



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109498062 A

(43)申请公布日 2019.03.22

(21)申请号 201811640601.3

(22)申请日 2018.12.29

(71)申请人 深圳市中科微光医疗器械技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽留仙洞工业区1号厂房201-2

(72)发明人 朱锐 李嘉男 张雨珊 薛婷

(74)专利代理机构 西安嘉思特知识产权代理事务所(普通合伙) 61230

代理人 李斌

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

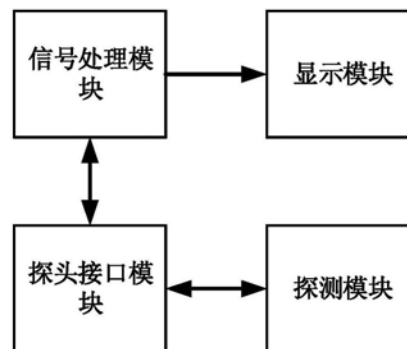
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种多频可调的血管内超声成像系统及方法

(57)摘要

本发明涉及一种多频可调的血管内超声成像系统及方法。该系统包括：探头接口模块，用于根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲，并发送所述超声脉冲；探测模块，连接所述探测接口模块，用于根据所述超声脉冲得到样品信号；探头接口模块，连接所述信号处理模块，用于将所述样品信号发送至信号处理模块；信号处理模块，用于根据样品信号得到成像二维数字信号；显示模块，用于根据所述成像二维数字信号得到超声图像。该方法包括：发送对应频率的超声脉冲，并接收样品信号；根据样品信号得到成像二维数字信号；根据成像二维数字信号得到超声图像。本发明工艺简单、操作方便、灵敏度高。



1. 一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:
探头接口模块,用于根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲,并发送所述超声脉冲;
探测模块,连接所述探测接口模块,用于根据所述超声脉冲得到样品信号;
探头接口模块,连接所述信号处理模块,用于将所述样品信号发送至信号处理模块;
信号处理模块,用于根据样品信号得到成像二维数字信号;
显示模块,用于根据所述成像二维数字信号得到超声图像。
2. 根据权利要求1所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:
所述探头接口模块,还用于发送测试脉冲;
所述探测模块,还用于获取返回测试脉冲信号,其中,所述返回测试脉冲信号是根据所述测试脉冲得到的;
所述探头接口模块,还用于接收所述返回测试脉冲信号,并将所述返回测试脉冲信号发送至所述信号处理模块;
所述信号处理模块,还用于根据所述返回测试脉冲信号得到所述脉冲选择信号。
3. 根据权利要求2所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述信号处理模块包括:
数据采集单元,用于获取所述测试脉冲信号;
数据处理单元,用于根据所述返回测试脉冲信号得到测试二维数字信号;
导管自动识别单元,用于根据所述测试二维数字信号得到导管信息;
反馈控制单元,用于根据所述导管信息得到脉冲选择信号。
4. 根据权利要求3所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述数据采集单元,还用于获取所述样品信号;
所述数据处理单元,还用于根据所述样品信号得到所述成像二维数字信号。
5. 根据权利要求1所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述探头接口模块还包括:
脉冲发射接收模块,用于向所述探测模块发送测试脉冲信号,并得到返回测试脉冲信号;还用于向所述探测模块发送与导管信息对应频率的超声脉冲,并得到样品信号。
6. 根据权利要求1所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述信号处理模块还包括:
数字信号处理单元,用于根据成像二维数字信号得到三维数字信号,并将所述成像二维数字信号与所述三维数字信号发送至所述显示模块。
7. 根据权利要求6所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述数字信号处理单元包括:
ECG信号输入单元,用于获取ECG信号;
数据校准单元,用于根据所述ECG信号和所述成像二维数字信号得到所述三维数字信号。
8. 根据权利要求7所述的一种多频可调的血管内超声成像系统,其特征在于:所述数据校准单元包括:
管腔识别单元,用于对所述成像二维数字信号进行识别得到管腔识别信息;

图像校正单元,用于根据所述管腔识别信息对成像二维数字信号进行初级校准得到初级校准二维数字信号,再根据所述初级校准二维数字信号和所述ECG信号得到校准二维数字信号;

三维重建单元,用于根据所述校准二维数字信号得到所述三维数字信号。

9.一种多频可调的血管内成像的方法,其特征在于:步骤如下,

发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号;

根据样品信号得到成像二维数字信号;

根据成像二维数字信号得到超声图像。

10.根据权利要求9所述的一种多频可调的血管内成像的方法,其特征在于:在发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号前,还包括:

发送测试脉冲,得到返回测试脉冲信号;

根据返回测试脉冲信号得到脉冲选择信号;

根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲。

一种多频可调的血管内超声成像系统及方法

技术领域

[0001] 本发明属于心血管内窥成像技术领域,具体涉及一种多频可调的血管内超声成像系统及方法。

背景技术

[0002] 在血管类疾病的诊疗过程中,血管内造影仅限于冠状动脉腔的可视化,而血管内成像可以实现血管壁的可视化,血管内成像已发展为心血管手术中常用的辅助诊断模式。在众多血管内成像技术中血管内超声(IVUS)发展较为成熟,血管内超声(IVUS)是一种基于导管的成像模式。众所周知心血管疾病是一种致死率较高的疾病,IVUS在心血管疾病的研究中用于检查冠状动脉的状况并评估冠状动脉粥样硬化斑块的易损性。然而外周血管疾病也渐渐引起了人们的关注,如动脉瘤、动脉闭塞、动脉栓塞等疾病也极大的危害着人们的健康。

[0003] 市面上常见的血管内超声系统多工作在40MHz的频率,由于冠状动脉和外周血管以及不同病变类型的差异,对IVUS影像的成像深度和成像分辨率的要求也是不同的,单一频率的血管内超声系统并不能同时适用冠状动脉和外周血管。

[0004] 为了使得IVUS系统能够满足不同的成像需求,例如能够针对性的观察血管壁的深度或细节信息,并且使得一个IVUS系统可以同时适用于外周血管及冠脉血管,就需要一种能够根据不同场合连接不同频率的成像导管,同时能够自动进行导管识别的IVUS系统,以提供给术者更全面更有针对性的诊断参考。现有的解决方法是同一个一根导管实现多频,但此种方法的换能器并行排列时,工艺繁琐,可能产生信号干扰;并且由于换能器并行排列时占据过多空间就影响导管尺寸,为不影响导管尺寸,就得更换小换能器,而更换小的换能器会使得灵敏度降低,从而导致信噪比降低;多个换能器串行排列时,会影响导管的过弯能力。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术中存在的上述问题,本发明提供了一种多频可调的血管内超声成像系统及方法。本发明要解决的技术问题通过以下技术方案实现:

[0006] 本发明实施例提供了一种多频可调的血管内超声成像系统,包括:

[0007] 探头接口模块,用于根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲,并发送所述超声脉冲;

[0008] 探测模块,连接所述探测接口模块,用于根据所述超声脉冲得到样品信号;

[0009] 探头接口模块,连接所述信号处理模块,用于将所述样品信号发送至信号处理模块;

[0010] 信号处理模块,用于根据样品信号得到成像二维数字信号;

[0011] 显示模块,用于根据所述成像二维数字信号得到超声图像。

[0012] 在本发明的一个实施例中,所述探头接口模块,还用于发送测试脉冲;

[0013] 所述探测模块,还用于获取返回测试脉冲信号,其中,所述返回测试脉冲信号是根据所述测试脉冲得到的;

[0014] 所述探头接口模块,还用于接收所述返回测试脉冲信号,并将所述返回测试脉冲信号发送至所述信号处理模块;

[0015] 所述信号处理模块,还用于根据所述返回测试脉冲信号得到所述脉冲选择信号。

[0016] 在本发明的一个实施例中,所述信号处理模块包括:

[0017] 数据采集单元,用于获取所述测试脉冲信号;

[0018] 数据处理单元,用于根据所述返回测试脉冲信号得到测试二维数字信号;

[0019] 导管自动识别单元,用于根据所述测试二维数字信号得到导管信息;

[0020] 反馈控制单元,用于根据所述导管信息得到脉冲选择信号。

[0021] 在本发明的一个实施例中,所述数据采集单元,还用于获取样品信号;

[0022] 所述数据处理单元,还用于根据所述样品信号得到成像二维数字信号。

[0023] 在本发明的一个实施例中,所述探头接口模块还包括:

[0024] 脉冲发射接收模块,用于向所述探测模块发送测试脉冲信号,并得到返回测试脉冲信号;还用于向所述探测模块发送与导管信息对应频率的超声脉冲,并得到样品信号。

[0025] 在本发明的一个实施例中,所述信号处理模块还包括:

[0026] 数字信号处理单元,用于根据成像二维数字信号得到三维数字信号,并将所述成像二维数字信号与所述三维数字信号发送至所述显示模块。

[0027] 在本发明的一个实施例中,所述数字信号处理单元包括:

[0028] ECG信号输入单元,用于获取ECG信号;

[0029] 数据校准单元,用于根据所述ECG信号和所述成像二维数字信号得到所述三维数字信号。

[0030] 在本发明的一个实施例中,所述数据校准单元包括:

[0031] 管腔识别单元,用于对所述成像二维数字信号进行识别得到管腔识别信息;

[0032] 图像校正单元,用于根据所述管腔识别信息对成像二维数字信号进行初级校准得到初级校准二维数字信号,再根据所述初级校准二维数字信号和所述ECG信号得到校准二维数字信号;

[0033] 三维重建单元,用于根据所述校准二维数字信号得到所述三维数字信号。

[0034] 本发明还提供了的一种多频可调血管内成像的方法,步骤如下,

[0035] 发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号;

[0036] 根据样品信号得到成像二维数字信号;

[0037] 根据成像二维数字信号得到超声图像。

[0038] 在本发明的一个实施例中,

[0039] 在发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号前,还包括:

[0040] 发送测试脉冲,得到返回测试脉冲信号;

[0041] 根据返回测试脉冲信号得到脉冲选择信号;

[0042] 根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲。

[0043] 与现有技术相比,本发明的有益效果:

[0044] 本发明通过探测模块发送测试脉冲信号,并接收返回测试脉冲信号,信号处理模

块再通过对返回测试脉冲信号进行处理得到脉冲选择信号,探头接口模块通过脉冲选择信号选择与导管适配频率的超声脉冲。采用这种方式使得同一设备适用于更多种的外周血管与心血管;工艺简单、操作方便、灵敏度高,不影响导管的尺寸以及过弯能力。

附图说明

- [0045] 图1为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像系统的结构框图;
- [0046] 图2为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像系统的结构示意图;
- [0047] 图3为本发明实施例提供的另一种一种多频可调的血管内超声成像系统的结构示意图;
- [0048] 图4为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像系统的探头接口模块结构示意图;
- [0049] 图5为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像系统的回拉停止模块结构示意图;
- [0050] 图6为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像系统的数据校准单元结构示意图;
- [0051] 图7为本发明实施例提供的一种多频可调的血管内超声成像方法的流程示意图。

具体实施方式

- [0052] 下面结合具体实施例对本发明做进一步详细的描述,但本发明的实施方式不限于此。
- [0053] 如图1所示,本发明实施例提供了一种多频可调的血管内超声成像系统,包括:
- [0054] 探头接口模块,用于根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲,并发送所述超声脉冲;
- [0055] 探测模块,连接所述探测接口模块,用于根据所述超声脉冲得到样品信号;
- [0056] 探头接口模块,连接所述信号处理模块,用于将所述样品信号发送至信号处理模块;
- [0057] 信号处理模块,用于根据样品信号得到成像二维数字信号;
- [0058] 显示模块,用于根据所述成像二维数字信号得到超声图像。
- [0059] 在本发明的一个实施例中,所述探头接口模块,还用于发送测试脉冲;
- [0060] 所述探测模块,还用于获取返回测试脉冲信号,其中,所述返回测试脉冲信号是根据所述测试脉冲得到的;
- [0061] 所述探头接口模块,还用于接收所述返回测试脉冲信号,并将所述返回测试脉冲信号发送至信号处理模块;
- [0062] 所述信号处理模块,还用于根据返回测试脉冲信号得到脉冲选择信号。
- [0063] 如图2所示,具体的,通过探测模块发送测试脉冲信号,并接收返回测试脉冲信号,信号处理模块再通过对返回测试脉冲信号进行处理得到脉冲选择信号,探头接口模块通过脉冲选择信号选择与导管适配频率的超声脉冲。采用这种方式使得同一设备适用于更多种的外周血管与心血管;工艺简单、操作方便、灵敏度高,不影响导管的尺寸以及过弯能力。
- [0064] 具体的,探测模块包括导管、导丝和透明外套管。导管包括导管外管、弹簧管、电缆

线和超声探头;电缆线优选为同轴电缆线;电缆线穿过导管外管将超声探头与探头接口模块连接;弹簧管套装在电缆线上;导管外管的一端安装在探头接口模块;导管外管包括体内部与体外部,接近探头接口模块的一端为体外部,透明外套管套于体内部;导丝用于引导导管进入病灶血管附近,导丝首先进入血管,并到达制定病灶区,然后导丝再引导导管进入病灶区。

[0065] 具体的,超声波进入血管后被组织面反射,反射的时间延迟被转换成空间图像信息,反射的强度被转换为由灰阶编码的强度图。当导管进行回拉操作时,可以观察到一系列冠状动脉影像。回波信号由换能器接收重新转变为电信号,超声接收器将探头接收到的微弱返回电压信号放大。其中,由于数据处理单元将电信号转为数字信号为二维直角坐标,而IVUS图像最终要转换为极坐标进行显示,此过程涉及到直角坐标和极坐标之间的转换,转换公式如下:

$$\text{换公式如下:} \begin{cases} \rho^2 = x^2 + y^2 \\ \theta = \arctan \frac{x}{y} \end{cases}$$

[0066] 在本发明的一个实施例中,信号处理模块包括:

[0067] 数据采集单元,用于获取返回测试脉冲信号;

[0068] 数据处理单元,用于根据返回测试脉冲信号得到测试二维数字信号;

[0069] 导管自动识别单元,用于根据测试二维数字信号得到导管信息;

[0070] 反馈控制单元,用于根据导管信息得到脉冲选择信号。

[0071] 在本发明的一个实施例中,所述数据采集单元,还用于获取样品信号;

[0072] 所述数据处理单元,还用于根据样品信号得到成像二维数字信号。

[0073] 如图4所示,在本发明的一个实施例中,探头接口模块包括若干种频率的脉冲发射接收模块;

[0074] 脉冲发射接收模块,用于向探测模块发送测试脉冲信号,并得到返回测试脉冲信号;还用于向探测模块发送与导管信息对应频率的超声脉冲,并得到样品信号。

[0075] 具体的,当系统接入导管后,脉冲发射接收模块发送测试脉冲信号,并接受返回测试脉冲信号,数据处理单元将返回测试脉冲信号处理得到测试二维数字信号,导管自动识别单元根据测试二维数字信号(初始成像像素)得到导管信息,反馈控制单元再根据导管信息得到脉冲选择信号。脉冲发射接收模块包括三种不同频率的脉冲发射接收模块(三种不同频率范围分别为:15~25MHz、35~45MHz、55~65MHz),并通过脉冲选择信号使得相应频率的脉冲发射接收模块发送超声脉冲,并接收样品信号。

[0076] 具体的,本实施例中还包括清洗模块,清洗模块安装在导管外管的体外部,通过向导管内注入生理盐水等冲洗液。

[0077] 具体的,清洗液是超声脉冲的传输介质(超声耦合),可以排除导管内的空气和血液;并且清洗模块通过对成像区域进行冲洗,可以防止导管内形成血块或血凝现象。

[0078] 具体的,本实施例中还包括:驱动模块,用于控制导管回拉。

[0079] 具体的,驱动装置安装在探头接口模块内,并且弹簧管与驱动装置连接。通过反馈控制单元对驱动装置进行控制。驱动装置用于驱动弹簧管旋转并回拉弹簧管,弹簧管发生弹性形变的同时紧固在电缆线上,由于弹簧管与电缆线之间存在摩擦力,摩擦力带动电缆线与超声探头一起旋转并回拉电缆线与超声探头,从而使光纤探头在导管内螺旋运动,形

成螺旋三维扫描。

[0080] 具体的,自动回拉的回拉速度均匀,可以通过自动回拉的时间计算病变区域的长度和容积,而对应的手动回拉,速度无法保证均匀,所以不能测量病变长度和容积,但手动回拉可以通过手动操作导管使得导管在感兴趣区域停留进行仔细观察。为了保证系统的准确性与实用性,将手动回拉与自动回拉相结合。

[0081] 如图5所示,具体的,探头接口模块内还设置有回拉停止模块,回拉停止模块与驱动模块连接,可以在紧急情况下停止驱动模块的自动拉回操作。回拉停止模块包括紧急停止单元、计算单元、判断单元和停止响应单元,计算单元用来计算电机带动导管回拉的水平距离,判断单元判断回拉距离是否到达阈值,若达到阈值则发送信号至停止响应单元,以停止驱动模块的工作状态。

[0082] 如图3所示,在本发明的一个实施例中,信号处理模块还包括:

[0083] 数字信号处理单元,用于根据成像二维数字信号得到三维数字信号,并将成像二维数字信号与三维数字信号发送至显示模块。

[0084] 具体的,数字信号处理单元通过将从数据处理器得来的数字信号进行进一步处理,降低轴向形成旋转或平移错位对超声影像成像的影响。

[0085] 在本发明的一个实施例中,数字信号处理单元包括:

[0086] ECG信号输入单元,用于获取ECG信号;

[0087] 数据校准单元,用于根据ECG信号和成像二维数字信号得到三维数字信号。

[0088] 如图6所示,在本发明的一个实施例中,数据校准单元包括管腔识别单元、图像校正单元和三维重建单元,

[0089] 管腔识别单元,用于对成像二维数字信号进行识别得到管腔识别信息;

[0090] 图像校正单元,用于根据管腔识别信息对成像二维数字信号进行初级校准得到初级校准二维数字信号,再根据初级校准二维数字信号和ECG信号得到校准二维数字信号;

[0091] 三维重建单元,用于根据校准二维数字信号得到三维数字信号。

[0092] 具体的,ECG信号(心电图信号)为在进行超声探头拉回的过程中的心电图信号。

[0093] 具体的,数据校准单元包括管腔识别单元、图像校正单元和三维重建单元,三个单元依次连接。

[0094] 具体的,数据校准单元接收到成像二维数字信号,成像二维数字信号首先进入管腔识别单元,管腔识别单元用于对每一帧图像的成像二维数字信号进行识别,得到管腔识别信息,即每一帧图像血管壁、导丝以及导管的位置;图像校正单元将每一帧的图像旋转,使得导丝的位置均处于第一帧图像导丝所处的位置,得到初级校准二维数字信号;图像校正单元再根据ECG信号输入单元发送的ECG信号得到心脏的舒张和收缩状态,并根据心脏的收缩和舒张状态对初级校准二维数字信号所形成的超声图像进行上移或下移,得到校准二维数字信号;三维重建单元根据校准二维数字信号进行三维重构,并获得三维数字信号。

[0095] 具体的,由于在超声成像的过程中,心脏跳动所带来的舒张和收缩,相较于正常的血管壁,超声图像中的血管壁会产生一定的平移、放大或缩小。因此在官腔识别后需要通过ECG信号对初级校准二维数字信号再次进行校正,并消除由于血管壁的平移、放大或缩小造成的图像误差。

[0096] 具体的,在对血管腔和导管进行冲洗后,反馈控制单元向驱动模块发送回拉信号,

当导管回拉的同时超声探头发送超声脉冲,并通过超声探头内的超声接收器接收回波信号并将信号放大,换能器再将回波信号转换为样品信号,样品信号通过信号处理单元后在显示模块上显示,在显示模块上可以观察到一系列血管内超声影像。

[0097] 具体的,增加了数字信号处理单元实现了将二维超声影像转换为三维超声影像的过程,使得显示模块可以同时显示二维超声影像与三维超声影像。三维超声影像与二维超声影像同时成像相较单独的二维超声影像,医生可以更直观的观察至学馆开口面积以及斑块负荷情况等,进而使得医生在进行冠状动脉介入手术(PCI)时更准确的做出诊断。

[0098] 具体的,

[0099] 如图7所示,本发明还提供了的一种多频可调血管内成像的方法,本发明还提供了的一种多频可调血管内成像的方法,步骤如下,

[0100] 发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号;

[0101] 根据样品信号得到成像二维数字信号;

[0102] 根据成像二维数字信号得到超声图像。

[0103] 在本发明的一个实施例中,

[0104] 在发送对应频率的超声脉冲,并接收样品信号前,还包括:

[0105] 发送测试脉冲,得到返回测试脉冲信号;

[0106] 根据返回测试脉冲信号得到脉冲选择信号;

[0107] 根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲。

[0108] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

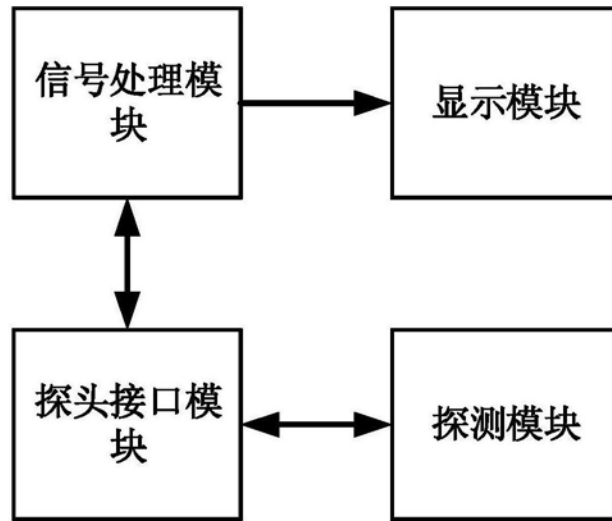


图1

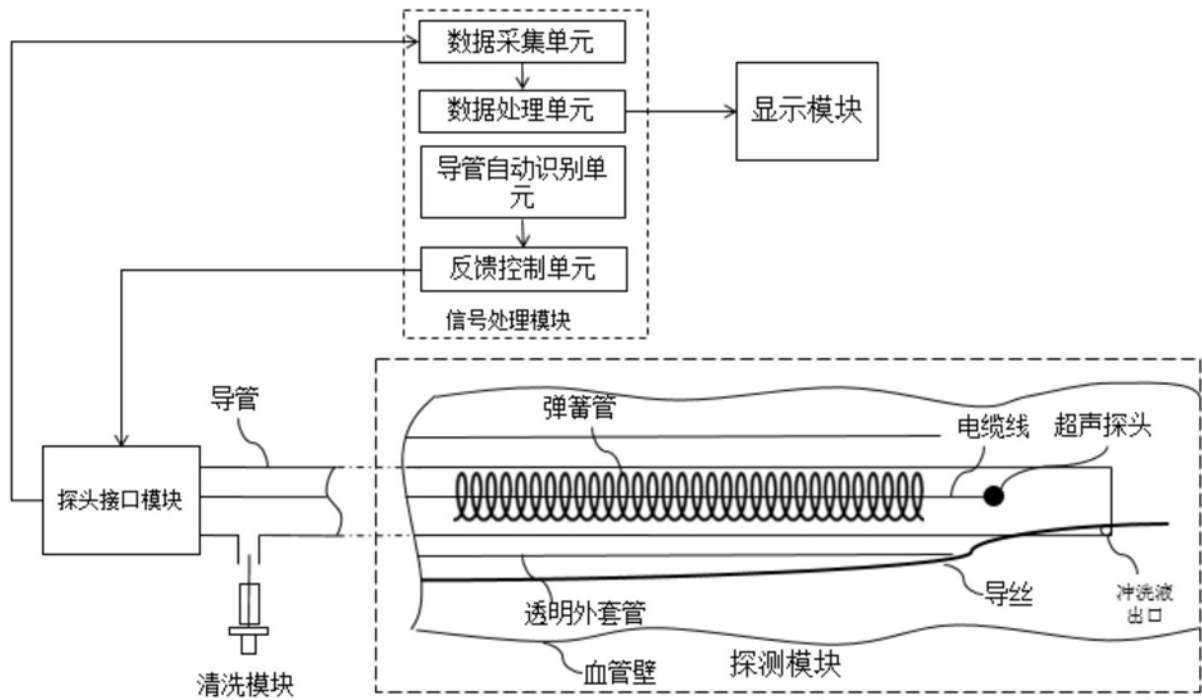


图2

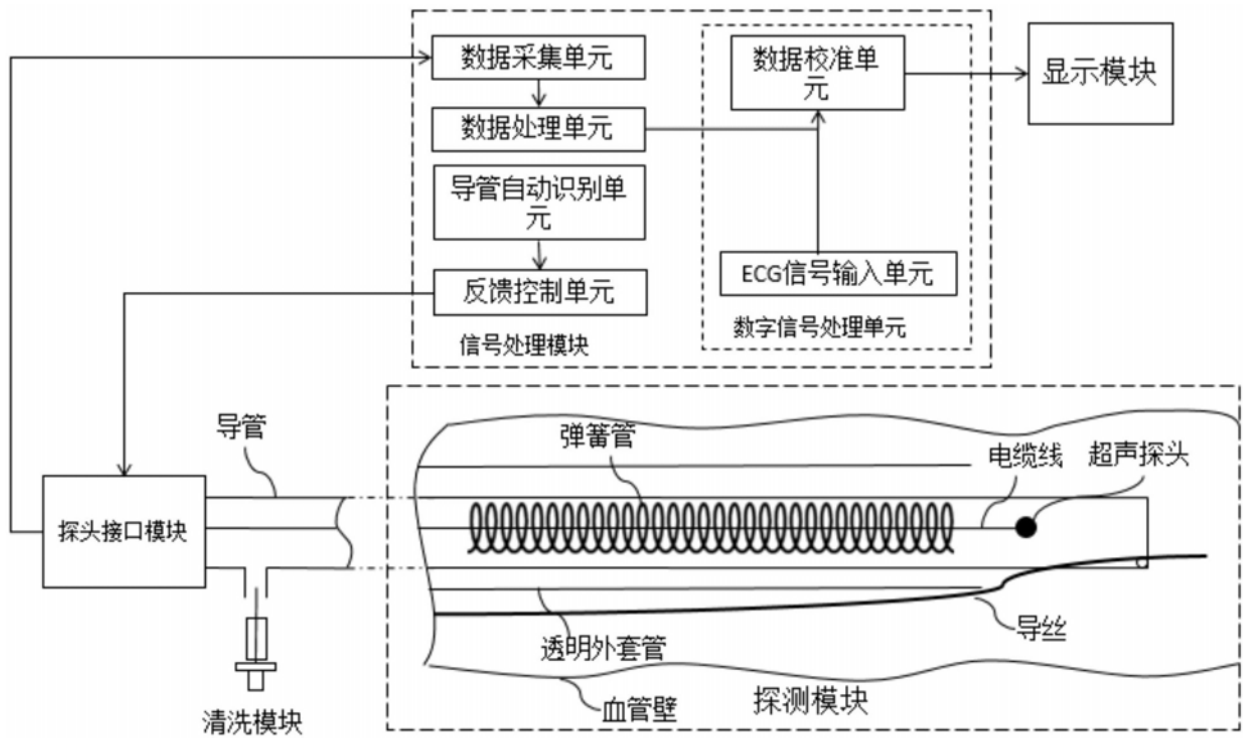


图3

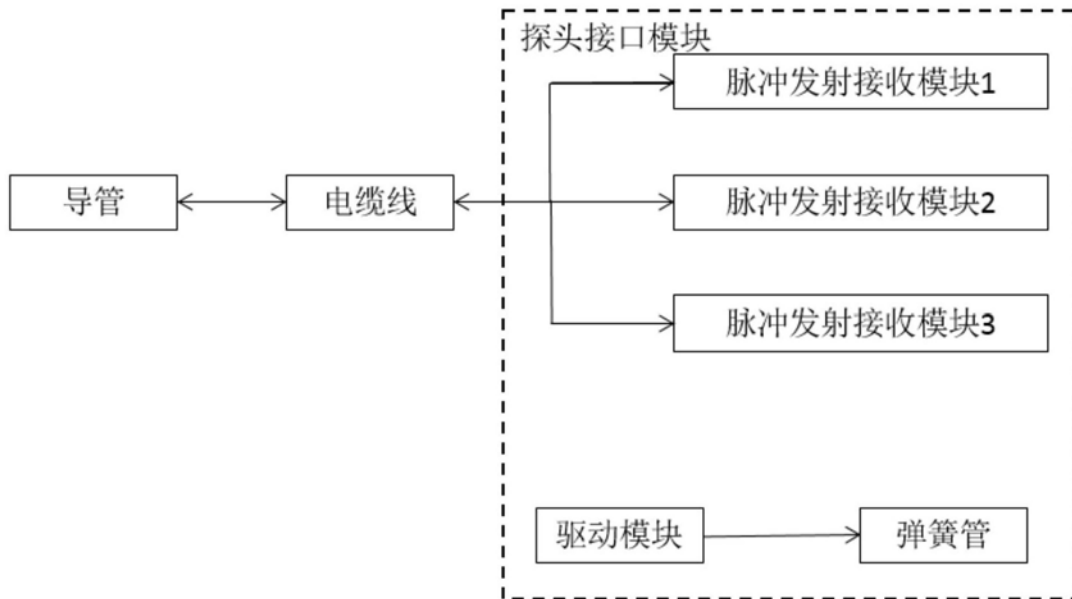


图4

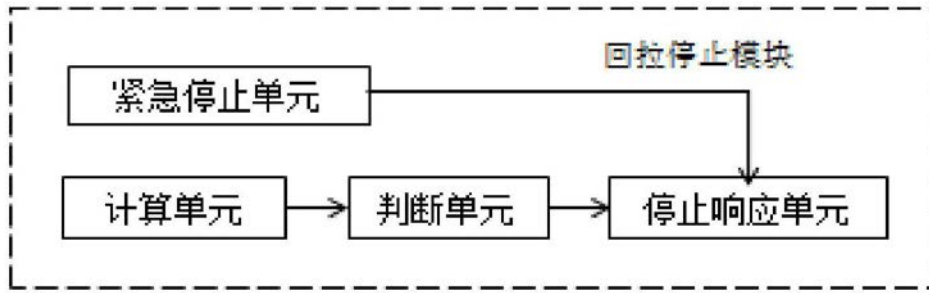


图5

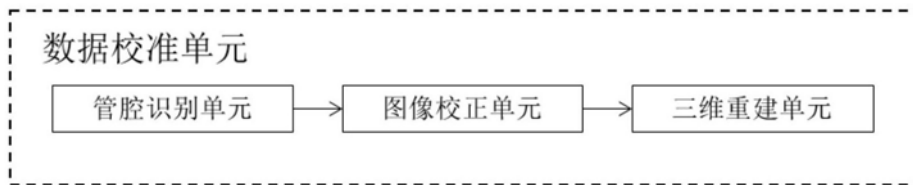


图6

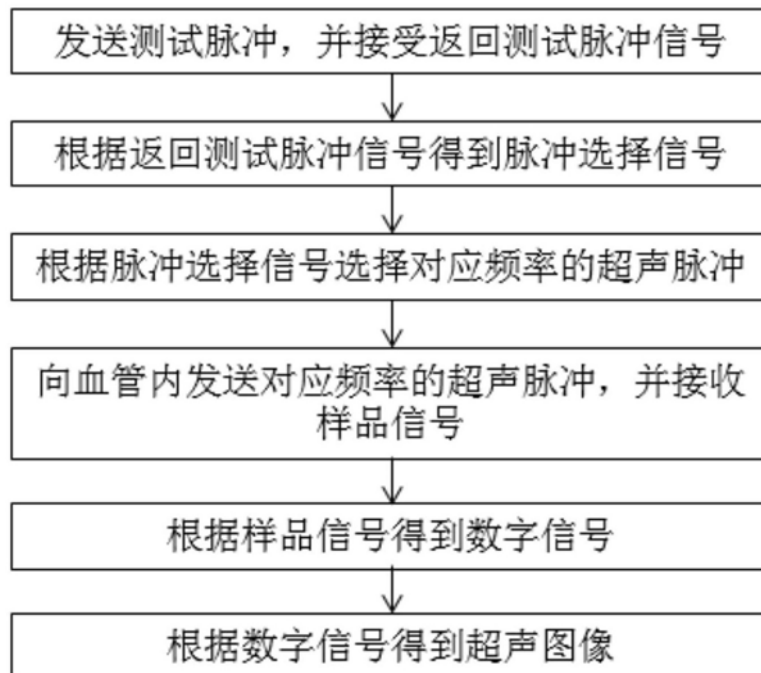


图7

专利名称(译)	一种多频可调的血管内超声成像系统及方法		
公开(公告)号	CN109498062A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	CN201811640601.3	申请日	2018-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市中科微光医疗器械技术有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳市中科微光医疗器械技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市中科微光医疗器械技术有限公司		
[标]发明人	朱锐 李嘉男 张雨珊 薛婷		
发明人	朱锐 李嘉男 张雨珊 薛婷		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5276		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种多频可调的血管内超声成像系统及方法。该系统包括：探头接口模块，用于根据脉冲选择信号选择对应频率的超声脉冲，并发送所述超声脉冲；探测模块，连接所述探测接口模块，用于根据所述超声脉冲得到样品信号；探头接口模块，连接所述信号处理模块，用于将所述样品信号发送至信号处理模块；信号处理模块，用于根据样品信号得到成像二维数字信号；显示模块，用于根据所述成像二维数字信号得到超声图像。该方法包括：发送对应频率的超声脉冲，并接收样品信号；根据样品信号得到成像二维数字信号；根据成像二维数字信号得到超声图像。本发明工艺简单、操作方便、灵敏度高。

