



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110368033 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201910816714.2

(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)

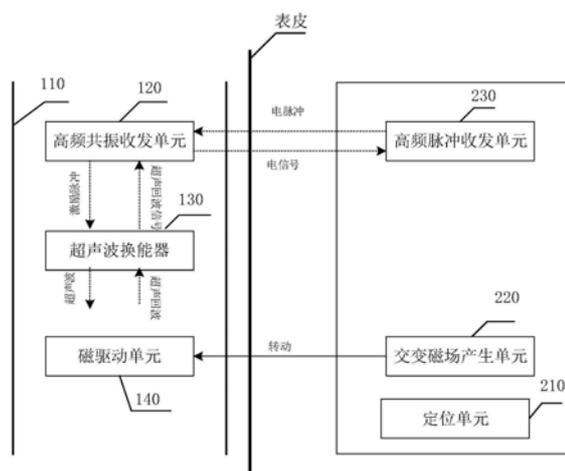
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54)发明名称

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,通过在体外部分发射与超声波频率对应的电脉冲,体内部分接收到电脉冲后,高频共振收发单元接收到电脉冲后,产生对应的激励脉冲以便超声波换能器产生超声波,然后超声波换能器产生对应的超声回波信号,体内部分的高频共振收发单元接收到从体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号,以便体外部分接收到所述电信号,实现了信号的无线传输,避免了信号衰减、信号干扰和线感延迟的问题,提高信号接收强度进而提高成像效果,改善用户体验。



1. 一种血管内超声诊断系统,其特征在于,包括体内部分、体外部分;所述体外部分置于被诊断体的外部,包括:

定位单元,用于确定所述体外部分与所述体内部分的相对位置;

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;

高频脉冲收发单元,用于向所述体内部分发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从所述体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号;

所述体内部分置于所述被诊断体的血管内,包括:

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

超声波换能器,用于根据所述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所述超声回波信号;

磁驱动单元,用于在所述交变磁场中转动并驱动所述超声波换能器同步转动;

导管组件,用于容纳和安装所述高频共振收发单元、所述超声波换能器、所述磁驱动单元,以便所述超声波换能器、所述磁驱动单元同步转动。

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,以便所述定位装置与所述磁驱动单元、所述超声波换能器同步转动,使所述超声波换能器实现转动时的环形扫描。

3. 根据权利要求2所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述超声波换能器与所述高频共振收发单元同步转动。

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,所述超声波换能器包括:

依次设置在所述导管组件内的超声波换能器本体、超声波增强腔和超声波增强体,其中,所述超声波增强腔设置在所述超声波换能器本体的与发射所述超声波的面的相反面。

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,所述定位单元是霍尔器件。

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,所述体外部分还包括壳体、设置在所述壳体上的固定件,所述固定件用于当所述定位单元定位完成后,固定所述体外单元于所述被诊断体上,在所述壳体内设置所述定位单元,所述交变磁场控制单元、所述高频脉冲收发单元、所述交变磁场产生单元。

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,交变磁场产生单元包括多个感应线圈。

8. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述磁驱动单元包括永磁体和包裹在所述永磁体侧边的绝缘胶体,所述永磁体的正负两级所在的平面均与转动轴垂直。

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,所述永磁体为圆柱状,圆柱轴心与转动轴心一致。

10. 根据权利要求1所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,所述高频共振收发单元包括:共振收发线圈、与所述共振收发线圈并联的共振谐振电容、与所述共振收发线圈和所述共振谐振电容并联的潜布阻抗PCB。

11. 根据权利要求1至10任一项所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,还包括:
与所述体外部分连接的超声主机,所述超声主机包括控制单元,用于控制所述交变磁场产生单元和/或所述高频脉冲收发单元。

12. 根据权利要求11所述的血管内超声诊断系统,其特征在于,还包括与所述超声主机连接的显示单元,用于实时显示所述体内部分与所述体外部分之间位置关系的图像。

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诊断技术领域,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) 技术的发明,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] 血管内的超声换能器是采用一根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。血管内超声诊断系统整个转动部分工艺复杂,可靠性较差,另外,由于导管较长,采用导管内的导线传递信号容易造成高频信号的远距离损失和线感延迟,大幅度削弱了信号,进而影响真实的病变信号效果;通过长距离的导线传输,微弱的超声回波信号容易受到干扰。

[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。

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,能够提高信号接收强度进而提高成像效果。其具体方案如下:

[0006] 本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括体内部分、体外部分;所述体外部分置于被诊断体的外部,包括:

[0007] 定位单元,用于确定所述体外部分与所述体内部分的相对位置;

[0008] 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;

[0009] 高频脉冲收发单元,用于向所述体内部分发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从所述体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号;

[0010] 所述体内部分置于所述被诊断体的血管内,包括:

[0011] 高频共振收发单元,用于根据从所述体外部分接收到的所述电脉冲产生对应的激励脉冲,用于将所述超声回波信号转换为所述电信号,并向所述体外部分发射;

[0012] 超声波换能器,用于根据所述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所述超声回波信号;

[0013] 磁驱动单元,用于在所述交变磁场中转动并驱动所述超声波换能器同步转动;

[0014] 导管组件,用于容纳和安装所述高频共振收发单元、所述超声波换能器、所述磁驱动单元,以便所述超声波换能器、所述磁驱动单元同步转动。

[0015] 可选的,所述导管组件包括:

[0016] 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,以便所述定位装置与所述磁驱动单元、所述超声波换能器同步转动,使所述超声波换能器实现转动时的环形扫描。

[0017] 可选的,所述超声波换能器与所述高频共振收发单元同步转动。

[0018] 可选的,所述超声波换能器包括:

[0019] 依次设置在所述导管组件内的超声波换能器本体、超声波增强腔和超声波增强体,其中,所述超声波增强腔设置在所述超声波换能器本体的与发射所述超声波的面的相反面。

[0020] 可选的,所述定位单元是霍尔器件。

[0021] 可选的,所述体外部分还包括壳体、设置在所述壳体上的固定件,所述固定件用于当所述定位单元定位完成后,固定所述体外单元于所述被诊断体上,在所述壳体内设置所述定位单元,所述交变磁场控制单元、所述高频脉冲收发单元、所述交变磁场产生单元。

[0022] 可选的,交变磁场产生单元包括多个感应线圈。

[0023] 可选的,所述磁驱动单元包括永磁体和包裹在所述永磁体侧边的绝缘胶体,所述永磁体的正负两级所在的平面均与转动轴垂直。

[0024] 可选的,所述永磁体为圆柱状,圆柱轴心与转动轴心一致。

[0025] 可选的,所述高频共振收发单元包括:共振收发线圈、与所述共振收发线圈并联的共振谐振电容、与所述共振收发线圈和所述共振谐振电容并联的潜布阻抗PCB。

[0026] 可选的,还包括:

[0027] 与所述体外部分连接的超声主机,所述超声主机包括控制单元,用于控制所述交变磁场产生单元和/或所述高频脉冲收发单元。

[0028] 可选的,还包括与所述超声主机连接的显示单元,用于实时显示所述体内部分与所述体外部分之间位置关系的图像。

[0029] 本申请提供一种血管内超声诊断系统,包括体内部分、体外部分;体外部分置于被诊断体的外部,包括:定位单元,用于确定体外部分与体内部分的相对位置;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;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;体内部分置于被诊断体的血管内,包括:高频共振收发单元,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;超声波换能器,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;磁驱动单元,用于在交变磁场中转动并驱动超声波换能器同步转动;导管组件,用于容纳和安装高频共振收发单元、超声波换能器、磁驱动单元,以便超声波换能器、磁驱动单元同步转动。

[0030] 可见,本申请通过在体外部分发射与超声波频率对应的电脉冲,体内部分接收到电脉冲后,高频共振收发单元接收到电脉冲后,产生对应的激励脉冲以便超声波换能器产生超声波,然后超声波换能器产生对应的超声回波信号,体内部分的高频共振收发单元接收到从体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号,以便体外部分接收到所述电信号,实现了信号的无线传输,避免了信号衰减、信号干扰和线感延迟的问题,提高信号接收强度进而提高成像效果,改善用户体验。

附图说明

[0031] 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。

- [0032] 图1为本申请实施例所提供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图;
- [0033] 图2为本申请实施例提供的一种体外部分的截面图;
- [0034] 图3为本申请实施例提供的体外部分的另一侧面的截面图;
- [0035] 图4A-图4C为本申请实施例提供的一种导管组件内转动组件的组装示意图;
- [0036] 图5为本申请实施例提供的高频共振收发单元的结构示意图;
- [0037] 图6为本申请实施例提供的高频共振收发单元的原理示意图;
- [0038] 图7为本申请实施例提供的一种磁驱动单元的横向剖面图;
- [0039] 图8为本申请实施例提供的一种磁驱动单元的纵向剖面图;
- [0040] 图9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;
- [0041] 图10为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统工作示意图;
- [0042] 图11a-图11e为本申请实施例提供的一种转动原理示意图;
- [0043] 图12为本申请实施例所提供的一种血管内超声诊断方法的流程图。

具体实施方式

[0044] 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。

[0045] 请参考图1,图1为本申请实施例所提供的一种血管内超声诊断系统的结构示意图,具体包括:

[0046] 体内部分100、体外部分200;体外部分200置于被诊断体的外部,包括:定位单元210,用于确定体外部分200与体内部分100的相对位置;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;高频脉冲收发单元230,用于向体内部分100发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从体内部分100返回的与超声回波信号对应的电信号;体内部分100置于被诊断体的血管内,包括:高频共振收发单元120,用于根据从体外部分200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200发射;超声波换能器130单元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;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;导管组件110,用于容纳和安装高频共振收发单元120、超声波换能器130、磁驱动单元140,以便超声波换能器130、磁驱动单元140同步转动。

[0047] 本实施例可以应用于IVUS超声医疗设备中。本实施例不对体外部分200的各组成的位置进行限定,值得注意的是,由于定位单元210是实现体外部分200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转动的准确定与高效性。进一步的还可以包括壳体。请参考图2与图3,图2为本申请实施例提供的一种体外部分200的截面图,图3为本申请实施例提供的体外部分200的另一侧面的截面图。

[0048] 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可以是霍尔器件。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。交变磁场产生单元220可以是设置预设数目的电磁线圈,以便实现体内部分100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。

[0049] 高频脉冲收发单元230用于向体内部分100发射与超声波频率对应的电脉冲,并接收从体内部分100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。

[0050] 体内部分100置于被诊断体的血管内,包括:高频共振收发单元120,用于根据从体外部分200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200发射;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;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;导管组件110,用于容纳和安装高频共振收发单元120、超声波换能器130、磁驱动单元140,以便超声波换能器130、磁驱动单元140同步转动。本实施例不对体内部分100的各部分组成的位置进行限定,只要是能够实现本实施例的目的即可。

[0051] 本实施例不对导管组件110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。

[0052] 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和磁驱动单元,以便定位装置与磁驱动单元、超声波换能器同步转动,使超声波换能器实现转动时的环形扫描。

[0053] 本实施例不对定位装置进行限定,只要是能够满足本实施例的目的即可。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、前嵌套层、后嵌套层,定位框设置在前嵌套层和后嵌套层之间,且定位框的最大宽度大于前嵌套层的内径和后嵌套层的内径,且定位能够在前嵌套层和后嵌套层之间旋转,定位框旋转轴一侧的外部固定有超声波换能器130,定位框内还设置有磁驱动单元,以便定位装置与磁驱动单元140、超声波换能器130同步转动,使超声波换能器实现转动时的环形扫描。进一步的,超声波换能器130与高频共振收发单元120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和超声共振收发单元120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。

[0054] 当然,在血管内超声回波系统工作时,还可以有其他的实现形式,具体请参考图

4A-图4C,图4A-图4C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4A,导管组件110a包括导管111a、前嵌套层112a、后嵌套层113a,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112a、后嵌套层113a之间;对于图4B,导管组件110b是导管和在导管组件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4C,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和超声波换能器130同步转动。当然也可以通过其他方式进行固定控制。

[0055] 针对图4A,导管组件110a包括导管111a、前嵌套层112a、后嵌套层113a,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与旋转部分的摩擦。针对图4B,导管组件110b的凸缘的外表面涂有润滑层;针对图4C,导管组件110c的轴承150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。

[0056] 针对高频共振收发单元120,具体请参考图5和图6,图5为本申请实施例提供的高频共振收发单元120的结构示意图,图6为本申请实施例提供的高频共振收发单元120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。

[0057] 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。

[0058] 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。磁驱动单元140包括磁转子,具体的磁转子可以是永磁体,也可以是普通的磁转子,只要是能够实现本实施例的目的即可。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。

[0059] 针对永磁转子,具体请参考图7和图8,图7为本申请实施例提供的一种磁驱动单元140的横向剖面图,图8为本申请实施例提供的一种磁驱动单元140的纵向剖面图,包括:

[0060] 永磁体141,包裹在永磁体侧边的绝缘胶体142,永磁体141的正负两级所在的平面均与转动轴垂直。进一步的,永磁体为圆柱状,圆柱轴心与转动轴心一致。可见,增大了永磁体141的面积,便于使超声波换能器130与高频共振发生单元120同步转动,便于实际控制。

[0061] 进一步的,体内部分100还包括回撤装置、镍珠位引向器。

[0062] 基于上述技术方案,本实施例通过在体外部分200发射与超声波频率对应的电脉冲,体内部分100接收到电脉冲后,高频共振收发单元120接收到电脉冲后,产生对应的激励脉冲以便超声波换能器130产生超声波,然后超声波换能器130产生对应的超声回波信号,体内部分100的高频共振收发单元120接收到从体内部分100返回的与超声回波信号对应的电信号,以便体外部分200接收到电信号,实现了信号的无线传输,避免了信号衰减、信号干扰和线感延迟的问题,提高信号接收强度进而提高成像效果,改善用户体验。

[0063] 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,针对超声波换能器130进行进一步阐述,具体请参考图9,图9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:

[0064] 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170远离超声波换能器130的一侧。

[0065] 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。

[0066] 基于上述技术方案,本实施例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。

[0067] 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200进行进一步阐述,体外部分200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、高频脉冲收发单元230、交变磁场产生单元220。

[0068] 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200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。

[0069] 基于上述技术方案,本实施例通过在壳体添加固定件来提高体外部分200的可操作性。

[0070] 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200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。

[0071] 可以理解的是,血管内超声诊断系统的体外部分200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200接近被诊断体,然后根据定位单元210确定体内部分100的磁驱动单元140的位置即用于实时显示体内部分100与体外部分200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200的交变磁场产生单元220对体内部分100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200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。

[0072] 本实施例提供一种工作原理示意,具体请参考图10,图10为本申请实施例提供的一种血管内超声诊断系统工作示意图,包括:

[0073] 1、技术人员将体内部分100插入血管,并伸至目标检测位置(一般的,目标检测位置是血管狭窄的地方即病灶处)。

[0074] 2、根据人体血管构造的特征,技术人员可判断出体内部分100的永磁转子的大致位置即初始位置;技术人员手执体外部分200,接近判断的初始位置,并反复移动,此时定位单元210感应出磁场最强的位置,就是体内的磁驱动单元140的准确位置;这个过程通过与超声主机连接的显示单元显示出定位图片,技术人员根据显示单元的提示,找出准确位置,并将体外部分200固定;此时,交变磁场产生单元220已经准确的对应了体内的磁驱动单元140,达到最好的磁场驱动效果。

[0075] 3、超声主机发送转动命令到交变磁场产生单元。

[0076] 4、交变磁场产生单元接到转动命令后,按转动速度,依次产生交变电驱动信号。以交变磁场产生单元为4个电磁线圈,磁驱动单元140为永磁转子为例,电磁线圈产生出交变磁场,本实施例提供一种转动的工作原理,如图11a-图11e所示,图11a-图11e为本申请实施例提供的一种转动原理示意图,包括:

[0077] 状态1:假设初始状态,体内部分100的永磁转子如图11a所示,左为S极,右为N极,则对磁场的作用如图11a所示,同极磁性产生吸引,而异极磁性产生排斥,永磁转子向逆时针方向旋转;

[0078] 状态2:当永磁转子旋转到图11b的位置,电磁线圈的驱动电流发生变化,中间为N,此时永磁转子的S极继续被吸引,做逆时针旋转。

[0079] 状态3:当永磁转子旋转到了垂直如图11c状态时,驱动电磁线圈电流变化,产生出如图11c那样的磁场,永磁转子的S极被继续吸引、排斥,向着逆时针方向运转;

[0080] 状态4:当永磁转子旋转到了图11d位置时,电磁线圈再次变化电流的极性,产生出如图11d的磁场,通过排斥力推动永磁转子继续向逆时针旋转;

[0081] 状态5:旋转180度后,状态归零,达到图11e的水平状态,永磁转子的极性变成了左N右S,但这已经是倒向180度后的另一种归零状态。

[0082] 类推旋转下去,完成IVUS需要的不停旋转的过程与维持需要的转速。

[0083] 可以理解的是,当初始位置不在上述的状态下,体内永磁转子可假定不旋转,因为电磁线圈产生的交变磁场是不断变化、周期性反复的,因此,一个周期内,必定有一个状态达到驱动的初始条件,故,无论处在任何状态下的永磁转子,都能在转动命令的同时、或者延迟一个周期后,找到它的始发条件,并立即进入转动同步状态。

[0084] 5、交变磁场产生单元220接到转动命令的同时,50MHz高频脉冲收发单元230发射与超声波频率对应的50MHz电脉冲,功率约为600W (200V*3A)。

[0085] 6、高频共振收发单元120接收到电脉冲后,因与本身固有的频率相同,就会在输出端产生出一个50MHz产生对应的激励脉冲,通过导线,送至超声波换能器130。

[0086] 7、超声波换能器130被50MHz激励脉冲激励,发出同频率的超声波,并传至血管壁;血管壁反射出同频率的超声回波,超声波换能器130接收到超声回波,产生出同频率的超声回波信号,送至高频共振收发单元120。

[0087] 8、高频共振收发单元120通过接收到超声回波信号,并将超声回波信号转化为电信号,向体外部分200发射。

[0088] 9、高频脉冲收发单元230接收电信号,将电信号转换成数字信号,通过主机电缆,送至超声主机。

[0089] 10、超声主机经过算法,将血管组织通过图像的方式在显示单元显示出来,以便获取得到血管组织图像。

[0090] 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,具体请参考图12,图12为本申请实施例所提供的一种血管内超声诊断方法的流程图,具体包括:

[0091] S101、交变磁场产生单元产生交变磁场;

[0092] S102、磁驱动单元在交变磁场中转动,并驱动超声波换能器以与交变磁场对应的转动速度同步转动;

[0093] S103、高频脉冲收发单元向体内部分发射与超声波频率对应的电脉冲;

[0094] S104、高频共振收发单元根据从体外部分接收到的电脉冲,产生对应的激励脉冲;

[0095] S105、超声波换能器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;

[0096] S106、高频共振收发单元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;

[0097] S107、高频脉冲收发单元接收电信号。

[0098] 进一步的,高频脉冲收发单元接收电信号之后,还包括:高频脉冲收发单元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。

[0099] 进一步的,显示单元根据处理后的数字信号获取血管组织图像之后,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。

[0100] 由于血管内超声诊断方法部分的实施例与血管内超声诊断系统部分的实施例相互对应,因此血管内超声诊断方法部分的实施例请参见血管内超声诊断系统部分的实施例的描述,这里暂不赘述。

[0101] 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。

[0102] 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。

[0103] 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。

[0104] 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核心思想。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。

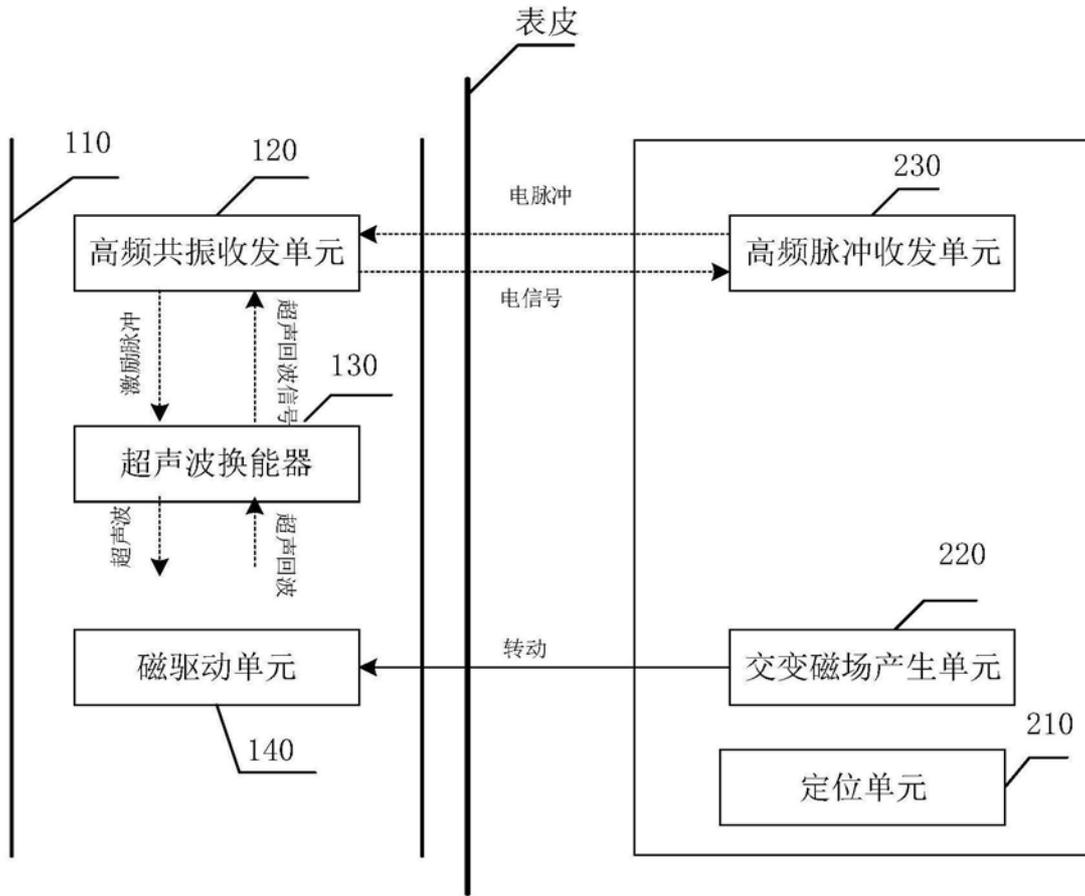


图1

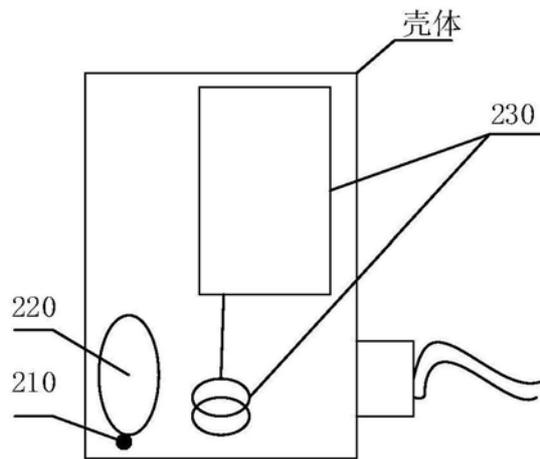


图2

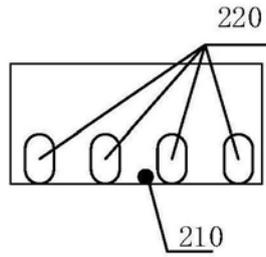


图3

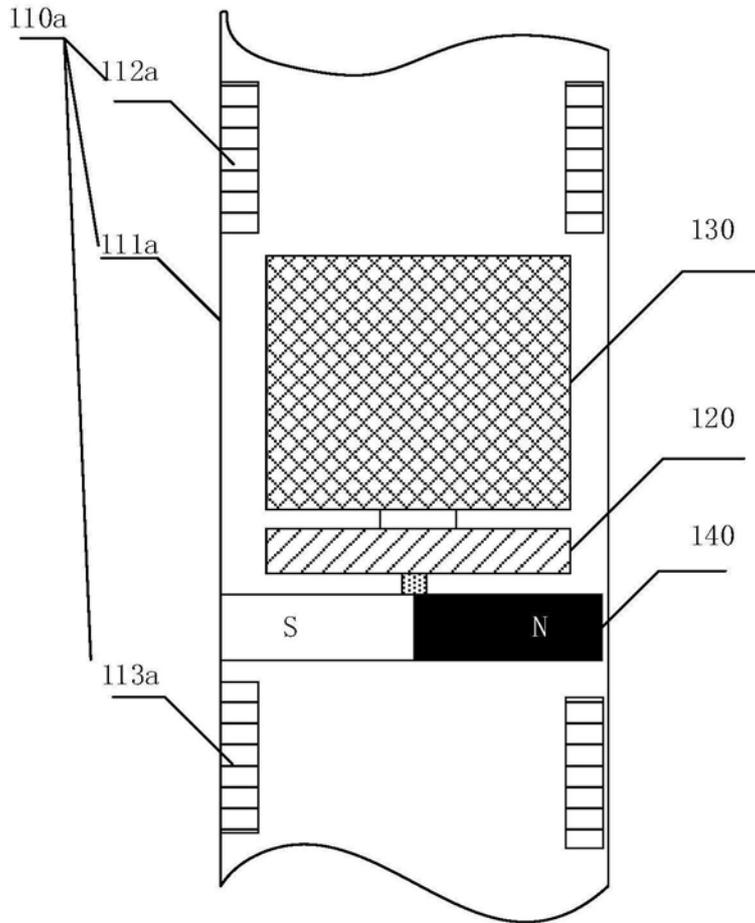


图4A

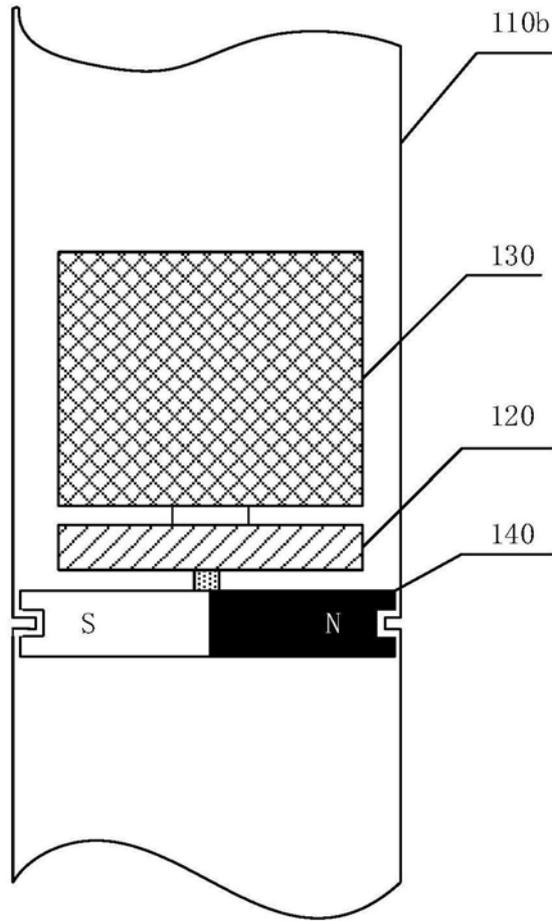


图4B

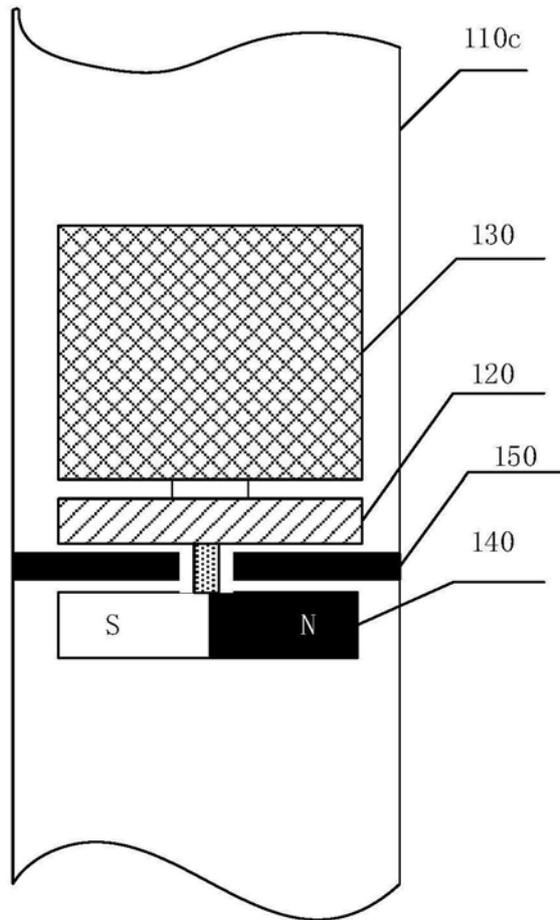


图4C

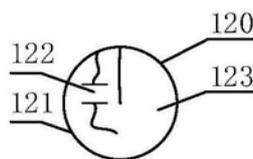


图5

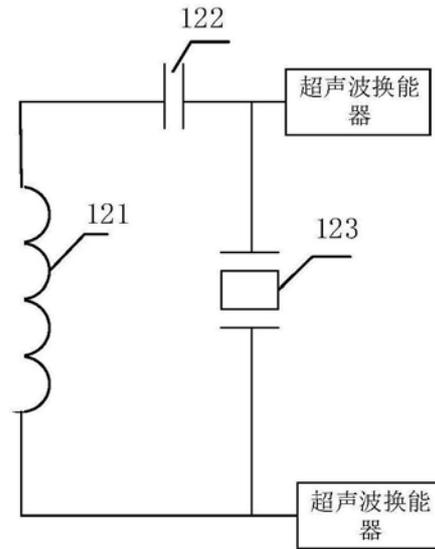


图6

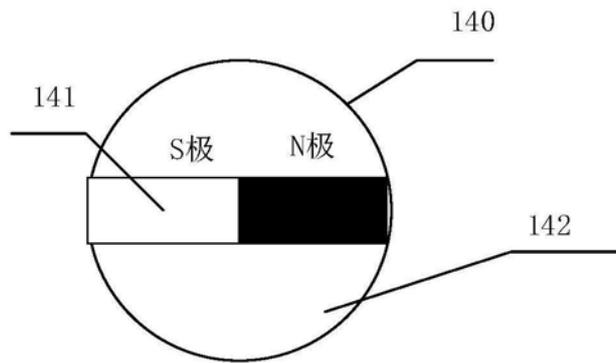


图7

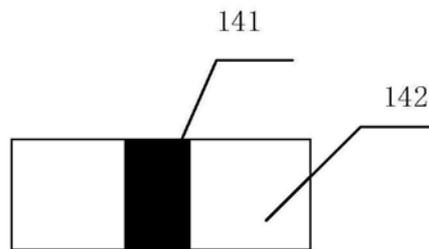


图8

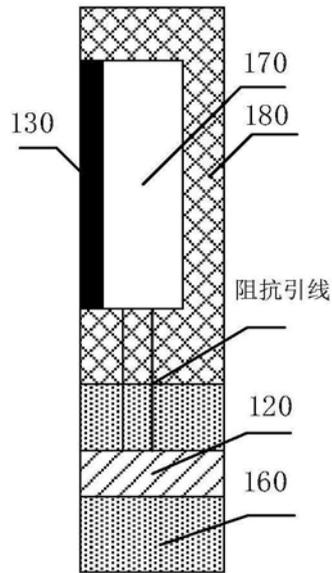


图9

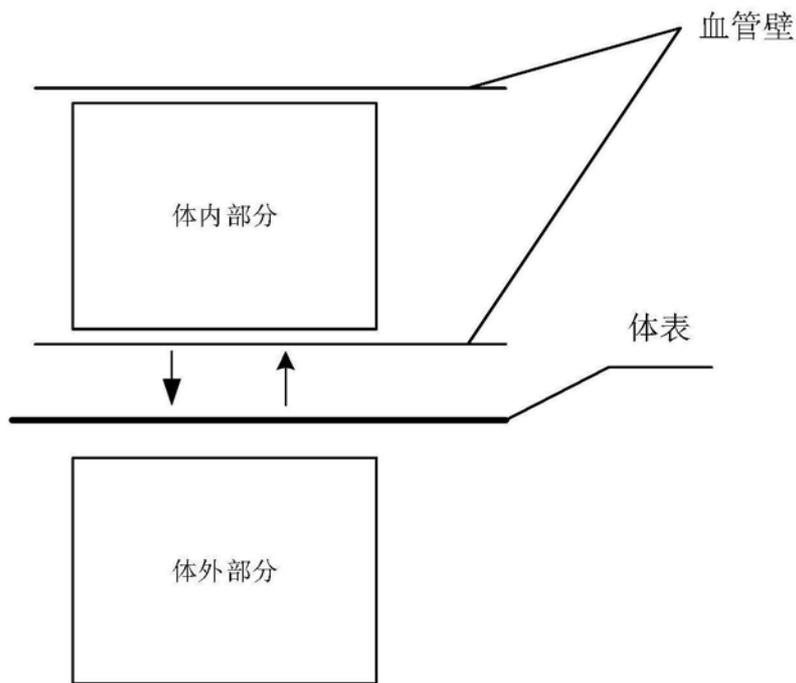


图10

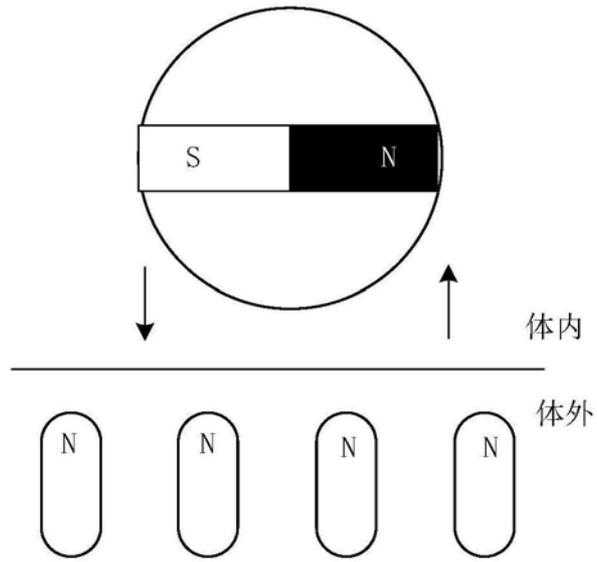


图11a

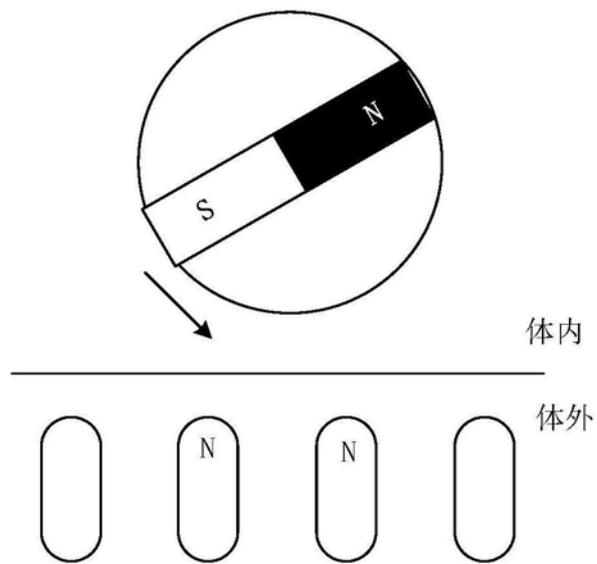


图11b

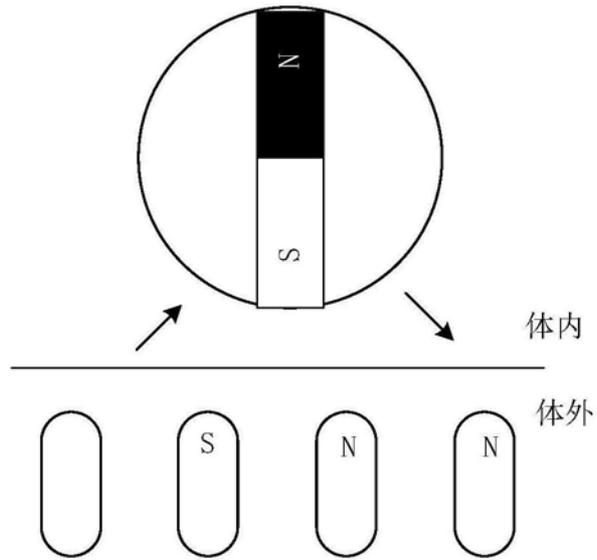


图11c

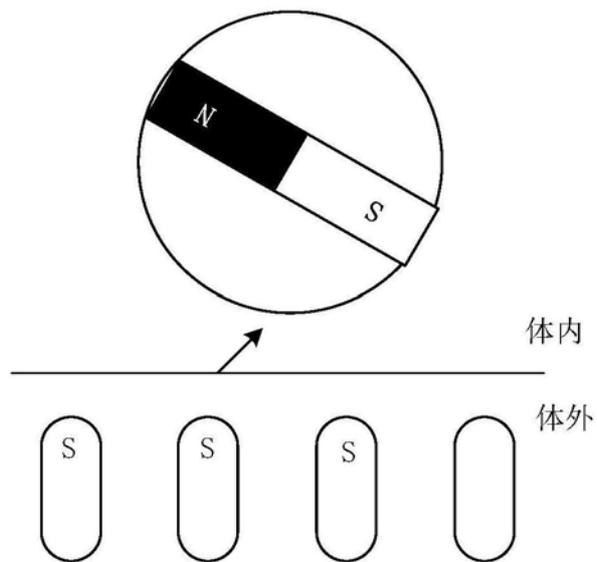


图11d

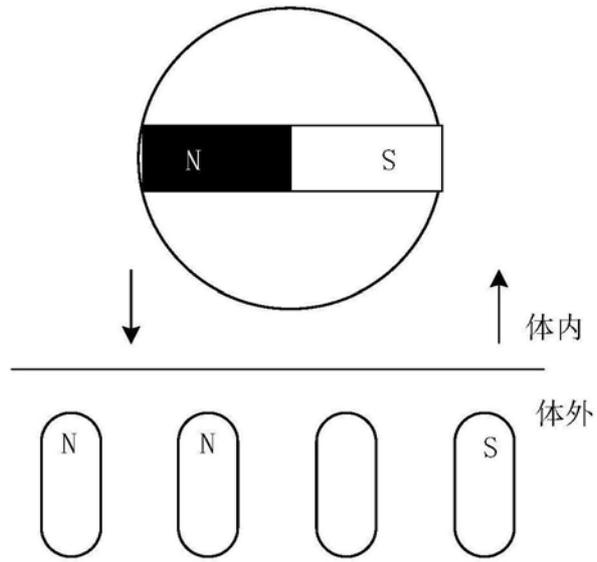


图11e

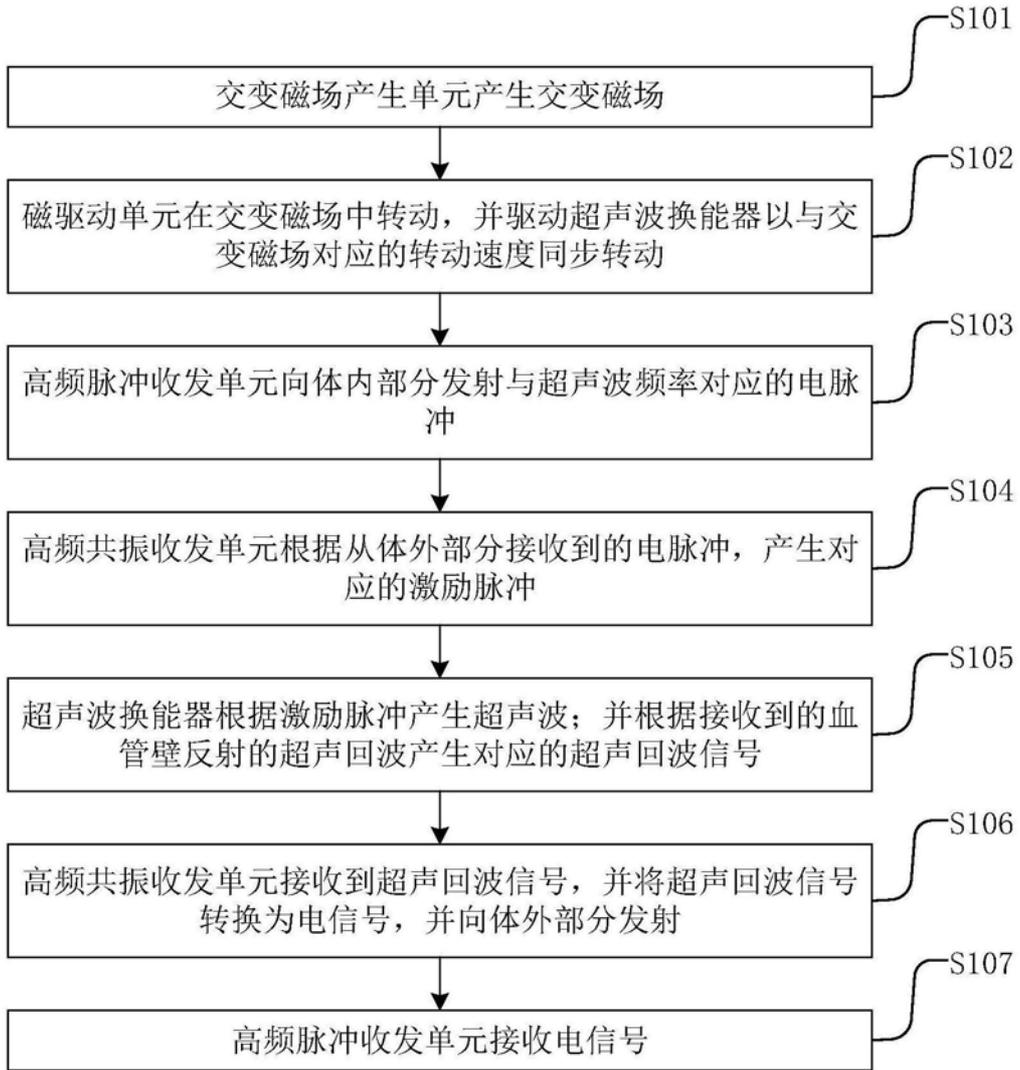


图12

专利名称(译)	一种血管内超声诊断系统		
公开(公告)号	CN110368033A	公开(公告)日	2019-10-25
申请号	CN201910816714.2	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)

本申请提供一种血管内超声诊断系统，通过在体外部分发射与超声波频率对应的电脉冲，体内部分接收到电脉冲后，高频共振收发单元接收到电脉冲后，产生对应的激励脉冲以便超声波换能器产生超声波，然后超声波换能器产生对应的超声回波信号，体内部分的高频共振收发单元接收到从体内部分返回的与超声回波信号对应的电信号，以便体外部分接收到所述电信号，实现了信号的无线传输，避免了信号衰减、信号干扰和线感延迟的问题，提高信号接收强度进而提高成像效果，改善用户体验。

