



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110882005 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201910838843.1

(22)申请日 2019.09.05

(71)申请人 深圳北芯生命科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市新安街道留芳  
路6号庭威产业园3栋3楼E区

(72)发明人 丁成君 熊双涛 宋亮 陈丽丽

(74)专利代理机构 深圳舍穆专利代理事务所  
(特殊普通合伙) 44398

代理人 黄贤炬

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

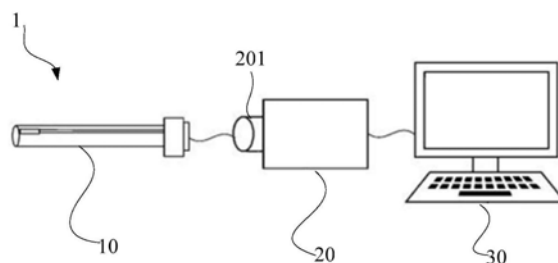
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

### (54)发明名称

血管内超声系统

### (57)摘要

本公开涉及一种血管内超声系统,其包括:主机,其具有信号处理模块;超声导管,其具有内腔,超声导管具有靠近主机的近端部分和远离主机的远端部分,超声导管包括设置在远端部分的超声换能器和与超声换能器连接的巴伦耦合器,超声换能器发射和接收超声信号并转换成电信号,巴伦耦合器接收电信号并转换成差分信号;以及回撤装置,其受主机的控制,回撤装置与超声导管相连接并控制超声导管的移动。在本公开中,在超声导管中设置有超声换能器和巴伦耦合器,通过超声换能器采集血管信息产生电信号,巴伦耦合器对电信号进行处理获得抗干扰能力强的差分信号,差分信号经回撤装置和主机处理获得质量提高的超声图像。



1. 一种血管内超声系统,其特征在于,  
包括:

主机,其具有信号处理模块;

超声导管,其具有内腔,所述超声导管具有靠近所述主机的近端部分和远离所述主机的远端部分,所述超声导管包括设置在所述远端部分的超声换能器和与所述超声换能器连接的巴伦耦合器,所述超声换能器发射和接收超声信号并转换成电信号,所述巴伦耦合器接收所述电信号并转换成差分信号;以及

回撤装置,其受所述主机的控制,所述回撤装置与所述超声导管相连接并控制所述超声导管。

2. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述回撤装置还包括信号预处理模块,所述差分信号通过平衡传输线传送给所述回撤装置并由信号预处理模块进行预处理以获得超声图像信号。

3. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述巴伦耦合器与所述超声换能器集成在一个基板上。

4. 根据权利要求1或3所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述超声换能器为形成在陶瓷基底的压电陶瓷换能器,并且所述巴伦耦合器通过刻蚀形成在所述陶瓷基底。

5. 根据权利要求1所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述超声换能器与所述巴伦耦合器分离设置,并且所述超声换能器与所述巴伦耦合器相比更接近所述远端部分的端部。

6. 根据权利要求2所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述超声导管还包括与所述回撤装置连接的传动轴,所述平衡传输线沿着所述传动轴布置。

7. 根据权利要求3所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述巴伦耦合器与所述超声换能器通过MEMS工艺集成在一个基板上。

8. 根据权利要求1或3所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述超声换能器和所述巴伦耦合器设置在所述内腔内。

9. 根据权利要求2所述的血管内超声系统,其特征在于:

所述超声图像信号经传输导线传送到所述主机并由所述信号处理模块处理获得图像信号。

## 血管内超声系统

### 技术领域

[0001] 本公开具体涉及一种血管内超声系统。

### 背景技术

[0002] 血管内超声系统(Intravascular Ultrasound, IVUS)是指利用超声技术和介入式导管技术在血管内进行超声成像的系统。这种技术主要是通过介入式导管将微型化的超声换能器置于血管内的特定位置,在超声换能器回撤时,超声换能器产生超声信号,超声信号在人体组织内传播并被反射,并将接收的回波信号转化为电信号,接着,血管内超声系统的图像处理单元对电信号进行处理并显示,从而得到血管内的目标区域的内腔和管壁的图像信息。

[0003] 但超声信号在在人体组织中传播时衰减的非常快,例如,超声换能器发射的超声信号的频率可以为40MHZ,在血管内超声信号衰减的速率可以为0.7dB/MHZ • cm。因此超声换能器接收的经反射的超声信号衰减的非常严重,在这种情况下,超声换能器产生的电信号的强度很弱(即电信号非常微弱)。若直接将产生的电信号通过连接导线传送给回撤装置,很容易受到外界干扰。例如连接导线的长度可以为1.6~2m,电信号在连接导线中传输很容易受到外界干扰产生较强的干扰信号,由此会使血管内超声系统的信噪比减小,使最终产生的超声图像的质量变差。

### 发明内容

[0004] 本公开是有鉴于上述的状况而提出的,其目的在于提供一种能够提高超声图像质量的血管内超声系统。

[0005] 为此,本公开提供了一种血管内超声系统,包括:主机,其具有信号处理模块;超声导管,其具有内腔,所述超声导管具有靠近所述主机的近端部分和远离所述主机的远端部分,所述超声导管包括设置在所述远端部分的超声换能器和与所述超声换能器连接的巴伦耦合器,所述超声换能器发射和接收超声信号并转换成电信号,所述巴伦耦合器接收所述电信号并转换成差分信号;以及回撤装置,其受所述主机的控制,所述回撤装置与所述超声导管相连接并控制所述超声导管。

[0006] 在本公开中,在超声导管中设置有超声换能器和巴伦耦合器,通过超声换能器采集血管信息产生电信号,巴伦耦合器对电信号进行处理获得抗干扰能力强的差分信号,差分信号经主机和回撤装置处理获得超声图像例如血管内的内腔和内壁的图像。由此能够提高超声图像质量。

[0007] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述回撤装置还包括信号预处理模块,所述差分信号通过平衡传输线传送给所述回撤装置并由信号预处理模块进行预处理以获得超声图像信号。在这种情况下,能够对差分信号进行预处理获得超声图像信号,便于后续主机对其进行处理。

[0008] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述巴伦耦合器与所述超声换能器集

成在一个基板上。在这种情况下,能够减少巴伦耦合器对超声导管的影响。

[0009] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述超声换能器为形成在陶瓷基底的压电陶瓷换能器,并且所述巴伦耦合器通过刻蚀形成在所述陶瓷基底。由此,能够减少超声导管的刚性部分。

[0010] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述超声换能器与所述巴伦耦合器分离设置,并且所述超声换能器与所述巴伦耦合器相比更接近所述远端部分的端部。由此,能够使超声换能器更好的工作。

[0011] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述超声导管还包括与所述回撤装置连接的传动轴,所述平衡传输线沿着所述传动轴布置。由此,能够更好地传送差分信号,能够减小平衡传输线对传动轴的影响。

[0012] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述巴伦耦合器与所述超声换能器通过MEMS工艺集成在一个基板上。在这种情况下,能够更好地将巴伦耦合器和超声换能器集成在一起。

[0013] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述超声换能器和所述巴伦耦合器设置在所述内腔内。由此,能够通过内腔推送至目标区域。

[0014] 本公开所涉及血管内超声系统中,可选地,所述超声图像信号经传输导线传送到所述主机并由所述信号处理模块处理获得图像信号。由此,能够使主机获得图像信号进而呈现出超声图像。

[0015] 根据本发明,能够提供一种能够提高超声图像质量的血管内超声系统。

## 附图说明

[0016] 图1是示出了本公开的示例所涉及的血管内超声系统的结构示意图。

[0017] 图2是示出了本公开的示例所涉及的超声导管的结构示意图。

[0018] 图3是示出了本公开的示例所涉及的超声导管的局部示意图。

[0019] 图4是示出了本公开的示例所涉及的回撤装置的结构示意图。

[0020] 图5是示出了本公开的示例所涉及的主机的结构示意图。

[0021] 图6是示出了本公开的示例所涉及的血管内超声系统的工作流程示意图。

## 具体实施方式

[0022] 以下,参考附图,详细地说明本公开的优选实施方式。在下面的说明中,对于相同的部件赋予相同的符号,省略重复的说明。另外,附图只是示意性的图,部件相互之间的尺寸的比例或者部件的形状等可以与实际的不同。

[0023] 另外,在本公开的下面描述中涉及的小标题等并不是为了限制本公开的内容或范围,其仅仅是作为阅读的提示作用。这样的小标题既不能理解为用于分割文章的内容,也不应将小标题下的内容仅仅限制在小标题的范围内。

[0024] 本公开提供一种血管内超声系统。在本公开中,能够将超声换能器产生的电信号转换为差分信号进而减小外界干扰的影响,能够改善最终产生的超声图像的质量。以下结合附图进行详细描述本公开。

[0025] 图1是示出了本公开的示例所涉及的血管内超声系统1的结构示意图。本公开所涉

及的血管内超声系统1可以利用超声技术和介入式导管技术在血管内进行血管信息采集，最终产生超声图像。在本公开中，血管内超声系统1有时也称为“超声系统1”。

[0026] 在一些示例中，如图1所示，血管内超声系统1可以包括超声导管10、回撤装置20和主机30。

[0027] 在一些示例中，在血管内超声系统1工作时，超声导管10可以置于体内的血管内的目标区域，而回撤装置20和主机30在体外。医生等可以通过将血管内超声系统1的超声导管10送至人体血管的病变区域（也称“血管内的目标区域”）例如狭窄处，并在该病变区域执行回撤操作的同时采集血管信息，从而能够获得该病变区域的成像信息（即差分信号）并传送给回撤装置20。回撤装置20可以对成像信息进行预处理并传送给主机30，主机30可以对预处理过的成像信息（即超声图像信号）再次进行处理获得图像信号从而基于图像信号在主机30（例如屏幕）上显示超声图像例如血管内的内腔和内壁的图像。

[0028] （超声导管10）

[0029] 图2是示出了本公开的示例所涉及的超声导管10的结构示意图。图3是示出了本公开的示例所涉及的超声导管10的局部示意图。

[0030] 在一些示例中，如图2所示，超声导管10可以具有靠近主机30（稍后描述）的近端部分10A和远离主机30的远端部分10B。超声导管10可以包括鞘管100、传感部110、传动轴120和连接导线130。在本公开中，鞘管100具有内腔101，传动轴120可以与传感部110连接，传感部110可以随传动轴120沿着鞘管100的内腔101滑动（也称“移动”）。连接导线130可以沿着传动轴120布置，并将由传感部110获得的成像信息传递到体外。

[0031] 在一些示例中，鞘管100可以呈细长管状。鞘管100可以具有近端部分10A，以及远端部分10B。在一些示例中，鞘管100的横截面可以为圆形状。由此，可以最大程度的减少鞘管100与血管之间的摩擦，进而减小血管损伤的风险。在一些示例中，鞘管100作为超声导管10的最外层，可以起到具有保护和支撑的作用。

[0032] 在一些示例中，鞘管100的制造材料可以具有良好的生物兼容性、可靠的挠性、良好的耐腐蚀和抗血栓性能。例如可以是聚合物或复合材料。在这种情况下，能够让超声导管10更加安全地置于体内的血管内，减少其他不良症状的发生。在一些示例中，鞘管100的远端部分10B的制作材料的声阻抗可以和血液的声阻抗相近。在这种情况下，能够在一定程度上减少超声波的衰减，由此能够改善超声图像的质量。

[0033] 在一些示例中，鞘管100的外壁还可以覆盖有涂层（未图示）。涂层例如可以包括无机涂层、天然高分子涂层、合成高分子涂层或药物涂层中的至少一种。

[0034] 在一些示例中，鞘管100可以具有内腔101。由此，传动轴120、传感部110和连接导线130能够设置在内腔101。在这种情况下，能够在鞘管100的内腔101内完成对血管内的血管信息的采集，即最终能够获得成像信息，由此能够更好地保护血管，减小对血管的影响。

[0035] 在另一些示例中，鞘管100的近端部分10A可以由刚度较大的材料制成。由此，能够提高鞘管100的稳定性，便于操作。在另一些示例中，鞘管100的刚度可以由远端部分10B至近端部分10A逐渐增大。由此，能够减少发生折断的可能性。

[0036] 在一些示例中，鞘管100的内径可以大于或等于传感部110的外径。由此，传感部110能够在鞘管100内顺利进行旋转或移动。

[0037] 在一些示例中，如图2所示，超声导管10可以包括传动轴120，传动轴120可以设置

在内腔101中。在一些示例中,传动轴120具有可挠性。在这种情况下,传动轴120能够与鞘管100适应在弯曲的血管内行进,由此,能够降低传动轴120发生损坏的可能性。

[0038] 在一些示例中,位于超声导管10的近端部分10A的传动轴120可以具有与回撤装置20连接的接口(未图示)。在一些示例中,与回撤系统20连接的接口可以采用机械式结构。例如,机械式结构接口可以是卡扣式、螺接式、承插连接式、沟槽连接式等。

[0039] 在一些示例中,位于超声导管10的远端部分10B的传动轴120可以与传感部110连接,回撤装置20可以通过控制传动轴120使传感部110回撤,传感部110在回撤时,需要高速旋转,传动轴120可以用以承受回撤装置20施加的扭转力。在一些示例中,传动轴120可以在鞘管100内旋转和相对于鞘管100移动,在这种情况下,鞘管100可以保持静止不发生旋转和移动,因此能够减小对血管的损坏。

[0040] 在一些示例中,位于超声导管10的近端部分10A的传动轴120可以与回撤装置20连接。

[0041] 在一些示例中,传动轴120可以具有内部腔体。在一些示例中,连接导线130可以设置在内部腔体并经由内部腔体连接至体外。在这种情况下,可以抑制超声导管10的尺寸进一步增大。

[0042] 在一些示例中,如图2所示,超声导管10可以包括连接导线130。在一些示例中,连接导线130可以包括输入导线和平衡传输线(参考图4)。连接导线130可以沿着传动轴120布置并连接回撤装置20和传感部110。由此,能够更好地传送差分信号,能够减小平衡传输线对传动轴120的影响。

[0043] 在一些示例中,来自回撤装置20的激励信号可以通过输入导线传送给传感部110(稍后描述)。在一些示例中,传感部110产生的图像信息可以通过平衡传输线传送给回撤装置20(稍后描述)。

[0044] 在一些示例中,沿传动轴120布置的连接导线130的材料没有特别限制,可以具有良好的柔韧性,以适应传动轴120在各种血管条件下的旋转运动。另外,连接导线130可以具有屏蔽功能,在一些示例中,可以通过合适的导线缠绕方式或增加屏蔽物理层来实现。在这种情况下,可以减弱在传输过程中受到的外界干扰,能够改善最终主机30产生的超声图像的质量。

[0045] 在一些示例中,如图2所示,超声导管10可以包括传感部110。传感部110可以设置在超声导管10的远端部分10B,传感部110可以与传动轴120连接。传感部110与传动轴120相比更接近超声导管10的远端部分10B的端部。在一些示例中,传感部110可以设置在内腔101。由此,能够通过内腔推送至目标区域。

[0046] 在一些示例中,传感部110可以沿近端部分10A至远端部分10B呈逐缩状。由此,可以在装配过程中便于传感部110进入鞘管100。

[0047] 在一些示例中,传感部110可以在传动轴120的旋转驱动下高速旋转。例如传感部110的转速可以是1800转/分,以完成360度动态血管截面扫描。传感部110中超声换能器111发射的超声信号的频率一般为20~40MHz,轴向分辨力可达80 $\mu$ m,侧向分辨力可达200 $\mu$ m。

[0048] 在一些示例中,传感部110的形状没有特别限制,例如,传感部110的截面可以为圆形。由此,能够便于传感部110在鞘管100内旋转和相对于鞘管100移动,并且能够减小对鞘管100的影响。在这种情况下,鞘管100可以不发生旋转和移动。

[0049] 在一些示例中,如图2所示,传感部110可以包括超声换能器111和巴伦耦合器112。在一些示例中,超声换能器111可以和巴伦耦合器112连接。在一些示例中,超声换能器111与巴伦耦合器112相比更接近超声导管10的远端部分10B的端部。由此,能够减小巴伦耦合器112对超声换能器111的影响,能够使超声换能器111更好的工作。

[0050] 在一些示例中,超声换能器111可以接收输入导线传送的激励信号。超声换能器111可以将接收的激励信号转换为超声信号,即超声换能器111可以向血管内的当前位置发射超声波。在一些示例中,超声信号可以通过鞘管100到达血管内的当前位置的内壁,超声信号可以被血管的内壁反射进而被超声换能器111接收并进行处理获得电信号。

[0051] 在一些示例中,超声换能器111可以将接收到的反射的超声信号转换为电信号并传送给巴伦耦合器112,巴伦耦合器112可以将接收到的电信号转换为差分信号,即可以反映血管病变情况的成像信息。

[0052] 在一些示例中,巴伦耦合器112可以为一种三端口器件,超声换能器111可以和巴伦耦合器112的单端端口相连。在一些示例中,巴伦耦合器112的两个平衡端口可以和连接导线130相连。在一些示例中,超声换能器111可以将获得的电信号通过单端端口传送给巴伦耦合器112,巴伦耦合器112可以接收电信号并将其转换为差分信号(例如差分信号a和差分信号b),巴伦耦合器112可以将获得的差分信号经两个平衡端口通过连接导线130传送到体外。

[0053] 在一些示例中,巴伦耦合器112可以产生差分信号,包括差分信号a和差分信号b。在一些示例中,差分信号a和差分信号b的频率可以相同。在一些示例中,差分信号a和差分信号b可以经平衡传输线传送给回撤装置20中的信号预处理模块。差分信号a和差分信号b在平衡传输线进行传送的过程中会受到外界干扰从而可以产生近乎相同的干扰信号。在一些示例中,受到外界干扰的差分信号a和差分信号b在信号预处理模块中进行预处理可以获得干扰信号十分微弱的超声图像信号。在这种情况下,可以将超声换能器111产生的电信号转换为抗干扰能力强的差分信号,最终可以使主机30产生的超声图像的质量提高。

[0054] 在一些示例中,巴伦耦合器112的尺寸可以具有与超声换能器111相匹配的尺寸。例如,巴伦耦合器112的尺寸可以不大于超声换能器111的尺寸。在这种情况下,能够减小超声导管10的尺寸。在另一些示例中,巴伦耦合器112的尺寸可以大于超声换能器111的尺寸。

[0055] 在一些示例中,巴伦耦合器112的带宽可以和超声换能器111的带宽匹配。在一些示例中,巴伦耦合器112的带宽可以大于超声换能器111的带宽。例如,中心频率为40MHz的超声换能器111,巴伦耦合器112的带宽可以为20MHz~60MHz。由此能够使巴伦耦合器112能够更好地工作。

[0056] 在一些示例中,巴伦耦合器112的阻抗可以与超声换能器111匹配。在一些示例中,巴伦耦合器112的阻抗可以约为500 $\Omega$ 。

[0057] 在本实施方式中,在一些示例中,巴伦耦合器112可以由铜丝线圈制成。

[0058] 在一些示例中,巴伦耦合器112可以与连接导线130连接。在一些示例中,巴伦耦合器112产生的差分信号可以经平衡传输线传送给回撤装置20。

[0059] 在一些示例中,超声换能器111可以和巴伦耦合器112分离设置。在这种情况下,可以将超声换能器111产生的电信号转换为差分信号。

[0060] 在一些示例中,巴伦耦合器112可以与超声换能器111集成在一个基板上。在一些

示例中,超声换能器111可以采用半导体工艺制作,巴伦耦合器112可以直接和超声换能器111集成在一个基板上。例如超声换能器111可以为MEMS超声换能器(例如电容式微机械超声换能器(CMUT)超声换能器或压电式微加工超声换能器(PMUT)超声换能器),此时,巴伦耦合器112与超声换能器112可以通过MEMS工艺直接集成在一个基板上。

[0061] 另外,在一些示例中,巴伦耦合器112也可以直接和超声换能器111集成到一个芯片上。在这种情况下,能够减少巴伦耦合器112对超声导管10的影响,例如能够减少超声导管10的刚性部分,可以减小对超声导管10的柔性的影响,并且能够减小传感部110的体积,能够减小超声导管10的尺寸。

[0062] 在一些示例中,超声换能器111可以为形成在陶瓷基底的压电陶瓷换能器,巴伦耦合器112可以通过刻蚀的方式形成在陶瓷基底。在一些示例中,巴伦耦合器112可以通过绕线的方式形成在陶瓷基底。在这种情况下,能够减少超声导管10的刚性部分,可以减小对超声导管10的柔性的影响,并且能够减小传感部110的体积,可以减小超声导管10的尺寸。

[0063] (回撤装置20)

[0064] 图4是示出了本公开的示例所涉及的回撤装置20的结构示意图。

[0065] 在一些示例中,如图1所示,超声系统1可以包括回撤装置20。回撤装置20可以和超声导管10连接。回撤装置20可以设置在体外。

[0066] 在一些示例中,如图4所示,回撤装置20可以包括驱动模块200,激励模块210和信号预处理模块220。

[0067] 在一些示例中,回撤装置20可以和超声导管10中的传动轴120连接。如图1所示,回撤装置20可以具有与传动轴120的近端部120A的接口相匹配的端口201。回撤装置20可以通过端口201和传动轴120连接。在一些示例中,回撤装置20中的驱动模块200可以包括端口201,驱动模块200可以控制传动轴120在鞘管100内的旋转和相对于鞘管100的移动。在一些示例中,驱动模块200可以受主机30的控制。在这种情况下,主机30可以通过控制驱动模块200进而控制传动轴120在鞘管100内的旋转和移动,并且主机30可以对传动轴120旋转和移动的速率加以控制。

[0068] 在一些示例中,沿着传动轴120布置的连接导线130可以通过端口201与回撤装置20连接。例如,输入导线可以和回撤装置20中的激励模块210连接,平衡传输线可以和回撤装置20中的信号预处理模块220连接。在这种情况下,能够使回撤装置20更好地工作,能够便于回撤装置20获得成像信息。

[0069] 在一些示例中,回撤装置20中的激励模块210可以产生激励信号并通过输入导线传送给传感部110。在一些示例中,激励模块210可以受主机30的控制。

[0070] 在一些示例中,回撤装置20中的信号预处理模块220可以通过平衡传输线接收传感部110产生的差分信号。信号预处理模块220可以将接收的差分信号进行预处理获得超声图像信号。例如巴伦耦合器112可以产生差分信号,差分信号可以包括差分信号a和差分信号b。在一些示例中,差分信号a和差分信号b的频率可以相同。在一些示例中,差分信号a和差分信号b可以经平衡传输线传送给回撤装置20中的信号预处理模块220。差分信号a和差分信号b在平衡传输线进行传送的过程中会受到外界干扰从而可以产生近乎相同的干扰信号。在一些示例中,受到外界干扰的差分信号a和差分信号b在信号预处理模块220中进行预处理可以获得干扰信号十分微弱的超声图像信号。在这种情况下,能够对差分信号进行预



处理获得超声图像信号,能够减小外界干扰产生的干扰信号,能够便于后续主机30对超声图像信号进行处理。由此,将超声换能器111产生的电信号转换为差分信号能够提高成像信息的抗干扰能力,减弱外界干扰的影响,能够增加超声系统1的信噪比。

[0071] 在一些示例中,回撤装置20产生的超声图像信号可以通过传输导线传送到主机30并由主机30中的信号处理模块320进行处理获得图像信号。由此,能够使主机30获得图像信号进而呈现出超声图像。

[0072] (主机30)

[0073] 图5是示出了本公开的示例所涉及的主机30的结构示意图。

[0074] 在一些示例中,如图1所示,超声系统1可以包括主机30。主机30可以和回撤装置20连接。在一些示例中,主机30可以通过传输导线和回撤装置20连接。

[0075] 在一些示例中,如图5所示,主机30可以包括控制模块310和信号处理模块320。

[0076] 在一些示例中,控制模块310可以通过传输导线向回撤装置20中的激励模块210和驱动模块200发送信号指令,从而控制回撤装置20工作进而控制超声导管10工作(稍后详细描述)。

[0077] 在一些示例中,信号处理模块320可以通过传输导线接收回撤装置20中信号预处理模块220产生的超声图像信号并进行处理获得图像信号。主机30可以基于图像信号在主机30(例如屏幕)上显示超声图像例如血管内的内腔和内壁的图像。

[0078] 图6是示出了本公开的示例所涉及的血管内超声系统1的工作流程示意图。

[0079] 在本实施方式中,如图6所示,血管内超声系统1的工作流程包括以下步骤:主机30控制回撤装置20工作进而控制超声导管10对血管内的目标区域采集血管信息(步骤S10);超声导管10获得成像信息(步骤S20);回撤装置20接收成像信息并进行处理获得超声图像信号(步骤S30);主机30接收超声图像信号并处理(步骤S40)。

[0080] 在步骤S10中,主机30中的控制模块310可以通过传输导线向回撤装置20中的激励模块210和驱动模块200发送信号指令,从而控制回撤装置20工作进而控制超声导管10工作。

[0081] 在一些示例中,主机30中的控制模块310可以控制回撤装置20中的激励模块210产生激励信号,激励信号经输入导线传送到传感部110进而传送给超声换能器111,超声换能器111可以将接收的激励信号转换为超声信号,即超声换能器111可以向血管内的当前位置发射超声波。超声信号可以通过鞘管100到达血管内的当前位置的内壁,超声信号可以被血管的内壁反射进而被超声换能器111接收。在这种情况下,能够对血管内的当前位置的血管信息进行采集,便于后续获得当前位置的成像信息。

[0082] 在一些示例中,主机30中的控制模块310可以控制回撤装置20中的驱动模块200工作从而可以控制与回撤装置20连接的传动轴120在鞘管100内的以一定的速率旋转和相对于鞘管100的移动例如回撤等。在这种情况下,鞘管100可以保持静止,不会在血管内发生旋转或移动,由此能够减小对血管的损坏。在一些示例中,主机30可以对传动轴120旋转和移动的速率加以控制,传动轴120旋转的速率可以和传动轴120移动的速率相匹配。在这种情况下,可以控制超声换能器111更好地完成对血管内的目标区域的血管信息的采集,并能够有助于采集完整的血管信息。

[0083] 在步骤S20中,超声导管10可以通过传感部110获得成像信息。

[0084] 在一些示例中,超声换能器111可以将接收到的反射的超声信号转换为电信号进而传送给巴伦耦合器112,巴伦耦合器112可以将接收到的电信号转换为差分信号,即可以反映血管病变情况的成像信息。在这种情况下,可以获得成像信息。

[0085] 在步骤S30中,回撤装置20可以通过连接导线130获得成像信息并进行处理。

[0086] 在一些示例中,巴伦耦合器112产生的差分信号可以经平衡传输线传送给回撤装置20中的信号预处理模块220。信号预处理模块220可以将接收的差分信号进行预处理获得超声图像信号。

[0087] 在步骤S40中,主机30可以通过传输导线获得超声图像信号并进行处理,最终可以产生超声图像。

[0088] 在一些示例中,主机30可以通过传输导线接收信号预处理模块220产生的超声图像信号并由信号处理模块320进行处理获得图像信号,进而在主机30(例如屏幕)上显示超声图像。在一些示例中,超声图像可以为血管内的内腔和内壁的图像。

[0089] 虽然以上结合附图和实施例对本公开进行了具体说明,但是可以理解,上述说明不以任何形式限制本公开。本领域技术人员在不偏离本公开的实质精神和范围的情况下可以根据需要对本公开进行变形和变化,这些变形和变化均落入本公开的范围。

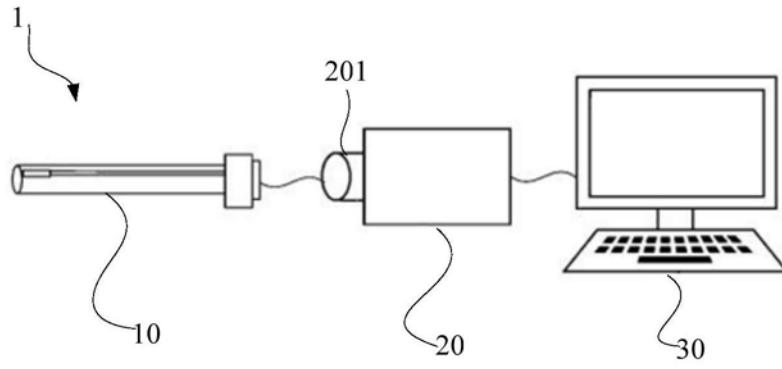


图1

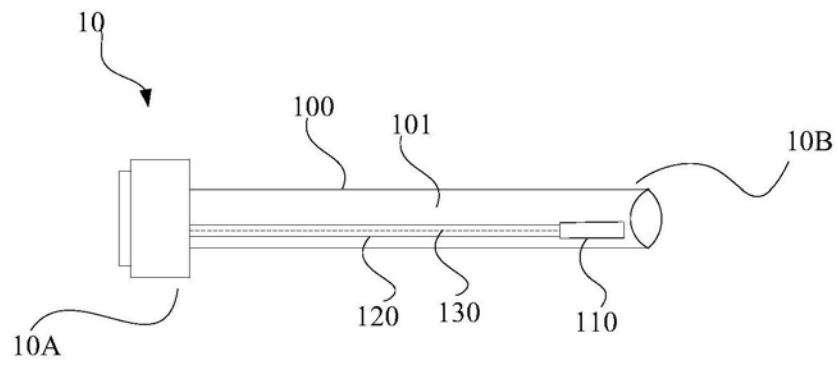


图2

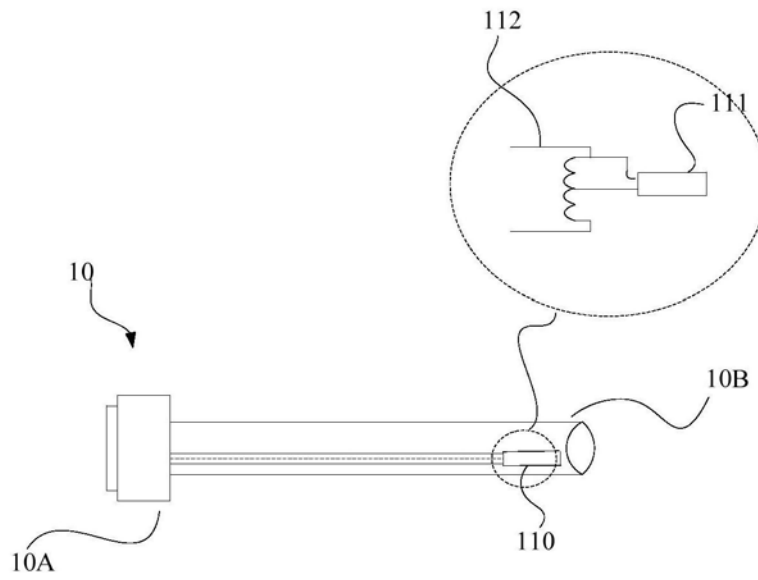


图3

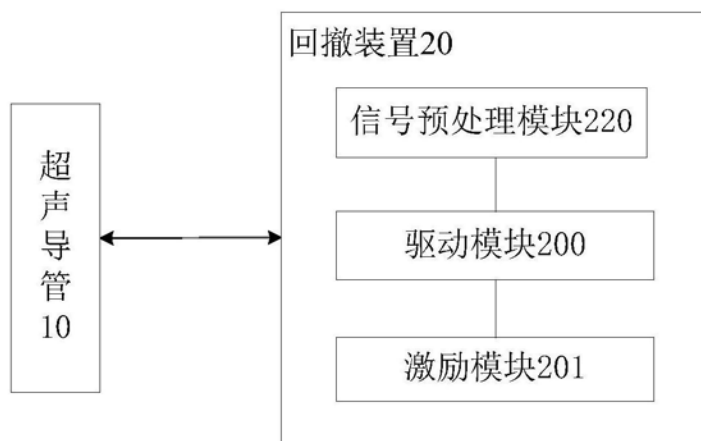


图4

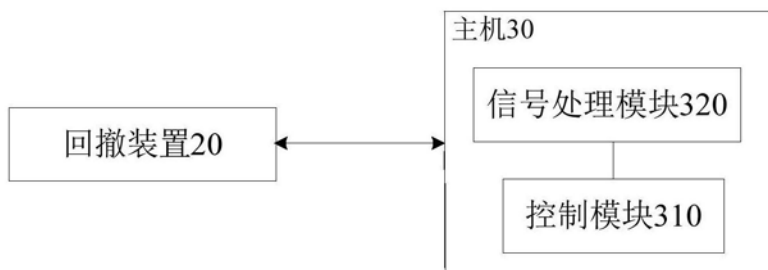


图5

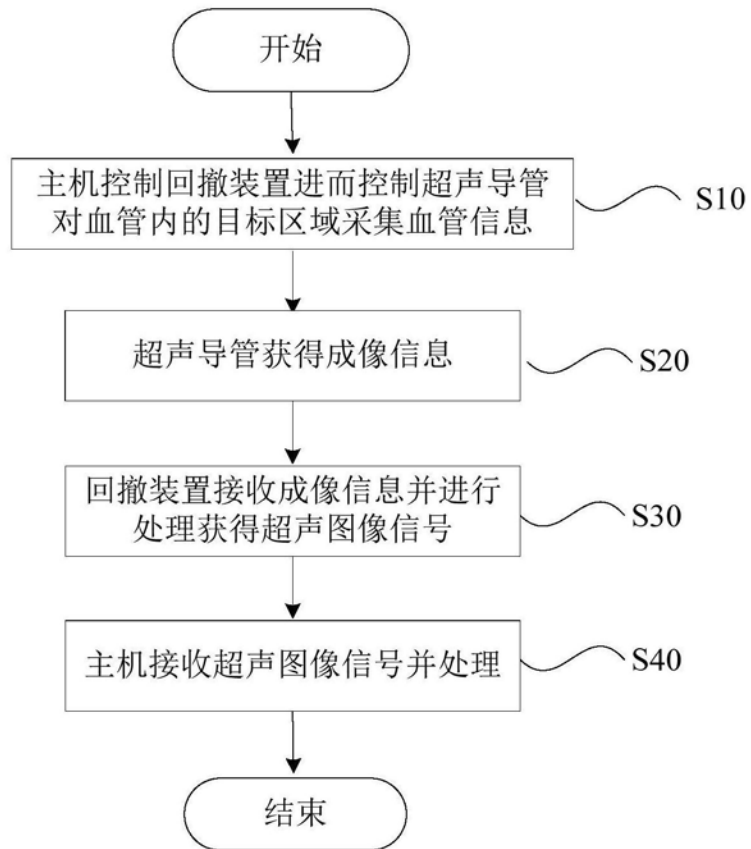


图6

专利名称(译)	血管内超声系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110882005A</a>	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201910838843.1	申请日	2019-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳北芯生命科技有限公司		
[标]发明人	丁成君 熊双涛 宋亮 陈丽丽		
发明人	丁成君 熊双涛 宋亮 陈丽丽		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/4444 A61B8/4494 A61B8/52		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本公开涉及一种血管内超声系统，其包括：主机，其具有信号处理模块；超声导管，其具有内腔，超声导管具有靠近主机的近端部分和远离主机的远端部分，超声导管包括设置在远端部分的超声换能器和与超声换能器连接的巴伦耦合器，超声换能器发射和接收超声信号并转换成电信号，巴伦耦合器接收电信号并转换成差分信号；以及回撤装置，其受主机的控制，回撤装置与超声导管相连接并控制超声导管的移动。在本公开中，在超声导管中设置有超声换能器和巴伦耦合器，通过超声换能器采集血管信息产生电信号，巴伦耦合器对电信号进行处理获得抗干扰能力强的差分信号，差分信号经回撤装置和主机处理获得质量提高的超声图像。

