



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 210962058 U

(45)授权公告日 2020.07.10

(21)申请号 201921456203.6

(22)申请日 2019.08.30

(73)专利权人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街道麻岭社区高新中区科技中2路1号深圳软件园(2期)12栋201、202

(72)发明人 赵传东

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事务所(普通合伙) 44285

代理人 王兆林

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

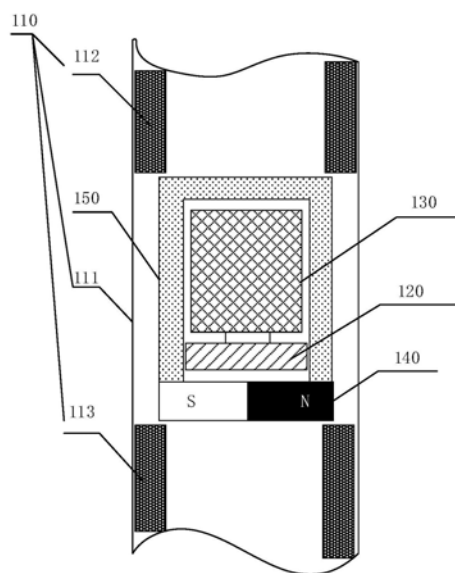
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)实用新型名称

一种血管内超声诊断系统

(57)摘要

本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括导管,导管内超声波换能器的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层、远离超声主机的远端部分的前嵌套层;在前嵌套层和后嵌套层之间设置有定位框,其中,定位框的最大宽度大于后嵌套层的内径和前嵌套层的内径,并在后嵌套层和前嵌套层之间旋转;定位框旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器,超声波换能器随着定位框旋转;定位框内还设置有磁驱动单元,磁驱动单元在外部变化磁场的驱动下带动定位框旋转。申请通过在前嵌套层和后嵌套层之间设置定位框实现磁驱动单元和超声波换能器的稳定的同步转动,且回波信号通过直线、无换向反射的方式被超声波换能器接收,增强了信号强度,提高诊断的准确性。



1. 一种血管内超声诊断系统,包括导管,其特征在于,包括:

导管内超声波换能器的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层、远离所述超声主机的远端部分的前嵌套层;

在所述前嵌套层和所述后嵌套层之间设置有定位框,其中,所述定位框的最大宽度大于所述后嵌套层的内径和所述前嵌套层的内径,并在所述后嵌套层和所述前嵌套层之间旋转;

所述定位框旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器,所述超声波换能器随着所述定位框旋转;

所述定位框内还设置有磁驱动单元,所述磁驱动单元在外部变化磁场的驱动下带动所述定位框旋转。

2. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述导管至少包括远离所述超声主机的第一段导管和靠近所述超声主机的第二段导管,其中,所述第一段导管容纳有所述后嵌套层与所述前嵌套层,其中,所述第二段导管的直径小于所述第一段导管的直径。

3. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,还包括:具有预设厚度的超声波增强腔,所述超声波增强腔设置在所述超声波换能器靠近所述定位框旋转轴的一侧,所述预设厚度是超声波波长的 $1/2$;

超声波增强体,所述超声波增强体设置在所述超声波增强腔远离所述超声波换能器的一侧。

4. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述后嵌套层外表面与所述前嵌套层外表面设置有润滑层。

5. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述磁驱动单元固定设置在所述定位框旋转轴一端的外部。

6. 根据权利要求5所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述磁驱动单元表面设置有润滑层。

7. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,还包括:

体外部分,所述体外部分包括交变磁场产生单元,用于产生与所述超声波换能器转动速度对应的交变磁场。

8. 根据权利要求7所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述导管内还容纳有:

高频共振收发单元,用于根据从所述体外部分接收到的电脉冲产生对应的激励脉冲,用于将超声回波信号转换为电信号,并向所述体外部分发射。

9. 根据权利要求8所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述体外部分还包括:

高频脉冲收发单元,用于向所述高频共振收发单元发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从所述高频共振收发单元返回的与所述超声回波信号对应的所述电信号。

10. 根据权利要求1至9任一项所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,还包括:

设置在所述后嵌套层与所述磁驱动单元之间的转速探测器,用于采集所述磁驱动单元的转速。

一种血管内超声诊断系统

技术领域

[0001] 本申请涉及血管内超声回波成像技术领域,特别涉及一种血管内超声诊断系统。

背景技术

[0002] 血管内超声 (IVUS) 技术,给心血管疾病的诊断和治疗带来了前所未有的方便和快速,极大的提升了对心血管狭窄程度及性质的判断结论准确率,使常规采用的支架修复治疗方案有了更加详细可靠的数据参数。尤其是血管内易损板块的成份组成、粥样硬化的严重程度等方面的优势,是其它方式的诊断技术无法达到的纵深效果。

[0003] 血管内超声诊断系统是采用一根1.6米左右的金属钢丝软管做驱动轴,从下肢插入体内血管,通过血管伸入到近心处。在体外末端用电机带动软丝驱动轴转动,由软丝驱动轴将转动传至另一端近心处的超声波换能器上,带动超声波换能器转动。同时做另一个电机带着驱动轴做回撤动作。为了不使转动中的软轴磨伤血管,整个软丝驱动轴装置在胶制导管内。血管内超声诊断系统具有传动轴,且整个转动部分工艺复杂,可靠性较差,因此,在进行超声波信号采集的过程中,可以采用永磁体驱动超声波换能器转动的方式,但是由于无轴转动且需要保持信号不断转动,因此采用了预设角度的声波反射器的方式来实现全方位的获取信号,但是易造成信号减弱,影响真实的病变信号效果。

[0004] 因此,如何提供一种解决上述技术问题的方案是本领域技术人员目前需要解决的问题。

实用新型内容

[0005] 本申请的目的是提供一种血管内超声诊断系统,能够提高转动的稳定性,增强了回波信号强度,改善了用户体验。其具体方案如下:

[0006] 本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括导管,导管内超声波换能器的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层、远离所述超声主机的远端部分的前嵌套层;

[0007] 在所述前嵌套层和所述后嵌套层之间设置有定位框,其中,所述定位框的最大宽度大于所述后嵌套层的内径和所述前嵌套层的内径,并在所述后嵌套层和所述前嵌套层之间旋转;

[0008] 所述定位框旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器,所述超声波换能器随着所述定位框旋转;

[0009] 所述定位框内还设置有磁驱动单元,所述磁驱动单元在外部变化磁场的驱动下带动所述定位框旋转。

[0010] 可选的,所述导管至少包括远离所述超声主机的第一段导管和靠近所述超声主机的第二段导管,其中,所述第一段导管容纳有所述后嵌套层与所述前嵌套层,其中,所述第二段导管的直径小于所述第一段导管的直径。

[0011] 可选的,还包括:具有预设厚度的超声波增强腔,所述超声波增强腔设置在所述超声波换能器靠近所述定位框旋转轴的一侧,所述预设厚度是超声波波长的1/2;

- [0012] 超声波增强体,所述超声波增强体设置在所述超声波增强腔远离所述超声波换能器的一侧。
- [0013] 可选的,所述后嵌套层外表面与所述前嵌套层外表面设置有润滑层。
- [0014] 可选的,所述磁驱动单元固定设置在所述定位框旋转轴一端的外部。
- [0015] 可选的,所述磁驱动单元表面设置有润滑层。
- [0016] 可选的,还包括:
- [0017] 体外部分,所述体外部分包括交变磁场产生单元,用于产生与所述超声波换能器转动速度对应的交变磁场。
- [0018] 可选的,所述导管内还容纳有:
- [0019] 高频共振收发单元,用于根据从所述体外部分接收到的电脉冲产生对应的激励脉冲,用于将超声回波信号转换为电信号,并向所述体外部分发射。
- [0020] 可选的,所述体外部分还包括:
- [0021] 高频脉冲收发单元,用于向所述高频共振收发单元发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从所述高频共振收发单元返回的与所述超声回波信号对应的所述电信号。
- [0022] 可选的,还包括:
- [0023] 设置在所述后嵌套层与所述磁驱动单元之间的转速探测器,用于采集所述磁驱动单元的转速。
- [0024] 本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括导管,导管内超声波换能器的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层、远离超声主机的远端部分的前嵌套层;在前嵌套层和后嵌套层之间设置有定位框,其中,定位框的最大宽度大于后嵌套层的内径和前嵌套层的内径,并在后嵌套层和前嵌套层之间旋转;定位框旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器,超声波换能器随着定位框旋转;定位框内还设置有磁驱动单元,磁驱动单元在外部变化磁场的驱动下带动定位框旋转。
- [0025] 可见,本申请通过在前嵌套层和后嵌套层之间设置定位框来实现磁驱动单元和超声波换能器的稳定的同步转动,定位框的最大宽度大于后嵌套层的内径和前嵌套层的内径,并在后嵌套层和前嵌套层之间旋转,保证磁驱动单元与超声波换能器之间稳定的同步转动,且回波信号通过直线、无换向反射的方式被超声波换能器接收,增强了信号强度,提高诊断的准确性。

附图说明

- [0026] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。
- [0027] 图1为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图;
- [0028] 图2为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的局部的侧切面结构示意图;
- [0029] 图3为本申请实施例提供的一种磁体的横向剖面图;
- [0030] 图4为本申请实施例提供的一种磁体的纵向剖面图;

- [0031] 图5为本申请实施例提供的一种磁体与对应的一组电磁线圈的结构简图；
- [0032] 图6为本申请实施例提供的另一种磁体与对应的一组电磁线圈的结构简图；
- [0033] 图7为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图；
- [0034] 图8为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的结构简图；
- [0035] 图9为本申请实施例提供的高频共振收发单元的结构示意图；
- [0036] 图10为本申请实施例提供的高频共振收发单元的原理示意图；
- [0037] 图11为本申请实施例提供的定位原理示意图。

具体实施方式

[0038] 为使本申请实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本申请实施例中的附图，对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本申请一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本申请保护的范围。

[0039] 请参考图1，图1为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图，包括：

[0040] 导管111；导管111内超声波换能器130的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层113、远离超声主机的远端部分的前嵌套层112；在前嵌套层112和后嵌套层113之间设置有定位框150，其中，定位框150的最大宽度大于后嵌套层113的内径和前嵌套层112的内径，并在后嵌套层113和前嵌套层112之间旋转；定位框150旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器130，超声波换能器130随着定位框150旋转；定位框150内还设置有磁驱动单元140，磁驱动单元140在外部变化磁场的驱动下带动定位框150旋转。

[0041] 本实施例应用于IVUS超声医疗设备中。本实施例不对导管111直径、长度和材料进行限定，只要是能够实现本实施例的目的即可。在一种可实现的实施方式中，导管111可以是一个直径均匀的结构。在另一种可实现的实施方式中，导管111至少包括远离超声主机的第一段导管和靠近超声主机的第二段导管，其中，第一段导管容纳有后嵌套层113与前嵌套层112，其中，第二段导管的直径小于第一段导管的直径。一般的，导管111的直径在2mm左右，由于有软丝传动轴进行控制超声波换能器进行旋转和软线进行信号传输时，由人体下肢插入血管中，并伸入对应病灶位置时，由于血液的流动性，当导管111的外径越大，越阻碍血液的流动，会增加人体心脏负担。第一段导管和第二段导管之间可拆卸，便于更换，第二段导管的直径与第一段导管的直径比的范围是 $1/7-1/5$ ，包括端点值。可见，当导管111插入被检体的血管内，由于导管111的分段结构，在靠近超声主机的第二段导管能够保证在测试正常进行的同时，不会阻碍血液流动，且不会增加心脏负担，减轻患者的痛苦，进而提高手术效果。

[0042] 后嵌套层113外表面与前嵌套层112外表面设置有润滑层。优选地，润滑层为石墨层。石墨有良好的润滑性能，并且不受环境的变化而影响，例如它能在水、油、空气、血液、各种溶液中良好的减小摩擦的表现；石墨的主要成份为碳，是人体必须元素，毒性小，摩擦掉的粉尘能很好的被身体吸收而无伤害；石墨性能稳定，能长时间保持不变质，或者少量变为二氧化碳，二氧化无毒副作用；部分石墨变为氧化物生成气体散发后，剩余的不影响润滑性能，在转动中能很快形成二维状态下的亏损面补充。优选地，润滑层通过蒸涂的方式进行涂

覆。当然,除了上述情况外的其他情况也可以在旋转部分和固定部分间涂有润滑层,以便减少摩擦。

[0043] 针对定位框150进行进一步阐述,定位框150的材质用户可自定义设置,只要定位框150的最大宽度大于后嵌套层113的内径和前嵌套层112的内径,并在后嵌套层113和前嵌套层112之间旋转即可。

[0044] 超声波换能器130固定设置在定位框150旋转轴一侧的外部,超声波换能器130可以随着定位框150旋转。超声波换能器130用于根据激励脉冲产生超声波,用于根据接收到的血管壁反射的超声回波产生对应的超声回波信号,回波信号通过直线、无换向反射的方式被超声波换能器接收,增强了信号强度。其中,超声波换能器130的收、发信号,可以利用电磁共振原理,通过无线传输技术实现,具体的,可以使用无线传输模块成品,也可使用自设计电路方式,本实施例不再进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。

[0045] 在一种可实现的具体实施方式中,请参考图2,图2为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的局部的侧切面结构示意图,其中,血管内超声诊断系统,还包括:具有预设厚度的超声波增强腔170,超声波增强腔170设置在超声波换能器130靠近定位框150旋转轴的一侧,预设厚度为超声波波长的 $1/2$,超声波增强体180设置在超声波增强腔远离超声波换能器130的一侧。超声增强腔170的预设厚度为 $1/2$ 超声波长,超声波换能器130经激励发出机械超声波后,会分成2部分。一部分直接辐射出去,形成超声波发射信号即超声波。另一部分向后射出,通过超声波增强腔170,到达超声波增强体180,再由超声波增强体180反射,二次通过超声波增强腔170,到达超声波换能器130,与下次的超声脉冲叠加在一起。因为超声增强腔170的厚度恰好为 $1/2$ 波长,因此超声波来、回两次通过超声波增强腔170后,到达超声波换能器130时,刚好与第二次的激励脉冲重合,根据声波叠加原理,同相两个超声波叠加后,强度是原来两超声波强度之和,有效的增强了超声波换能器130的发射功率。其中,高频共振收发单元120周围还设置有固定绝缘架160。可见,通过设置超声波增强腔和超声波增强体,增强了超声波换能器130的发射功率,提高了信号接收的强度,提高了获取血管组织图像的清晰度。

[0046] 磁驱动单元140固定设置在定位框150旋转轴一端的外部。磁驱动单元140用于在交变磁场中转动并驱动超声波换能器130同步转动。磁驱动单元140带动体内超声波换能器单元130在做360度转动,因此,血管壁反射的超声回波是直线、无换向反射的方式直接传至超声波换能器130接收,变成超声回波信号,以便超声回波图像可显示出截面血管组织的全方位真实的血管组织图像。进一步的,磁驱动单元140表面设置有润滑层,减少磁驱动单元140转动的摩擦力。具体的,磁驱动单元140包括磁体141,具体的磁体141可以是永磁体,也可以是普通的磁体,只要是能够实现本实施例的目的即可。磁体141个数可以是一个,也可以是多个。本申请不对磁驱动单元140的结构、形状、宽度、长度、进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可,磁驱动单元140与交变磁场产生单元220对应,磁驱动单元140也与定位单元210对应。

[0047] 针对磁驱动单元140包括一个磁体141,具体请参考图3和图4,图3为本申请实施例提供的一种磁体141的横向剖面图,图4为本申请实施例提供的一种磁体141的纵向剖面图,包括:磁体141,包裹在磁体141侧边的绝缘胶体142,磁体141的正负两级所在的平面均与转动轴垂直。进一步的,磁体141为圆柱状,圆柱轴心与转动轴心一致。可见,增大了磁体141的

面积,便于使超声波换能器130同步转动,便于实际控制。对应的,交变磁场产生单元220可以是设置一组电磁线圈,以便实现体内部分的磁驱动单元140的转动。本实施例不对交变磁场产生单元220中的电磁线圈的大小及个数进行限定,用户可根据实际需求进行设置。交变磁场产生单元220包括多个感应线圈。优选的,交变磁场产生单元220包括4个电磁线圈。

[0048] 针对磁驱动单元140是由多个磁体141以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成,堆叠方向沿着转动方向的轴向。本申请不对磁驱动单元140的结构、形状、宽度、长度和磁体141的个数及尺寸进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。磁体141的个数可以是2、6、10、12或者其他数量,只要是能够实现本实施例的目的即可。其中,磁驱动单元140是由12个磁体141,按照30度旋转堆叠而形成。其中,磁体141为饼状或者条状。针对不同的血管类型,磁驱动单元140可以不扩不同的数量的磁体141。当检测血管内壁病变时,磁驱动单元140的磁体141的数量大于第一预设阈值,由于血管内壁直径较大,此时磁驱动单元140的磁体141的个数为第一数量,对应的预设角度第一角度,以便在诊断过程中,磁驱动单元140驱动超声波换能器130稳定转动,提高信号接收的准确性,本实施例不对第一预设阈值进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。当检测微小血管的病变时,磁驱动单元140的磁体141的数量小于第二预设阈值,血管内壁的直径较小,为保证测试能够正常进行并且减少被诊体的血管异常感,阻碍血液的流动,会增加人体心脏负担,因此磁驱动单元140的磁体141的个数为第二数量,对应的预设角度为第二角度,本实施例不对第二预设阈值进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。其中,第一数量大于第二数量,第一角度小于第二角度,同时,可以理解的是,第一预设阈值大于第二预设阈值。

[0049] 当磁驱动单元140是由多个磁体141以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成,堆叠方向沿着转动方向的轴向时,对应的,交变磁场产生单元220包括多组电磁线圈221,多组电磁线圈221排列而成的交变磁场产生单元220,用于产生与超声波换能器130转动速度对应的交变磁场。其中,电磁线圈的组数与磁体个数对应,且当交变磁场产生单元220与磁驱动单元140的位置对应时每组电磁线圈221与每个磁体141的位置一一对应,以便每组电磁线圈221驱动对应的磁体同步转动。可以理解的是,当磁体的数量是n时,电磁线圈的组数也为n,且磁体和对应的一组电磁线圈的位置一一对应,以便实现每组电磁线圈221驱动对应的磁体同步转动。例如,当磁驱动单元140依次包括第1个磁体、第2个磁体、第3个磁体、第4个磁体、第5个磁体、第6个磁体时,交变磁场产生单元220依次包括第1组电磁线圈、第2组电磁线圈、第3组电磁线圈、第4组电磁线圈、第5组电磁线圈、第6组电磁线圈,其中,第1组电磁线圈驱动第1个磁体同步转动,第2组电磁线圈驱动第2个磁体同步转动,第3组电磁线圈驱动第3个磁体同步转动,第4组电磁线圈驱动第4个磁体同步转动,第5组电磁线圈驱动第5个磁体同步转动,第6组电磁线圈驱动第6个磁体同步转动。交变磁场产生单元220中的每组电磁线圈221包括一个电磁线圈,即每一个磁体141对应一组电磁线圈221,其中,一组电磁线圈221中的电磁线圈的数量是1个;具体请参考图5,图5为本申请实施例提供的一种磁体与对应的一组电磁线圈的结构简图。每组电磁线圈221包括多个线圈,且每组电磁线圈221中的多个线圈的排列方向与多组电磁线圈221的排列方向垂直。例如,每组电磁线圈221包括4个电磁线圈,此时,每一个磁体141对应4个电磁线圈。具体请参考图6,图6为本申请实施例提供的另一种磁体与对应的一组电磁线圈的结构简图。

[0050] 以磁驱动单元140包括多个磁体141为例,请参考图7和图8,图7为本申请实施例提

供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图,图8为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统的结构简图。血管内超声诊断系统,还包括:体外部分,体外部分包括交变磁场产生单元220,用于产生与超声波换能器130转动速度对应的交变磁场。

[0051] 对应的,导管111内还容纳有:高频共振收发单元120,用于根据从体外部分接收到的电脉冲产生对应的激励脉冲,用于将超声回波信号转换为电信号,并向体外部分发射。针对高频共振收发单元120,具体请参考图9和图10,图9为本申请实施例提供的高频共振收发单元的结构示意图,图10为本申请实施例提供的高频共振收发单元的原理示意图,包括:共振收发线圈121;与共振收发线圈121串联的共振谐振电容122;与共振收发线圈121和共振谐振电容122并联的潜布阻抗PCB123;潜布阻抗PCB123的两端连接超声波换能器130。其中,共振收发线圈121可以是50MHz共振收发线圈。

[0052] 体外部分还包括:高频脉冲收发单元230,用于向高频共振收发单元120发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从高频共振收发单元120返回的与超声回波信号对应的电信号。高频脉冲收发单元230用于向体内部分发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号。具体的,高频脉冲收发单元230包括超声收发模块、与超声收发模块连接的超声收发天线。高频脉冲收发单元230可以发射50MHz超声电波信号,功率约为600W(200V*3A),当然,也可以是其他强度的超声电波信号,用户可根据实际的病灶检查进行设置,本实施例不再进行限定。

[0053] 在一种可实现的实施方式中,体外部分还包括:定位单元210。由于定位单元210是实现体外部分的定位,优选地设置在边缘位置,以提高定位的准确性,由于交变磁场产生单元220控制电磁线圈产生对应的极性磁性,以驱动磁驱动单元140的转动,因此,优选地,设置在边缘位置,以提高控制磁驱动单元140转动的准确与高效性。定位单元210,用于实现定位体内单元的位置,定位单元210可使用磁敏感器件,也可以使用其他方式进行定位,本实施例不再进行限定定位单元210的数量,只要是能够实现本实施例的目的即可。例如,定位单元210包括前霍尔元件、后霍尔元件。通过设置前霍尔元件、后霍尔元件,实现高精度的定位。

[0054] 本实施例提供一种体外利用前霍尔元件、后霍尔元件进行定位的原理,应用于磁驱动单元包括多个磁体,具体请参考图11,图11为本申请实施例提供的定位原理示意图,具体包括:前霍尔元件211、后霍尔元件212,分别定位在交变磁场产生单元220的前后两端。在体外进行反复移动定位时,前霍尔元件211、后霍尔元件212,感应到了体内磁驱动单元140的磁场强度信号,交变磁场产生单元220送到超声主机,超声主机内算法系统,根据两个磁场自身感应到的强弱变化,以及前霍尔元件211、后霍尔元件212不同的强度差,确定交变磁场产生单元220是否已经准确对位在相应的磁体上。当技术人员反复移动体外交变磁场产生单元220达到准确定位时,主机立即给出配对成功信号,技术人员则马上将体外部分固定,此时可进行检查。

[0055] 在一种可实现的实施方式中,针对体外部分进行进一步阐述,体外部分还包括壳体,设置在壳体上的固定件,固定件用于当定位单元210定位完成后,固定体外单元于被诊断体上,在壳体内设置定位单元210,交变磁场控制单元、高频脉冲收发单元230、交变磁场产生单元220。本实施例不对壳体的大小和材料进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。优选地壳体外可包覆柔性材料,本实施例不对柔性体的形状、材料进行限定,只要能

够实现本实施例的目的即可。柔性体可以是方形、多边形、圆形、椭圆形中的任意一种,通过设置柔性体以便提高亲肤性,提高用户体验。本实施例不对固定件进行限定,只要是能够固定体外部分即可。当然,壳体上还可以包括把手和铰接臂,以便技术人员操作。可见,通过在壳体添加固定件来提高体外部分的可操作性。

[0056] 在一种可实现的实施方式中,体外部分还可以包括:设置在后嵌套层113与磁驱动单元140之间的转速探测器,用于采集磁驱动单元140的转速。通过采集磁驱动单元140的转速,来实现精准控制磁驱动单元140的转动,进而提高数据获取的准确性。

[0057] 在一种可实现的实施方式中,血管内超声诊断系统还包括:与体外部分连接的超声主机,超声主机包括控制单元,用于控制交变磁场产生单元220和/或高频脉冲收发单元230。可以理解的是,血管内超声诊断系统的体外部分与超声主机连接。超声主机与显示单元连接,技术人员利用体外部分接近被诊断体,然后根据定位单元210确定体内部分的磁驱动单元140的位置即用于实时显示体内部分与体外部分之间位置关系的图像,此时,在显示单元上显示对应的信号强度以便准确定位,此时,可使体外部分的交变磁场产生单元220对体内部分的磁驱动单元140达到高效的磁场驱动。超声主机发送转动指令至交变磁场产生单元220,以便交变磁场产生单元220产生交变磁场。可见,通过显示单元显示定位图片,便于技术人员通过血管组织图像进行调整直至定位到目标检测位置,以更真实显示血管组织图像,减少由于盲目移动造成的低效率。当超声波换能器130被激励脉冲激励后,发出同频率的超声波;并根据接收到的血管壁反射的超声回波产生对应的超声回波信号;高频共振收发单元120接收到超声回波信号,并将超声回波信号转换为电信号,并向体外部分发射。可知超声主机包括控制单元,控制单元控制交变磁场产生单元220、高频脉冲收发单元230中的任意一种或多种。

[0058] 本实施例提供的一种血管内超声诊断方式,具体包括:

[0059] 磁驱动单元140利用交变磁场实现超声波换能器130与超声共振收发单元120的同步转动;其中,磁驱动单元140是由多个磁体141以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成的磁驱动单元140;高频脉冲收发单元120向体内部分发射与超声波频率对应的电脉冲;高频共振收发单元120根据从体外部分接收到的电脉冲,产生对应的激励脉冲;超声波换能器130根据激励脉冲产生超声波;并根据接收到的血管壁反射的超声回波产生对应的超声回波信号;高频共振收发单元120接收到超声回波信号,并将超声回波信号转换为电信号,并向体外部分发射;高频脉冲收发单元230接收电信号。

[0060] 说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。对于实施例公开的装置而言,由于其与实施例公开的方法相对应,所以描述的比较简单,相关之处参见方法部分说明即可。

[0061] 专业人员还可以进一步意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、计算机软件或者二者的结合来实现,为了清楚地说明硬件和软件的可互换性,在上述说明中已经按照功能一般性地描述了各示例的组成及步骤。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0062] 结合本文中所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接用硬件、处理器执行的软件模块,或者二者的结合来实施。软件模块可以置于随机存储器(RAM)、内存、只读存储器(ROM)、电可编程ROM、电可擦除可编程ROM、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM、或技术领域内所公知的任意其它形式的存储介质中。

[0063] 以上对本申请所提供的一种血管内超声诊断系统进行了详细介绍。本文中应用了具体个例对本申请的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本申请的方法及其和心思想。应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请原理的前提下,还可以对本申请进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本申请权利要求要求的保护范围内。

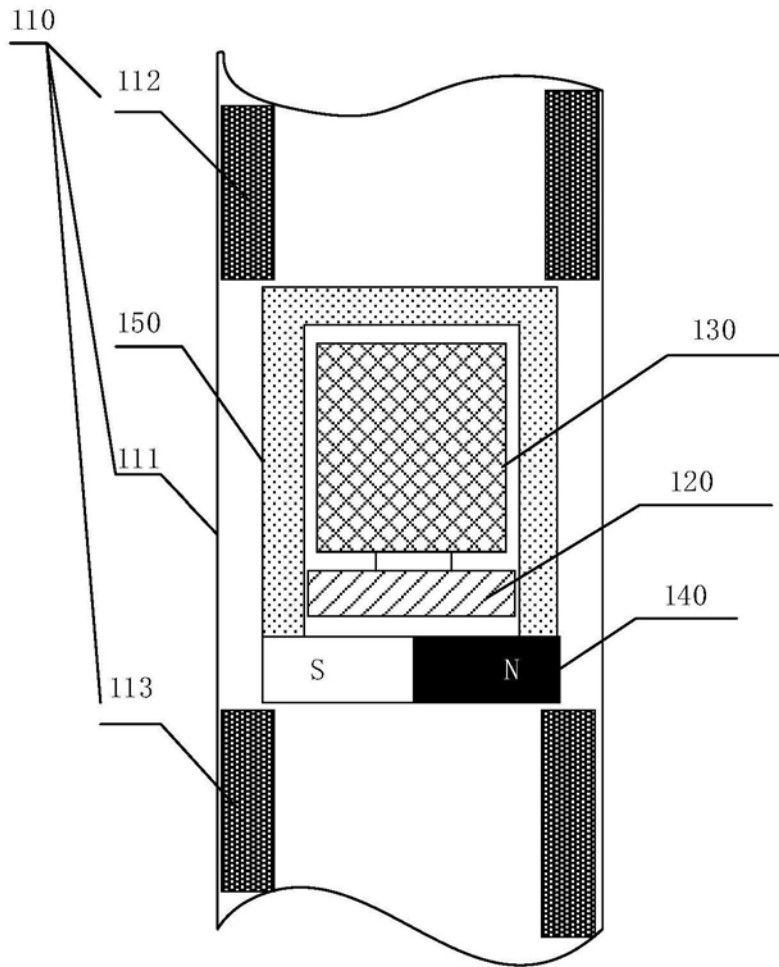


图1

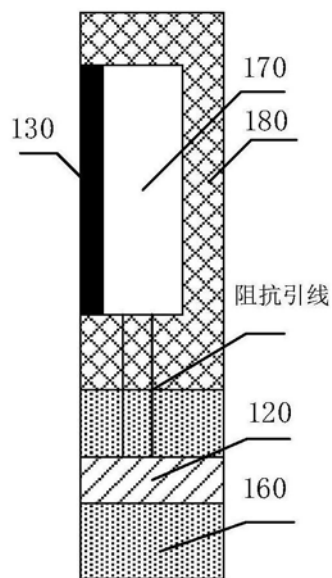


图2

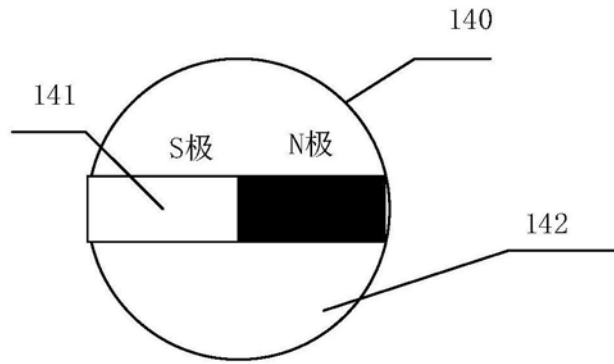


图3

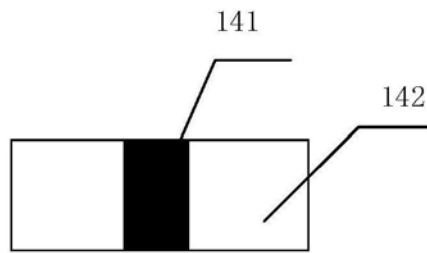


图4

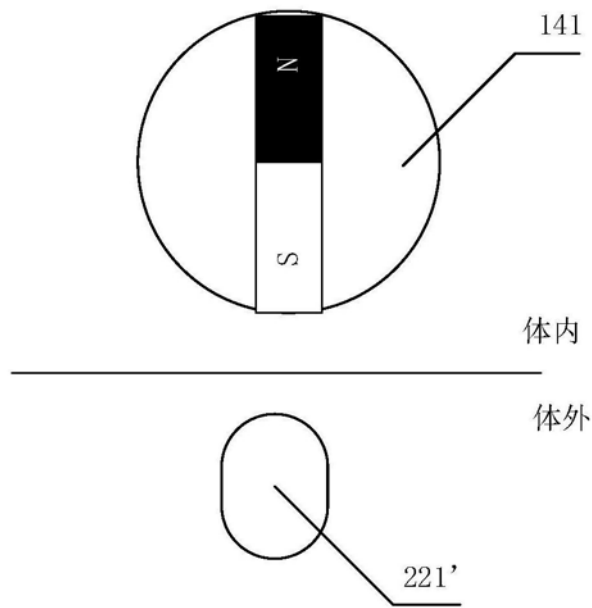


图5

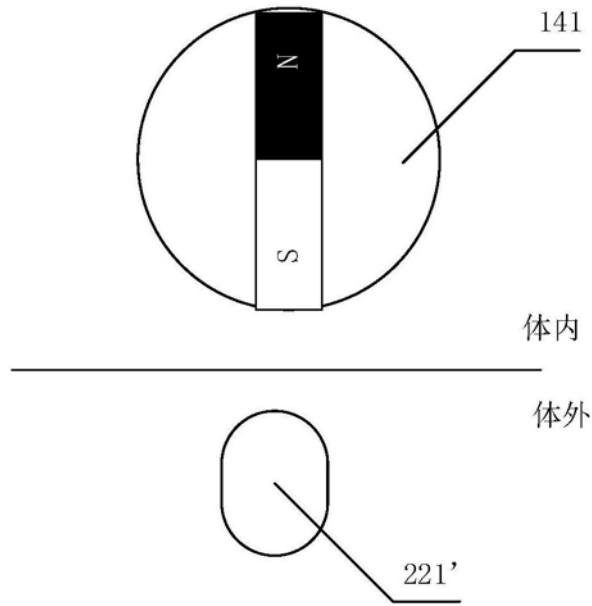


图6

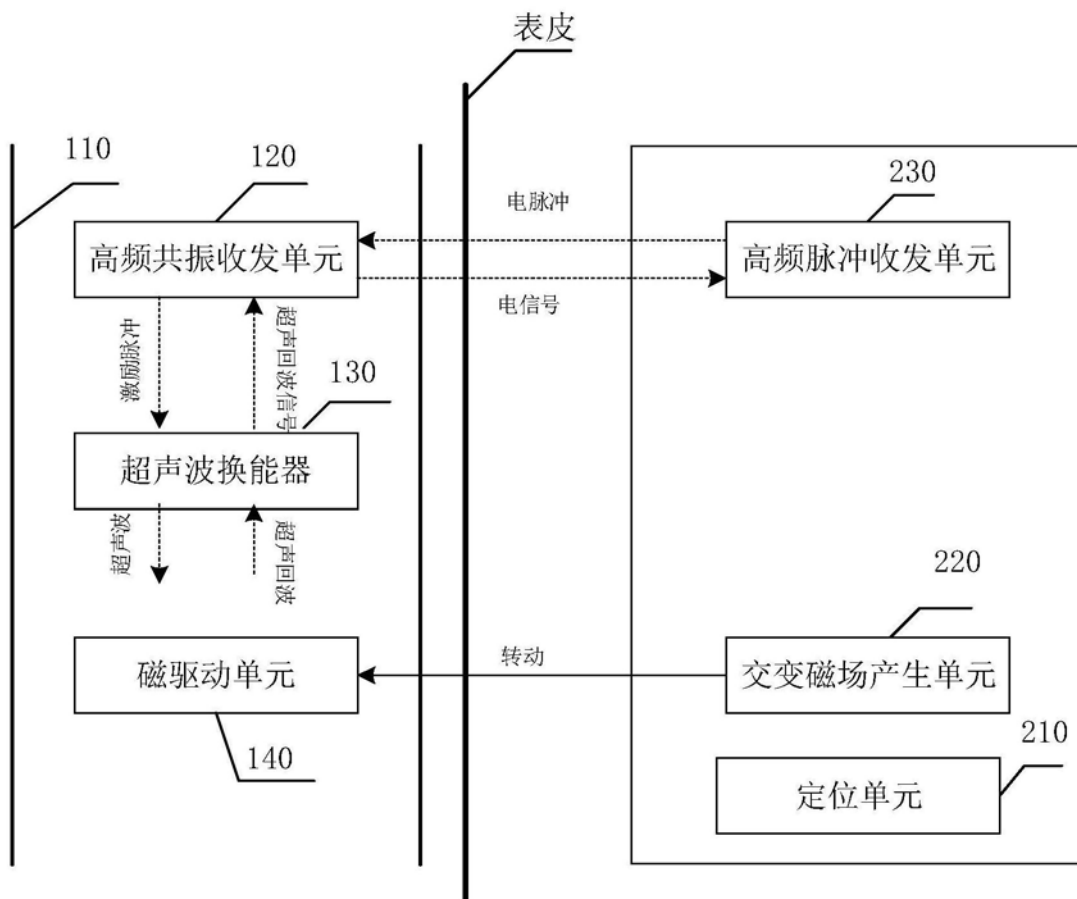


图7

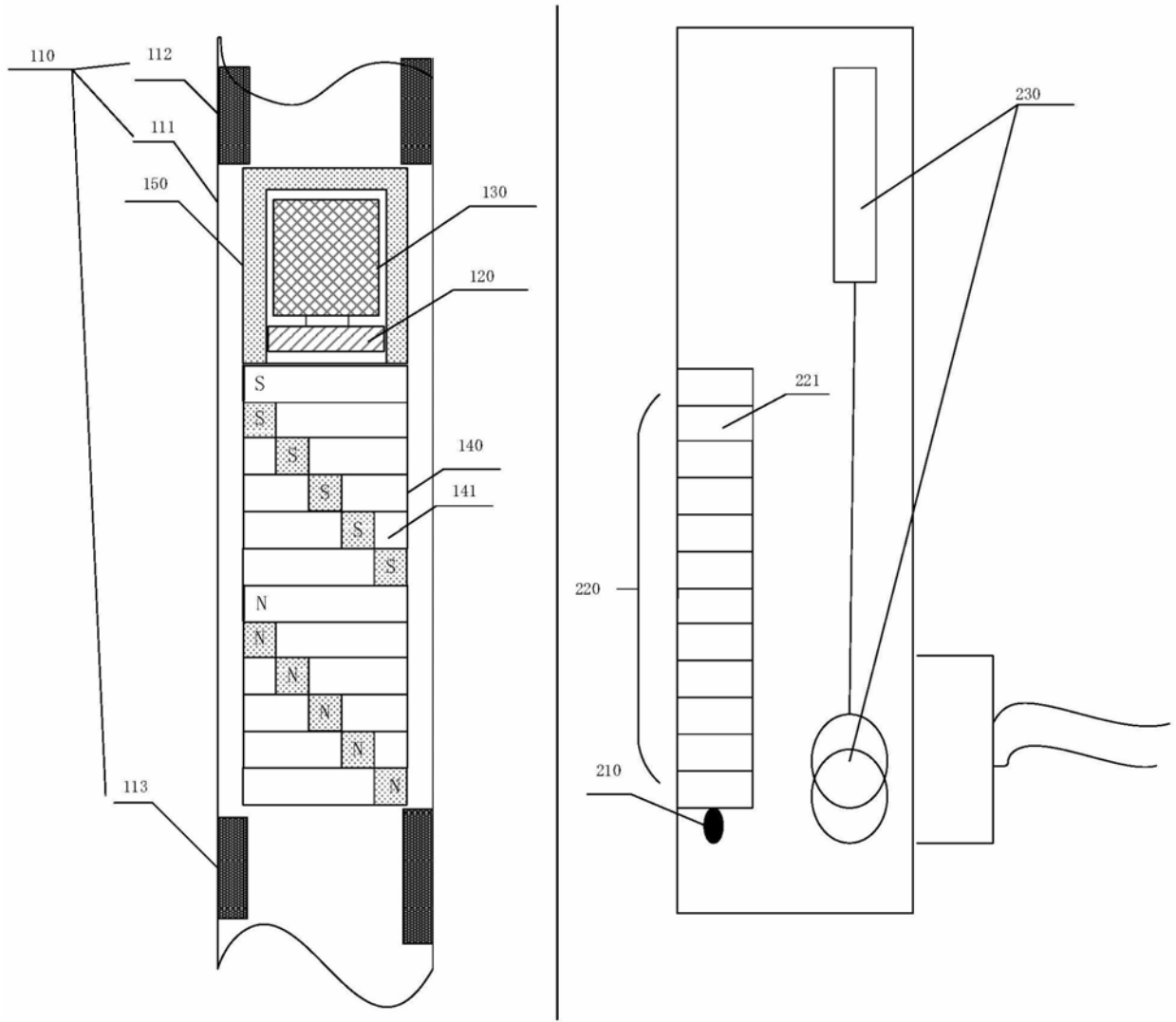


图8

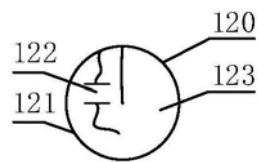


图9

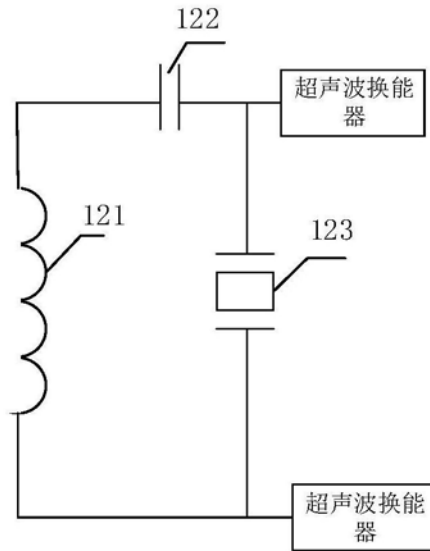


图10

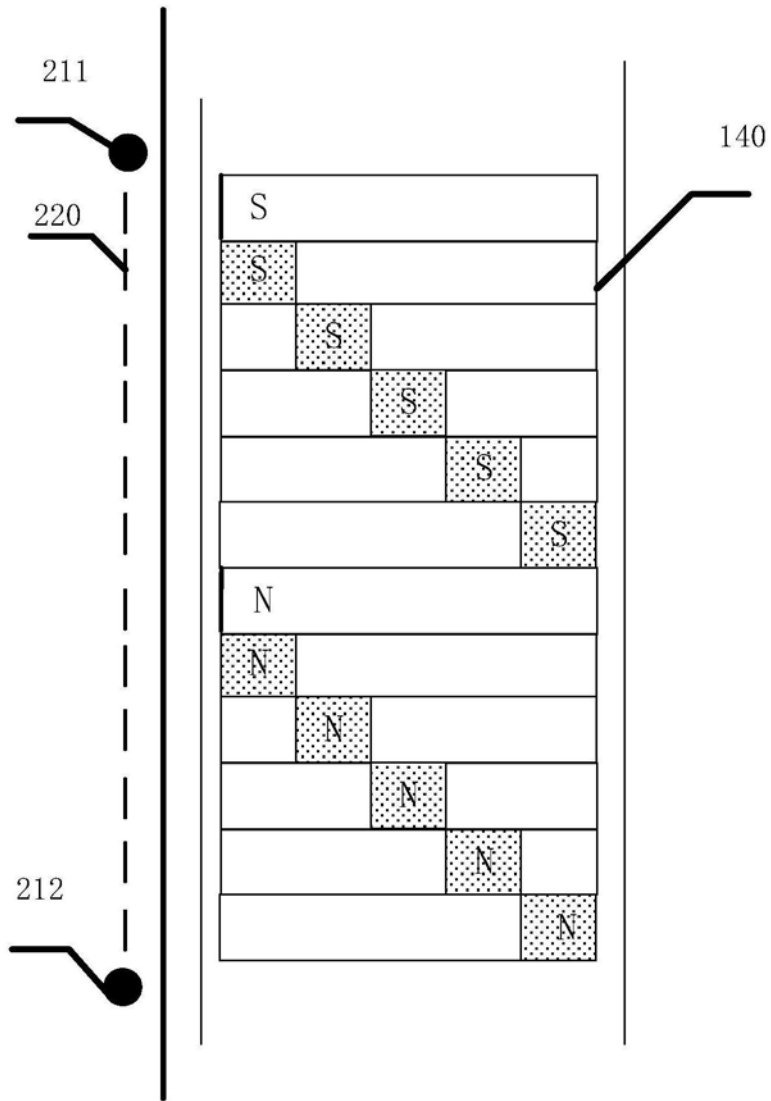


图11

专利名称(译)	一种血管内超声诊断系统		
公开(公告)号	CN210962058U	公开(公告)日	2020-07-10
申请号	CN201921456203.6	申请日	2019-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	赵传东		
发明人	赵传东		
IPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	王兆林		
外部链接	SIPO		

摘要(译)

本申请提供一种血管内超声诊断系统，包括导管，导管内超声波换能器的两端分别设有靠近超声主机的近端部分的后嵌套层、远离超声主机的远端部分的前嵌套层；在前嵌套层和后嵌套层之间设置有定位框，其中，定位框的最大宽度大于后嵌套层的内径和前嵌套层的内径，并在后嵌套层和前嵌套层之间旋转；定位框转轴一侧的外部固定有超声波换能器，超声波换能器随着定位框旋转；定位框内还设置有磁驱动单元，磁驱动单元在外部变化磁场的驱动下带动定位框旋转。申请通过在前嵌套层和后嵌套层之间设置定位框实现磁驱动单元和超声波换能器的稳定的同步转动，且回波信号通过直线、无换向反射的方式被超声波换能器接收，增强了信号强度，提高诊断的准确性。

