



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109498063 A

(43)申请公布日 2019.03.22

(21)申请号 201811640685.0

(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 薛婷 张雨珊

(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)

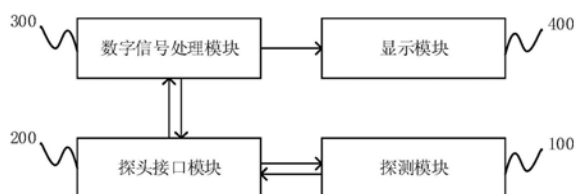
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

一种三维血管内超声影像系统及成像方法

(57)摘要

本发明涉及一种三维血管内超声影像系统及成像方法,该系统包括:探测模块,用于采集并发送血管的样品信号;探头接口模块,用于向探测模块发送采集信号;以及,用于接收并发送样品信号;以及,用于控制探测模块进行回拉动作;数字信号处理模块,用于接收样品信号,并对样品信号进行数据转换、校正和三维重构后输出图像;显示模块,用于将输出图像显示。该方法包括:采集血管的样品信号;将样品信号转换为数字信号,并将数字信号处理产生二维血管内超声图像;对二维超声图像进行校正和三维重构。本发明可以更为直观的为医生提供精准的血管空间的三维信息,使医生更准确评估侧支血管开口面积以及斑块负荷情况等,从而在进行手术时更准确的做出诊断。



1. 一种三维血管内超声影像系统,其特征在于,包括:
 - 探头接口模块,用于根据回拉信号发送采集信号;
 - 探测模块,连接所述探头接口模块,用于根据所述采集信号采集样品信号,并将所述样品信号发送到所述探头接口模块;
 - 数字信号处理模块,连接所述探头接口模块,用于接收所述样品信号,并对所述样品信号进行数据转换、识别、校正和三维重构后输出三维血管内超声图像;
 - 显示模块,连接所述数字信号处理模块,用于将所述三维血管内超声影像图像显示。
2. 根据权利要求1所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述探头接口模块包括:
 - 驱动模块,连接所述探测模块,用于驱动所述探测模块中超声探头旋转并回拉;
 - 脉冲发射接收模块,连接所述探测模块,用于向所述探测模块发送采集信号,并将所述探测模块发送的所述样品信号发送至所述数字信号处理模块。
3. 根据权利要求2所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述数字信号处理模块包括:
 - 数据采集单元,连接所述脉冲发射接收模块,用于接收并存储所述样品信号;
 - 数据处理单元,连接所述数据采集单元,用于将所述样品信号转化为数字信号,并对所述数字信号进行处理后输出二维血管内超声图像;
 - 反馈控制单元,连接所述数据处理单元和所述探头接口模块,用于控制所述驱动模块的运行状态;以及,用于根据预设回拉速度控制驱动模块的回拉速度;
 - ECG信号输入单元,用于输入用于校准的ECG信号;
 - 数据校准单元,用于对所述二维血管内超声图像进行识别,并根据所述ECG信号对识别后的二维血管内超声图像进行校正和三维重构。
4. 根据权利要求3所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述反馈控制单元包括:
 - 回拉起始单元,用于向所述驱动模块发送回拉起始信号;
 - 回拉停止单元;用于向所述驱动模块发送回拉停止信号。
5. 根据权利要求4所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述回拉停止单元包括:
 - 紧急停止单元,用于向所述驱动模块发送紧急停止信号;
 - 计算单元,用于计算所述驱动模块带动所述采集模块回拉的水平距离;
 - 判断单元,用于判断所述回拉的水平距离大于阈值时发送停止响应信号;
 - 停止响应单元;用于根据所述停止响应信号向所述驱动模块发送回拉停止信号。
6. 根据权利要求5所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述数据校准单元包括:
 - 管腔识别单元,用于对所述二维血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝以及导管的位置进行识别,得到识别信号;
 - 图像校正单元,用于根据所述识别信号和所述ECG信号得到校准信号;
 - 三维重建单元,用于根据所述校准信号对所述二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。

7. 根据权利要求6所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述数字信号处理模块还包括导管自动识别单元,用于根据所述数字信号得到导管信息。

8. 根据权利要求7所述的三维血管内超声影像系统,其特征在于,所述脉冲发射接收模块包括第一脉冲发射接收模块、第二脉冲发射接收模块和第三脉冲发射接收模块;

所述反馈控制还用于根据所述导管信息得到脉冲选择信号,所述探头接口模块根据所述脉冲选择信号选择所述第一脉冲发射接收模块、所述第二脉冲发射接收模块或所述第三脉冲发射接收模块。

9. 一种三维血管内超声成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

采集血管的样品信号;

将所述样品信号转换为数字信号,并将数字信号处理产生二维血管内超声图像;

对所述二维血管内超声图像进行校正和三维重构后得到三维血管内超声图像。

10. 根据权利要求9所述的三维血管内超声成像方法,其特征在于,对所述数字信号进行校正和三维重构,包括:

对所述二维血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝以及导管的位置进行识别,得到识别信号;

根据ECG信号和所述识别信号得到校准信号;

根据所述校准信号对所述二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。

一种三维血管内超声影像系统及成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血管内窥成像技术领域,尤其涉及一种三维血管内超声影像系统及成像方法。

背景技术

[0002] 心血管疾病的诊断近几年已经成为世界医疗领域研究的热点,对诊断的准确性要求越来越高。传统的影像方法主要包括核CT血管成像和血管造影成像,然而这些成像技术只能呈现出血管的外部轮廓,无法显示血管的内部结构。以上传统影像技术在冠脉血管精准诊疗方面的局限性,限制了心血管介入医生对冠脉粥样硬化疾病发病机制的认识,影响了对冠脉血管病变和支架治疗的精准判断,一定程度上降低了PCI治疗(经皮冠状动脉介入治疗)的效果,增加了患者介入诊疗的风险和并发症。

[0003] 血管内超声成像(Intravascular Ultrasound, IVUS)通过导管的技术将微型化的超声探头送入血管内用以显示血管的横切面,与冠状动脉造影通过造影剂充填的管腔轮廓来显像冠状动脉不同,IVUS能提供管腔和管壁的横截面图像。临床应用经验已表明该方法具有直观、准确等优点,被认为是诊断冠心病新的“金标准”。

[0004] 但现有的IVUS设备并没有三维成像功能,且由于实际采集到的血管内超声图像序列会在轴向形成旋转或平移错位,三维血管内超声影像绝不是单纯的将二维影像序列图像堆叠到一起渲染成3D图像;若是单纯的对图像进行堆叠,三维重构则会存在误差,严重的则会误导医生的临床诊断。

发明内容

[0005] 为了解决现有技术中存在的上述问题,本发明提供了一种三维血管内超声影像系统及成像方法。本发明要解决的技术问题通过以下技术方案实现:

[0006] 一种三维血管内超声影像系统,包括:

[0007] 探头接口模块,用于根据回拉信号发送采集信号;

[0008] 探测模块,连接所述探头接口模块,用于根据所述采集信号采集样品信号,并将所述样品信号发送到所述探头接口模块;

[0009] 数字信号处理模块,连接所述探头接口模块,用于接收所述样品信号,并对所述样品信号进行数据转换、识别、校正和三维重构后输出三维血管内超声图像;

[0010] 显示模块,连接所述数字信号处理模块,用于将所述三维血管内超声影像图像显示。

[0011] 在本发明的一个实施例中,所述探头接口模块包括:

[0012] 驱动模块,连接所述探测模块,用于驱动所述探测模块中超声探头旋转并回拉;

[0013] 脉冲发射接收模块,连接所述探测模块,用于向所述探测模块发送采集信号,并将所述探测模块发送的所述样品信号发送至所述数字信号处理模块。

[0014] 在本发明的一个实施例中,所述数字信号处理模块包括:

- [0015] 数据采集单元,连接所述脉冲发射接收模块,用于接收并存储所述样品信号;
- [0016] 数据处理单元,连接所述数据采集单元,用于将所述样品信号转化为数字信号,并对所述数字信号进行处理后输出二维血管内超声图像;
- [0017] 反馈控制单元,连接所述数据处理单元和所述探头接口模块,用于控制所述驱动模块的运行状态;以及,用于根据预设回拉速度控制驱动模块的回拉速度;
- [0018] ECG信号输入单元,用于输入用于校准的ECG信号;
- [0019] 数据校准单元,用于对所述二维血管内超声图像进行识别,并根据所述ECG信号对识别后的二维血管内超声图像进行校正和三维重构。
- [0020] 在本发明的一个实施例中,所述反馈控制单元包括:
- [0021] 回拉起始单元,用于向所述驱动模块发送回拉起始信号;
- [0022] 回拉停止单元;用于向所述驱动模块发送回拉停止信号;
- [0023] 在本发明的一个实施例中,所述回拉停止单元包括:
- [0024] 紧急停止单元,用于向所述驱动模块发送紧急停止信号;
- [0025] 计算单元,用于计算所述驱动模块带动所述采集模块回拉的水平距离;
- [0026] 判断单元,用于判断所述回拉的水平距离大于阈值时发送停止响应信号;
- [0027] 停止响应单元;用于根据所述停止响应信号向所述驱动模块发送回拉停止信号。
- [0028] 在本发明的一个实施例中,所述数据校准单元包括:
- [0029] 管腔识别单元,用于对所述二维血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝以及导管的位置进行识别,得到识别信号;
- [0030] 图像校正单元,用于根据所述识别信号和所述ECG信号得到校准信号;
- [0031] 三维重建单元,用于根据所述校准信号对所述二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。
- [0032] 在本发明的一个实施例中,所述数字信号处理模块还包括导管自动识别单元,用于根据所述数字信号得到导管信息。
- [0033] 所述脉冲发射接收模块包括第一脉冲发射接收模块、第二脉冲发射接收模块和第三脉冲发射接收模块;
- [0034] 所述反馈控制还用于根据所述导管信息得到脉冲选择信号,所述探头接口模块根据所述脉冲选择信号选择所述第一脉冲发射接收模块、所述第二脉冲发射接收模块或所述第三脉冲发射接收模块。
- [0035] 一种三维血管内超声成像方法,包括以下步骤:
- [0036] 采集血管的样品信号;
- [0037] 将所述样品信号转换为数字信号,并将数字信号处理产生二维血管内超声图像;
- [0038] 对所述二维血管内超声图像进行校正和三维重构后得到三维血管内超声图像。
- [0039] 在本发明的一个实施例中,对所述数字信号进行校正和三维重构,包括:
- [0040] 对所述二维血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝以及导管的位置进行识别,得到识别信号;
- [0041] 根据ECG信号和所述识别信号得到校准信号;
- [0042] 根据所述校准信号对所述二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。

[0043] 与现有技术相比,本发明的有益效果:

[0044] 1. 本发明的三维血管内超声影像系统及成像方法,得到的三维血管内超声图像较二维超声图像有着巨大的潜在优势,可以更为直观的为医生提供血管空间的三维信息;通过三维血管内超声图像可以使医生更准确评估侧支血管开口面积,以及斑块负荷情况等,从而在进行PCI手术时更准确的做出诊断。

[0045] 2. 本发明的三维血管内超声影像系统及成像方法,通过对二维血管内超声图像进行管腔识别、校正和三维重建,克服了在回拉过程中由于心脏跳动对采集的图像造成的轴向旋转和平移错位的问题,使产生的三维图像更加精准,更有利于医生的诊断和手术。

[0046] 3. 本发明的三维血管内超声影像系统及成像方法,还可以根据不同血管适用的不同导管类型识别匹配出相应的超声脉冲,使得同一IVUS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

[0047] 图1为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的结构示意图;

[0048] 图2为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的探测模块的结构示意图;

[0049] 图3为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的探头接口模块的结构示意图;

[0050] 图4为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的数字信号处理模块的结构示意图;

[0051] 图5为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的反馈控制单元的结构示意图;

[0052] 图6为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的数字校准单元的结构示意图;

[0053] 图7为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的详细结构示意图;

[0054] 图8为本发明实施例提供的另一种三维血管内超声影像系统的数字信号处理模块的结构示意图;

[0055] 图9为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的反馈控制单元的结构示意图;

[0056] 图10为本发明实施例提供的一种三维血管内超声成像方法流程图。

[0057] 图中,100、探测模块;200、探头接口模块;300、数字信号处理模块;400、显示模块;101、导管;102、同轴线;103、超声探头;104、弹簧管;105、透明外套管;106、导丝;107、冲洗液出口;201、驱动模块;202、脉冲发射接收模块;2021、第一脉冲发射接收模块;2022、第二脉冲发射接收模块;2023、第三脉冲发射接收模块;310、数据采集单元;320、数据数量单元;330、反馈控制单元;331、回拉起始单元;3311、开始响应单元;332、回拉停止单元;3321、紧急停止单元;3322、计算单元;3323判断单元;3324、停止响应单元;340、数据校准单元;341、管腔识别单元;342、图像校正单元;343、三维重建单元;350、ECG信号输入单元;360、导管自动识别单元。

具体实施方式

[0058] 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。

[0059] 实施例1:

[0060] 请参见图1,图1是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的结构示意图。本实施例的三维血管内超声影像系统,包括依次连接的探测模块100、探头接口模块200、数字信号处理模块300和显示模块400;其中,探测模块100用于采集并发送血管的样品信号;探头接口模块200用于向探测模块100发送采集信号;以及用于接收并发送样品信号;还用于控制探测模块100进行回拉动作;数字信号处理模块300用于接收样品信号,并对样品信号进行数据转换、校正和三维重构后输出图像;显示模块400用于将输出图像显示。

[0061] 本实施例通过采用数字处理模块对采集的血管样品信号进行数据转换、校正和三维重构,将二维血管内超声图像转变为三维血管内超声图像并输出到显示单元,可以更为直观的为医生提供血管空间的三维信息;通过三维血管内超声图像可以使医生更准确评估侧支血管开口面积,以及斑块负荷情况等,从而在进行PCI手术时更准确的做出诊断。

[0062] 实施例2:

[0063] 在实施例1的基础上,本实施例对三维血管内超声影像系统各组成模块进行具体说明。

[0064] 请参见图2,图2是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的探测模块100的结构示意图。本实施例的探测模块100包括导管101、同轴线102、超声探头103、透明外套管105及弹簧管104;其中,导管101包括体外部和体内部,体外部的到连接有冲洗液注射装置,体内部的导管101末端开设有冲洗液出口107;同轴线102、弹簧管104及超声探头103位于体内部的导管101内部;超声探头103包含换能器,用于电声信号转换;超声探头103通过同轴线102与探头接口单元连接,弹簧管104通过胶套设于同轴线102外,当弹簧管104受到驱动转动或回拉控制时,可以带动同轴线102和超声探头103一起转动或回拉;透明外套管105外套于体内部的导管101上且位于超声探头103和体外部之间。探测模块100还包括有导丝106,导丝106设置于透明外套管105内,且穿过导管101,导丝106用于引导导管101进入病灶血管附近,导丝106首先进入血管,并到达制定病灶区,然后导丝106再引导导管101进入病灶区。

[0065] 请参见图3,图3是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的探头接口模块200的结构示意图。本实施例的探头接口模块200包括驱动模块201和脉冲发射接收模块202。

[0066] 驱动模块201用于驱动探测模块100中超声探头103旋转,并回拉超声探头103,本实施例的驱动模块201可以是电机;电机与弹簧管104连接,电机根据预先设定的超声探头103在血管内移动的距离拉动弹簧管104旋转并回拉;弹簧管104由于和同轴线102通过胶粘固定,因而弹簧管104带动同轴线102和超声探头103一起旋转并回拉同轴线102和超声探头103,从而使超声探头103在导管101内螺旋运动,通过形成螺旋三维扫描。

[0067] 脉冲发射接收模块202用于向探测模块100发送采集信号,并将探测模块100发送的血管的样品信号传送至数字信号处理模块300。具体地,脉冲发射接收模块202通过同轴线102连接超声探头103,向超声探头103发射脉冲信号,超声探头103在旋转回拉过程中将

脉冲信号再发射至血管内壁,同时再将由血管内壁反回的脉冲信号经由同轴线102传送至脉冲发射模块,再传送至信号数字处理模块进行处理。

[0068] 请参见图4,图4是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的数字信号处理模块300的结构示意图。本实施例的数字信号处理模块300包括依次连接的数据采集单元310、数据处理单元320、反馈控制单元330、ECG信号输入单元350和数据校准单元340。

[0069] 数据采集单元310用于接收并存储脉冲发射接收模块202发送的样品信号;采集的样品信号是一种电信号,数据采集单元310将该电信号存储并发送至数据处理单元320进行数据转换。

[0070] 数据处理单元320,用于将样品信号转化为数字信号,产生二维血管内超声图像;数据处理单元320包括但不限于处理器(CPU)、图像处理器(GPU)、可编程门阵列(FPGA)、微处理器(如ARM)、数字信号处理器(DSP)等器件或它们的任意组合。数据采集器在采集到电信号之后,将信息传送至处理单元。数据处理单元320将接收到的电信号进行一系列操作处理,包括但不限于时间增益补偿,AD采样,去包络后,将得到一条A-line图像;数据处理单元320处理完一帧图像后将图像数据传输至数据校准单元340。

[0071] 反馈控制单元330,用于控制驱动模块的运行状态;具体地,根据驱动模块201带动探测模块100中的超声探头103移动的水平距离控制驱动模块201的运行状态;同时反馈控制单元330还可以根据医生选定的回拉速度控制电机的速度,进而控制超声探头103回拉的速度。

[0072] ECG信号输入单元350,用于输入用于校准的ECG信号;ECG信号是心电信号,输入心电信号的目的是由于心脏的跳动的影响,尤其是在自动回拉速度比较小的时候,IVUS图像会产生轴向旋转和平移错位。ECG信号输入单元350可通过主机接口将ECG信号输入数据校准单元340,以起到通过ECG信号校准三维图像的作用。

[0073] 数据校准单元340,用于对数据处理单元320产生的二维血管内超声图像进行识别,并根据ECG信号对识别后的二维血管内超声图像进行校正和三维重构。

[0074] 下面对本实施例的反馈控制单元330和数据处理单元320进行详细说明。

[0075] 请参见图5,图5为本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的反馈控制单元330的结构示意图。本实施例的反馈控制单元330包括回拉起始单元331和回拉停止单元332。

[0076] 回拉起始单元331包括开始响应单元3311,和探头接口单元连接,用于向电机发送回拉起始信号。回拉停止单元332包括紧急停止单元3321、计算单元3322、判断单元3323、停止响应单元3324,用于向电机发送回拉停止信号;紧急停止单元3321可在特殊情况下停止电机;计算单元3322用来计算电机带动超声探头103回拉的水平距离。判断单元3323判断回拉距离是否到达阈值,若大于阈值,则输送信号至停止响应单元3324,以停止电机的工作状态。需要说明的是,该阈值是预先设定好的待测血管的长度,也就是超声探头103的回拉距离,通常为100mm~160mm,且该回拉距离是在透明外套管105之外;当计算单元3322计算回拉距离达到预设的距离时,停止回拉。

[0077] 本发明的回拉模块,可以是手动回拉,也可以使自动回拉;手动回拉不能测量病变的长度和容积,但有利于在感兴趣的区域仔细观察;自动回拉的回拉速度是均匀的,回拉距离是个定值,回拉停止模块按照计算回拉距离的阈值来判断是否停止,自动回拉可以测量

病变长度和容积。本发明尤其适用于自动回拉的模式。

[0078] 请参见图6,图6是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的数字校准单元的结构示意图。本实施例的数字校准单元包括依次连接的管腔识别单元341、图像校正单元342和三维重建单元343。

[0079] 管腔识别单元341用于对血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝106以及导管101的位置进行识别,得到识别信号。具体地,对于图像处理单元输出的二维血管内超声图像采用管腔识别算法识别出每一帧图像血管壁、导丝106和导管101在图片中的具体位置以及相互之间的相对位置,并将每一帧的图像旋转,使得导丝106的位置均处于第一帧图像导丝106所处的位置。采用管腔识别的目的是因为心脏的跳动对较慢回拉速度下的超声探头103采集的图像会发生较大的轴向旋转和平移错位的问题,在进行三维重构的时候,导丝106需要处于图像中的同一部位,才可进行准确的三维重构,并且在重构时,需要对导丝106、组织等地方进行不一样的图像渲染,所以要对管腔进行识别。管腔识别过程中采用的管腔识别算法包括但不限于,DP算法、阈值分割算法、边缘检测算法、基于Hessian矩阵的Frangi算法、匹配滤波算法,可以采用这些算法中的任意一种,也可以是任意两种或多种算法的结合。

[0080] 图像校正单元342用于根据识别信号和ECG信号得到校准信号。具体地,首先需要根据导管101的确定位置将血管壁图像拉倒同一像素点,比如,坐标(a,b),再将导丝106旋转至图像的同一直线、角度 θ 处,最后再根据ECG信号,根据心脏舒张和收缩的规律将图像进行上移或下移。这个过程可以使用机器学习算法,通过机器学习可以自动判断平移幅度,以及什么时候平移。机器学习方法可以是自适应算法。

[0081] 三维重建单元343用于根据校准信号对二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。具体地,根据管腔识别单元341识别的图像血管壁、导丝106和导管101的位置,以及图像校正单元342的校正结果,重构出三维血管内超声图像,并通过显示器输出。

[0082] 请参见图7,图7是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的详细结构示意图。结合图7对本发明的三维血管内超声影像系统的工作原理进行说明。

[0083] 本发明的三维血管内超声影像系统,首先导丝106带动导管101进入到待扫描的血管区域,然后通过冲洗液注射装置向导管101和血管腔内注入生理盐水等冲洗液;冲洗完成后,术者通过反馈控制单元330选择电机的回拉速度,并触发脉冲发射接收模块202和电机开始工作;电机对弹簧管104、同轴线102和超声探头103进行旋转回拉,脉冲发射接收模块202向超声探头103发射脉冲,并在超声探头103旋转回拉过程中将脉冲不断发射向血管壁,采集的血管样品信号通过脉冲发射接收模块202发送至数据采集单元310,数据采集单元310对采集的样品电信号进行存储并发送至数据处理单元320进行数据转变和处理,数据处理单元320将电信号转变成数字信号,并经一系列图像处理输出二维血管内超声图像至数据校准单元340,数据校准单元340对二维血管内超声图像中血管壁、导丝106和导管101的位置识别,结合输入的ECG信号对二维图像进行校正和三维重建,最后通过显示模块400输出三维血管内的超声图像。

[0084] 需要说明的是,在IVUS设备主机显示器上除了输出本发明的三维血管内超声图像外,还可以同时输出二维图像,用于显示血管横向切面图像,以及L轴图像,用于显示血管纵

向切面图像,以及黄轴图像,用于显示管腔面积测量图像。医生在选择时,二维血管内超声图像是必须显示的,其它三种图像可以选择显示。通过多种类型图像显示,尤其是本发明的三维血管内超声图像,可以使更为直观的为医生提供血管空间的三维信息;通过三维血管内超声图像可以使医生更准确评估侧支血管开口面积,以及斑块负荷情况等,从而在进行PCI手术时更准确的做出诊断。

[0085] 实施例3:

[0086] 请参见图8,图8是本发明实施例提供的另一种三维血管内超声影像系统的数字信号处理模块300的结构示意图。

[0087] 在实施例1或2的基础上,本实施例的三维血管内超声影像系统的数字信号处理模块300还包括导管自动识别单元360,导管自动识别单元360用于根据数据处理单元320输出的数字信号的得到导管101信息;反馈控制还用于根据导管101信息得到脉冲选择信号;脉冲发射接收模块202可以包括多种不同频率的脉冲发射接收模块202,通过导管自动识别单元360识别导管101的信息,反馈控制器自动选择与导管101相匹配的脉冲信号,通过相应的脉冲发射接收模块202发射相匹配的脉冲。

[0088] 请参见图9,图9是本发明实施例提供的一种三维血管内超声影像系统的反馈控制单元330的结构示意图。作为一种实施方式,脉冲发射接收模块202包括三种不同频率的脉冲发射接收模块202,即第一脉冲发射接收模块2021、第二脉冲发射接收模块2022和第三脉冲发射接收模块2023。

[0089] 具体地,当本实施例的三维血管内超声系统接入导管101后,导管自动识别单元360根据数字信号(初始成像像素)得到导管101信息,反馈控制单元330再根据导管101信息得到脉冲选择信号;脉冲发射接收模块202包括三种不同频率的脉冲发射接收模块202(三种不同频率范围分别为:15~25MHz、35~45MHz和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202发送超声脉冲,其它步骤和原理同实施例2,在此不再赘述。

[0090] 本实施例的目的是为了在实现上述实施例效果的基础上,进一步解决现有IVUS系统能够满足不同的成像需求的问题,例如如果想要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101,同时能够自动进行导管101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。

[0091] 本实施例的三维血管内超声影像系统,可以根据不同血管适用的不同导管101类型识别匹配出相应的超声脉冲,使得同一IVUS设备可以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101的尺寸以及过弯能力。

[0092] 实施例4:

[0093] 请参见图10,本发明实施例提供的一种三维血管内超声成像方法流程图。本实施例的三维血管内超声成像方法,包括以下步骤:

[0094] S100、采集血管的样品信号;

[0095] S200、将样品信号转换为数字信号,并将数字信号处理产生二维血管内超声图像;

[0096] S300、对二维血管内超声图像进行校正和三维重构后得到三维血管内超声图像。

[0097] 具体地,S200具体包括:

[0098] S201、对二维血管内超声图像中血管壁的轮廓、导丝106以及导管101的位置进行

识别,得到识别信号;

[0099] S202、根据识别信号,结合外部输入的ECG信号得到校准信号;

[0100] S203、根据校准信号对二维血管内超声图像进行三维重建,得到三维血管内超声图像。

[0101] 本发明的三维血管内超声成像方法具体为:首先导丝106带动导管101进入到待扫描的血管区域,然后通过冲洗液注射装置向导管101和血管腔内注入生理盐水等冲洗液;冲洗完成后,术者通过反馈控制单元330选择电机的回拉速度,并触发脉冲发射接收模块202和电机开始工作;电机对弹簧管104、同轴线102和超声探头103进行旋转回拉,电机的速度可以为0.5~5mm/s;脉冲发射接收模块202向超声探头103发射脉冲,并在超声探头103旋转回拉过程中将脉冲不断发射向血管壁,采集的血管样品信号通过脉冲发射接收模块202发送至数据采集单元310,数据采集单元310对采集的样品电信号进行存储并发送至数据处理单元320进行数据转变和处理,数据处理单元320将电信号转变成数字信号,并经一系列图像处理输出二维血管内超声图像至数据校准单元340,数据校准单元340对二维血管内超声图像中血管壁、导丝106和导管101的位置识别,结合输入的ECG信号对二维图像进行校正和三维重建,最后通过显示模块400输出三维血管内的超声图像。

[0102] 本发明的三维血管内超声成像方法,通过对二维血管内超声图像进行管腔识别、校正和三维重建,克服了在回拉过程中由于心脏跳动对采集的图像造成的轴向旋转和平移错位的问题,使产生的三维图像更加精准,更有利于医生的诊断和手术。

[0103] 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。

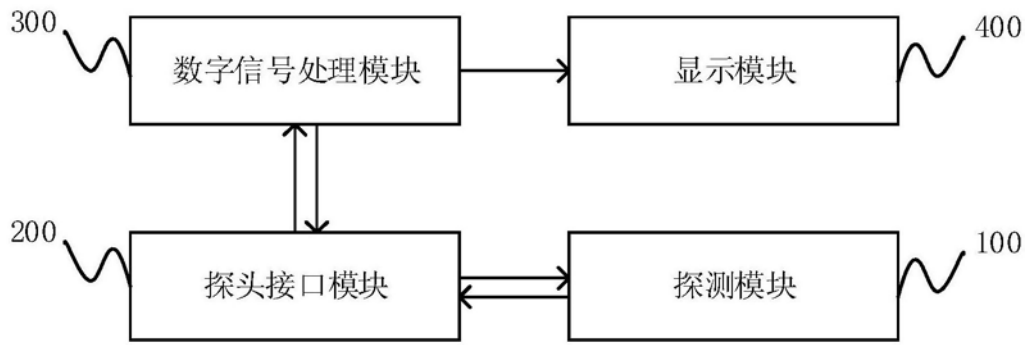


图1

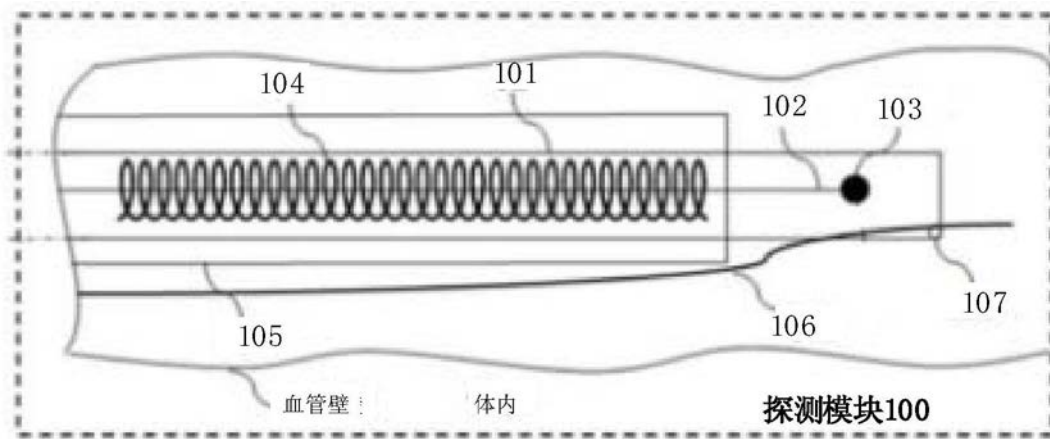


图2

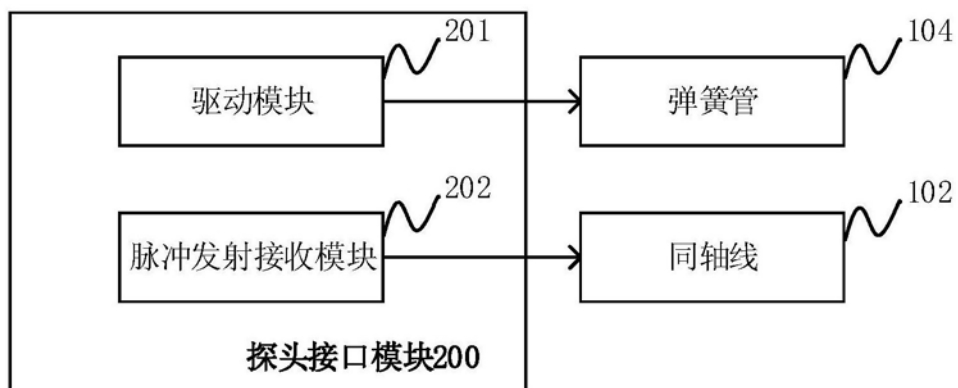


图3

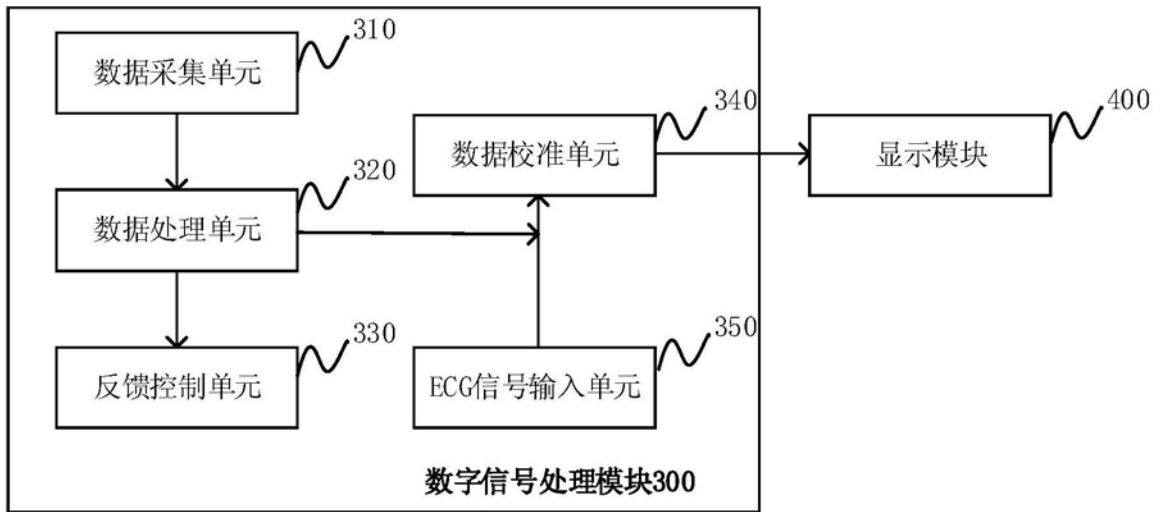


图4

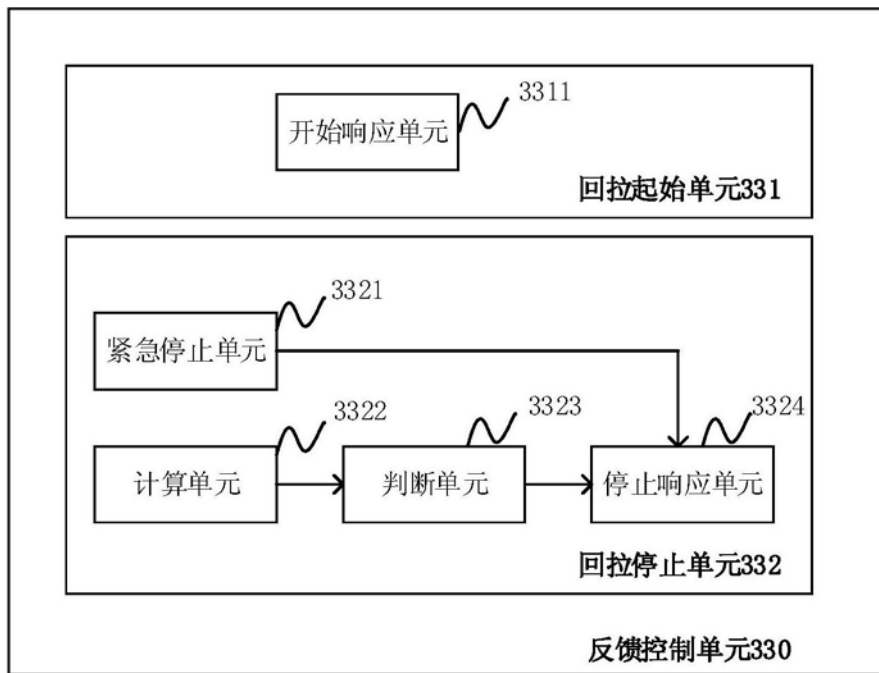


图5

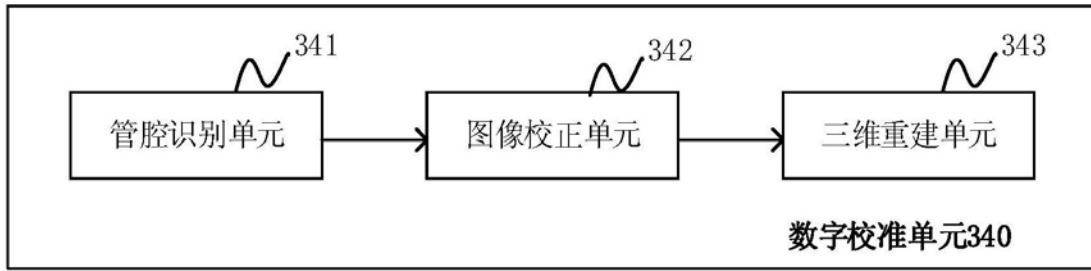


图6

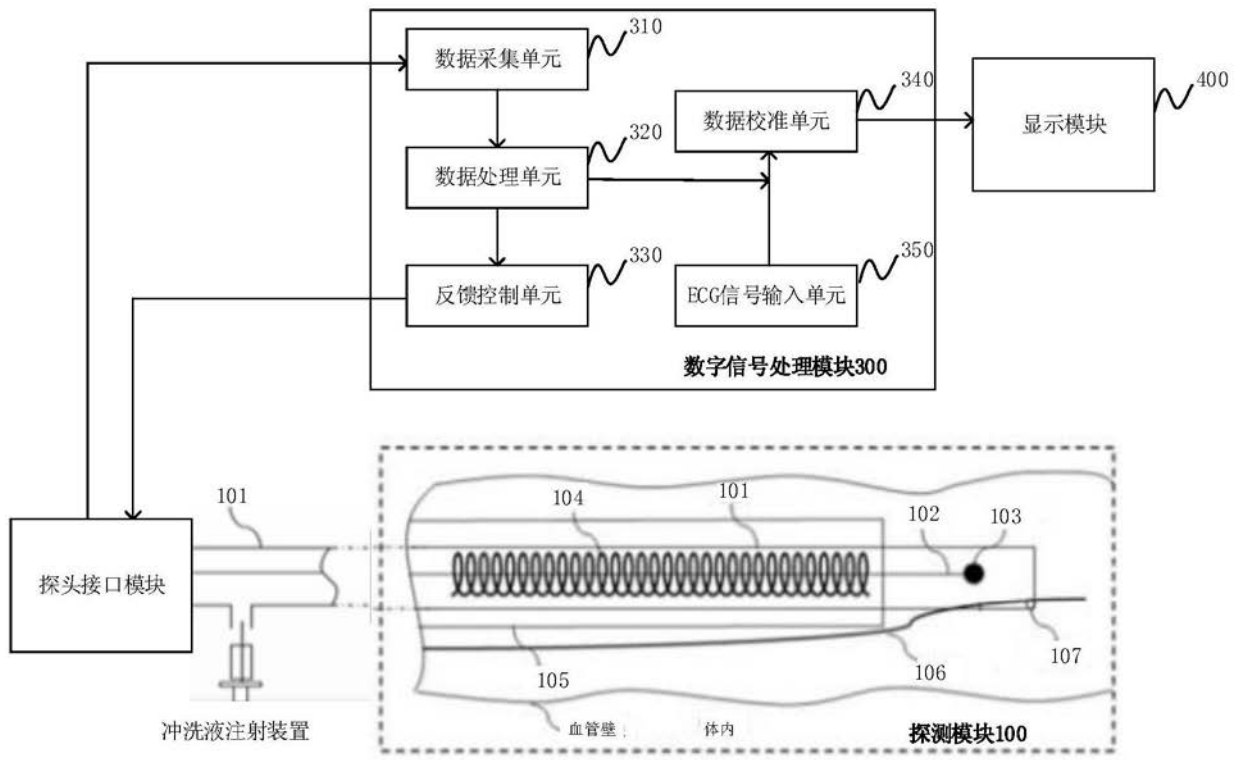


图7

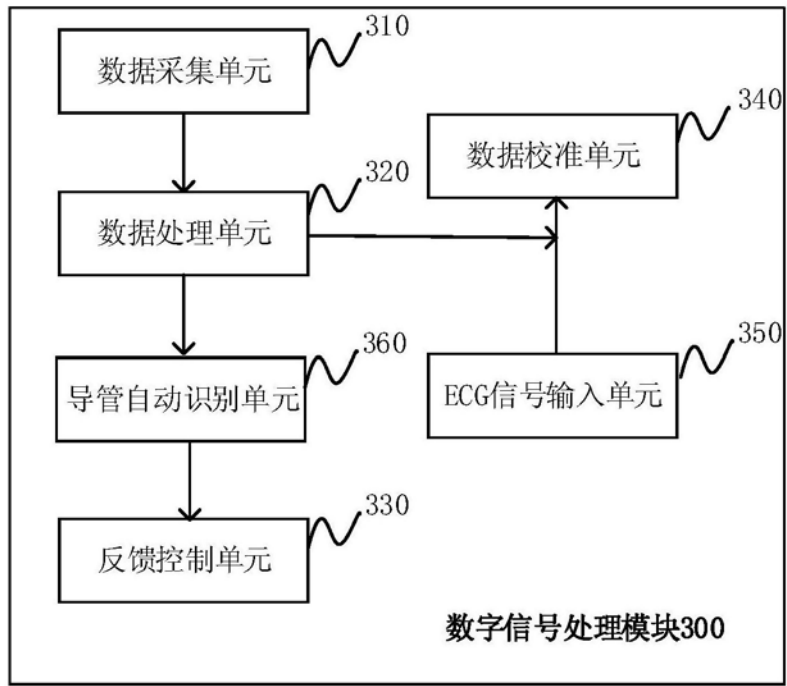


图8

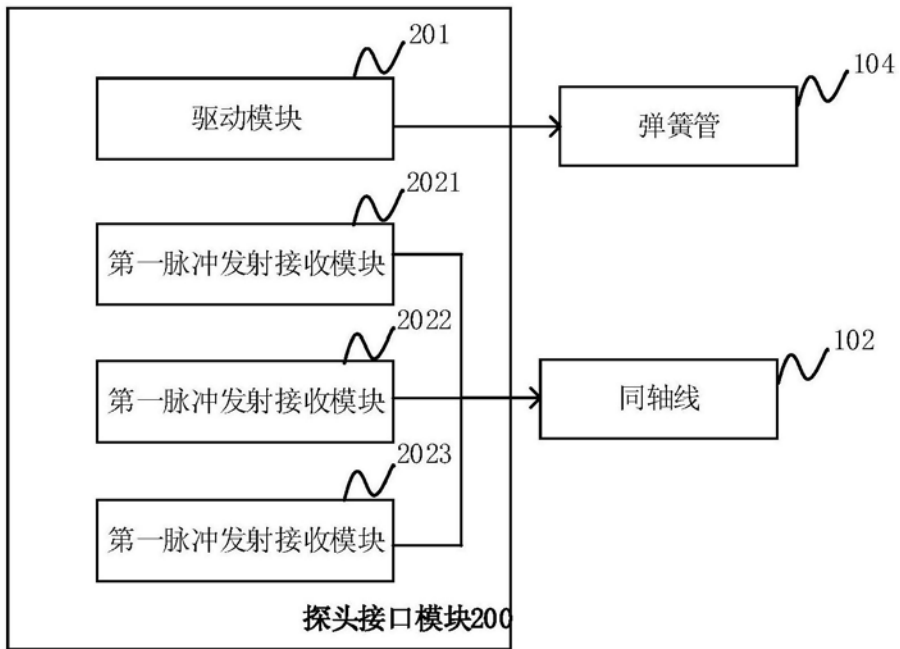


图9

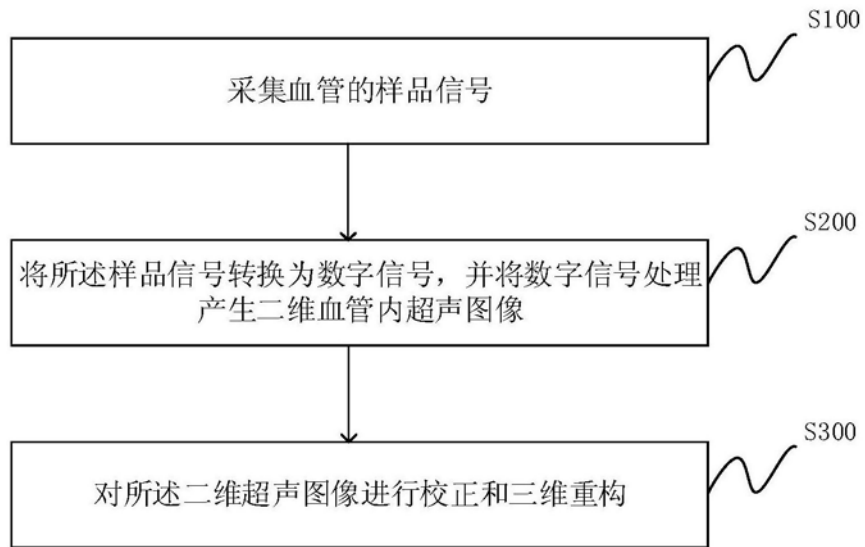


图10

专利名称(译)	一种三维血管内超声影像系统及成像方法		
公开(公告)号	CN109498063A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	CN201811640685.0	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 薛婷 张雨珊		
发明人	朱锐 李嘉男 薛婷 张雨珊		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/44 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269		
代理人(译)	李斌		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种三维血管内超声影像系统及成像方法，该系统包括：探测模块，用于采集并发送血管的样品信号；探头接口模块，用于向探测模块发送采集信号；以及，用于接收并发送样品信号；以及，用于控制探测模块进行回拉动作；数字信号处理模块，用于接收样品信号，并对样品信号进行数据转换、校正和三维重构后输出图像；显示模块，用于将输出图像显示。该方法包括：采集血管的样品信号；将样品信号转换为数字信号，并将数字信号处理产生二维血管内超声图像；对二维超声图像进行校正和三维重构。本发明可以更为直观的为医生提供精准的血管空间的三维信息，使医生更准确评估侧支血管开口面积以及斑块负荷情况等，从而在进行手术时更准确的做出诊断。

