



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109350118 A

(43)申请公布日 2019.02.19

(21)申请号 201811482294.0

(22)申请日 2018.12.05

(71)申请人 宁波可凡电器有限公司

地址 315412 浙江省宁波市余姚市三七市
镇三七市工业园区园二路6号

(72)发明人 张峰 周爱文 刘超

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书4页

(54)发明名称

超声扫描辅助处理机构

(57)摘要

本发明涉及一种超声扫描辅助处理机构,包括:探头阵列,由64个探头组成,每个探头由数片压电晶片并联构成,发射电路输出电脉冲,经接口电路加至压电晶片;压电晶片将电脉冲转换成声脉冲,射入人体,人体各种组织具有不同的声特性,对投射的声脉冲产生幅度不同的反射回波,再返回到探头的工作面,由压电晶片将声波转换成电信号;压电晶片将声波转换成的电信号被送至接收电路进行放大和显示,以构成超声扫描的显示图像并作为超声扫描图像输出;胰腺探测设备,用于基于二值化处理提取谐波均值滤波图像中的各个对象区域,将每一个对象区域与标准胰腺外形进行匹配以获得相似度百分比。通过本发明,满足了就诊机构对胰脏探测的精度要求。

1. 一种超声扫描辅助处理机构,其特征在於,包括:

探头阵列,由64个探头组成,每个探头由数片压电晶片并联构成,发射电路输出电脉冲,经接口电路加至压电晶片。

2. 如权利要求1所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在於:

压电晶片将电脉冲转换成声脉冲,射入人体,人体各种组织具有不同的声特性,对投射的声脉冲产生幅度不同的反射回波,再返回到探头的工作面,由压电晶片将声波转换成电信号。

3. 如权利要求2所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在於:

压电晶片将声波转换成的电信号被送至接收电路进行放大和显示,以构成超声扫描的显示图像并作为超声扫描图像输出。

4. 如权利要求3所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在於,所述机构还包括:

色阶调整设备,用于接收所述超声扫描图像,对所述超声扫描图像执行基于信噪比的多次色阶调整,以获得相应的多次调整图像,所述超声扫描图像的信噪比越低,执行的色阶调整的次数越多;

维纳滤波设备,与所述色阶调整设备连接,用于接收所述多次调整图像,对所述多次调整图像执行维纳滤波处理,以获得并输出相应的维纳滤波图像;

数据选择设备,与所述维纳滤波设备连接,用于接收所述维纳滤波图像,对所述维纳滤波图像执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述维纳滤波图像内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得滤波图像信噪比,还用于对标准测试图执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述标准测试图内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得测试图像信噪比;

在所述数据选择设备中,当所述滤波图像信噪比超过所述测试图像信噪比时,发出参数可靠命令,当所述滤波图像信噪比未超过所述测试图像信噪比时,发出参数不可靠命令;

谐波均值滤波设备,与所述数据选择设备连接,用于在接收到所述参数不可靠命令,对所述维纳滤波图像执行谐波均值滤波动作,以获得谐波均值滤波图像,还用于在接收到所述参数可靠命令,将所述维纳滤波图像作为谐波均值滤波图像输出;

胰腺探测设备,与所述谐波均值滤波设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,基于二值化处理提取所述谐波均值滤波图像中的各个对象区域,对每一个对象区域执行以下动作:将所述对象区域与标准胰腺外形进行匹配以获得相似度百分比;

所述胰腺探测设备还用于将相似度百分比最高的对象区域作为参考性区域输出;

针对性增强设备,与所述胰腺探测设备连接,用于对所述谐波均值滤波图像执行以下针对性增强处理:将所述参考性区域在所述谐波均值滤波图像中的对应图像内容进行增强处理,将所述谐波均值滤波图像其他区域保持原有图像内容不变;

其中,所述针对性增强设备将对所述谐波均值滤波图像执行针对性增强处理后获得的图像作为对比度提升图像输出。

5. 如权利要求4所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在於,所述机构还包括:

时分双工通信设备,与所述数据选择设备连接,用于通过时分双工通信链路无线获知所述标准测试图,并将所述标准测试图发送给所述数据选择设备。

6. 如权利要求5所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在於,所述机构还包括:

第一分析设备,与所述谐波均值滤波设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,基于预设亮度阈值范围从所述谐波均值滤波图像中剥离背景图像,以获得所述谐波均值滤波图像对应的前景图像。

7.如权利要求6所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在于,所述机构还包括:

第二分析设备,与所述第一分析设备连接,用于获得所述前景图像中各个区域的均匀度,并按照均匀度从小到大对所述各个区域进行排序,将均匀度排名靠前的多个区域作为多个内容丰富区域。

8.如权利要求7所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在于,所述机构还包括:

CSI接口,与所述第一分析设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,并发送所述谐波均值滤波图像;

数据提取设备,分别与所述胰腺探测设备和所述第二分析设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像的多个内容丰富区域,对所述多个内容检测区域分别执行畸变校正处理,以获得对应的多个畸变处理区域,并将所述多个畸变处理区域整体替换所述谐波均值滤波图像发送给所述胰腺探测设备。

9.如权利要求8所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在于:

基于预设亮度阈值范围从所述谐波均值滤波图像中剥离背景图像包括:将亮度值在所述预设亮度阈值范围内的像素点作为背景像素点,基于所述谐波均值滤波图像中的各个背景像素点获取背景图像。

10.如权利要求9所述的超声扫描辅助处理机构,其特征在于,所述机构还包括:

FLASH存储设备,与所述第一分析设备连接,用于预先存储所述预设亮度阈值范围。

超声扫描辅助处理机构

技术领域

[0001] 本发明涉及超声扫描领域,尤其涉及一种超声扫描辅助处理机构。

背景技术

[0002] 超声扫描设备是指使用超声探头发射超声波给物体,记录物体内部结构的回波,将回波进行处理而形成灰度图像,以反映物体的内部结构。

[0003] “超声”这个词与波动频率有关。声音总体上分为三个范围:次声、声音和超声。频率在人耳可以听到的范围(20到20000赫兹)之内的声波被称为声音。次声波频率低于20赫兹,超声波率则超过20000赫兹。现在大多数医学超声设备的频率通常大于2兆赫兹。

[0004] 和普通的声音一样,超声能向一定方向传播,而且可以穿透物体,如果碰到障碍,就会产生回声,不相同的障碍就会产生不相同的回声,人们通过仪器将这种回声收集并显示在屏幕上,用来了解物体的内部结构。将回声信号显示为光点,回声的强弱以点的灰(亮)度显示。声阻抗相差越大,反射越强,产生的回声信号越亮;反之越弱,产生的回声信号越暗。使用阵列探头可以产生一行行亮点,组成一个平面,即显示一个断面的图像,称为二维切面图像。随着技术的发展,三维超声图像和四维超声图像(超声心动图)也已进入临床应用。

发明内容

[0005] 为了解决目前超声扫描设备对胰腺部位检测精度无法满足就诊需求的技术问题,本发明提供了一种超声扫描辅助处理机构,采用无线通信方式获知最新的标准测试图,基于标准测试图执行对维纳滤波处理后的图像的信噪比的分析,以确定是否需要补加谐波均值滤波动作;更重要的是,还采用针对性增强设备以将所述胰腺所在区域进行增强处理,将其他区域保持原有图像内容不变,从而提升了超声扫描图像的可用性。

[0006] 根据本发明的一方面,提供了一种超声扫描辅助处理机构,所述机构包括:

[0007] 探头阵列,由64个探头组成,每个探头由数片压电晶片并联构成,发射电路输出电脉冲,经接口电路加至压电晶片。

[0008] 更具体地,在所述超声扫描辅助处理机构中:压电晶片将电脉冲转换成声脉冲,射入人体,人体各种组织具有不同的声特性,对投射的声脉冲产生幅度不同的反射回波,再返回到探头的工作面,由压电晶片将声波转换成电信号。

[0009] 更具体地,在所述超声扫描辅助处理机构中:压电晶片将声波转换成的电信号被送至接收电路进行放大和显示,以构成超声扫描的显示图像并作为超声扫描图像输出。

[0010] 更具体地,在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0011] 色阶调整设备,用于接收所述超声扫描图像,对所述超声扫描图像执行基于信噪比的多次色阶调整,以获得相应的多次调整图像,所述超声扫描图像的信噪比越低,执行的色阶调整的次数越多;维纳滤波设备,与所述色阶调整设备连接,用于接收所述多次调整图像,对所述多次调整图像执行维纳滤波处理,以获得并输出相应的维纳滤波图像;数据选择

设备,与所述维纳滤波设备连接,用于接收所述维纳滤波图像,对所述维纳滤波图像执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述维纳滤波图像内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得滤波图像信噪比,还用于对标准测试图执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述标准测试图内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得测试图像信噪比;在所述数据选择设备中,当所述滤波图像信噪比超过所述测试图像信噪比时,发出参数可靠命令,当所述滤波图像信噪比未超过所述测试图像信噪比时,发出参数不可靠命令;谐波均值滤波设备,与所述数据选择设备连接,用于在接收到所述参数不可靠命令,对所述维纳滤波图像执行谐波均值滤波动作,以获得谐波均值滤波图像,还用于在接收到所述参数可靠命令,将所述维纳滤波图像作为谐波均值滤波图像输出;胰腺探测设备,与所述谐波均值滤波设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,基于二值化处理提取所述谐波均值滤波图像中的各个对象区域,对每一个对象区域执行以下动作:将所述对象区域与标准胰腺外形进行匹配以获得相似度百分比;所述胰腺探测设备还用于将相似度百分比最高的对象区域作为参考性区域输出;针对性增强设备,与所述胰腺探测设备连接,用于对所述谐波均值滤波图像执行以下针对性增强处理:将所述参考性区域在所述谐波均值滤波图像中的对应图像内容进行增强处理,将所述谐波均值滤波图像其他区域保持原有图像内容不变;其中,所述针对性增强设备将对所述谐波均值滤波图像执行针对性增强处理后获得的图像作为对比度提升图像输出。

具体实施方式

[0012] 下面将对本发明的超声扫描辅助处理机构的实施方案进行详细说明。

[0013] 典型的现代超声扫描设备的探头架上可以放置多个探头,这些探头通过探头连接器与系统相连接。图的最上端是显示器,用于显示图像信息和人机交互界面。控制面板上有很多旋钮和开关,操作者可以通过控制这些旋钮和开关来调整和设定系统的重要参数。最下面是可以灵活转动的轮子,便于系统自由移动;另外还有一些外围设备,如刻录机、USB接口等。当然,除了这种台车式的结构,随着电路集成度的进一步提高,便携式超声系统发展迅速。

[0014] 为了克服上述不足,本发明搭建了一种超声扫描辅助处理机构,能够有效解决相应的技术问题。

[0015] 根据本发明实施方案示出的超声扫描辅助处理机构包括:

[0016] 探头阵列,由64个探头组成,每个探头由数片压电晶片并联构成,发射电路输出电脉冲,经接口电路加至压电晶片。

[0017] 接着,继续对本发明的超声扫描辅助处理机构的具体结构进行进一步的说明。

[0018] 在所述超声扫描辅助处理机构中:压电晶片将电脉冲转换成声脉冲,射入人体,人体各种组织具有不同的声特性,对投射的声脉冲产生幅度不同的反射回波,再返回到探头的工作面,由压电晶片将声波转换成电信号。

[0019] 在所述超声扫描辅助处理机构中:压电晶片将声波转换成的电信号被送至接收电路进行放大和显示,以构成超声扫描的显示图像并作为超声扫描图像输出。

[0020] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0021] 色阶调整设备,用于接收所述超声扫描图像,对所述超声扫描图像执行基于信噪

比的多次色阶调整,以获得相应的多次调整图像,所述超声扫描图像的信噪比越低,执行的色阶调整的次数越多;

[0022] 维纳滤波设备,与所述色阶调整设备连接,用于接收所述多次调整图像,对所述多次调整图像执行维纳滤波处理,以获得并输出相应的维纳滤波图像;

[0023] 数据选择设备,与所述维纳滤波设备连接,用于接收所述维纳滤波图像,对所述维纳滤波图像执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述维纳滤波图像内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得滤波图像信噪比,还用于对标准测试图执行基于九宫图的图像块获取以获得九个相同大小的图像块,将所述标准测试图内所述九个图像块的九个信噪比进行算术平均值计算以获得测试图像信噪比;

[0024] 在所述数据选择设备中,当所述滤波图像信噪比超过所述测试图像信噪比时,发出参数可靠命令,当所述滤波图像信噪比未超过所述测试图像信噪比时,发出参数不可靠命令;

[0025] 谐波均值滤波设备,与所述数据选择设备连接,用于在接收到所述参数不可靠命令,对所述维纳滤波图像执行谐波均值滤波动作,以获得谐波均值滤波图像,还用于在接收到所述参数可靠命令,将所述维纳滤波图像作为谐波均值滤波图像输出;

[0026] 胰腺探测设备,与所述谐波均值滤波设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,基于二值化处理提取所述谐波均值滤波图像中的各个对象区域,对每一个对象区域执行以下动作:将所述对象区域与标准胰腺外形进行匹配以获得相似度百分比;

[0027] 所述胰腺探测设备还用于将相似度百分比最高的对象区域作为参考性区域输出;

[0028] 针对性增强设备,与所述胰腺探测设备连接,用于对所述谐波均值滤波图像执行以下针对性增强处理:将所述参考性区域在所述谐波均值滤波图像中的对应图像内容进行增强处理,将所述谐波均值滤波图像其他区域保持原有图像内容不变;

[0029] 其中,所述针对性增强设备将对所述谐波均值滤波图像执行针对性增强处理后获得的图像作为对比度提升图像输出。

[0030] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0031] 时分双工通信设备,与所述数据选择设备连接,用于通过时分双工通信链路无线获知所述标准测试图,并将所述标准测试图发送给所述数据选择设备。

[0032] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0033] 第一分析设备,与所述谐波均值滤波设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,基于预设亮度阈值范围从所述谐波均值滤波图像中剥离背景图像,以获得所述谐波均值滤波图像对应的前景图像。

[0034] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0035] 第二分析设备,与所述第一分析设备连接,用于获得所述前景图像中各个区域的均匀度,并按照均匀度从小到大对所述各个区域进行排序,将均匀度排名靠前的多个区域作为多个内容丰富区域。

[0036] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0037] CSI接口,与所述第一分析设备连接,用于接收所述谐波均值滤波图像,并发送所述谐波均值滤波图像;

[0038] 数据提取设备,分别与所述胰腺探测设备和所述第二分析设备连接,用于接收所

述谐波均值滤波图像的多个内容丰富区域,对所述多个内容检测区域分别执行畸变校正处理,以获得对应的多个畸变处理区域,并将所述多个畸变处理区域整体替换所述谐波均值滤波图像发送给所述胰腺探测设备。

[0039] 在所述超声扫描辅助处理机构中:基于预设亮度阈值范围从所述谐波均值滤波图像中剥离背景图像包括:将亮度值在所述预设亮度阈值范围内的像素点作为背景像素点,基于所述谐波均值滤波图像中的各个背景像素点获取背景图像。

[0040] 在所述超声扫描辅助处理机构中,还包括:

[0041] FLASH存储设备,与所述第一分析设备连接,用于预先存储所述预设亮度阈值范围。

[0042] 另外,时分双工是一种通信系统的双工方式,在移动通信系统中用于分离接收和传送信道。移动通信目前正向第三代发展,中国于1997年6月提交了第三代移动通信标准草案(TD-SCDMA),其TDD模式及智能天线新技术等特色受到高度评价并成三个主要候选标准之一。在第一代和第二代移动通信系统中FDD模式一统天下,TDD模式没有引起重视。但由于新业务的需要和新技术的发展,以及TDD模式的许多优势,TDD模式将日益受到重视。

[0043] 时分双工的工作原理如下:TDD是一种通信系统的双工方式,在移动通信系统中用于分离接收与传送信道(或上下行链路)。TDD模式的移动通信系统中接收和传送是在同一频率信道即载波的不同时隙,用保证时间来分离接收与传送信道;而FDD模式的移动通信系统的接收和传送是在分离的两个对称频率信道上,用保证频段来分离接收与传送信道。

[0044] 采用不同双工模式的移动通信系统特点与通信效益是不同的。TDD模式的移动通信系统中上下行信道用同样的频率,因而具有上下行信道的互惠性,这给TDD模式的移动通信系统带来许多优势。

[0045] 在TDD模式中,上行链路和下行链路中信息的传输可以在同一载波频率上进行,即上行链路中信息的传输和下行链路中信息的传输是在同一载波上通过时分实现的。

[0046] 采用本发明的超声扫描辅助处理机构,针对现有技术中超声扫描设备对胰腺部位检测精度无法满足就诊需求的技术问题,通过采用无线通信方式获知最新的标准测试图,基于标准测试图执行对维纳滤波处理后的图像的信噪比的分析,以确定是否需要补加谐波均值滤波动作;更重要的是,还采用针对性增强设备以将所述胰腺所在区域进行增强处理,将其他区域保持原有图像内容不变,从而提升了超声扫描图像的可用性。

[0047] 可以理解的是,虽然本发明已以较佳实施例披露如上,然而上述实施例并非用以限定本发明。对于任何熟悉本领域的技术人员而言,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的技术内容对本发明技术方案做出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

专利名称(译)	超声扫描辅助处理机构		
公开(公告)号	CN109350118A	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201811482294.0	申请日	2018-12-05
[标]发明人	张峰 周爱文 刘超		
发明人	张峰 周爱文 刘超		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4444 A61B8/4411 A61B8/5215		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种超声扫描辅助处理机构，包括：探头阵列，由64个探头组成，每个探头由数片压电晶片并联构成，发射电路输出电脉冲，经接口电路加至压电晶片；压电晶片将电脉冲转换成声脉冲，射入人体，人体各种组织具有不同的声特性，对投射的声脉冲产生幅度不同的反射回波，再返回到探头的工作面，由压电晶片将声波转换成电信号；压电晶片将声波转换成的电信号被送至接收电路进行放大和显示，以构成超声扫描的显示图像并作为超声扫描图像输出；胰腺探测设备，用于基于二值化处理提取谐波均值滤波图像中的各个对象区域，将每一个对象区域与标准胰腺外形进行匹配以获得相似度百分比。通过本发明，满足了就诊机构对胰脏探测的精度要求。