地,所述两个以上换能器并排排列在所述探头外壳内或背对背地排列在探头外壳内。

[0017] 优选地,所述换能器是单阵元平面换能器,单阵元聚焦换能器,多阵元平面换能器或多阵元聚焦换能器。

[0018] 优选地,所述换能器的晶片包括匹配层、压电层和背衬层,所述匹配层的数量为一层以上。

[0019] 优选地,所述换能器的中心频率范围为10MHz~100MHz。

[0020] 优选地,所述换能器的位置可以替换为位于所述外壳的其他位置。

[0021] 优选地,所述探头外壳具有一个及以上开口,所述换能器通过所述开口进行超声波发射和接收。

[0022] 优选地,所述探头外壳为中空圆柱形结构,直径为0.4毫米-2毫米。

[0023] 优选地,所述多功能血管内超声成像装置还包括连接器,所述连接器的一端与所述导管连接,另一端连接成像系统和回撤装置,用于信号传输和超声探头回撤。

[0024] 优选地,所述换能器被设置为以如下方式排列:将一个所述正视成像换能器设置在中间,其两侧设置两个斜视成像换能器,所述两个斜视成像换能器分别与正视成像换能器成一定角度排列,所述角度为0~90度。

[0025] 优选地,所述角度为30~60度。

[0026] 本发明的有益效果:本发明的多功能血管内超声成像装置可以在组织成像的同时,检测成像组织附近的血流信息。一个以上斜视成像换能器可同时多个角度进行组织成像,可以多维度进行斑块成像。

附图说明

[0027] 图1是本发明的血管内超声成像装置的结构示意图。

[0028] 图2是本发明的多功能血管内超声成像装置中的超声成像探头的结构示意图。

[0029] 图3是本发明的多功能血管内超声成像装置中超声成像探头的工作示意图。

[0030] 图4是脉冲激励示意图。

[0031] 图5是多普勒成像示意图。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图对本发明的具体实施例进行说明。在下文所描述的本发明的具体实施例中,为了能更好地理解本发明而描述了一些很具体的技术特征,但显而易见的是,对于本领域的技术人员来说,并不是所有的这些技术特征都是实现本发明的必要技术特征。下文所描述的本发明的一些具体实施例只是本发明的一些示例性的具体实施例,其不应被视为对本发明的限制。另外,为了避免使本发明变得难以理解,对于一些公知的技术没有进行描述。

[0033] 图1是本发明的血管内超声成像装置的结构示意图。如图1所示,本发明的血管内超声成像装置包括连接器1,导管2和超声探头3。连接器1的一端与导管2连接,另一端连接成像系统和回撤装置(未图示),用于信号传输和超声探头回撤。连接器1上具有注水口11。导管2从外到内依次具有护管、金属软管和换能器线缆(同轴电缆),也具有传输信号和探头回撤的功能,并且导管2还具有导丝和定位环等装置(未图示),能够定位换能器的位置,以及引导换能器在血管内移动。超声探头3位于导管2的前端(即远离连接器1的一端),用于进行超声成像。

[0034] 如图2是本发明的多功能血管内超声成像装置中的超声成像探头的结构示意图。如图2所示,超声探头3具有外壳31,以及固定在外壳31内的换能器4。外壳31为铜或其他金属材料的外壳。换能器4(换能器晶片)使用生物兼容胶水固定在外壳31内。本实施例中,换能器4包括一个正视成像换能器41和两个斜视成像换能器42。所述正视成像换能器41用于对血管动脉粥样硬化斑块进行超声成像以检测斑块的形态;所述斜视成像换能器42用于进行血流成像以检测斑块附近血流的速度以及多角度检测斑块的形态。这里,正视成像换能器41和斜视成像换能器42由于放置位置不同而取不同的名称,两者可以是相同结构的成像换能器,实现相同的功能,都是发射和接收超声进行超声成像。但是换能器和电子系统配合可以通过不同算法分别对组织和血液进行成像或者同时对组织和血液进行成像。即正视成像换能器41只对组织进行成像,而斜视成像换能器42同时对组织和血液进行成像。如图2所示,三个换能器被设置为以如下方式排列:中间的一个正视成像换能器41与超声成像探头3的外壳的轴向平行,两侧的两个斜视成像换能器42分别与正视成像换能器41成一定角度排列。该角度可以为0~90度,优选30~60度。该角度可以是两种成像换能器在同一个平面内成一定角度,也可以是在不同平面内成一定角度。通过上述的排列,三个换能器可以三个不同角度进行超声波发射和接收,从而进行不同角度的组织成像和血流成像。在另外的实施例中,可以改变换能器的数量,换能器4可以包括一个及以上的正视成像换能器41和一个及以上斜视成像换能器42。斜视成像换能器与正视成像换能器之间的排列角度也可以根据实际需要进行适当调整。

[0035] 本实施例中,三个换能器并排排列在超声探头外壳31内,即各换能器的朝向是相同的。在另外的实施例中,各换能器也可以背对背地排列在探头外壳31内,即各换能器的朝向是相反的。

[0036] 本发明中,换能器4可以是单阵元平面换能器,单阵元聚焦换能器,多阵元平面换能器或多阵元聚焦换能器。换能器4的晶片包括匹配层4a、压电层4b和背衬层4c,其中匹配层4a的数量为一层以上。换能器4的正极可以通过背衬层4c与导管2中的同轴电缆21的正极连接引出,换能器4的负极可以直接从匹配层4a连接到同轴电缆21的负极,也可镀一层导电层将换能器4的匹配层4a与外壳31导通,再由外壳31与同轴电缆21的负极连接。优选地,换能器4的中心频率范围为10MHz~100MHz。正视成像换能器41和斜视成像换能器42的中心频率可以不同。在另外的实施例中,斜视成像换能器42在结构上可以不需要背衬层4c。背衬层对换能器的性能有一定影响,可以提高换能器的带宽,降低换能器的灵敏度。由于本发明对斜视换能器的带宽要求不高,因此斜视换能器不具备背衬层仍然可以实现本发明的目的、达到本发明的效果。

[0037] 在本实施例中,换能器4位于超声探头外壳31内部,优选地,可以设置在更靠近外

壳的轴中心的位置。在其他实施例中,换能器4的位置可以替换为位于超声探头外壳31的其他位置,只要满足导管可以旋转即可(血管内超声工作时导管会不停的旋转)。例如,换能器4可以设置在外壳31的前端,或者可以设置在外壳31的侧面。

[0038] 如图2所示,探头外壳31具有一个开口32,换能器4通过开口32进行超声波发射和接收。在其他实施例中,探头外壳31可以具有一个以上的开口。例如,在换能器4的排列方式为背对背的方式的情况下,探头外壳31可以具有2个开口,使各换能器可以分别通过对应的开口进行超声波发射和接收,从而实现超声成像。

[0039] 在本实施例中,探头外壳31为中空圆柱形结构,直径为0.4毫米-2毫米。探头外壳31也可以为其他形状的结构。

[0040] 图3是多功能血管内超声探头工作示意图。其中,换能器41是正视成像换能器,主要功能是对斑块进行超声成像检测斑块的形态,即只进行组织成像。换能器41两侧的斜视成像换能器42完成的功能为:a)进行不同角度的组织成像;b)进行血流成像检测斑块附近血流的速度。换能器42有两种功能,可以进行血流成像也可以进行组织成像。

[0041] 图4是脉冲激励示意图。换能器检测时会接收到两个以上的多个回波信号,通过现有的超声成像软件建立函数模型可以去除不相关的信号,留下相关信号来分析血流流速,以及通过现有的组织成像软件来分析组织成像。如图4所示,横轴表示时间,纵轴表示幅度,图中的三个波形示意图分别表示初始信号,血流反射和组织反射。通过血流反射波形,可以获得血流速度。通过组织反射波形,可以获得斑块的大小。

[0042] 图5是多普勒成像示意图。如图5所示,当物体远离和靠近探头移动时,探头接收到的声源会发生频率的改变,可以通过这种改变计算物体运动速度的快慢。医学上通常用超声探头进行多普勒成像来检测血流的速度。其中,图5(a)表示物体静止不动时的接收声源频率示意图,图5(b)表示物体远离探头移动时的接收声源频率示意图,图5(c)是物体靠近探头移动时的接收声源频率示意图。

[0043] 本发明的血管内超声成像装置,可以在组织成像的同时,检测成像组织附近的血流信息。倾斜一定角度的斜视成像换能器可同时多个角度进行组织成像,可以多维度进行斑块成像。多个换能器可以相互印证成像结果,使得检测结果更准确。另外,血流检测不受现有导丝的影响。导丝会从导管的顶端穿过,现有的斜视成像换能器是装在导管的顶端,会被导丝挡住,成像会受到导丝影响,而本发明由于斜视成像换能器倾斜一定角度,不再位于导管的顶端,从而血流检测不受现有导丝的影响。

[0044] 尽管已经根据优选的实施方案对本发明进行了说明,但是存在落入本发明范围内的改动、置换以及各种替代等同方案。还应当注意的是,存在多种实现本发明的方法和系统的可选方式。因此,意在将随附的权利要求书解释为包含落在本发明的主旨和范围之内内的所有这些改动、置换以及各种替代等同方案。

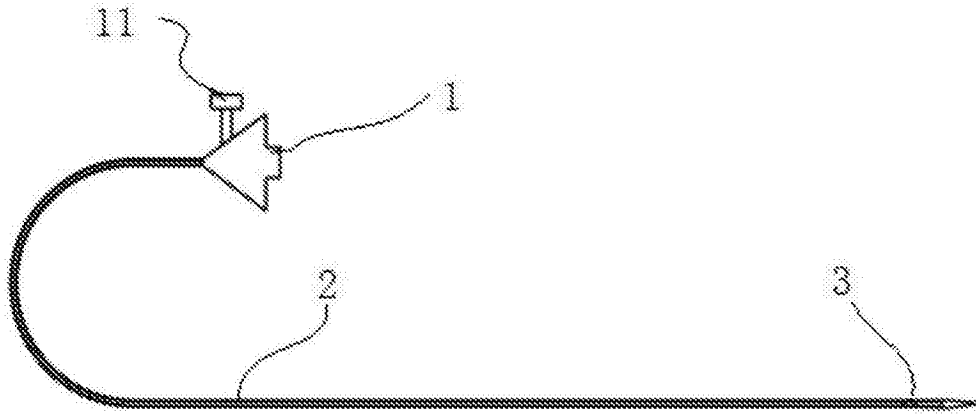


图1

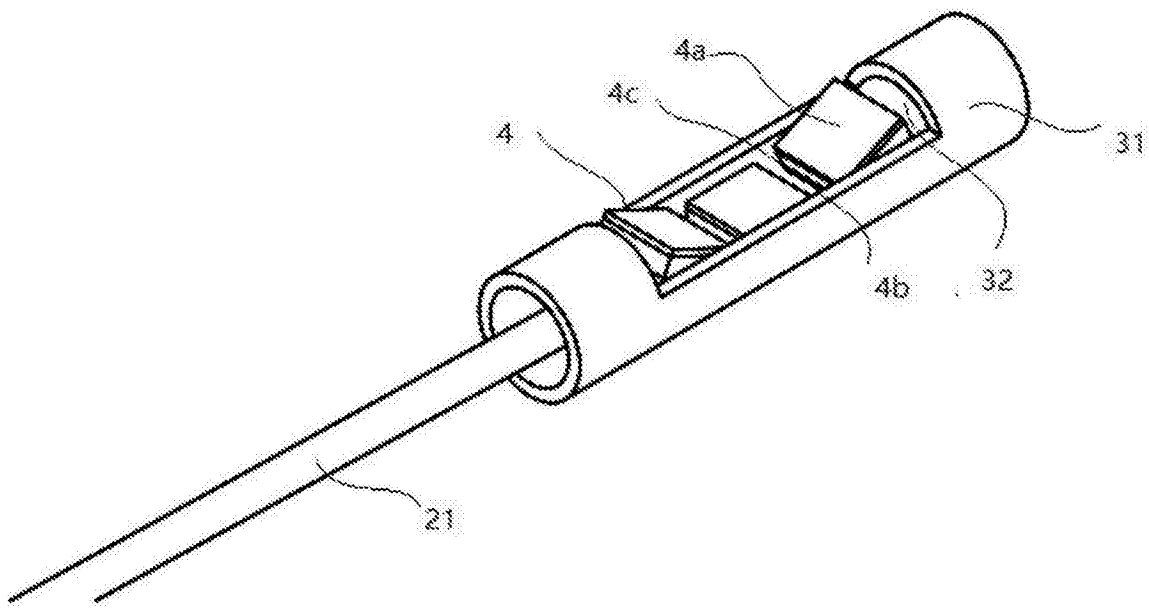


图2

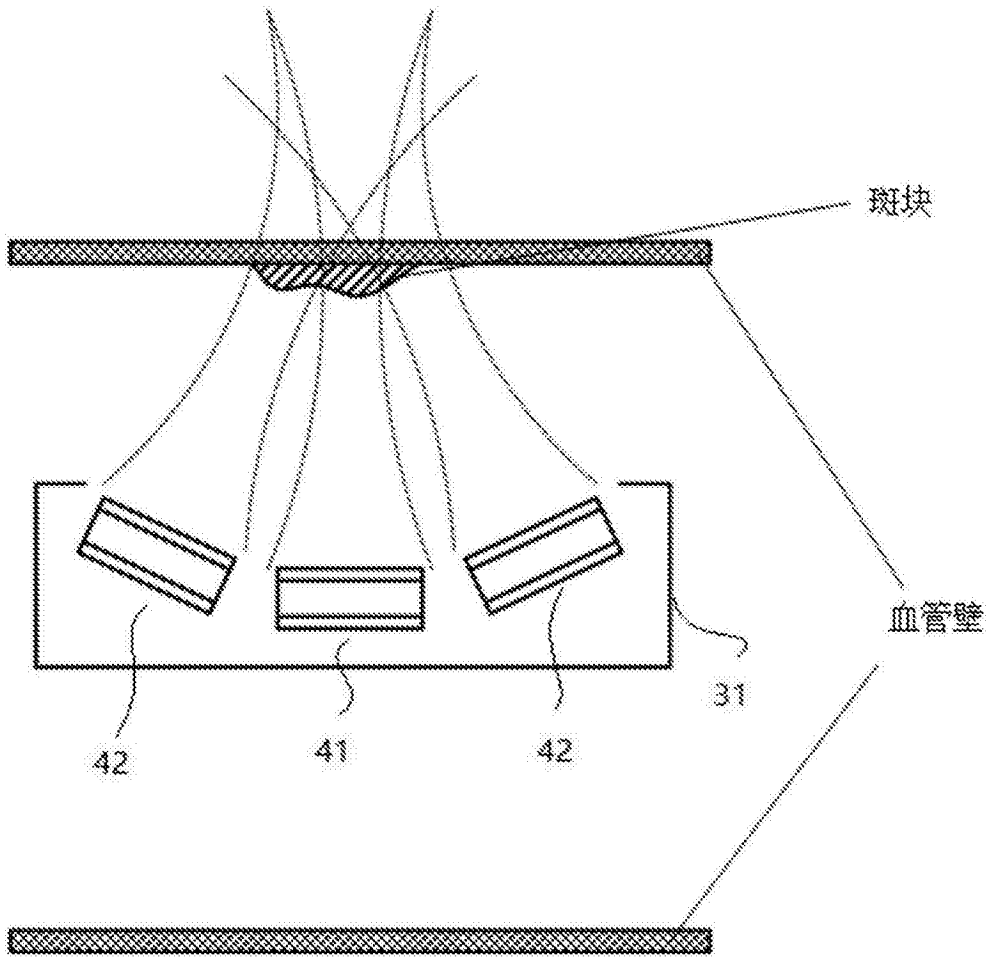


图3

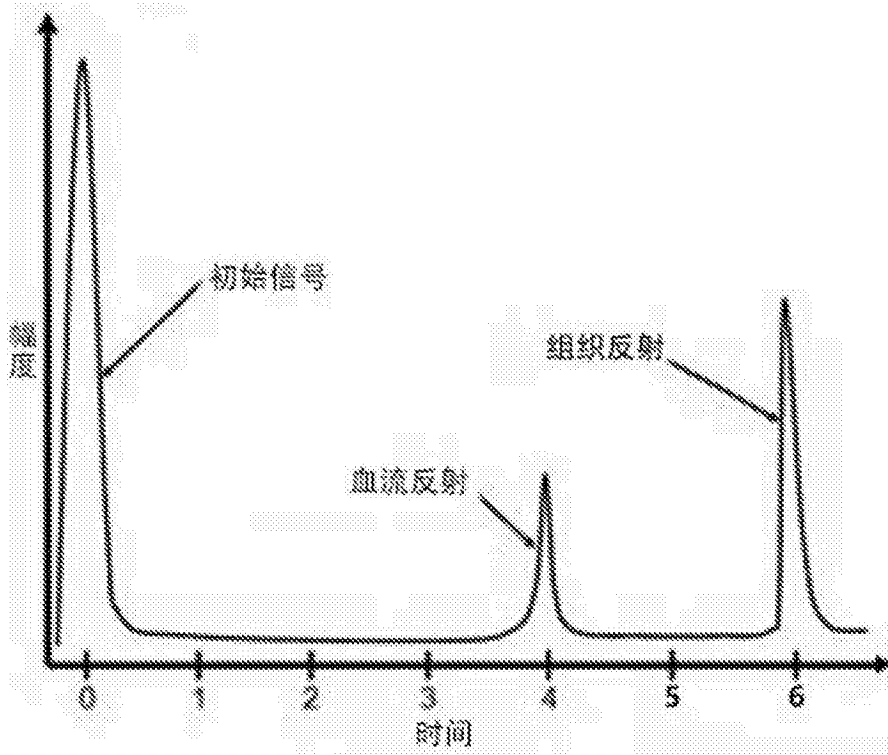
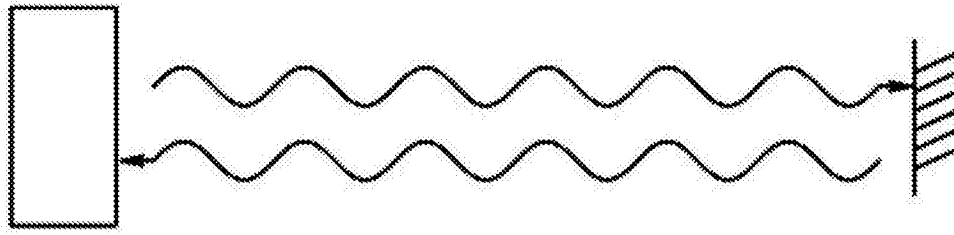
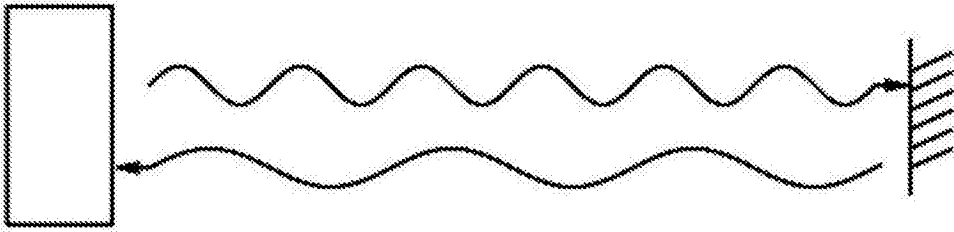


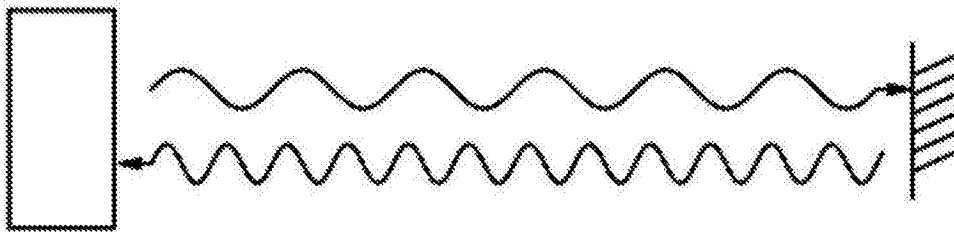
图4



(a)



(b)



(c)

图5