



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110368035 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910818336.1

(22)申请日 2019.08.30

(71)申请人 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)

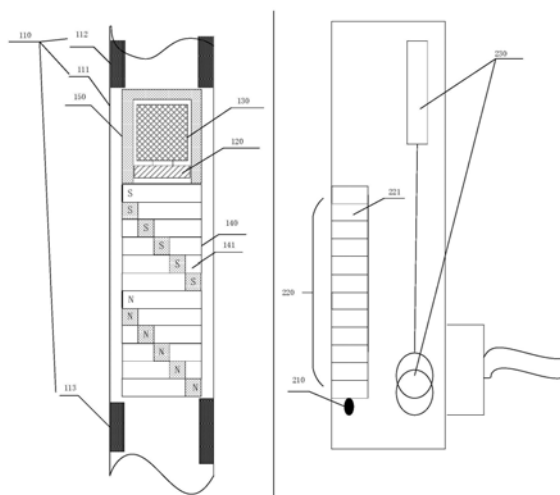
权利要求书2页 说明书11页 附图10页

(54)发明名称

一种血管内超声诊断系统和磁驱动方法

(57)摘要

本申请公开了一种血管内超声诊断系统,包括:导管组件、设置在导管组件内的超声波换能器,还包括设置在导管组件内的与超声波换能器连接的用于使超声波换能器转动的磁驱动单元;磁驱动单元是由多个磁体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;设置在被诊断体的外部的体外部分,体外部分包括:多组电磁线圈排列而成的交变磁场产生单元,用于产生与超声波换能器转动速度对应的交变磁场。本申请通过由多个磁体以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成的磁驱动单元驱动超声换能器同步转动,磁驱动单元驱动超声波换能器平稳转动,得到的回波信号均匀,成像效果显著提高。本申请还提供了磁驱动方法,具有上述有益效果。



1. 一种血管内超声诊断系统,包括:导管组件、设置在所述导管组件内的超声波换能器,其特征在于,还包括设置在所述导管组件内的与所述超声波换能器连接的用于使所述超声波换能器转动的磁驱动单元;

所述磁驱动单元是由多个磁体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;

设置在被诊断体的外部的体外部分,所述体外部分包括:

多组电磁线圈排列而成的交变磁场产生单元,用于产生与所述超声波换能器转动速度对应的交变磁场。

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,还包括:设置在所述导管组件内的高频共振收发单元,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,以便所述超声波换能器根据所述激励脉冲产生超声波;

对应的,所述体外部分还包括:高频脉冲收发单元,用于向体内部分发射与超声波频率对应的所述电脉冲。

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,所述交变磁场产生单元包括多组所述电磁线圈排列而成,其中,所述电磁线圈的组数与所述磁体的数量对应,且当所述交变磁场产生单元与所述磁驱动单元的位置对应时每组所述电磁线圈与每个所述磁体的位置一一对应,以便每组所述电磁线圈驱动对应的所述磁体同步转动。

4. 根据权利要求3所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,每组所述电磁线圈包括多个线圈,且每组所述电磁线圈中的多个所述线圈的排列方向与多组所述电磁线圈的排列方向垂直。

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,所述磁体为饼状或者条状。

6. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述磁驱动单元是由12个所述磁体,按照30度旋转堆叠而形成。

7. 权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述导管组件包括:

定位装置,用于固定设置所述超声波换能器和所述磁驱动单元,以便所述磁驱动单元、所述超声波换能器、所述定位装置同步转动,使所述超声波换能器实现转动时的环形扫描。

8. 一种磁驱动方法,其特征在于,包括:

使交变磁场产生单元与磁驱动单元的位置对应,其中,所述磁驱动单元是由多个磁体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;所述交变磁场产生单元由多组电磁线圈组成,并与多个所述磁体的位置一一对应;

利用脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的持续时间为第二预设时间;

当最后一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性后,间隔所述第一预设时间控制第一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性,以便实现所述磁驱动单元的转动。

9. 根据权利要求8所述的磁驱动方法,其特征在于,所述磁驱动方法还包括:

在每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用所述脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔所述第一预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性,每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第三预设时

间；

当所述最后一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性之后，间隔所述第一预设时间控制所述第一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性。

10. 根据权利要求9所述的磁驱动方法，其特征在于，所述第三预设时间与所述第二预设时间相等，每组所述电磁线圈间隔所述第一预设时间产生所述预设极性磁性和所述预设极性磁性相反的极性。

11. 根据权利要求8所述的磁驱动方法，其特征在于，每组所述电磁线圈包括多个电磁线圈，且每组所述电磁线圈中的所述多个电磁线圈的排列方向与多组所述电磁线圈的排列方向垂直。

12. 根据权利要求11所述的磁驱动方法，其特征在于，所述利用脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性，包括：

利用所述脉冲电流控制每组所述电磁线圈中的多个所述电磁线圈间隔第四预设时间依次产生所述预设极性磁性，且每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的持续时间为第五预设时间。

13. 根据权利要求12所述的磁驱动方法，其特征在于，所述磁驱动方法还包括：

每组所述电磁线圈中，在每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的第五预设时间之外的其他时间内，利用所述脉冲电流控制多个所述电磁线圈间隔第四预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性，每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第六预设时间。

14. 根据权利要求13所述的磁驱动方法，其特征在于，所述第五预设时间与所述第六预设时间相等，每个所述电磁线圈间隔相等的时间产生所述预设极性磁性和所述预设极性磁性相反的磁性。

一种血管内超声诊断系统和磁驱动方法

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和磁驱动方法。

背景技术

[0002] 血管内超声(intravenous ultrasound, 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,采用永磁体的转动驱动超声波换能器转动过程中,由于永磁体只有N-S两极,其在外部交变磁场的驱动下转动速度不均匀,进而造成超声波换能器发射超声波、接收超声回波信号的脉冲在周向上(时间上)分布不均匀,影响后续超声成像效果。

[0004] 因此,如何提供一种至少解决上述技术问题之一的方案是本领域技术人员目前需要解决的问题。

发明内容

[0005] 本申请的目的是提供一种血管内超声诊断系统和磁驱动方法,能够解决单个磁驱动单元进行驱动超声波换能器转动的低稳定性的问题。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:导管组件、设置在所述导管组件内的超声波换能器,还包括设置在所述导管组件内的与所述超声波换能器连接的用于使所述超声波换能器转动的磁驱动单元;

[0007] 所述磁驱动单元是由多个磁体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;

[0008] 设置在被诊断体的外部的体外部分,所述体外部分包括:

[0009] 多组电磁线圈排列而成的交变磁场产生单元,用于产生与所述超声波换能器转动速度对应的交变磁场。

[0010] 可选的,还包括:设置在所述导管组件内的高频共振收发单元,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,以便所述超声波换能器根据所述激励脉冲产生超声波;

[0011] 对应的,所述体外部分还包括:高频脉冲收发单元,用于向体内部分发射与超声波频率对应的所述电脉冲。

[0012] 可选的,所述交变磁场产生单元包括多组所述电磁线圈排列而成,其中,所述电磁线圈的组数与所述磁体的数量对应,且当所述交变磁场产生单元与所述磁驱动单元的位置对应时每组所述电磁线圈与每个所述磁体的位置一一对应,以便每组所述电磁线圈驱动对应的所述磁体同步转动。

[0013] 可选的,每组所述电磁线圈包括多个线圈,且每组所述电磁线圈中的多个所述线圈的排列方向与多组所述电磁线圈的排列方向垂直。

[0014] 可选的,所述磁体为饼状或者条状。

[0015] 可选的,所述磁驱动单元是由12个所述磁体,按照30度旋转堆叠而形成。

[0016] 可选的,所述导管组件包括:

[0017] 定位装置,用于固定设置所述超声波换能器和所述磁驱动单元,以便所述磁驱动单元、所述超声波换能器、所述定位装置同步转动,使所述超声波换能器实现转动时的环形扫描。

[0018] 本申请提供一种磁驱动方法,包括:

[0019] 使交变磁场产生单元与磁驱动单元的位置对应,其中,所述磁驱动单元是由多个磁体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;所述交变磁场产生单元由多组电磁线圈组成,并与多个所述磁体的位置一一对应;

[0020] 利用脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的持续时间为第二预设时间;

[0021] 当最后一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性后,间隔所述第一预设时间控制第一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性,以便实现所述磁驱动单元的转动。

[0022] 可选的,所述磁驱动方法还包括:

[0023] 在每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用所述脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔所述第一预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性,每组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第三预设时间;

[0024] 当所述最后一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性之后,间隔所述第一预设时间控制所述第一组所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性。

[0025] 可选的,所述第三预设时间与所述第二预设时间相等,每组所述电磁线圈间隔所述第一预设时间产生所述预设极性磁性和所述预设极性磁性相反的极性。

[0026] 可选的,每组所述电磁线圈包括多个电磁线圈,且每组所述电磁线圈中的所述多个电磁线圈的排列方向与多组所述电磁线圈的排列方向垂直。

[0027] 可选的,所述利用脉冲电流控制多组所述电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,包括:

[0028] 利用所述脉冲电流控制每组所述电磁线圈中的多个所述电磁线圈间隔第四预设时间依次产生所述预设极性磁性,且每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的持续时间为第五预设时间。

[0029] 可选的,所述磁驱动方法还包括:

[0030] 每组所述电磁线圈中,在每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性的第五预设时间之外的其他时间内,利用所述脉冲电流控制多个所述电磁线圈间隔第四预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性,每个所述电磁线圈产生所述预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第六预设时间。

[0031] 可选的,所述第五预设时间与所述第六预设时间相等,每个所述电磁线圈间隔相等的时间产生所述预设极性磁性和所述预设极性磁性相反的磁性。

[0032] 本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括:导管组件、设置在导管组件内的超声波换能器,还包括设置在导管组件内的与超声波换能器连接的用于使超声波换能器转动的磁驱动单元;磁驱动单元是由多个磁体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;设置在被诊断体的外部的体外部分,体外部分包括:多组电磁线圈排列而成的交变磁场产生单元,用于产生与超声波换能器转动速度对应的交变磁场。

[0033] 可见,本申请的磁驱动单元是由多个磁体以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成,通过体外部分的交变磁场产生单元的电磁线圈驱动磁驱动单元转动,由于每一组电磁线圈对应一个磁体,磁驱动单元的控制更加平稳,因此,能够解决单个磁驱动单元进行驱动超声波换能器转动的低稳定性的问题,同时磁驱动单元驱动超声波换能器平稳转动,得到的回波信号均匀,成像效果显著提高。本申请同时还提供了一种磁驱动方法,具有上述有益效果,在此不再赘述。

附图说明

[0034] 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。

[0035] 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;

[0036] 图2A-图2C为本申请实施例提供的不同的导管组件的组装示意图;

[0037] 图3为本申请实施例提供的一种单个磁体的横向剖面图;

[0038] 图4为本申请实施例提供的一种单个磁体的纵向剖面图;

[0039] 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;

[0040] 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;

[0041] 图7为本申请实施例提供的高频共振收发单元的结构示意图;

[0042] 图8为本申请实施例提供的高频共振收发单元的原理示意图;

[0043] 图9为本申请实施例提供的定位原理示意图;

[0044] 图10为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断方法的具体示意图;

[0045] 图11为本申请实施例提供的一种磁驱动方法的流程图;

[0046] 图12为本申请实施例提供的一种具体的驱动示意图。

具体实施方式

[0047] 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。

[0048] 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:导管组件110、设置在导管组件110内的超声波换能器130,还包括设置在导管组件110内的与超声波换能器130连接的用于使超声波换能器转动的磁驱动单元140;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。

[0049] 本实施例可以应用于IVUS超声医疗设备中。其中,导管组件110置于被诊断体的血管内,本实施例不对导管组件110的直径、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。导管组件110内设置有超声波换能器130、磁驱动单元140。

[0050] 在本申请所提供的血管内超声诊断系统的另一种具体实施方式中,针对导管组件110进行进一步阐述,导管组件110还包括:定位装置,用于固定设置超声波换能器130和磁驱动单元140,以便定位装置与磁驱动单元140、超声波换能器130同步转动,使超声波换能器130实现转动时的环形扫描。

[0051] 导管组件110包括:定位装置、导管。在一种可实现的实施方式中,定位装置可以包括定位框150、前嵌套层112、后嵌套层113,定位框150设置在前嵌套层112和后嵌套层113之间,且定位框150的最大宽度大于前嵌套层112的内径和后嵌套层113的内径,且定位能够在前嵌套层112和后嵌套层113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,定位框150内还设置有磁驱动单元140,以便定位装置与磁驱动单元140、超声波换能器130同步转动,使超声波换能器130实现转动时的环形扫描。进一步的,超声波换能器130同步转动。通过定位装置来实现磁驱动单元140、超声波换能器130的稳定的同步转动,结构简单,提高转动的稳定性,增强了回波信号强度。

[0052] 当然,还可以有其他的组装的实现形式,具体请参考图2A-图2C,图2A-图2C为本申请实施例提供的不同的导管组件110的组装示意图。对于图2A,导管组件110a包括导管111a、前嵌套层112、后嵌套层113,将对应的磁驱动单元140、超声波换能器130与高频共振收发单元120固定在导管组件110a的前嵌套层112、后嵌套层113之间;对于图2B,导管组件110b是导管111b和在导管组件110b的内壁上固定设置与磁驱动单元140对应的凸缘,此时,通过这种固定方式可减少内部组件的活动,可提高使用寿命;对于图2C,导管组件110c包括导管111c和轴承150,磁驱动单元140通过轴承150来进行固定,且磁驱动单元140转动的同时,控制高频共振收发单元120和超声换能器单元130同步转动。当然也可以通过其他方式进行固定控制。

[0053] 以图2A为例,导管111a的内壁上的前嵌套层112a的外表、导管111a的内壁上的后嵌套层113a的外表均涂有润滑层。前嵌套层112a和后嵌套层113a之间设置有超声波换能器130、磁驱动单元140等器件。进一步的,在旋转部分和固定部分摩擦的地方,均涂有润滑层,用来减少摩擦以确保导管组件110a与旋转部分的摩擦。针对图2B,导管组件110b的凸缘的外表面涂有润滑层;针对图2C,导管组件110c的轴承150c的外表面涂有润滑层。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。优选地,润滑层通过蒸涂的方式进行涂覆。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。

[0054] 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,超声波换能器130的收、发信号,是用电磁共振原理,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。

[0055] 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换能器单元接收,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。

[0056] 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,堆叠方向沿着转动方向的轴向。

[0057] 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。

[0058] 在一种可实现的实施方式中,磁驱动单元140包括多个磁体141,还包括包裹在每一个磁体141侧边的绝缘胶体142,具体请参考图3和图4,图3为本申请实施例提供的一种单个磁体的横向剖面图,图4为本申请实施例提供的一种单个磁体的纵向剖面图,在单个磁体141的侧边包裹有绝缘胶体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,磁驱动单元140为圆柱状,圆柱轴心与转动轴心一致。

[0059] 设置在被诊断体的外部的体外部分,体外部分包括: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。

[0060] 交变磁场产生单元220包括多组电磁线圈221排列而成,其中,电磁线圈的组数与磁体141的数量对应,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141同步转动。可以理解的是,当磁体141的数量是 n 时,电磁线圈的组数也为 n ,且磁体141和对应的一组电磁线圈221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141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。

[0061] 针对每组电磁线圈221,在一种可实现的实施方式中,交变磁场产生单元中的每组电磁线圈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141与对应的一组电磁线圈的结构简图。

[0062] 针对每组电磁线圈221,在另一种可实现的实施方式中,每组电磁线圈221包括多个电磁线圈,且每组电磁线圈221中的多个电磁线圈的排列方向与多组电磁线圈的排列方向垂直。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。

[0063] 在一种可实现的实施方式中,血管内超声诊断系统,还包括:设置在导管组件110内的高频共振收发单元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,以便超声波换能器130根据激励脉冲产生超声波;对应的,体外部分还包括: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。

[0064] 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,以便超声波换能器130根据激励脉冲产生超声波。针对高频共振收发单元120,具体请参考图7和图8,图7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8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。

[0065] 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。

[0066] 其中,体内部分包括导管组件110和导管组件110中容纳的所有组件,导管组件110中容纳的组件包括:超声波换能器130、磁驱动单元140、高频共振收发单元120。

[0067] 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。

[0068] 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是根据交变电驱动信号产生交变磁场,以驱动磁驱动单元140的转动,因此,优选地也设置在边缘位置,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。通过设置两个定位单元210,实现高精度的定位。

[0069] 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,具体请参考图9,图9为本申请实施例提供的定位原理示意图,以磁驱动单元140包括多个磁体141为例,定位单元具体包括:

[0070] 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,超声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。

[0071] 在本申请所提供的血管内超声诊断系统的另一种具体实施方式中,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,交变磁场产生单元、高频脉冲收发单元230、交变磁场产生单元220。

[0072] 体外部分还包括壳体。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,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。

[0073] 在本申请所提供的血管内超声诊断系统的另一种具体实施方式中,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。

[0074] 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接近被诊断体,然后根据定位单元210确定磁驱动单元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。

[0075] 下面对本申请实施例提供的一种血管内超声诊断方法进行介绍,下文描述的一种血管内超声诊断方法与上文描述的血管内超声诊断系统可相互对应参照,图10为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断方法的具体示意图,具体的操作过程包括:

[0076] 磁驱动单元140利用交变磁场实现超声波换能器130与高频共振收发单元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230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;高频脉冲收发单元230转换电信号为数字信号;超声主机接收并处理数字信号,并将处理后的数字信号发送至显示单元;显示单元根据处理后的数字信号获取血管组织图像。进一步的,还包括:当体外部分移动后,超声

主机读取当前设定的参数;超声主机根据参数控制体外部分产生对应的交变磁场和/或对应的电脉冲,以便显示单元进行当前血管组织图像。

[0077] 请参考图11,图11为本申请实施例提供的一种磁驱动方法的流程图,包括:

[0078] S101、使交变磁场产生单元与磁驱动单元的位置对应,其中,磁驱动单元是由多个磁体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;交变磁场产生单元由多组电磁线圈组成,并与多个磁体的位置一一对应。

[0079] S102、利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,每组电磁线圈产生预设极性磁性的持续时间为第二预设时间。

[0080] S103、当最后一组电磁线圈产生预设极性磁性后,间隔第一预设时间控制第一组电磁线圈产生预设极性磁性,以便实现磁驱动单元的转动。

[0081] 间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,也即每组电磁线圈产生预极性磁性后,保持预极性磁性第二预设时间,且产生预极性磁性后间隔第一预设时间后,再次产生预设极性磁性。每组电磁线圈产生预设极性磁性的持续时间为第二预设时间。

[0082] 其中,每组电磁线圈包括1个或者多个电磁线圈。

[0083] 在一种可实现的实施方式中,第一组电磁线圈每隔第一预设时间 t_1 产生一次预设极性磁性,持续时间为第二预设时间 t_2 ,第二预设时间 t_2 之后下一组电磁线圈马上会开始产生预设极性磁性,持续时间为第二预设时间 t_2 ,此时第一预设时间 $t_1 = t_2 * \text{磁体个数}$ 。

[0084] 在另一种可实现的实施方式中,第一组电磁线圈每隔第一预设时间 t_1' 产生一次预设极性磁性,持续时间为第二预设时间 t_2' ,第二预设时间 t_2' 之后间隔 t_3 时间下一组电磁线圈才开始产生预设极性磁性,此时第一预设时间 $t_1' = (t_2' + t_3) * \text{磁体个数}$ 。

[0085] 在另一种可实现的实施方式中,第一组电磁线圈每隔第一预设时间 t_1'' 产生一次预设极性磁性,持续时间为第二预设时间 t_2'' ,第二预设时间 t_2'' 之内下一组电磁线圈已经开始产生预设极性磁性,即两组产生预设极性磁性有交叠,交叠的部分为 t_4 ,此时第一预设时间 $t_1'' = (t_2'' - t_4) * \text{磁体个数}$ 。

[0086] 针对每组电磁线圈包括一个电磁线圈,磁驱动方法还包括:

[0087] 在每组电磁线圈产生预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性,每组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第三预设时间;

[0088] 当最后一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性之后,间隔第一预设时间控制第一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性。

[0089] 在一种可实现的实施方式中,每组电磁线圈在产生预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间 T_1 依次产生预设极性磁性相反的磁性,持续时间为第三预设时间 T_2' ,第三预设时间 T_2' 之后间隔 T_3 时间下一组电磁线圈才开始产生预设极性磁性相反的磁性,当最后一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性之后,间隔第一预设时间控制第一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性。此时,第一预设时间 $T_1' = (T_2' + T_3) * \text{磁体个数}$ 。

[0090] 在另一种可实现的实施方式中,每组电磁线圈在产生预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间 T_1 依次产生预设极性磁性相反的磁性,持续时间为第二预设时间 T_2'' ,第三预设时间 T_2'' 之内下一组电磁线

圈已经开始产生预设极性磁性相反的磁性,即两组产生预设极性磁性相反的磁性有交叠,交叠的部分时间为 T_4 ;当最后一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性之后,间隔第一预设时间控制第一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性。此时,第一预设时间 $T_1'' = (T_2'' - T_4) * \text{磁体个数}$ 。

[0091] 在另一种可实现的实施方式中,每组电磁线圈在产生预设极性磁性的第二预设时间之外的其他时间内,利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间 T_1 依次产生预设极性磁性相反的磁性,持续时间为第三预设时间 T_2 ,第三预设时间 T_2 之后下一组电磁线圈马上会开始产生预设极性磁性相反的磁性,持续时间为第三预设时间 T_2 ,当最后一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性之后,间隔第一预设时间控制第一组电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性。此时,第一预设时间 $T_1 = T_2 * \text{磁体个数}$ 。

[0092] 请参考图12,图12为本申请实施例提供的一种具体的驱动示意图,具体包括:

[0093] 设磁驱动单元的第一个磁体的S极对着体外的第一个电磁线圈,那么因为螺旋排列的规律,这时磁驱动单元的第7个磁体的N极就会对应在体外的第7个电磁线圈。

[0094] 转动开始时,体外第一个电磁线圈通过交变磁场产生单元的脉冲电流,将电磁线圈的第1个单线圈对应体内的一侧产生出N极磁性,与体内的第1个磁体的S极磁性相互吸引;同时,第7个单线圈在对应体内的一侧产生S极磁性,与体内的第7个磁体的N极磁性相互吸引。

[0095] 体外的第1个电磁线圈保持第二预设时间的N极磁性后,同时第2个电磁线圈通过脉冲电流产生对应体内第二个磁体的一侧的N极磁性,此时,根据磁驱动单元的排列规律,第2个磁体的S极一端离体外的电磁单线圈的N极磁性很近,就会转动一个角度,与体外的第2个电磁线圈产生的N极磁性吸引,转动的方向中向右侧一个角度,第2个磁体的S极磁性正对着体外的第2个电磁线圈;同时体外电磁线圈的第7个电磁线圈也停止产生磁性,切换为第8个电磁线圈。同理,体内的磁驱动单元140的第8个磁体也被吸引过来,与第2个磁体的转动方向与力度相同,起到加强转矩作用。

[0096] 然后,体外的电磁线圈产生的磁信号(极性磁性)继续下移。如此类推,则体内的磁驱动单元140则不断的平稳旋转。

[0097] 当体外的电磁线圈驱动信号移动到最下方,体内的所有磁体则转了1周。而这时最上层的磁体的排列刚好处于第二周的开始位置,于是,在交变磁场产生单元不断给出脉冲电流的情况下,体内的磁驱动单元140就一直旋转下去。

[0098] 简单的说,当一组电磁线圈是一个电磁线圈时,且磁体的个数是8个时,在转动一周时,第1组电磁线圈的极性磁性的变化是N-0-0-0-S-0-0-0,第2组电磁线圈的极性磁性的变化是0-N-0-0-0-S-0-0,第3组电磁线圈的极性磁性的变化是0-0-N-0-0-0-S-0,第4组电磁线圈的极性磁性的变化是0-0-0-N-0-0-0-S,第5组电磁线圈的极性磁性的变化是S-0-0-0-N-0-0-0,第6组电磁线圈的极性磁性的变化是0-S-0-0-0-N-0-0,第7组电磁线圈的极性磁性的变化是0-0-S-0-0-0-N-0,第8组电磁线圈的极性磁性的变化是0-0-0-S-0-0-0-N。其中,N表示N极磁性,S表示S极磁性,0表示没有磁性。

[0099] 针对每组电磁线圈包括多个电磁线圈(数量大于一个),在一种可实现的实施方式中,每组电磁线圈包括多个电磁线圈,且每组电磁线圈中的多个电磁线圈的排列方向与多组电磁线圈的排列方向垂直。本实施例不对每组电磁线圈中的电磁线圈的个数进行限定,

可以是2个、3个、4个、5个、6个或者其它数量,只要是能够实现本实施例的目的即可。

[0100] 可选的,利用脉冲电流控制多组电磁线圈间隔第一预设时间依次产生预设极性磁性,包括:利用脉冲电流控制每组电磁线圈中的多个电磁线圈间隔第四预设时间依次产生预设极性磁性,且每个电磁线圈产生预设极性磁性的持续时间为第五预设时间。

[0101] 具体的,利用利用脉冲电流控制多个电磁线圈间隔第四预设时间依次产生预设极性磁性,持续时间为第五预设时间,第五预设时间后,下一个电磁线圈马上会开始产生预设极性磁性,持续时间为第五预设时间。

[0102] 本实施例不对第五预设时间和第四预设时间之间的关系进行限定,第五预设时间可以等于、大于、小于第四预设时间,当本组的最后一个电磁线圈产生预设极性磁性并持续第五预设时间后,本组的最后一个电磁线圈产生预设极性磁性后的第一时间下一组电磁线圈中的多个电磁线圈立刻依次间隔第四预设时间产生预设磁性极性,第二预设时间=电磁线圈个数*第四预设时间,第一预设时间=[(电磁线圈个数-1)*第四预设时间+第一时间]*磁体个数。

[0103] 可选的,磁驱动方法还包括:

[0104] 每组电磁线圈中,在每个电磁线圈产生预设极性磁性的第五预设时间之外的其他时间内,利用脉冲电流控制多个电磁线圈间隔第四预设时间依次产生预设极性磁性相反的磁性,每个电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性的持续时间为第六预设时间。

[0105] 本实施例不对第六预设时间和第四预设时间之间的关系进行限定,第五预设时间可以等于、大于、小于第四预设时间,当本组的最后一个电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性并持续第五预设时间后,本组的最后一个电磁线圈产生预设极性磁性相反的磁性后的第二时间下一组电磁线圈中的多个电磁线圈立刻依次间隔第四预设时间产生预设磁性极性相反的磁性,第二预设时间=电磁线圈个数*第四预设时间,第一预设时间=[(电磁线圈个数-1)*第四预设时间+第二时间]*磁体个数。

[0106] 可选的,第五预设时间与第六预设时间相等,每个电磁线圈间隔相等的时间产生预设极性磁性和预设极性磁性相反的磁性。

[0107] 在一种可实现的实施方式中,当一组电磁线圈是4个电磁线圈时,在整个磁驱动单元(包括八个磁体)的转动过程中,每一组的每一个电磁线圈均有一个磁性变换的规律,以第一组的电磁线圈,在转动一周时为例:

[0108] 第一个电磁线圈的变化是:N-0-0-0-S-0-0-0;第二个电磁线圈的变化:N-0-0-0-S-0-0-0;第三个电磁线圈的变化:N-0-0-0-S-0-0-0;第四个电磁线圈的变化:N-0-0-0-S-0-0-0;第一组电磁线圈变化为NNNN-0000-0000-0000-SSSS-0000-0000-0000。其中NNNN或者SSSS表示依次间隔第四预设时间产生N或者S。

[0109] 因此,第1组电磁线圈的极性磁性的变化是NNNN-0000-0000-0000-SSSS-0000-0000-0000,第2组电磁线圈的极性磁性的变化是0000-NNNN-0000-0000-0000-SSSS-0000-0000,第3组电磁线圈的极性磁性的变化是0000-0000-NNNN-0000-0000-0000-SSSS-0000,第4组电磁线圈的极性磁性的变化是0000-0000-0000-NNNN-0000-0000-0000-SSSS,第5组电磁线圈的极性磁性的变化是SSSS-0000-0000-0000-NNNN-0000-0000-0000,第6组电磁线圈的极性磁性的变化是0000-SSSS-0000-0000-0000-NNNN-0000-0000,第7组电磁线圈的极性磁性的变化是0000-0000-SSSS-0000-0000-0000-NNNN-0000,第8组电磁线圈的极性磁性

的变化是0000-0000-0000-SSSS-0000-0000-0000-NNNN。其中,N表示N极磁性,S表示S极磁性,0表示没有磁性。

[0110] 在另一种可实现的实施方式中,当一组电磁线圈是4个电磁线圈时,在整个磁驱动单元的转动过程中,每一组的每一个电磁线圈均有一个磁性变换的规律,以第一组的电磁线圈,在转动一周时为例:

[0111] 第一个电磁线圈的变化是:N-0-0-S-S-0-0-N;第二个电磁线圈的变化:N-N-S-S-S-S-N-N;第三个电磁线圈的变化:N-N-N-S-S-S-S-N;第四个电磁线圈的变化:N-0-N-0-S-0-S-0;第一组电磁线圈变化为NNNN-0NN0-0SNN-SSS0-SSSS-0SS0-0NSS-NNN0。可知,每一个电磁线圈都有自己的变化规律。

[0112] 第1组电磁线圈的极性磁性的变化是NNNN-0NN0-0SNN-SSS0-SSSS-0SS0-0NSS-NNN0,第2组电磁线圈的极性磁性的变化是NNN0-NNNN-0NN0-0SNN-SSS0-SSSS-0SS0-0NSS,第3组电磁线圈的极性磁性的变化是0NSS-NNN0-NNNN-0NN0-0SNN-SSS0-SSSS-0SS0,第4组电磁线圈的极性磁性的变化是0SS0-0NSS-NNN0-NNNN-0NN0-0SNN-SSS0-SSSS,第5组电磁线圈的极性磁性的变化是SSSS-0SS0-0NSS-NNN0-NNNN-0NN0-0SNN-SSS0,第6组电磁线圈的极性磁性的变化是SSS0-SSSS-0SS0-0NSS-NNN0-NNNN-0NN0-0SNN,第7组电磁线圈的极性磁性的变化是0SNN-SSS0-SSSS-0SS0-0NSS-NNN0-NNNN-0NN0,第8组电磁线圈的极性磁性的变化是0NN0-0SNN-SSS0-SSSS-0SS0-0NSS-NNN0-NNNN。其中,N表示N极磁性,S表示S极磁性,0表示没有磁性。

[0113] 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。对于实施例公开的系统而言,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。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的保护范围内。

[0114] 还需要说明的是,在本说明书中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的状况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

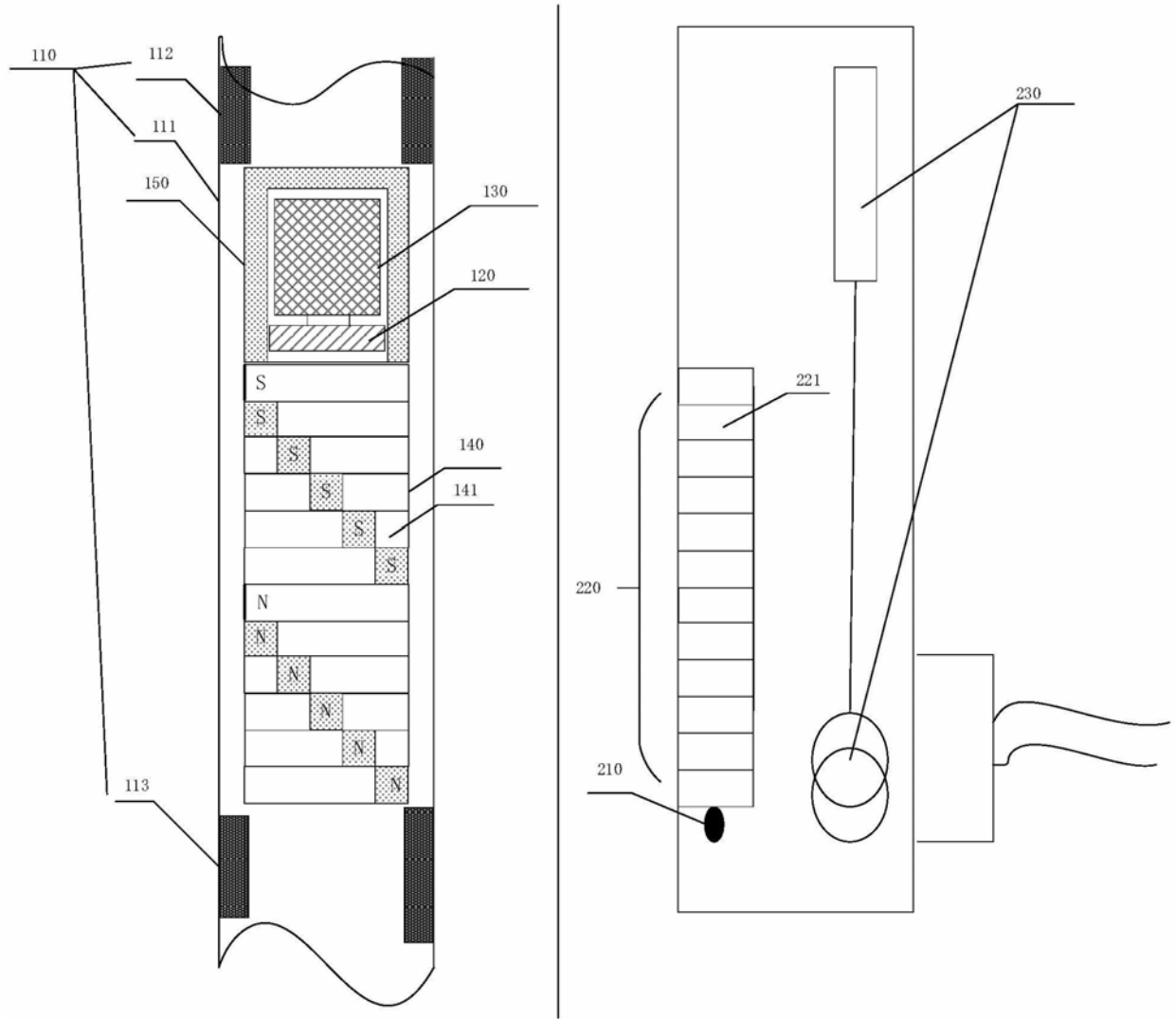


图1

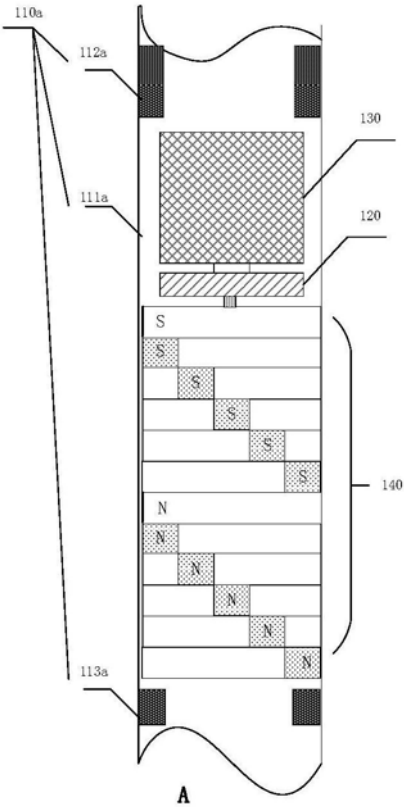


图2A

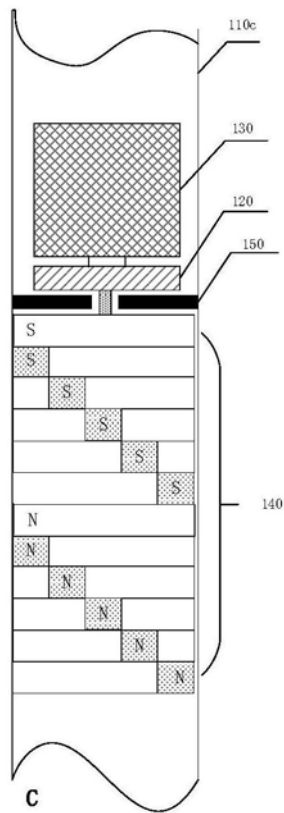


图2C

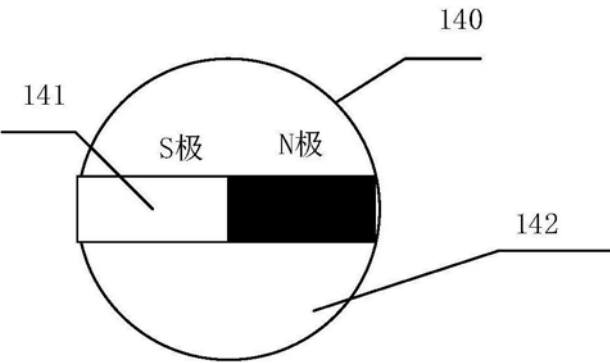


图3

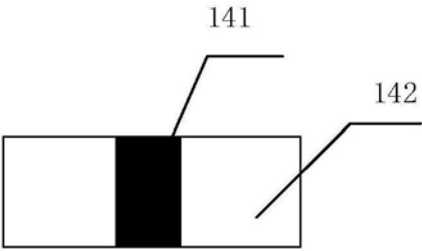


图4

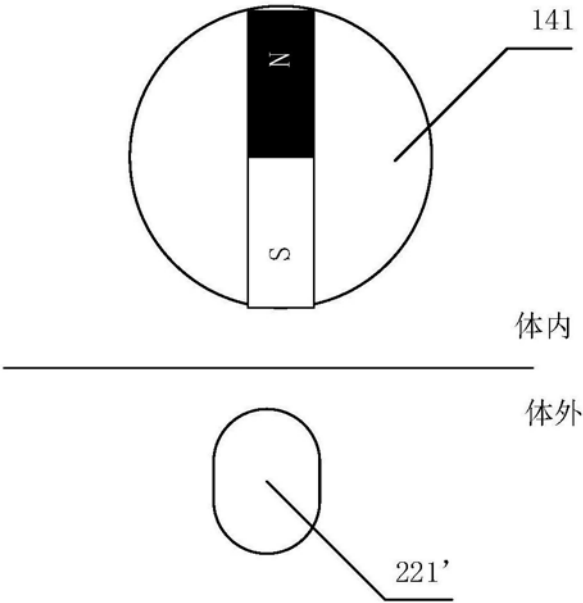


图5

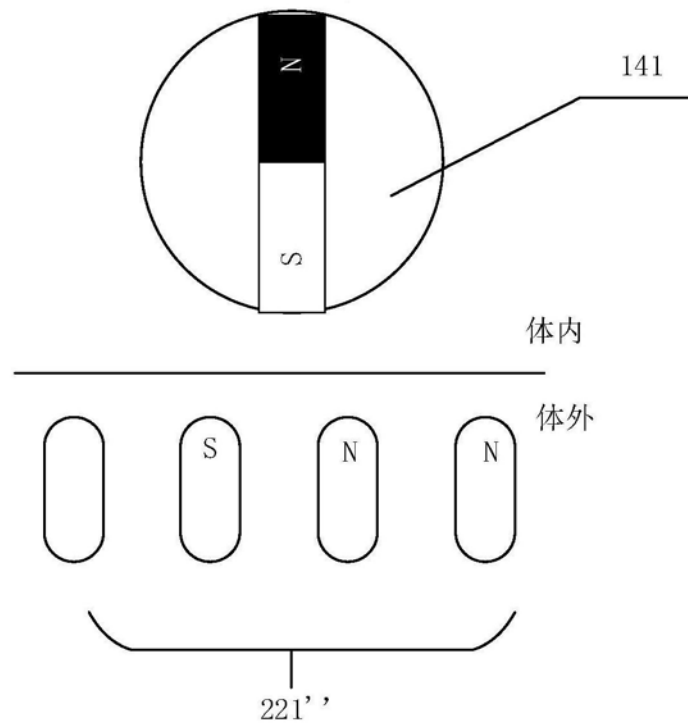


图6

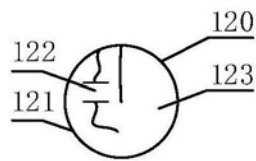


图7

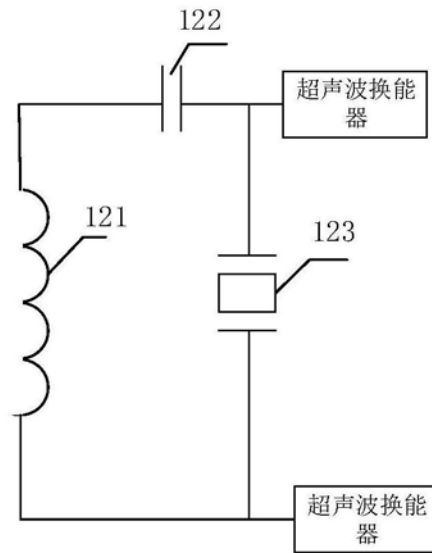


图8

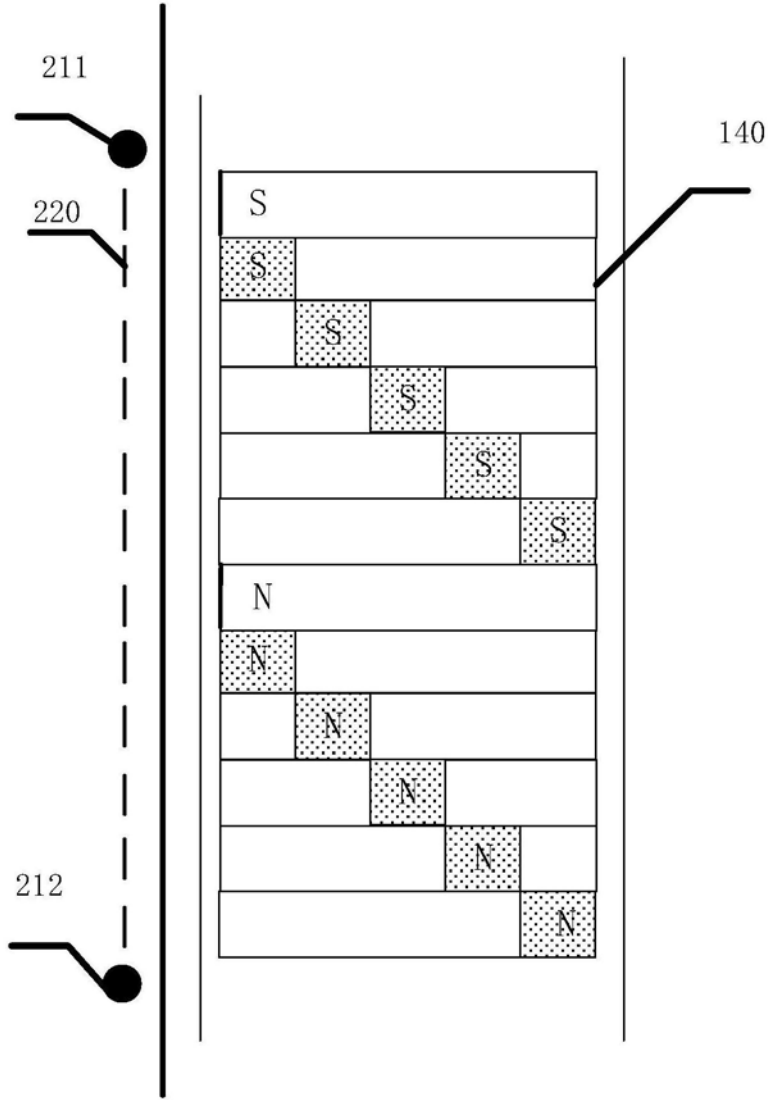


图9

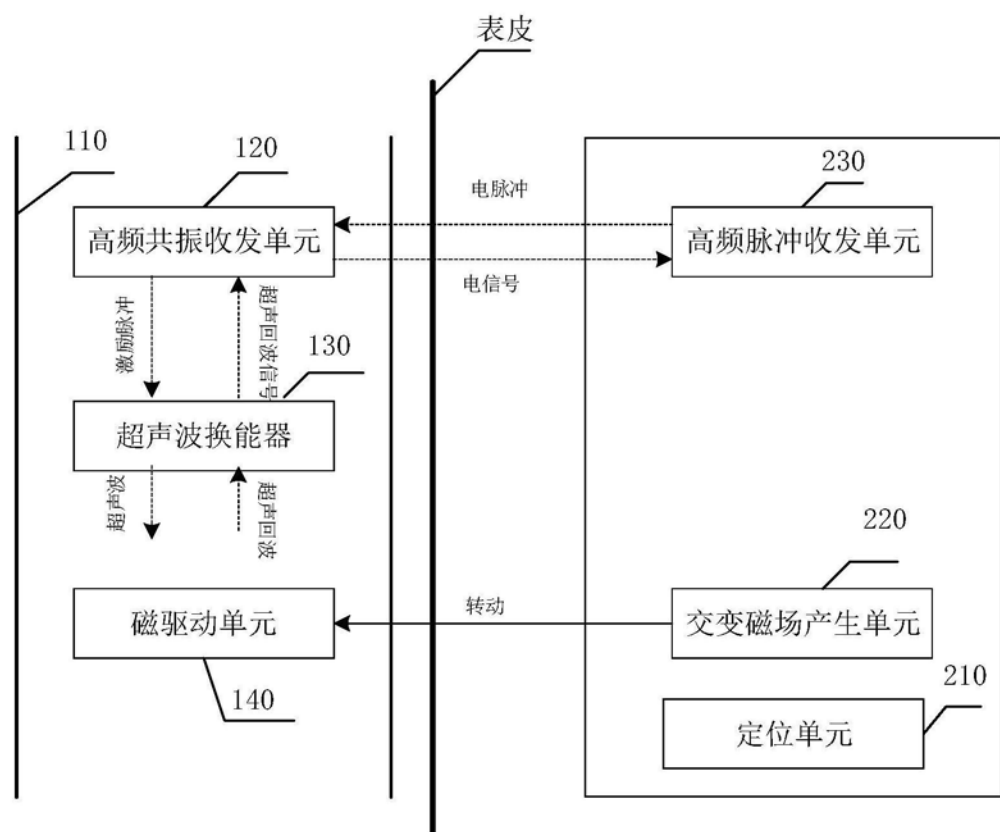


图10

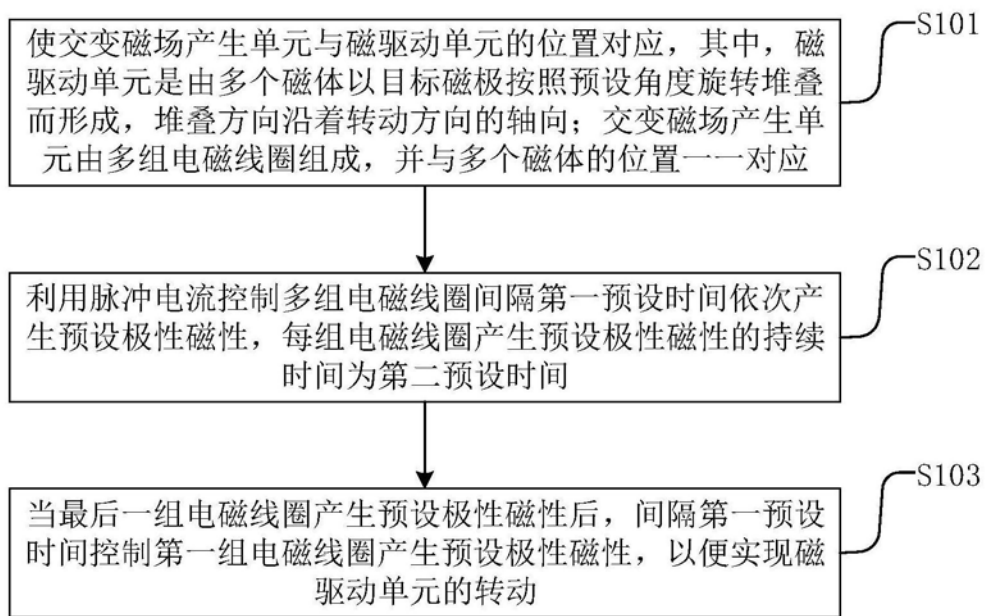


图11

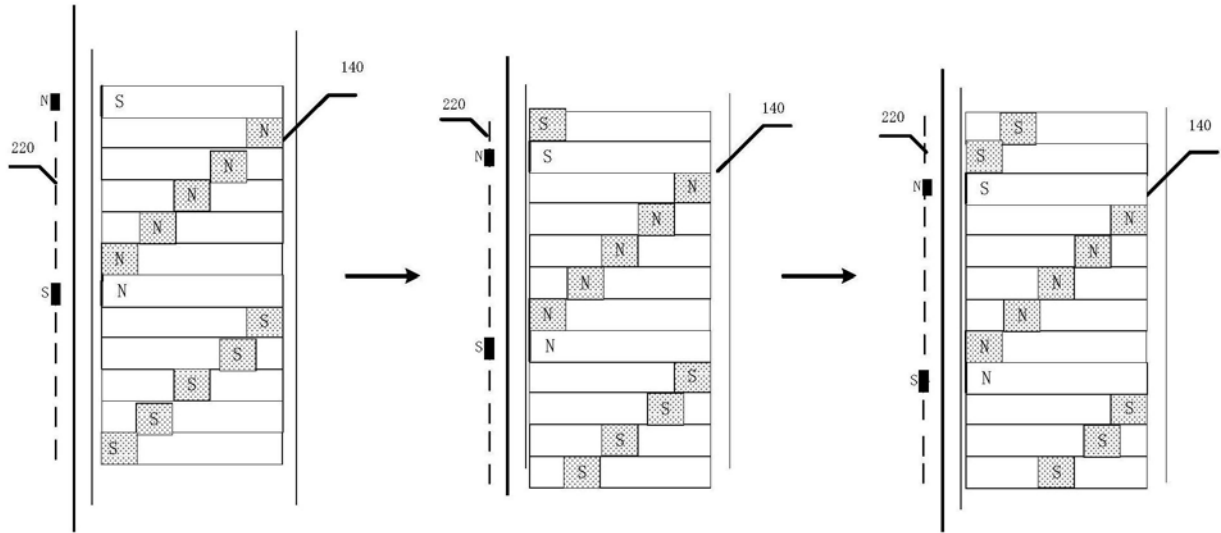


图12

专利名称(译)	一种血管内超声诊断系统和磁驱动方法		
公开(公告)号	CN110368035A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910818336.1	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		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483		
代理人(译)	王兆林		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种血管内超声诊断系统，包括：导管组件、设置在导管组件内的超声波换能器，还包括设置在导管组件内的与超声波换能器连接的用于使超声波换能器转动的磁驱动单元；磁驱动单元是由多个磁体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；设置在被诊断体的外部的体外部分，体外部分包括：多组电磁线圈排列而成的交变磁场产生单元，用于产生与超声波换能器转动速度对应的交变磁场。本申请通过由多个磁体以目标磁极按照预设角度旋转堆叠而形成的磁驱动单元驱动超声换能器同步转动，磁驱动单元驱动超声波换能器平稳转动，得到的回波信号均匀，成像效果显著提高。本申请还提供了磁驱动方法，具有上述有益效果。

