



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110403633 A  
(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201910642389.2

(22)申请日 2019.07.16

(66)本国优先权数据

201810827713.3 2018.07.25 CN

(71)申请人 天津恒宇医疗科技有限公司

地址 300000 天津市东丽区天津自贸试验区(空港经济区)西八道9号厂房1三层东区

(72)发明人 田洁 邱维宝 赵士勇

(74)专利代理机构 天津市君砚知识产权代理有限公司 12239

代理人 张东浩

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种光学超声双导管内窥成像系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种光学超声双导管内窥成像系统,包括:超声扫描模块,光学扫描模块,信号发生模块,数据采集模块,数据处理模块和终端显示模块;还公开了一种光学超声双导管内窥成像方法,通过如前所述的光学超声双导管内窥成像系统实现。本发明的光学超声双导管内窥成像系统及方法,该系统融合超声和OCT技术,集成在同一设备,采用双导管自主选择成像模式,区别于现有专利普遍的融合导管,该系统采用两根独立的导管系统,既可以单独进行超声或OCT成像,也可以作为超声-OCT融合成像系统使用,一方面通过交互配准融合提高了提高成像质量和穿透深度;另一方面也提高了系统的适用性和便捷性,降低了产品的使用成本。



1. 一种光学超声双导管内窥成像系统,其特征在于,包括:超声扫描模块,光学扫描模块,信号发生模块,数据采集模块,数据处理模块和终端显示模块;

所述超声扫描模块,包括超声发射/接收装置和超声回撤装置及超声导管;

所述光学扫描模块,包括光纤耦合装置、环形器I、环形器II、光学旋转回撤装置、参考臂、光电探测装置和光纤成像导管;

所述信号发生模块,与所述超声扫描模块以及光学扫描模块相连,包括脉冲激光发生模块以及触发信号控制模块;

所述数据采集模块,与所述超声扫描模块以及光学扫描模块相连,采用一个多通道采集卡或者多个单通道采集卡对超声扫描模块或光学扫描模块产生的信号进行采集;

所述数据处理模块,与所述数据采集模块相连,可并行接收光学扫描模块和超声扫描的信号并处理;

所述终端显示模块,与所述数据处理模块相连,用于对数据处理模块处理后的信号进行图像显示。

2. 如权利要求1所述的光学超声双导管内窥成像系统,其特征在于:所述超声发射/接收装置,用于接收信号发生模块的触发信号并产生电信号对内窥组织进行超声成像;所述超声回撤装置,用于驱动超声导管进行回拉运动;所述超声导管设置有超声换能器,所述超声换能器用于接收所述超声发射/接收装置产生的电信号并转换成超声信号,用于接收内窥组织壁反射回来的脉冲信号并转换成电信号发送至超声发射/接收装置。

3. 如权利要求1所述的光学超声双导管内窥成像系统,其特征在于:所述脉冲激光装置发射激光束为OCT成像模块提供所需的光学信号,或者产生触发信号作用于IVUS成像模块进行超声成像;所述光纤耦合装置,用于接收信号发生模块中的脉冲激光产生模块发射的激光,并将其分成两束,一束通过环形器I、光学旋转回撤装置、光学导管作用于内窥组织,一束通过环形器II作用于参考臂;用于接收参考臂发射的光信号与内窥组织壁发射的光信号,并形成干涉光;所述光电探测装置将光纤耦合装置产生的干涉光转换成电信号,并发送至数据采集模块。

4. 如权利要求1所述的光学超声双导管内窥成像系统,其特征在于:所述脉冲激光发生装置用于发射激光束为光学扫描成像模块提供所需的光学信号,所述触发信号控制模块用于向超声成像模块发出触发信号。

5. 一种光学超声双导管内窥成像方法,其特征在于,通过如权利要求1-4任一项所述的光学超声双导管内窥成像系统实现,包括以下步骤:

(1) 判断是否启用双扫描成像模式,如果是,则进入步骤2,如果不是,则进入步骤4;

(2) 判断当前成像模式是否为超声扫描成像模式,如果是,则超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像;然后光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至光数据处理模块中的光数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像,并进入步骤3;如果不是,则光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至光数据处理模块中的光数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像;然后超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的

超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像,并进入步骤3;

(3) 将超声扫描图像和光学扫描图像交互配准优化和融合,通过终端显示模块进行显示;

(4) 判断当前成像模式是否为超声扫描成像模式,如果是,则超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像,并由终端显示模块进行显示;如果否,则光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至数据处理模块中的光数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像,并由终端显示模块进行显示。

6. 如权利要求5所示的光学超声双导管内窥成像方法,其特征在于:所述步骤(2)中,图像交互配准优化和融合的方法包括以下步骤:进行图像预处理,对获得的超声扫描图像和光学扫描图像数据进行去噪、增强处理,统一两种数据格式、大小;通过特征匹配、确定变换模型并计算模型参数、图像变换与插值进行图像交互式配准;基于图像特征进行图像融合。

7. 如权利要求6所示的光学超声双导管内窥成像方法,其特征在于:对所述图像特征的提取依据超声扫描图像和光学扫描图像的灰度性质,选择小梁、分叉血管或狭窄部位作为特征区域;对所述图像特征的提取方法选择Sift算子、SUSAN算子或Harris算子;所述特征匹配的方法选择互相关系数法、互信息法、聚类法或Hausdorff距离;所述变换模型的方法选择仿射变换或有限元模型变换;所述图像融合的方法选择拉普拉斯金字塔法、加权平均法、小波变换或PCA方法。

8. 如权利要求5-7任一项所示的光学超声双导管内窥成像方法,其特征在于:所述光数据处理模块的处理过程包括数据采集、缓冲、预处理、功率谱变换、空间变换、数据压缩与缓冲;具体执行过程为:外部采集设备采集干涉光脉冲信号,通过数据缓冲,完成数据同步化,同步化数据信号依照滤波、整形、畸变校正、归一化步骤进行预处理,处理结果进行功率谱变换,具体是基于FFT对信号频谱的实部和虚部进行平方求和,变换结果进行空间变换,并进行数据压缩与缓冲,获得光学图像数据。

9. 如权利要求5-7任一项所示的光学超声双导管内窥成像方法,其特征在于:所述超声数据处理模块的处理过程包括数据采集模块采集、滤波、时间增益补偿、包络检波、对数压缩及正常化、图像插值与增强;具体执行过程为:外部采集设备采集超声数据,通过滤波器滤波获得包络信号,利用时间增益补偿算法,对包络信号的深处超声信号进行信号放大处理,然后经包络检波进行包络信号检测通过对数压缩及正常化处理,最后经图像插值与增强获得超声图像数据。

## 一种光学超声双导管内窥成像系统及方法

[0001] 本发明要求申请日为2018年07月25日、发明名称为“一种内窥成像的光学超声双导管系统及其工作方法”、申请号为201810827713.3的中国专利申请的优先权。

### 技术领域

[0002] 本发明涉及一种光学超声双导管内窥成像系统及方法,属于内窥成像技术领域。

### 背景技术

[0003] 光干涉断层成像系统(Optical Coherence Tomography,OCT)和内窥超声系统(intra-vascular ultrasound,IVUS)是目前常用的且有效应用于内窥疾病检测的成像系统。内窥超声系统(IVUS)是一种无创的超声成像技术与微创的导管技术相结合的成像系统,基于超声原理进行成像,具有较深的穿透深度和较大的成像范围,但空间分辨率低。内窥超声系统的组成通常包括超声扫描模块,数据采集模块,数据处理模块和终端显示模块。OCT成像原理与超声类似,主要利用无创的光干涉成像技术与微创导管介入技术结合,OCT基于近红外光进行低相干干涉成像,具有较高的空间分辨率,但穿透深度较浅及成像范围较小。OCT系统的组成通常包括信号发生模块,光学扫描模块,数据采集模块,数据处理模块和终端显示模块。信号发生模块通常由光信号生成器和电信号生成器同步触发器构成。其中光信号生成器通常为扫频激光器(Swept laser source)或连续激光器(SLD)构成。

[0004] 为满足血管内成像所需的高空间分辨率、深穿透深度和大成像范围要求,专利CN103385758A基于超声和OCT相似的成像原理,提出了以内窥超声和OCT技术融合为基础的血管内光学超声混合导管成像系统。但混合导管内窥成像系统在高速旋转条件下成像时,会引起导管剧烈震动,一方面在耦合过程中产生高噪声,另一方面受超声换能器转换时间限制降低成像质量。专利US09833221B2,用基于IVUS和OCT的混合双模导管进行成像,部分阐述了基于IVUS和OCT混合双模导管数据进行超声与光学的图像融合处理。该专利所述的IVUS和OCT混合双模导管与本专利所述双导管系统有本质区别。同时该专利没有考虑混合双模导管耦合可能出现的尺寸过大问题,以及为了兼容两种成像模式而需进行的单个成像妥协问题同时依据该专利阐述,仅需单独某个成像功能时,双模成像带来成本过高问题将是一个新的问题。并且该专利只是针对IVUS和OCT进行成像和交互,并没有在其它内窥组织成像功能。专利US20140187920A1,介绍了一种系统装置,该系统是把血管内超声或血管内OCT图像与CTA图像进行工作流的配合,但该专利只是介绍一种系统,并没有针对两种成像功能集中到一个设备中,并且该专利并没有进行涉及内窥图像融合和交互配准。现有技术中提出的多导管系统属于串行工作方式,每次从超声、OCT、FL-超声、FFR等多种模式中选择一个工作流,单独成像后进行图像比对获得具体结构信息,但没有进行图像融合获得具有优势互补的图像,不利于图像观察与分析。将多导管系统集成在同一设备,通过图像融合获得具有优势互补的图像,可有效解决上述问题。超声和OCT同属微创导管成像技术,其技术原理,操作方式和成像特点的相似性与互补性使得在临床应用中将超声光学双导管集成于同一设备更具有可行性和优异性。超声成像无需造影剂,可以对血管进行快速定位,然后进

行OCT成像通过图像交互融合进行病灶观察。也可以先进行OCT成像记录浅层组织信息,再通过超声进行深层信息记录,两成像信息交互融合进行病灶观察。

## 发明内容

[0005] 因此,本发明的目的在于一种光学超声双导管内窥成像系统及方法,该系统融合内窥超声和OCT技术,集成在同一设备,采用双导管自主选择成像模式,区别于现有普遍的融合导管,该系统采用两根独立的导管系统,既可以单独进行内窥超声或OCT成像,也可以作为内窥超声-OCT融合成像系统使用,一方面通过交互配准融合提高了提高成像质量和穿透深度;另一方面也提高了系统的适用性和便捷性,降低了产品的使用成本。

[0006] 为了实现上述目的,本发明的一种光学超声双导管内窥成像系统,包括:超声扫描模块,光学扫描模块,信号发生模块,数据采集模块,数据处理模块和终端显示模块。

[0007] 所述超声扫描模块,包括超声发射/接收装置和超声回撤装置;所述超声发射/接收装置,用于接收信号发生模块的触发信号并产生电信号对内窥组织进行超声成像;所述超声回撤装置,用于驱动超声导管进行回拉运动;所述超声导管设置有超声换能器,所述超声换能器用于接收所述超声发射/接收装置产生的电信号并转换成超声信号,用于接收内窥组织壁反射回来的脉冲信号并转换成电信号发送至超声发射/接收装置;

[0008] 所述光学扫描模块,包括光纤耦合装置、环形器I、环形器II、光学旋转回撤装置、参考臂、光电探测装置和光学导管;所述光纤耦合装置,用于接收信号发生模块中的脉冲激光产生模块发射的激光,并将其分成两束,一束通过环形器I、光学旋转回撤装置、光学导管作用于内窥组织,一束通过环形器II作用于参考臂;用于接收参考臂发射的光信号与内窥组织壁发射的光信号,并形成干涉光;所述光电探测装置将光纤耦合装置产生的干涉光转换成电信号,并发送至数据采集模块;光学导管设置有光学微镜头,用于发射和接收光信号,用于内窥成像。

[0009] 所述信号发生模块,与所述超声扫描模块以及光学扫描模块相连,包括脉冲激光发生模块以及触发信号控制模块,所述脉冲激光发生装置用于发射激光束为光学扫描成像模块提供所需的光学信号,所述触发信号控制模块用于向超声成像模块发出触发信号;

[0010] 所述数据采集模块,与所述超声扫描模块和光学扫描模块连接,采用一个多通道采集卡或者多个单通道采集卡对超声扫描模块或光学扫描模块产生的信号进行采集;

[0011] 所述数据处理模块,与所述数据采集模块相连,可并行接收光学扫描模块和超声扫描的信号并处理;

[0012] 所述终端显示模块,与所述数据处理模块相连,用于对数据处理模块处理后的信号进行图像显示。

[0013] 本发明还提供一种光学超声双导管内窥成像方法,通过如前所述的光学超声双导管内窥成像系统实现,包括以下步骤:

[0014] (1) 判断是否启用双扫描成像模式,如果是,则进入步骤2,如果不是,则进入步骤4;

[0015] (2) 判断当前成像模式是否为超声扫描成像模式,如果是,则超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像;然后光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至数据处理模块中的光

数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像,并进入步骤3;如果否,则光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至数据处理模块中的光数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像;然后超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像,并进入步骤3;

[0016] (3) 将超声扫描图像和光学扫描图像交互配准优化和融合,通过终端显示模块进行显示;

[0017] (4) 判断当前成像模式是否为超声扫描成像模式,如果是,则超声扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集超声扫描模块发送的电信号,并发送至数据处理模块中的超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像,并由终端显示模块进行显示;如果否,则光学扫描模块对内窥组织进行扫描,数据采集模块采集光学扫描模块发送的光电信号,并发送至数据处理模块中的光数据处理模块进行处理,获得光学扫描内窥图像,并由终端显示模块进行显示。

[0018] 所述步骤(2)中,图像交互配准优化和融合的方法包括以下步骤:图像预处理,采用边缘检测方法或非线性自适应滤波对获得的超声扫描图像和光学扫描图像数据进行去噪、增强等处理,统一两种数据格式、大小;通过特征匹配、确定变换模型并计算模型参数、图像变换与插值进行图像交互式配准;基于图像特征进行图像融合。

[0019] 对所述图像特征的提取依据超声扫描图像和光学扫描图像的灰度性质,选择小梁、分叉血管或狭窄部位作为特征区域。

[0020] 对所述图像特征的提取方法选择Sift算子、SUSAN算子或Harris算子。

[0021] 所述特征匹配的方法选择互相关系数法、互信息法、聚类法或Hausdorff距离。

[0022] 所述变换模型的方法选择仿射变换或有限元模型变换。

[0023] 所述图像融合的方法选择拉普拉斯金字塔法、加权平均法、小波变换或PCA方法。

[0024] 所述光数据处理模块的处理过程包括数据采集、缓冲、预处理、功率谱变换、空间变换、数据压缩与缓冲;具体执行过程为:外部采集设备采集干涉光脉冲信号,通过数据缓冲,完成数据同步化,同步化数据信号依照滤波、整形、畸变校正、归一化步骤进行预处理,然后进行功率谱变换基于FFT对信号频谱的实部和虚部进行平方求和,变换结果进行空间变换,可选择仿射变换、投影变换等,并进行数据压缩与缓冲,获得光学图像数据。

[0025] 所述超声数据处理模块的处理过程包括数据采集模块采集、滤波、时间增益补偿、包络检波、对数压缩及正常化、图像插值与增强;具体执行过程为:外部采集设备采集超声数据,通过滤波器滤波获得包络信号,利用时间增益补偿算法,对包络信号的深处超声信号进行信号放大处理,然后经包络检波进行包络信号检测通过对数压缩及动态范围处理,最后经图像插值与增强获得超声图像数据。

[0026] 与现有技术相比,本发明具有以下有益效果:

[0027] 1、融合了超声和OCT技术,可以获得两种影像,既可以获得较大的成像深度和范围,又能达到较高的分辨率,实现了超声和OCT技术在临床应用中的优势互补。

[0028] 2、可选择适用于多种内窥成像,可选择不同适配导管分别在心血管内、食道、消化道、脑血管进行成像。

[0029] 3、同一设备采用双导管自主选择成像模式进行系统成像,既可以作为超声系统使

用,也可以作为OCT系统使用,还可以作为超声-OCT集成成像系统使用,这种方式在不降低系统成像的基础上,提高了系统的适用性和便捷性,且有效降低经济成本。

[0030] 4、该系统采用超声数据处理模块与光数据处理模块并行结构,降低了数据之间的串扰,提高了数据处理速度,提高了成像质量。采用图像交互配准方式进行超声图像和光学图像融合,优化图像,实现了图像的高分辨率和高穿透深度特点。

[0031] 5、该系统采用共享主机、显示器等结构,不仅降低了成本,而且减小占地面积,方便安置。

### 附图说明

[0032] 图1为本发明的光学超声双导管内窥成像系统的系统框图。

[0033] 图2为本发明的信号产生模块一种组成结构框图

[0034] 图3为本发明的信号产生模块另一种组成结构框图

[0035] 图4为本发明的光学超声双导管内窥成像系统的结构示意图。

[0036] 图5为本发明的光学超声双导管内窥成像系统的设备外观示意图。

[0037] 图6为本发明的光学超声双导管内窥成像系统的图像处理流程图。

[0038] 图7为本发明的内窥成像系统中数据处理模块流程图。

[0039] 图8为本发明的内窥成像的光学超声导管的超声、OCT交互配准和融合处理流程图。

### 具体实施方式

[0040] 以下通过附图和具体实施方式对本发明作进一步的详细说明。

[0041] 如图1所示,一种光学超声双导管内窥成像系统,包括信号发生模块1、超声扫描模块、光学扫描模块、数据采集模块12、数据处理模块13和终端显示模块14。所述数据采集模块12与超声扫描模块和光学扫描模块连接,采集由超声扫描模块或由光学扫描模块产生的电信号;所述数据处理模块13进行信号数据处理,并由终端显示模块14进行图像显示。

[0042] 如图2所示,一种信号产生模块组成结构框图,组成由OCT光源1-1组成,所述的OCT光源1-1可选择扫频光源(swept laser source),可以同时产生激光光束和触发信号。如图3所述,另一种信号产生模块组成结构框图,组成包括光源1-2和触发信号控制装置1-3,所述的光源1-2可选择连续波激光器(SLD)光源,只产生光信号作用于光学扫描模块,所述的触发信号控制装置1-3产生触发信号作用超声扫描模块。

[0043] 在一个实施例中,数据采集模块12采用双通道的采集卡,一个通道接收由光学扫描模块传递过来的电信号,一个通道接收由超声扫描模块传递过来的电信号,两通道结构并行、分时工作;在另一个实施例中采用两个采集卡,一个采集卡接收由光学扫描模块传递过来的电信号,一个采集卡接收由超声扫描模块传递过来的电信号,两采集卡结构并行、分时工作。

[0044] 所述超声扫描模块包括超声发射/接收装置2、超声回撤装置3、超声导管4。所述超声发射/接收装置2由信号发生模块1发射的触发信号触发产生电信号,通过超声回撤装置3和超声导管4作用于血管内进行超声成像;并接收由血管壁返回的电信号,结果由数据采集模块12采集。所述超声回撤装置3主要驱动超声导管4的进行回拉运动。所述超声导管4探头

含有超声换能器,超声发射/接收装置产生的电脉冲通过超声换能器转换成超声信号,由血管壁发射回来的脉冲信号通过超声换能器转换成电信号由超声发射/接收装置接收。

[0045] 所述光学扫描模块包括光纤耦合装置6、环形器7和8、光学旋转回撤装置10、参考臂9、光学导管11、光电探测装置5。所述光纤耦合装置6一方面接收信号产生模块1发射的激光,并将其分成两束,一束通过环形器7、光学旋转回撤装置10、光学导管11作用于血管,一束通过环形器8作用于参考臂9;另一方面接收参考臂9发射的光信号与血管壁发射的光信号,并在此形成干涉光。所述光电探测装置5将光纤耦合装置6产生的干涉光转换成电信号,并由数据采集模块12采集。

[0046] 所述终端显示模块14包括控制面板20、成像引擎21、终端显示器22。

[0047] 如图4所示,一种光学超声双导管内窥成像系统的结构示意图,包括超声导管4、超声回撤模块3、光学导管11、光学旋转回撤模块10、控制面板20、成像引擎21、终端显示器22。其中控制面板通过导线15与超声旋转回撤模块3,与光学旋转回撤模块10连接。超声回撤模块3通过连接件18与超声导管4连接。超声导管4头部有探头II 19,在探头II 19处装有超声换能器,超声换能器可以选择单阵元超声换能器也可以选择阵列式超声换能器。OCT回撤模块10通过光学连接件16与光学导管11连接,光学导管11顶端含有探头I17。超声回撤模块3和光学旋转回撤模块10可以采用相同的结构,也可以采用不同的结构。

[0048] 如图5所示,是一种光学超声双导管内窥成像系统的一种实施例的设备外观示意图,包括光学旋转回撤模块10、超声回撤模块3、显示器22和主机23。其中光学旋转回撤模块10与光学导管11连接,超声回撤模块3与超声导管4连接,所得图像在显示器22上显示。

[0049] 如图6所示,一种光学超声双导管内窥成像系统的图像处理方式流程图。

[0050] 具体处理步骤为:系统就绪,判断成像模式是否为光学超声双模式扫描成像,若是,则首先判断成像模式是否为内窥超声成像,如果是则使用超声导管,数据采集模块首先采集超声电信号,将结果分别发送给超声数据处理模块进行处理,获得超声扫描内窥图像,标定管内相关位置,显示管内结构信息。然后插入光学导管,并由信号发生模块产生光信号作用于光学扫描模块,数据采集模块采集光学扫描模块产生的光电信号,并将结果发送给光数据处理模块,获得光学扫描图像。如果不是则使用光学导管,数据采集模块首先采集干涉光信号,将结果传送给光数据处理模块进行信号处理,获得光学扫描图像,然后插入超声导管,数据采集模块采集超声电信号,将结果传送给超声数据处理模块处理,获得超声图像。将超声扫描图像和光学图像交互配准优化和融合,最终通过终端显示模块进行显示。

[0051] 若非,则首先判断成像导管是否选择光学导管,若为光学成像模式,使用光学导管,电信号(干涉光)采集、经光数据处理模块,具体执行过程为:外部采集设备采集干涉光脉冲信号,通过数据缓冲,完成数据同步化,同步化数据信号依照滤波、整形、畸变校正、归一化步骤进行预处理,然后进行功率谱变换基于FFT(快速傅里叶变换)对信号频谱的实部和虚部进行平方求和。变换结果进行空间变换,可选择线性变换或非线性变换等,并进行数据压缩与缓冲,获得光学图像数据,并在终端显示模块显示。

[0052] 若判断结果为非,即成像模式为超声成像模式,使用超声导管,进行电信号(超声)采集、经外部采集设备采集超声脉冲信号,通过滤波器滤波获得包络信号,利用时间增益补偿算法,对包络信号的深处超声信号进行信号放大处理,然后经包络检波进行包络信号检测,通过对数压缩及正常化处理,最后经图像插值与增强获得内窥超声图像数据。并在终端

显示模块显示。一种实施例中光数据处理模块与超声数据处理模块为并行结构,单独进行,互不干扰。

[0053] 如图7所述,一种实施例中系统数据处理模块流程图。包括光数据处理模块和超声数据处理模块,两者采用并行结构。其中超声数据处理模块包括:滤波、时间增益补偿(TGC)、包络检波、对数压缩及正常化、图像插值与增强。具体执行过程为:外部采集设备采集超声数据,通过滤波器滤波获得包络信号,利用时间增益补偿算法,对包络信号的深处超声信号进行信号放大处理,然后经包络检波进行包络信号检测,通过对数压缩及正常化处理,最后经图像插值与增强获得超声图像数据。所述的光数据处理模块包括缓冲、滤波、整形、畸变校正、归一化、功率谱变换、空间变换、数据压缩及变换等。外部采集设备采集干涉光脉冲信号,通过数据缓冲,完成数据同步化,同步化数据信号依照滤波、整形、畸变校正、归一化步骤进行预处理,处理结果进行功率谱变换,具体是基于FFT(快速傅里叶变换)对信号频谱的实部和虚部进行平方求和,变换结果进行空间变换,可选择仿射变换、投影变换、线性变换或非线性变换等,并进行数据压缩与缓冲,获得OCT图像数据。

[0054] 如图8所述,一种实施例中超声-光学成像超声交互配准和融合的处理流程图。首先进行图像预处理,采用各向异性扩散滤波或BM3D滤波方法对于获得的超声图像(参考图像)和光学图像(待配准图像)数据进行去噪、增强等处理,统一两种数据格式、大小;然后进行特征提取,可选择Sift算子、SUSAN算子或Harris算子等,依据超声图像和光学图像的灰度性质,选择小梁、分叉血管、狭窄部位等作为特征区域;特征匹配,可选择互相关系数法、互信息法、聚类法、Hausdorff距离等;然后确定变换模型,可选择仿射变换、有限元模型变换等;通过图像变换和插值进行图像交互式配准优化;然后基于图像特征进行图像融合,可选择拉普拉斯金字塔法、加权平均法、小波变换、PCA等方法进行;最后在终端显示屏进行图像显示。

[0055] 显然,上述实施例仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

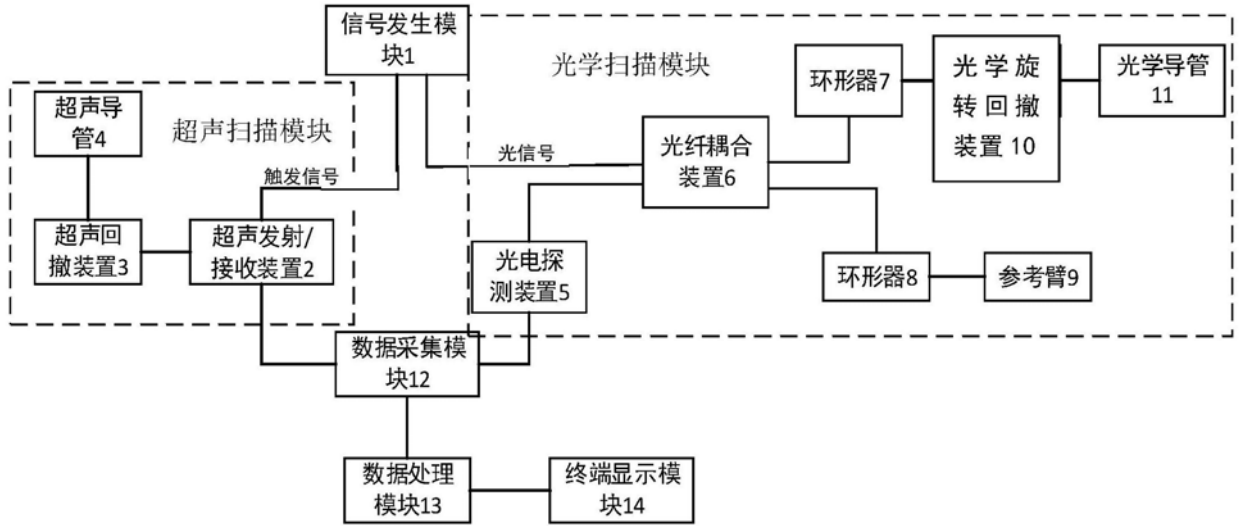


图1

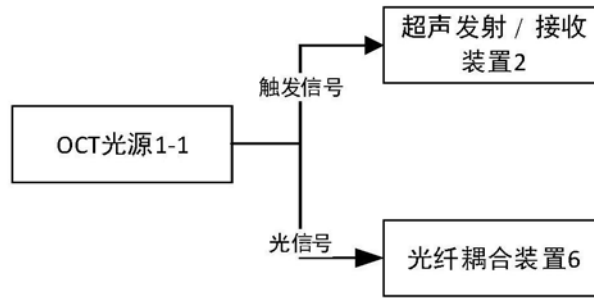


图2

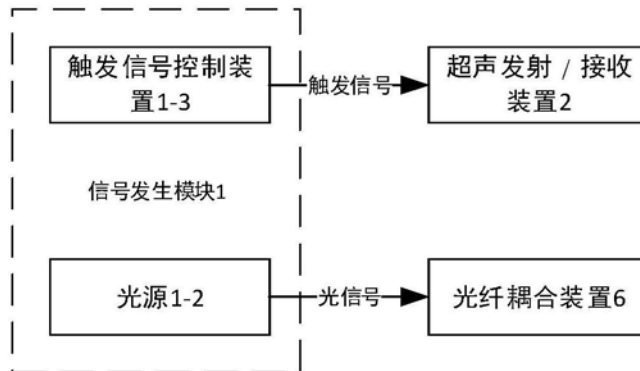


图3

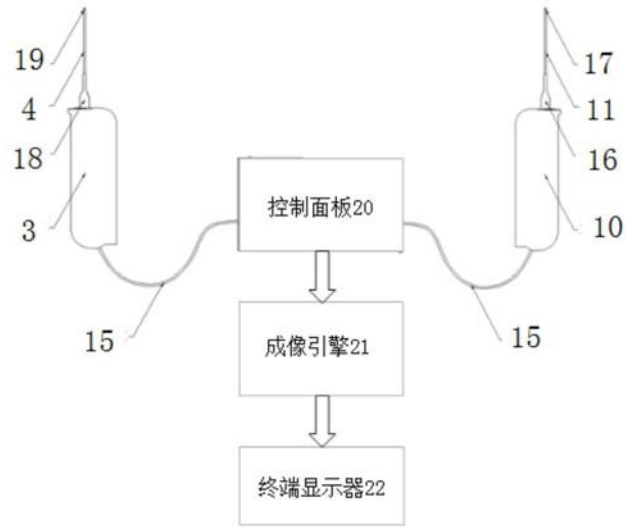


图4

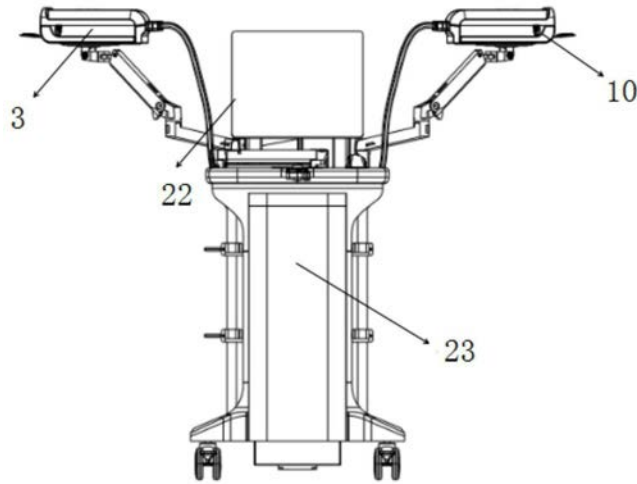


图5

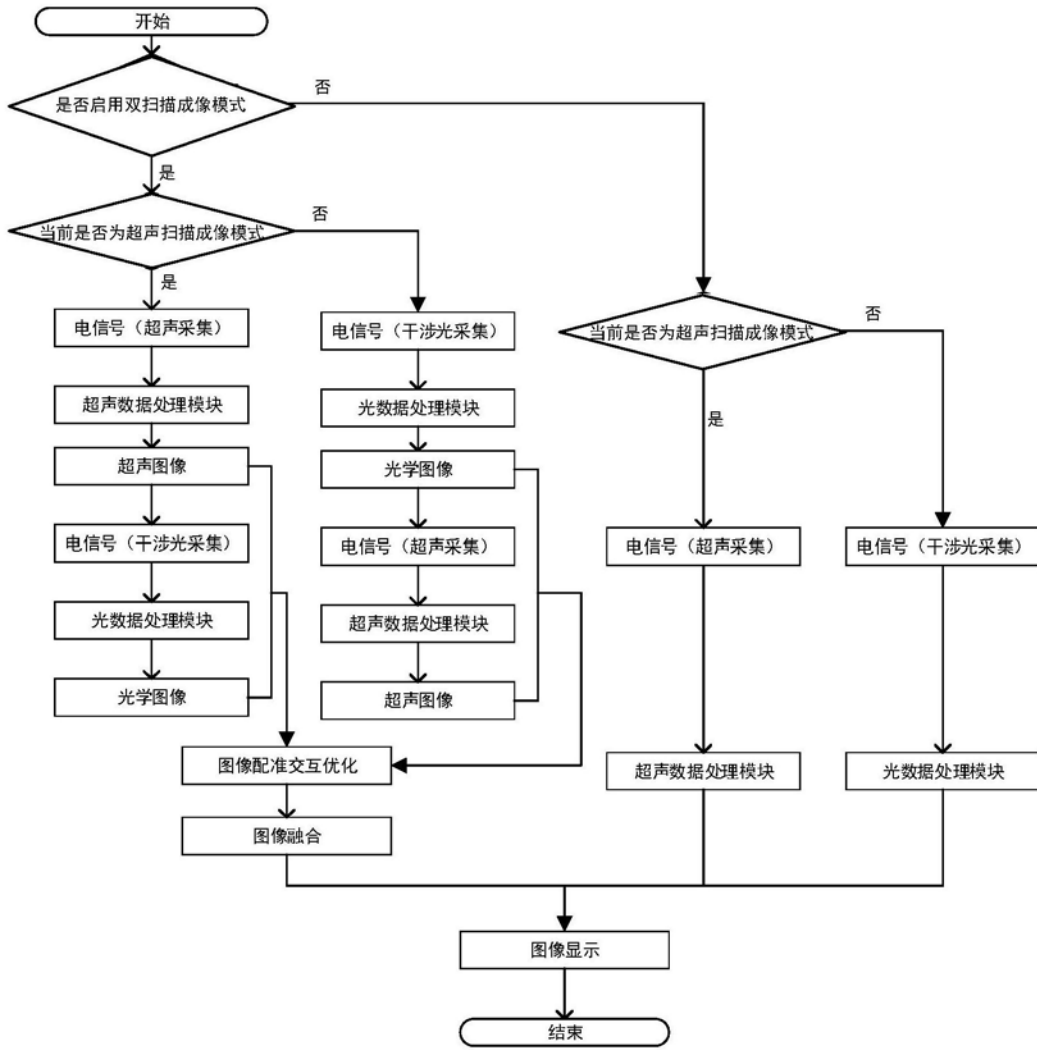


图6

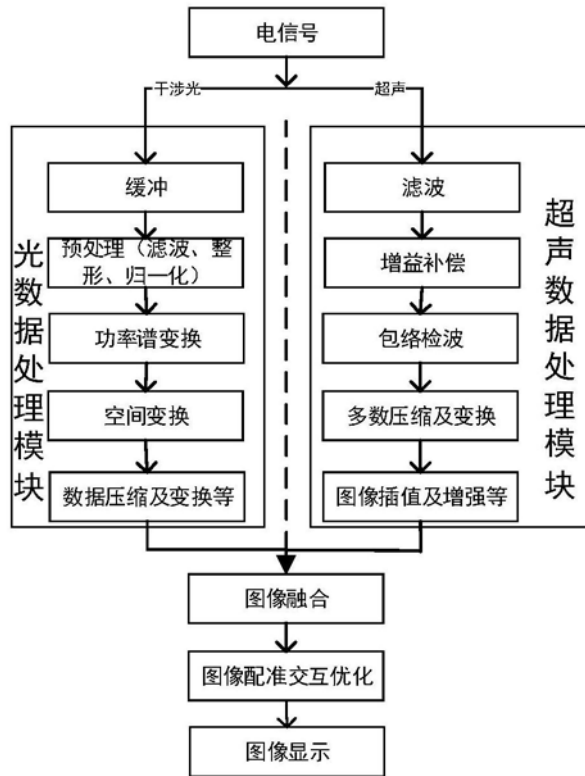


图7

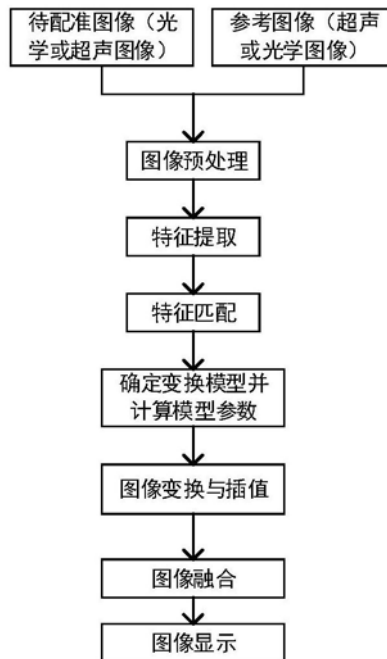


图8

专利名称(译)	一种光学超声双导管内窥成像系统及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110403633A</a>	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910642389.2	申请日	2019-07-16
[标]申请(专利权)人(译)	天津恒宇医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	天津恒宇医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	天津恒宇医疗科技有限公司		
[标]发明人	田洁 邱维宝 赵士勇		
发明人	田洁 邱维宝 赵士勇		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0035 A61B5/0066 A61B8/12 A61B8/4416		
代理人(译)	张东浩		
优先权	201810827713.3 2018-07-25 CN		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种光学超声双导管内窥成像系统，包括：超声扫描模块，光学扫描模块，信号发生模块，数据采集模块，数据处理模块和终端显示模块；还公开了一种光学超声双导管内窥成像方法，通过如前所述的光学超声双导管内窥成像系统实现。本发明的光学超声双导管内窥成像系统及方法，该系统融合超声和OCT技术，集成在同一设备，采用双导管自主选择成像模式，区别于现有专利普遍的融合导管，该系统采用两根独立的导管系统，既可以单独进行超声或OCT成像，也可以作为超声-OCT融合成像系统使用，一方面通过交互配准融合提高了提高成像质量和穿透深度；另一方面也提高了系统的适用性和便捷性，降低了产品的使用成本。

