



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110215235 A

(43)申请公布日 2019.09.10

(21)申请号 201910610675.0

(22)申请日 2019.07.08

(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 孙银君

(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 王仲凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

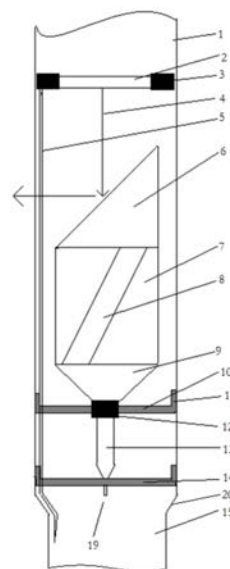
权利要求书3页 说明书10页 附图8页

(54)发明名称

一种应用于血管内超声的诊断系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种应用于血管内超声的诊断系统,包括:导管以及超声主机;导管内设置有超声波换能器、转动装置以及超声波反射体;转动装置的一端可转动的设置于导管中,并由血流驱动转动,转动装置的另一端固定设置有用以对超声波换能器发射的超声波进行反射的超声波反射体;血流由流入孔流入导管,流过并驱动转动装置转动后,由导流窗流出。本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统不需要外界动力设备的驱动,可直接利用血液流动过程中产生的动力驱动转动装置转动,节省了成本;且使导管系统更容易实现小型化,进一步减小导管尺寸。本发明还公开了一种使用上述应用于血管内超声的诊断系统对超声回波信号处理的方法。



1. 一种应用于血管内超声的诊断系统,包括导管以及超声主机;其特征在于,所述导管内设置有超声波换能器(2)、转动装置以及超声波反射体(6);所述转动装置的一端可转动的设置于所述导管中,并由血流驱动转动,所述转动装置的另一端固定设置有用以对所述超声波换能器(2)发射的超声波进行反射的所述超声波反射体(6);所述超声波反射体(6)由所述转动装置带动转动、以使所述超声波被反射之后沿所述导管周向的进行扫描;所述导管远离所述超声主机的一端设置有流入孔,另一端设置有导流窗(20),所述血流由所述流入孔流入所述导管,流过并驱动所述转动装置转动后,由所述导流窗(20)流出。
2. 根据权利要求1所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述导管包括远离所述超声主机一端的前导管(1)以及与所述前导管(1)连接的后导管(15),且所述前导管(1)的横截面尺寸大于所述后导管(15)的横截面尺寸,所述转动装置设置于所述前导管(1)。
3. 根据权利要求2所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述前导管(1)与所述后导管(15)的连接处设置有尺寸渐缩的过渡段,所述导流窗(20)设置于所述过渡段的侧壁上。
4. 根据权利要求1所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述超声波换能器(2)设置在杆状结构上,且所述流入孔包括设置于所述杆状结构宽度方向两侧与所述导管的侧壁之间的第一流入孔和第二流入孔。
5. 根据权利要求4所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述杆状结构长度方向的两端设置有用以将其固定设置于所述导管内壁的换能器固定盘(3)。
6. 根据权利要求1所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,还包括一端与所述超声波换能器(2)连接,另一端与所述超声主机连接的导线(5)。
7. 根据权利要求6所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述超声波换能器(2)、所述超声波反射体(6)和所述转动装置沿所述导管的长度方向依次设置,且所述超声波换能器(2)设置于所述导管远离所述超声主机的一端,所述导线(5)贴合设置于所述导管的内侧壁。
8. 根据权利要求1所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述转动装置包括纵向液流转子(7),所述纵向液流转子(7)由所述血流驱动转动。
9. 根据权利要求8所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述纵向液流转子(7)为圆柱状,且其外周部设置有螺旋状的导流槽(8)。
10. 根据权利要求8所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述超声波反射体(6)设置有用以对所述超声波进行反射的超声波反射面(16),所述超声波反射面(16)所在平面与所述纵向液流转子(7)的转动轴线之间的夹角为 45° 。
11. 根据权利要求8所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述纵向液流转子(7)远离所述超声波换能器(2)的一端设置有定位轴(13),所述定位轴(13)套装在上定位架(10)内,所述上定位架(10)固定在所述导管内,所述定位轴(13)与所述上定位架(10)转动连接。
12. 根据权利要求11所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述定位轴

(13) 远离所述纵向液流转子(7)的一端设置有尾端定位针(19),且所述尾端定位针(19)的横截面直径小于所述定位轴(13)的横截面直径;

所述尾端定位针(19)套装在下定位架(14)内,所述下定位架(14)设置于所述上定位架(10)的下部,且所述尾端定位针(19)相对于所述下定位架(14)转动设置。

13. 根据权利要求12所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述尾端定位针(19)的中心轴线、所述定位轴(13)的中心轴线均与所述纵向液流转子(7)的转动轴线共线。

14. 根据权利要求11所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,所述纵向液流转子(7)远离所述超声波换能器(2)的一端设置有用于避免产生湍流的稳流子(9);

且所述稳流子(9)为圆台状结构,所述圆台状结构与所述纵向液流转子(7)连接的上底面的面积大于其下底面的面积;

所述稳流子(9)的一端与所述纵向液流转子(7)连接,另一端与所述定位轴(13)连接。

15. 根据权利要求1-14任一项所述的应用于血管内超声的诊断系统,其特征在于,还包括用于检测所述导管内血压并将检测结果传递给所述超声主机的血压传感器,所述血压传感器与所述超声主机连接。

16. 一种对超声回波信号处理的方法,其特征在于,使用权利要求15所述的应用于血管内超声的诊断系统,且包括:

实时测量所述转动装置所在位置的血压值;

根据所述血压值得到所述转动装置的转速;

根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像。

17. 根据权利要求16所述的对超声回波信号处理的方法,其特征在于所述根据所述血压值得到所述转动装置的转速,包括:

查询数据表,获得所述血压值对应的转速;

其中,所述数据表为实验测量得到或通过建模仿真得到。

18. 根据权利要求16所述的对超声回波信号处理的方法,其特征在于,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,包括:

根据所述转速与时间的对应关系排列扫描线的间距;

根据所述超声回波信号与时间的对应关系将所述超声回波信号显示为对应的所述扫描线上的图像。

19. 根据权利要求18所述的对超声回波信号处理的方法,其特征在于,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,包括:

所述间距,与相邻超声回波信号的时间间隔及其对应的所述转速的乘积成正比;其中,所述对应的转速,为所述间距两侧任一扫扫线对应的的时间对应的转速,或者为所述间距两侧扫描线对应的两个时间的两个转速的平均值或插值。

20. 根据权利要求18所述的对超声回波信号处理的方法,其特征在于,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,还包括:

当所述扫描线的间距大于第一预设值时,提高超声波激励脉冲的发射频率;

或在所述扫描线的间距大于所述第一预设值的间距中,插入过渡用扫描线,所述过渡用扫描线显示的图像采用其相邻扫描线显示的图像的平均值或插值。

21. 根据权利要求18所述的超声回波信号处理的方法,其特征在于,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,还包括:

当所述扫描线的间距小于第二预设值时,抛弃所述间距一侧或两侧的扫描线。

一种应用于血管内超声的诊断系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内超声技术领域,更具体地说,涉及一种应用于血管内超声的诊断系统;此外,本发明还涉及一种使用上述应用于血管内超声的诊断系统对超声回波信号进行处理的方法。

背景技术

[0002] 血管内超声技术是无创性的超声技术和有创性的导管技术的结合,是一种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。

[0003] 现有技术中在进行血管内超声时,需要通过转动部件带动超声换能器旋转,以使超声波可以对血管的周向进行360°检测;为了使转动部分与超声波换能器之间实现信号传输,需要在转动部件设置旋转变压器,为了使转动部件内的马达与导管之间高压绝缘,还需要设置绝缘联轴器等结构;使转动部件的结构复杂,且转动部件的装配精度要求高,加工难度大,使手术费用提高;且转动部件在使用的过程中可靠性较差,增加了手术的风险。

[0004] 还存在通过血液流动驱动转动部件转动的技术方案,但是现有技术中一般通过转动部件带动超声波换能器转动,且超声波换能器通过导线与外部的超声主机连接,因此超声波换能器转动的过程中会带动导线一起转动,增加了导线的设置难度和检测过程的不可靠性;且血液的流动本身动能有一定的限制,转动部件带动超声波换能器一起转动增加了转动负担,使转速受限,影响检测效果。

[0005] 综上所述,如何简化血管内超声技术中所使用的转动部件的结构且保证检测过程的可靠性,是目前本领域技术人员亟待解决的问题。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的目的是提供一种应用于血管内超声的诊断系统,可以简化转动部件的结构,降低手术成本。本发明的另一目的是提供一种使用上述应用于血管内超声的诊断系统对超声回波信号处理的方法。

[0007] 为了实现上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0008] 一种应用于血管内超声的诊断系统,包括:导管以及超声主机;

[0009] 所述导管内设置有超声波换能器、转动装置以及超声波反射体;

[0010] 所述转动装置的一端可转动的设置于所述导管中,并由血流驱动转动,所述转动装置的另一端固定设置有用以对所述超声波换能器发射的超声波进行反射的所述超声波反射体;

[0011] 所述超声波反射体由所述转动装置带动转动、以使所述超声波被反射之后形成沿所述导管周向进行扫描;

[0012] 所述导管远离所述超声主机的一端设置有流入孔,另一端设置有导流窗,所述血流由所述流入孔流入所述导管,流过并驱动所述转动装置转动后,由所述导流窗流出。

[0013] 优选的,所述导管包括远离所述超声主机一端的前导管以及与所述前导管连接的

后导管,且所述前导管的横截面尺寸大于所述后导管的横截面尺寸,所述转动装置设置于所述前导管。

[0014] 优选的,所述前导管与所述后导管的连接处设置有尺寸渐缩的过渡段,所述导流窗设置于所述过渡段的侧壁上。

[0015] 优选的,所述超声波换能器设置在杆状结构上,且所述流入孔包括设置于所述杆状结构宽度方向两侧与所述导管的侧壁之间的第一流入孔和第二流入孔。

[0016] 优选的,所述杆状结构长度方向的两端设置有用于将其固定设置于所述导管内壁的换能器固定盘。

[0017] 优选的,还包括一端与所述超声波换能器连接,另一端与所述超声主机连接的导线。

[0018] 优选的,所述超声波换能器、所述超声波反射体和所述转动装置沿所述导管的长度方向依次设置,且所述超声波换能器设置于所述导管远离所述超声主机的一端,所述导线贴合设置于所述导管的内侧壁。

[0019] 优选的,所述转动装置包括纵向液流转子,所述纵向液流转子由所述血流驱动转动。

[0020] 优选的,所述纵向液流转子为圆柱状,且其外周部设置有螺旋状的导流槽。

[0021] 优选的,所述超声波反射体设置有用于对所述超声波进行反射的超声波反射面,所述超声波反射面所在平面与所述纵向液流转子的转动轴线之间的夹角为 45° 。

[0022] 优选的,所述纵向液流转子远离所述超声波换能器的一端设置有定位轴,所述定位轴套装在上定位架内,所述上定位架固定在所述导管内,所述定位轴与所述上定位架转动连接。

[0023] 优选的,所述定位轴远离所述纵向液流转子的一端设置有尾端定位针,且所述尾端定位针的横截面直径小于所述定位轴的横截面直径;

[0024] 所述尾端定位针套装在下定位架内,所述下定位架设置于所述上定位架的下部,且所述尾端定位针相对于所述下定位架转动设置。

[0025] 优选的,所述尾端定位针的中心轴线、所述定位轴的中心轴线均与所述纵向液流转子的转动轴线共线。

[0026] 优选的,所述纵向液流转子远离所述超声波换能器的一端设置有用于避免产生湍流的稳流子;

[0027] 且所述稳流子为圆台状结构,所述圆台状结构与所述纵向液流转子连接的上底面的面积大于其下底面的面积;

[0028] 所述稳流子的一端与所述纵向液流转子连接,另一端与所述定位轴连接。

[0029] 优选的,还包括用于检测所述导管内血压并将检测结果传递给所述超声主机的血压传感器,所述血压传感器与所述超声主机连接。

[0030] 一种对超声回波信号处理的方法,使用上述应用于血管内超声的诊断系统,且包括:

[0031] 实时测量所述转动装置所在位置的血压值;

[0032] 根据所述血压值得到所述转动装置的转速;

[0033] 根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像。

- [0034] 优选的,所述根据所述血压值得到所述转动装置的转速,包括:
- [0035] 查询数据表,获得所述血压值对应的转速;
- [0036] 其中,所述数据表为实验测量得到或通过建模仿真得到。
- [0037] 优选的,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,包括:
- [0038] 根据所述转速与时间的对应关系排列扫描线的间距;
- [0039] 根据所述超声回波信号与时间的对应关系将所述超声回波信号显示为对应的所述扫描线上的图像。
- [0040] 优选的,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,包括:
- [0041] 所述间距,与相邻超声回波信号的时间间隔及其对应的所述转速的乘积成正比;其中,所述对应的转速,为所述间距两侧任一扫描线对应的时间对应的转速,或者为所述间距两侧扫描线对应的两个时间的两个转速的平均值或插值。
- [0042] 优选的,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,还包括:
- [0043] 当所述扫描线的间距大于第一预设值时,提高超声波激励脉冲的发射频率;
- [0044] 或在所述扫描线的间距大于所述第一预设值的间距中,插入过渡用扫描线,所述过渡用扫描线显示的图像采用其相邻扫描线显示的图像的平均值或插值;
- [0045] 优选的,所述根据所述转速、所述超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像,还包括:
- [0046] 当所述扫描线的间距小于第二预设值时,抛弃所述间距一侧或两侧的扫描线。
- [0047] 本发明提供的应用于血管内超声的诊断系统,包括:导管以及用于发射超声波激励脉冲、并对接收到的回波信号进行处理的超声主机;
- [0048] 导管内设置有超声波换能器、转动装置以及超声波反射体;
- [0049] 转动装置的一端可转动的设置于导管中,并由血流驱动转动,转动装置的另一端固定设置有用以对超声波换能器发射的超声波进行反射的超声波反射体;
- [0050] 超声波反射体由转动装置带动转动、以使超声波被反射之后沿导管周向进行扫描;
- [0051] 导管远离超声主机的一端设置有流入孔,另一端设置有导流窗,血流由所流入孔流入导管,流过并驱动转动装置转动后,由导流窗流出。
- [0052] 在使用的过程中,可以先将应用于血管内超声的诊断系统中的导管由动脉伸向血管内部,并通过造影、B超等方法,将导管置于怀疑病灶位置,此时动脉血的流动驱动转动装置转动,启动超声主机,使超声主机产生超声波激励脉冲,并将此激励电信号传递至超声波换能器,超声波换能器在超声波激励脉冲的作用下产生超声波,超声波发出之后经超声波反射体反射,形成沿导管周向的超声波扫描环,以对疑似病灶位置的组织进行全面扫描,超声波接触到物体之后会产生回波信号,回波信号返回至超声波换能器,超声波换能器将回波信号发送给超声主机,超声主机对回波信号进行处理,形成相关图像,对检测结果进行显示。
- [0053] 相比于现有技术,本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统不需要外界动力

设备的驱动,可直接利用血液流动过程中产生的动力驱动转动装置转动,使转动装置简化,节省了成本;且动力驱动设备取消之后,可以使导管系统更容易实现小型化,可以进一步减小导管尺寸;且转动装置可以带动超声波反射体转动,使超声波形成超声波扫描环,使转动装置不需要带动超声波换能器转动,减轻了转动装置的负重,避免了超声波换能器与超声主机之间连接部分的转动,提高了检测过程的可靠性。

附图说明

[0054] 为了更清楚地说明本发明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发明的实施例,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。

[0055] 图1为本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统的具体实施例一的结构示意图;

[0056] 图2为上定位架的俯视图;

[0057] 图3为上定位架的剖视图;

[0058] 图4为下定位架的俯视图;

[0059] 图5为上定位架的剖视图;

[0060] 图6为纵向液流转子的俯视图;

[0061] 图7为纵向液流转子的轴测图;

[0062] 图8为纵向液流转子的旋转示意图;

[0063] 图9为转动装置与超声波反射体的结构示意图;

[0064] 图10为超声波换能器的俯视图;

[0065] 图11为导流窗的结构示意图;

[0066] 图12为对超声回波信号处理的方法的具体实施例的流程示意图。

[0067] 图1-12中:

[0068] 1为前导管、2为超声波换能器、3为换能器固定盘、4为超声示意波、5为导线、6为超声波反射体、7为纵向液流转子、8为导流槽、9为稳流子、10为上定位架、11为上定位架周部、12为轴套、13为定位轴、14为下定位架、15为后导管、16为超声波反射面、17为下定位架周部、18为下定位孔、19为尾端定位针、20为导流窗。

具体实施方式

[0069] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,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,都属于本发明保护的范围。

[0070] 本发明的核心是提供一种应用于血管内超声的诊断系统,使转动部件由血流直接驱动转动,可以简化转动部件的结构,降低手术成本。本发明的另一核心是提供一种使用上述应用于血管内超声的诊断系统对超声回波信号处理的方法。

[0071] 请参考图1-12,图1为本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统的具体实施

例一的结构示意图;图2为上定位架的俯视图;图3为上定位架的剖视图;图4为下定位架的俯视图;图5为上定位架的剖视图;图6为纵向液流转子的俯视图;图7为纵向液流转子的轴测图;图8为纵向液流转子的旋转示意图;图9为转动装置与超声波反射体的结构示意图;图10为超声波换能器的俯视图;图11为导流窗的结构示意图;图12为对超声回波信号处理的方法的具体实施例的流程示意图。

[0072] 本具体实施例提供的应用于血管内超声的诊断系统,包括:

[0073] 导管以及用于发射超声波激励脉冲、并对接收到的回波信号进行处理的超声主机;

[0074] 导管内设置有超声波换能器2、转动装置以及超声波反射体6;

[0075] 转动装置的一端可转动的设置于导管中,并由血流驱动转动,转动装置的另一端固定设置有用以对超声波换能器2发射的超声波进行反射的超声波反射体6;

[0076] 超声波反射体6由转动装置带动转动、以使超声波被反射之后沿导管周向进行扫描;

[0077] 导管远离超声主机的一端设置有流入孔,另一端设置有导流窗20,血流由流入孔流入导管,流过并驱动转动装置转动后,由导流窗20流出。

[0078] 需要进行说明的是,本具体实施例中提到的超声波扫描环可以沿导管的周向进行360°扫描,以实现疑似病灶部位的全面检查。

[0079] 在使用的过程中,可以先将应用于血管内超声的诊断系统中的导管由动脉伸向血管内部,并通过造影、B超等方法,将导管系统置于怀疑病灶位置,此时动脉血的流动驱动转动装置转动,启动超声主机,使超声主机产生超声波激励脉冲,并将此激励电信号传递至超声波换能器2,超声波换能器2在超声波激励脉冲的作用下产生超声波,超声波发出之后经超声波反射体6反射,形成沿导管周向的超声波扫描环,以对疑似病灶位置的组织进行全面扫描,超声波接触到物体之后会产生回波信号,回波信号返回至超声波换能器2,超声波换能器2将回波信号发送给超声主机,超声主机对回波信号进行处理,形成相关图像,对检测结果进行显示,医生可以通过显示的图像判断是否出现病变。

[0080] 相比于现有技术,本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统不需要外界动力设备的驱动,可直接利用血液流动过程中产生的动力驱动转动装置转动,使转动装置结构简化,节省了手术成本;且动力驱动设备取消之后,可以使导管系统更容易实现小型化,可以进一步减小导管尺寸;且转动装置可以带动超声波反射体6转动,使超声波形成超声波扫描环,使转动装置不需要带动超声波换能器2转动,减轻了转动装置的负重,避免了超声波换能器2与超声主机之间连接部分的转动,提高了检测过程的可靠性。

[0081] 在上述实施例的基础上,为了使转动装置能够获得足够的转动动力,可以使导管包括远离超声主机一端的前导管1以及与前导管1连接的后导管15,且前导管1的横截面尺寸大于后导管15的横截面尺寸,转动装置设置于前导管1。

[0082] 前导管1的直径大于后导管15的直径,血液在流经前导管1时所受的阻力大于其流经后导管15时所受的阻力,使导管系统的血液流入端与血液流出端形成液压差,从而使内部的转动装置转动。

[0083] 前导管1与后导管15的连接处设置有尺寸渐缩的过渡段,过渡段的侧壁设置有用以使血液流出的导流窗20。

[0084] 如图11所示,为由图1中结构的底部观察导流窗20的仰视图,优选的,导流窗20沿过渡段的周向均匀设置,且导流窗20为扇形结构;需要进行说明的是,导流窗20的具体数量需要根据实际情况确定,在此不做赘述。

[0085] 在上述实施例的基础上,为了使血液能够顺利进入前导管1内部,可以将超声波换能器2设置在杆状结构上,且流入孔包括设置于杆状结构宽度方向的两侧与导管的侧壁之间的第一流入孔和第二流入孔;血液由第一流入孔和第二流入孔流入导管内,流经并驱动转动装置转动后,由导流窗20流出。

[0086] 优选的,杆状结构长度方向的两端设置有用其固定设置于导管内壁的换能器固定盘3。

[0087] 如图10所示,杆状结构沿前导管1的某一直径设置,其长度方向的两端通过换能器固定盘3固定于前导管1的内侧壁;优选的,第一流入孔的尺寸与第二流入孔的尺寸相同,且血液由第一流入孔和第二流入孔流入前导管1内。

[0088] 为了使超声主机与超声波换能器2之间实现可靠的信号连接,可以设置用于将超声波激励脉冲传递给超声波换能器2、并将回波信号传递给超声主机的导线5;导线5的一端与超声波换能器2连接,另一端与超声主机连接。

[0089] 优选的,超声波换能器2、超声波反射体6和转动装置沿导管的长度方向依次设置,且超声波换能器2设置于导管远离超声主机的一端,导线5贴合设置于导管的内侧壁。

[0090] 超声波换能器2设置于导管的前端,可以最先接近疑似病灶位置,尽量减少导管伸入血管的长度,减轻病人痛苦。

[0091] 导线5可以是两根偏平的电线,紧贴前导管1与后导管15的内壁设置,也可以是两根毛细导线,紧贴前导管1与后导管15的内侧壁,或者还可以是镀金属膜而成的并行镀膜导线,当然还可以是其它结构,具体根据实际情况确定,在此不做赘述。

[0092] 在上述实施例的基础上,可以进一步对转动装置的结构进行限定,使转动装置包括纵向液流转子7,纵向液流转子7由血流驱动转动。

[0093] 优选的,纵向液流转子7为圆柱状,且纵向液流转子7的外周部设置有螺旋状的导流槽8。

[0094] 如图7所示,纵向液流转子7为圆柱状结构,导流槽8呈螺旋状设置于纵向液流转子7的外周部,使血液流经导流槽8时对纵向液流转子7产生周向的作用力;如图8所示,血液由上部经导流槽8向下部流出,由于导流槽8呈螺旋状设置,因此血液在沿导流槽8流动的过程中,会对导流槽8的内侧壁产生沿纵向液流转子7的周向的作用力,使纵向液流转子7沿图示箭头方向旋转。

[0095] 需要进行说明的是,导流槽8的具体深度及宽度需要根据实际情况确定,可以通过改变导流槽8的深度、宽度以及设置角度而得到不同的转速和扭矩,具体需要根据实际情况确定,在此不做赘述。

[0096] 优选的,导流槽8为深度均匀、宽度一致的螺旋状结构,且沿纵向液流转子7的外周部均匀设置有至少两个导流槽8。

[0097] 在上述实施例的基础上,可以在超声波反射体6设置用于对超声波进行反射的超声波反射面16,超声波反射面16所在平面与纵向液流转子7的转动轴线之间的夹角为 45° 。

[0098] 如图9所示,超声波反射体6设置于纵向液流转子7的上部,且与纵向液流转子7连

接,优选的,超声波反射体6为直径尺寸与纵向液流转子7相同的柱状结构,且超声波反射体6的上端面为与纵向液流转子7的转动轴之间的夹角为 45° 的超声波反射面16,优选的,纵向液流转子7的中心轴线与超声波反射体6的中心轴线重合。

[0099] 当有血液流经纵向液流转子7时,会带动纵向液流转子7转动,纵向液流转子7带动超声波反射体6转动,超声波反射体6转动的过程中超声波反射面16随之转动,如图1所示,超声波换能器2所发出的超声波的方向为图1中超声示意波4的方向,且超声示意波4的方向为沿导管的长度方向向下,到达超声波反射面16之后,超声波反射面16对超声波进行反射,被反射之后的超声波的方向垂直于导管的长度方向向外,且超声波反射面16由纵向液流转子7带动转动,因此其转动的过程中,会将超声波反射至沿导管周向 360° 的任一方向,形成沿导管周向的 360° 扫描环,对疑似病变部位的组织进行全面检测,由于超声波接触到人体组织之后,会产生回波信号,且回波信号首先按原路返回,到达超声波反射面16之后,被反射至超声波换能器2,超声波换能器2接收到回波信号之后,将回波信号传递给超声主机,超声主机对接收到的回波信号进行处理,形成相关图像。

[0100] 在上述实施例的基础上,纵向液流转子7远离超声波换能器2的一端设置有定位轴13,定位轴13套装在上定位架10内,上定位架10固定在导管内,定位轴13与上定位架10转动连接。

[0101] 如图2、图3所示,上定位架10为中间设置有安装孔的环状结构,且安装孔与通过连接部分与上定位架周部11连接,上定位架周部11与前导管1的内壁贴合设置,安装孔中设置有轴套12,定位轴13为圆柱状结构,且定位轴13的尺寸与轴套12相配合,以使定位轴13相对于上定位架10转动设置。

[0102] 优选的,轴套12中设置有用于与定位轴13配合的轴承,且定位轴13的中心轴线、上定位架10的中心轴线、轴套12的中心轴线均共线。

[0103] 为了使转动装置的定位更加可靠,可以在定位轴13远离纵向液流转子7的一端设置尾端定位针19,且尾端定位针19的横截面直径小于定位轴13的横截面直径;

[0104] 尾端定位针19套装在下定位架14内,下定位架14设置于上定位架10的下部,且尾端定位针19相对于下定位架14转动设置。

[0105] 尾端定位针19与定位轴13呈台阶状设置,可以减小轴套12所承受的冲击力。

[0106] 如图4、图5所示,下定位架14的结构与上定位架10相似,设置有与前导管1内侧壁贴合的下定位架周部17,但是下定位架14仅设置有用于安装尾端定位针19的下定位孔18,在安装的过程中,可以使定位轴13与轴套12精密配合,尾端定位针19与下定位孔18配合,减少装配难度。

[0107] 优选的,上定位架10的中心轴线、下定位架14的中心轴线、下定位孔18的中心轴线、尾端定位针19的中心轴线、定位轴13的中心轴线均重合。

[0108] 优选的,尾端定位针19的中心轴线、定位轴13的中心轴线均与纵向液流转子7的转动轴线共线。

[0109] 为了避免血液在流动的过程中,产生水流和力矩紊乱的湍流,可以在纵向液流转子7远离超声波换能器2的一端设置用于避免产生湍流的稳流子9;且稳流子9为圆台状结构,圆台状结构与纵向液流转子7连接的上底面的面积大于其下底面的面积;

[0110] 稳流子9的一端与纵向液流转子7连接,另一端与定位轴13连接。

[0111] 如图9所示,稳流子9的上底面与纵向液流转子7的底面尺寸相同,血液由导流槽8流出之后,流经稳流子9所在区域时,可流动空间增加,流速减小,可以有效避免湍流的产生。

[0112] 在上述实施例的基础上,可以使应用于血管内超声的诊断系统,还包括用于检测导管内血压并将检测结果传递给超声主机的血压传感器,血压传感器与超声主机连接。

[0113] 除了上述应用于血管内超声的诊断系统,本发明还提供一种使用于上述实施例公开的应用于血管内超声的诊断系统的超声回波信号处理的方法,该超声回波信号处理的方法包括:

[0114] 步骤S1:实时测量转动装置所在位置的血压值。

[0115] 在上述步骤S1中,通过血压传感器测量转动装置所在位置的血压值,并将测得的血压值信息传递给超声主机。

[0116] 需要进行说明的是,诊断系统在实际使用的过程中,血液流动不是匀速的,而是脉动的,有周期性的流速变化;血流的周期性变化的存在,会引起纵向液流转子7的转速不均匀,如果超声主机中的回波成像的软件算法不能同步这个变化,仍然按匀速去运算,就会引起图像畸变,在IVUS领域里这个现象叫NURD,是衡量IVUS性能的重要指标之一。

[0117] 为了解决这个现象,本发明在实际实施时,需要加入一个血压传感器,连续监测血压值,同时将血压的变化周期性曲线同步传到超声主机CPU,由回波成像算法引入这个值,并对算法成像进行修正。修正后的图像,经实际对比,与原来的正确图像高度一致。

[0118] 步骤S2:根据血压值得到转动装置的转速。

[0119] 在上述步骤S2中,根据流体中压力与流速的关系,有关转动装置转速与流速的关系,可以由血压值,计算得到在任一时间点转动装置的转速。

[0120] 步骤S3:根据转速、超声回波信号与时间的对应关系进行超声成像。

[0121] 根据转动装置的转速可以得到转动装置的转速与时间的对应关系图像,在转速与时间对应关系图像的基础上,将超声回波信号与正确的时间点对应,并根据时间及转速得到每个时间点所对应的血管周向位置,进而得到超声回波信号与血管周向位置对应的图像。

[0122] 在上述实施例的基础上,可以使上述步骤S2包括:

[0123] 步骤S21:查询数据表,获得血压值对应的转速;其中,数据表为实验测量得到或通过建模仿真得到。

[0124] 应用于血管内超声的诊断系统各部分结构参数确定的情况下,可以根据转动装置所在位置的血压值计算得到对应的转动装置的转速,具体需要根据流体力学的相关公式进行计算,因此可以事先通过实验或建模仿真得到不同的血压值所对应的转动装置转速的数据表。

[0125] 在上述实施例的基础上,可以使上述步骤S3包括:

[0126] 步骤S31:根据转速与时间的对应关系排列扫描线的间距。

[0127] 上述步骤S31中,间距与相邻超声回波信号的时间间隔及其对应的转速的乘积成正比,其中,对应的转速为间距两侧任一扫描线对应的时间对应的转速,或者为间距两侧扫描线对应的两个时间的两个转速的平均值或插值。

[0128] 步骤S32:根据超声回波信号与时间的对应关系将超声回波信号显示为对应的扫

描线上的图像。

[0129] 上述步骤S3还包括：

[0130] 当扫描线的间距大于第一预设值时，提高超声波激励脉冲的发射频率；或在扫描线的间距大于第一预设值的间距中，插入过渡用扫描线，过渡用扫描线显示的图像采用其相邻扫描线显示的图像的平均值或插值。

[0131] 第一预设值为事先确定的符合要求的最大间距值，第一预设值的具体数值需要根据实际需求确定，当相邻扫描线之间的间距大于第一预设值时，可以通过提高超声波激励脉冲的发射频率提高扫描线的密度；或者在间距大于第一预设值的两扫描线之间插入过渡用扫描线，过渡用扫描线为数据处理过程中使用的方法，过渡用扫描线显示的图像采用其相邻扫描线显示的图像的平均值或插值。

[0132] 当扫描线的间距小于第二预设值时，抛弃间距一侧或两侧的扫描线。

[0133] 第二预设值为事先确定的符合要求的最小间距值，第二预设值的具体数值需要根据实际需求确定，可以根据数据处理过程中的需求选择抛弃间距一侧的扫描线或间距两侧的扫描线，具体根据实际情况确定。

[0134] 在IVUS回波成像时，可以引入测量的血压随着时间变化的数据，便可知道在任意时间点上的转动装置的转速，进而将每个时刻的回波信号重新与正确的时间点对应，在图像显示上即将每条扫描线与其正确的位置对应，此位置指在圆形的血管轴向切面上的周向位置。

[0135] 需要说明的是，将每条扫描线与其正确的位置对应之后，显示出来的血管轴向切面图像，由于扫描线有些地方更稀疏，有些地方更密集，实际上是不均匀的，针对此问题，可以有下述解决方案：

[0136] 只需保证扫描线最稀疏的地方能够满足基本的颗粒度要求。

[0137] 或者在较为稀疏的地方，选择更高的发射频率，弥补这种稀疏，从而得到扫描线分布均匀的图像，即在进行超声波扫描时选择不均匀的发射频率；此处进行解释的是，所提到的发射频率是不变的，疏密是指间隔时间的长短。

[0138] 也可以在较为稀疏的地方，插入一些过渡的扫描线，过渡的扫描线上的灰度点的亮度根据常用的数学算法算出一个过渡的中间值，从而得到扫描线分布均匀的图像。

[0139] 在较为密集的地方，也就是转子转速慢的地方，抽取抛弃一些扫描线，以减轻计算负担，但要保证整体满足基本的颗粒度要求，从而得到扫描线分布均匀的图像。

[0140] 因市场上各种血压计非常普遍，种类繁多，仅可时时同步输出血压信号到超声主机接口成品血压计就有USB协议、I2C协议、SMBus协议、网口协议，加之这部分并非本发明的内容，因此本文不再赘述。

[0141] 需要进行说明的是，本申请文件中提到的第一流入孔和第二流入孔中的第一和第二只是为了区分位置的不同，并没有先后顺序之分。

[0142] 本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。本发明所提供的所有实施例的任意组合方式均在此发明的保护范围内，在此不做赘述。

[0143] 以上对本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统及方法进行了详细介绍，本文中应用了具体个例对本发明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

帮助理解本发明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,在不脱离本发明原理的前提下,还可以对本发明进行若干改进和修饰,这些改进和修饰也落入本发明权利要求的保护范围内。

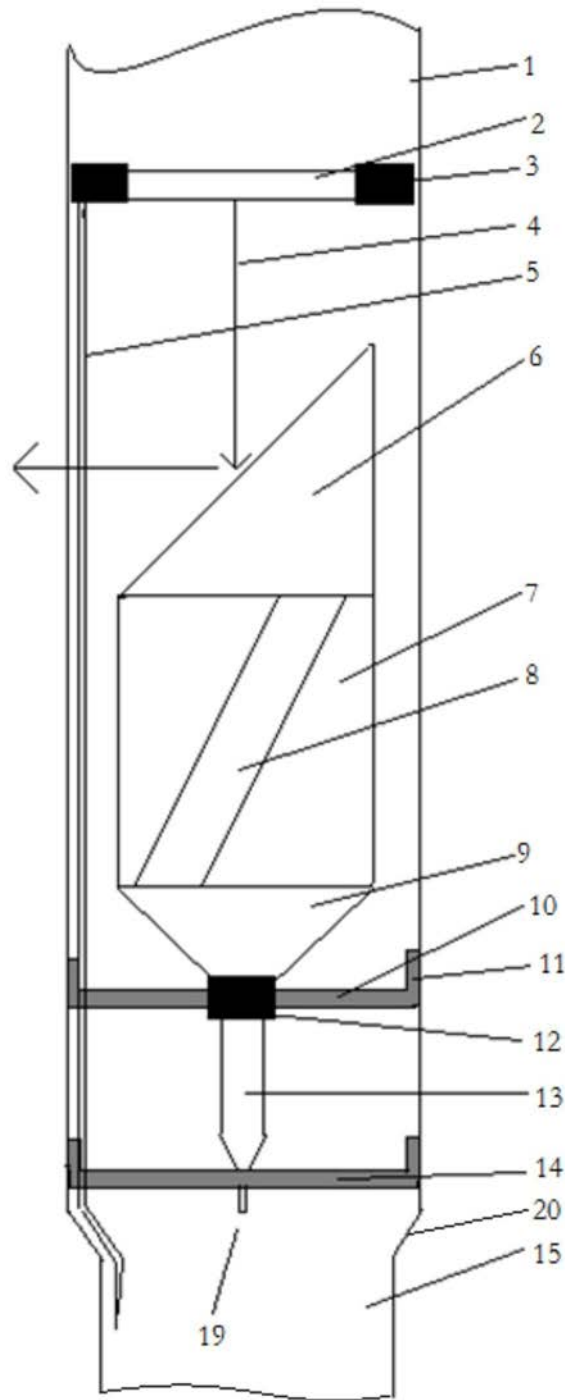


图1

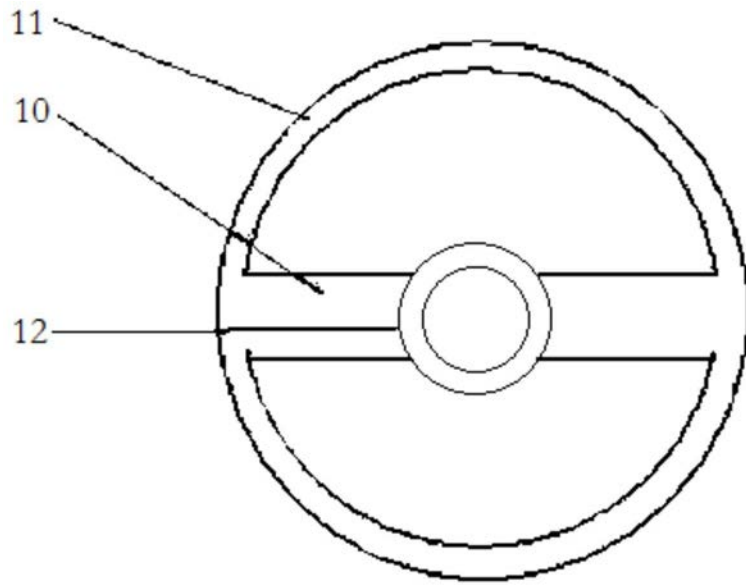


图2

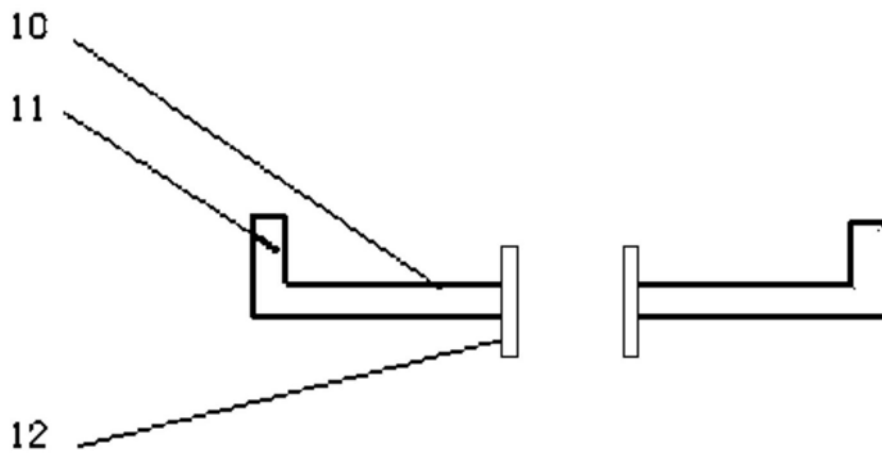


图3

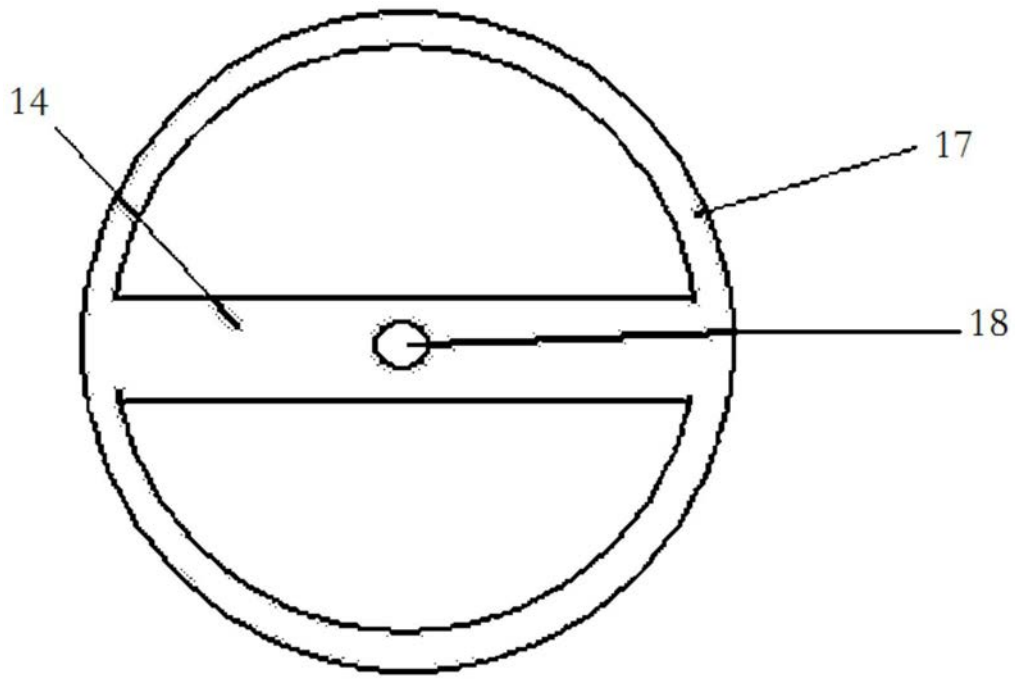


图4

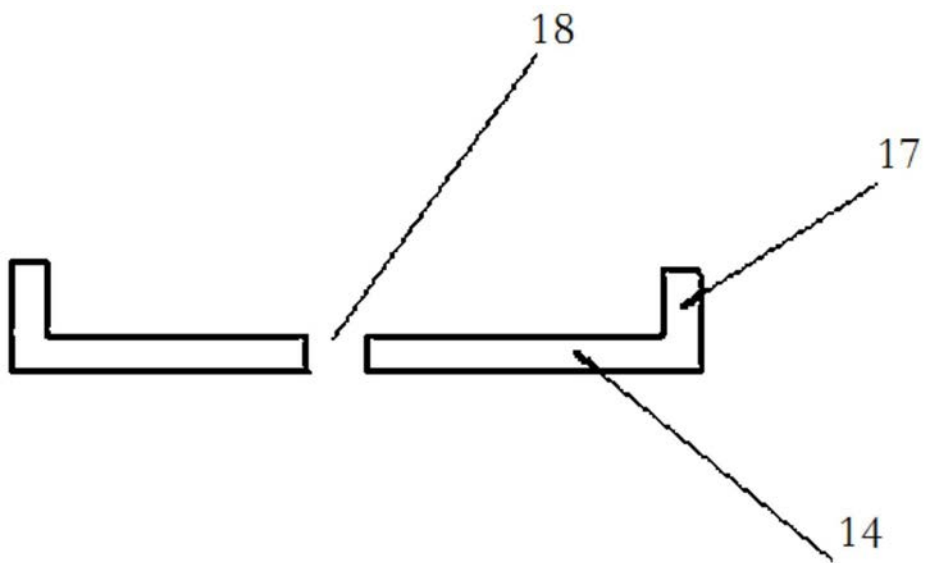


图5

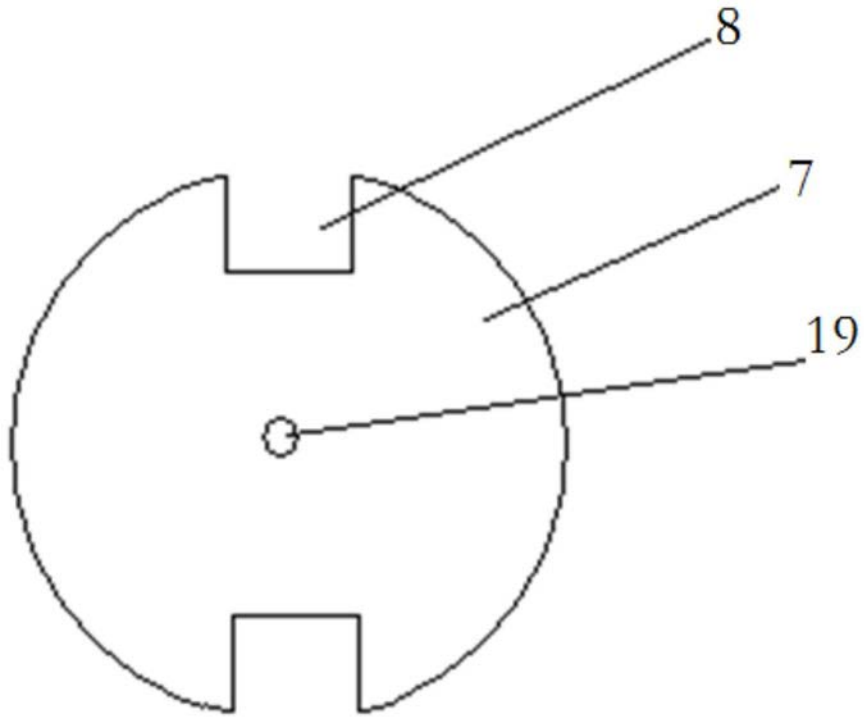


图6

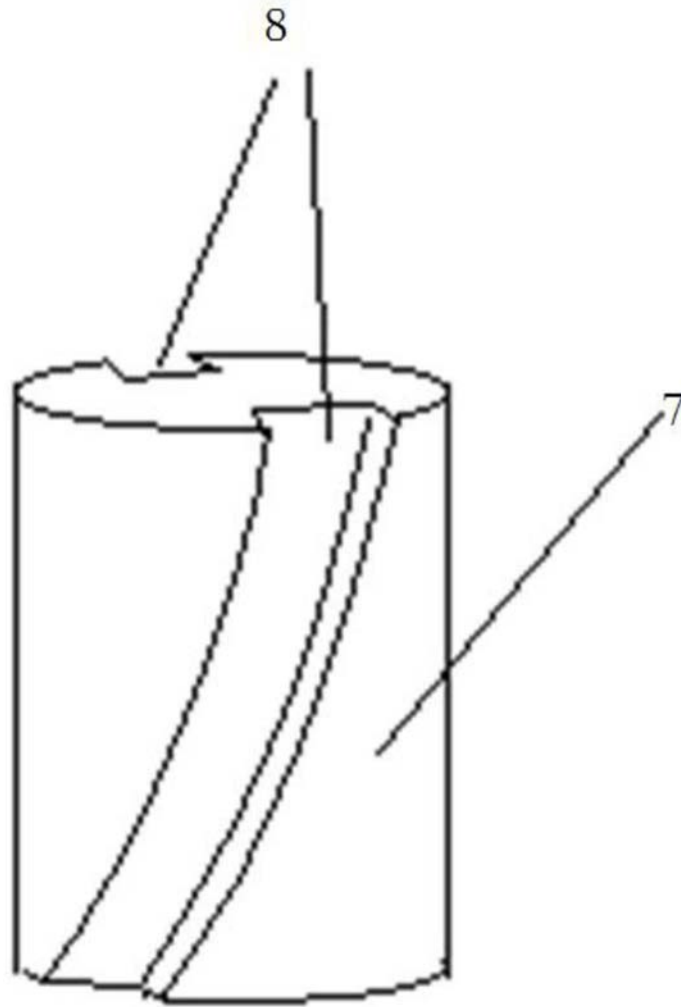


图7

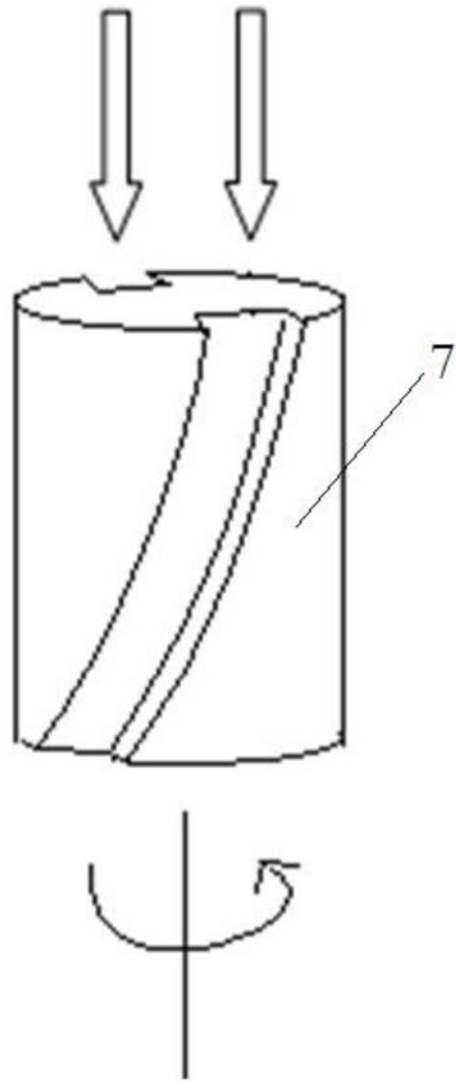


图8

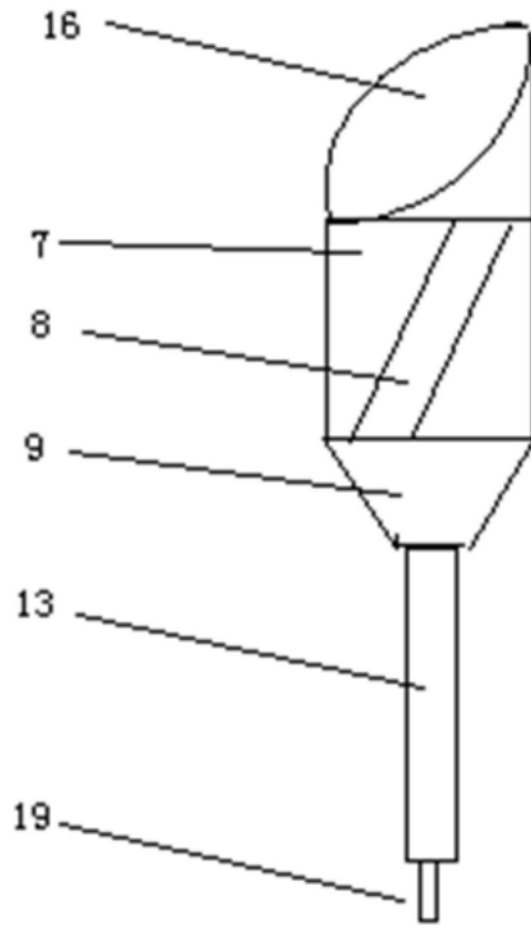


图9

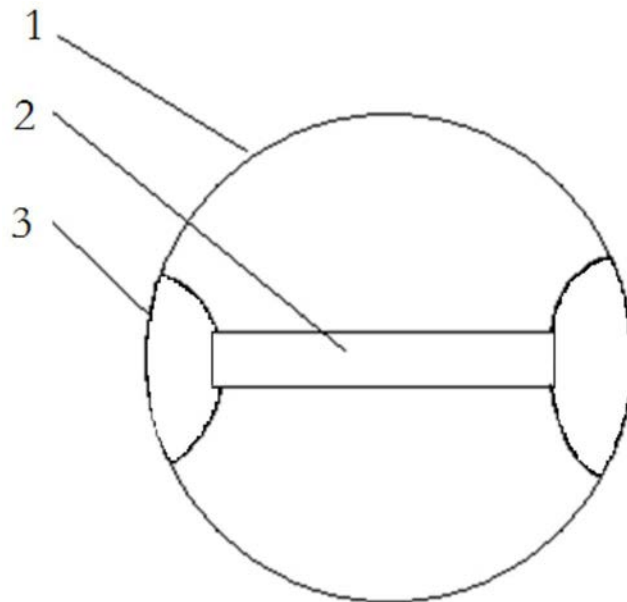


图10

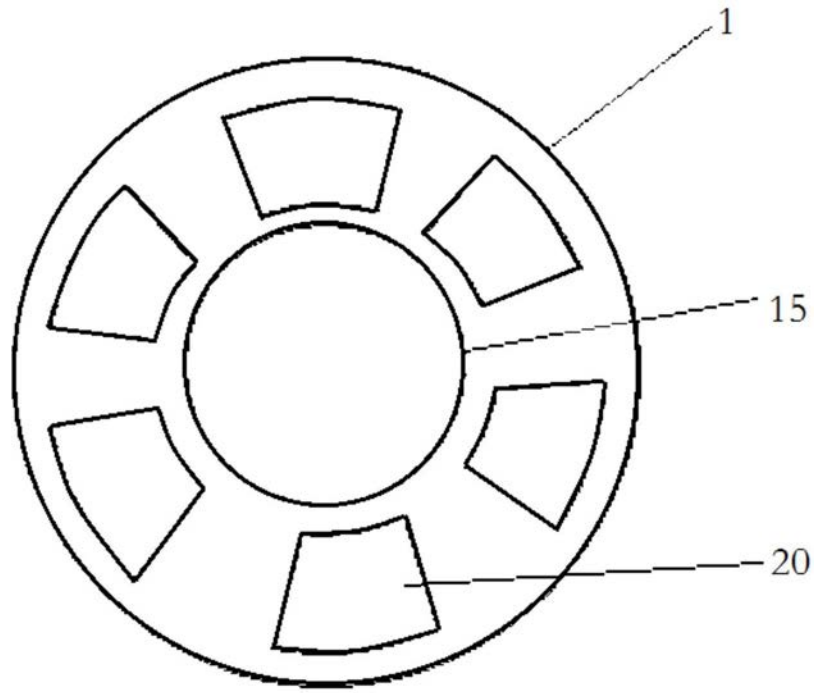


图11

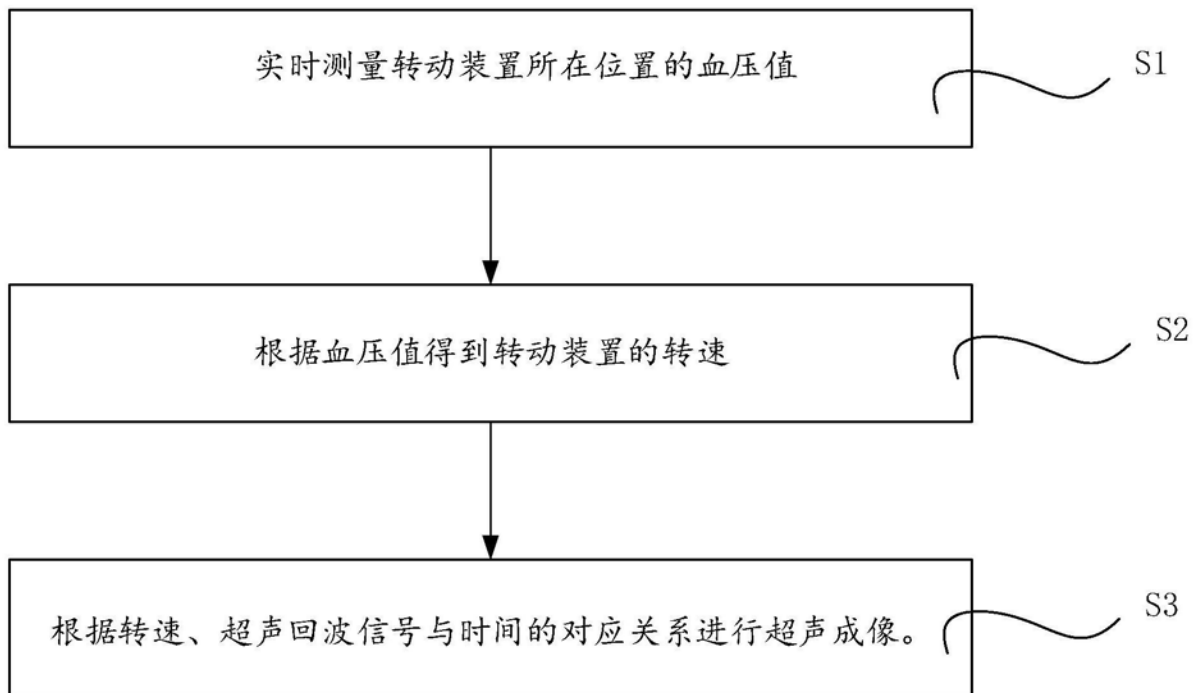


图12

专利名称(译)	一种应用于血管内超声的诊断系统及方法		
公开(公告)号	CN110215235A	公开(公告)日	2019-09-10
申请号	CN201910610675.0	申请日	2019-07-08
[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 孙银君		
发明人	赵传东 孙银君		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12		
代理人(译)	王仲凯		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种应用于血管内超声的诊断系统，包括：导管以及超声主机；导管内设置有超声波换能器、转动装置以及超声波反射体；转动装置的一端可转动的设置于导管中，并由血流驱动转动，转动装置的另一端固定设置有用于对超声波换能器发射的超声波进行反射的超声波反射体；血流由流入孔流入导管，流过并驱动转动装置转动后，由导流窗流出。本发明所提供的应用于血管内超声的诊断系统不需要外界动力设备的驱动，可直接利用血液流动过程中产生的动力驱动转动装置转动，节省了成本；且使导管系统更容易实现小型化，进一步减小导管尺寸。本发明还公开了一种使用上述应用于血管内超声的诊断系统对超声回波信号处理的方法。

