



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251159 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910468987.2

(22)申请日 2019.05.31

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 王丛知 肖杨 马腾 刘佳妹 郑海荣

(74)专利代理机构 深圳市恒申知识产权事务所 (普通合伙) 44312

代理人 袁文英

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

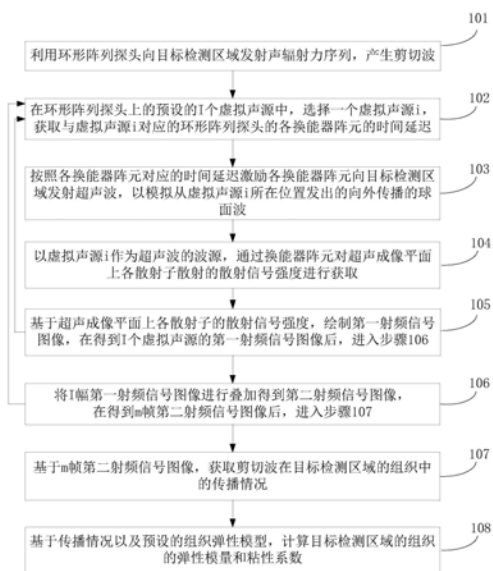
权利要求书3页 说明书11页 附图4页

(54)发明名称

一种组织检测方法、装置和存储介质

(57)摘要

一种组织检测方法、装置和存储介质,通过环形阵列探头产生剪切波后,获取虚拟声源i对应的各换能器阵元的时间延迟;按各时间延迟激励对应的各换能器阵元;对超声成像平面上各散射子的散射信号强度进行获取,得到第一射频信号图像;将I个虚拟声源对应的I幅第一射频信号图像叠加得到第二射频信号图像;重复前述过程得到m帧第二射频图像;这种模拟多个虚拟声源发射超声波,以时间域叠加模拟空间域相干复合实现全平面发射聚焦效果的方案,使环形阵列内镜超声能兼顾高帧频成像并获得高信噪比的图像,进而保证了基于第二射频信号图像得到的组织的弹性模量和粘性系数的准确性和可靠性,为判断消化道周边器官的病变提供了可靠的量化诊断依据。



1. 一种组织检测方法,其特征在于,包括:

步骤1、利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波;

步骤2、在所述环形阵列探头上的预设的I个虚拟声源中,选择一个虚拟声源i,获取与所述虚拟声源i对应的所述环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟;

步骤3、按照各所述换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向所述目标检测区域发射超声波,以模拟从所述虚拟声源i所在位置发出的向外传播的球面波;

步骤4、以所述虚拟声源i作为所述超声波的波源,通过所述换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取;

步骤5、基于所述超声成像平面上各散射子的散射信号强度,绘制第一射频信号图像,其中,所述第一射频信号图像反映了所述目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况;

步骤6、重复上述步骤2-5,得到所述I个虚拟声源中其他I-1个虚拟声源对应的第一射频信号图像,将I幅所述第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像;

步骤7、对上述步骤2-6重复m次,得到m帧第二射频信号图像,其中,所述第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频;

步骤8、基于所述m帧第二射频信号图像,获取所述剪切波在所述目标检测区域的组织中的传播情况;

步骤9、基于所述传播情况以及预设的组织弹性模型,计算所述目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数。

2. 根据权利要求1所述的组织检测方法,其特征在于,所述利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波包括:

按照位于所述目标检测区域中的声辐射力焦点,与所述环形阵列探头的距离从远及近的规则,通过所述环形阵列探头向所述目标检测区域发射声辐射力序列,以产生剪切波,其中,各所述声辐射力焦点连接而成的直线轨迹,与所述环形阵列探头的径向方向的夹角在预设角度范围内。

3. 根据权利要求1所述的组织检测方法,其特征在于,所述剪切波的波源的移动速度与所述剪切波的传播速度之间的关系,满足产生契伦科夫效应所需的剪切波波源的移动速度与剪切波的传播速度的关系。

4. 根据权利要求1所述的组织检测方法,其特征在于,在所述步骤1之前,还包括:

对于所述预设的I个虚拟声源,假设在所述超声成像平面中,虚拟声源i的坐标为 (x_i, z_i) ,所述环形阵列探头的换能器阵元j的坐标为 (x_j, z_j) ,计算超声波从所述虚拟声源i传播到换能器阵元j的位置需要的时间 $t_i(j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (z_i - z_j)^2} / c$,其中,c为所述超声波在组织中的传播速度;

基于各换能器阵元j对应的时间 $t_i(j)$,计算得到一组时间延迟 $\Delta t_i(j)$,其中, $\Delta t_i(j) = t_i(j) - \min(t_i(j))$,所述 $\Delta t_i(j)$ 表示所述虚拟声源i发出的超声波传播到换能器阵元j的时间,与所述虚拟声源i发出的超声波传播到距离所述虚拟声源i最近的换能器阵元的时间之间的时间间隔;

所述按照各所述换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向所述目标检测区域

发射超声波,以模拟从所述虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波包括:

以所述 $\Delta t_i(j)$ 作为换能器阵元*j*的发射延迟时间,按照所述 $\Delta t_i(j)$ 从小到大的顺序激励对应的换能器阵元,其中,各换能器阵元发出的超声波视为从所述虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波。

5. 根据权利要求4所述的组织检测方法,其特征在于,所述以所述虚拟声源*i*作为所述超声波的波源,通过所述换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取包括:

设定超声成像平面的网格节点数为 $N = N_x \times N_z$, 其中, *x* 为所述超声成像平面的宽度方向, *z* 为所述超声成像平面的深度方向, N_x 和 N_z 分别是宽度方向和深度方向上网格的行数和列数,所述超声成像平面的网格节点处的散射子的坐标为 (x_n, z_n) ;

计算所述超声波从所述虚拟声源*i*传播到散射子 (x_n, z_n) 的正向传播时间 $t_{i_forward}(n)$, 其中, $t_{i_forward}(n) = \sqrt{(x_i - x_n)^2 + (z_i - z_n)^2} / c$;

计算所述超声波经所述散射子 (x_n, z_n) 散射, 逆向传输至换能器阵元*j*的逆向传播时间 $t_{backward}(n, j)$, 其中, $t_{backward}(n, j) = \sqrt{(x_j - x_n)^2 + (z_j - z_n)^2} / c$;

计算所述超声波从所述虚拟声源*i*发射,经所述散射子 (x_n, z_n) 散射,传输至换能器阵元*j*的总的时间延迟 $t_{total}(n, j)$, 其中, $t_{total}(n, j) = t_{i_forward}(n) + t_{backward}(n, j)$;

以所述虚拟声源*i*被激励的时刻作为初始时刻 t_0 , 从所述初始时间 t_0 开始, 通过所述换能器阵元对散射子散射的超声回波信号进行采样, 其中, 所述初始时刻 t_0 为从第一个被激励的换能器阵元的激励时刻往前倒退 $\min(t_i(j))$ 的时间段得到的时刻, 假设各换能器阵元的采样频率为 f_s , 采样点数为 *D*, 则第*j*个换能器阵元的第*d*个采样数据的采样时刻, 相对于所述初始时刻 t_0 的时间延迟为 $t_j(d) = (d-1) / f_s$;

对于第*j*个换能器阵元的第*d*个采样数据 d_j 所对应的时间延迟 $t_j(d)$, 在所有同样对应于所述第*j*个换能器阵元的时间延迟 $t_{total}(n, j)$ 中进行搜索, 若满足 $|t_j(d) - t_{total}(n, j)| \leq 1 / f_s$, 则确认所述第*j*个换能器阵元的采样数据 d_j 反映了从所述散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号;

对所有换能器阵元采集的从散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号的信号强度进行求和, 得到散射子 (x_n, z_n) 的散射信号强度 P_n 。

6. 根据权利要求1所述的组织检测方法, 其特征在于, 所述基于所述*m*帧第二射频信号图像, 获取所述剪切波在所述目标检测区域的组织中的传播情况包括:

对所述*m*帧第二射频信号图像进行变换得到对应的复频域的解析信号;

计算相邻两帧第二射频信号图像对应位置的解析信号的互功率谱;

计算所述解析信号的互功率谱的相位过零点位置, 基于所述相位过零点位置计算所述剪切波在所述目标检测区域的组织内部的传播情况, 其中所述剪切波在所述目标检测区域的组织内部的传播情况包括所述剪切波的瞬时速度或所述剪切波引起的组织径向相对位移距离, 其中, 瞬时速度和组织径向相对位移距离为三维数组, 三个维度分别对应所述超声成像平面的空间坐标, 以及时间轴 *t*。

7. 根据权利要求6所述的组织检测方法, 其特征在于, 所述基于所述传播情况以及预设

的组织弹性模型,计算所述目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数包括:

基于所述瞬时速度或组织径向相对位移距离,计算得到所述剪切波的频率和相速度的关系;

根据公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu+i\omega\eta}$, 以及所述频率和相速度的关系, 计算所述目标检测区域的组织

的弹性模量 μ 和粘性系数 η , 其中, 所述公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu+i\omega\eta}$ 中的 ρ 为介质密度, ω 为剪切波的角

频率, k 为剪切波的波数, 剪切波的相速度 $V_s(\omega)$ 与 ω 及 k 之间的关系为: $V_s = \omega / \text{Re}(k)$ 。

8. 一种组织检测装置, 其特征在于, 包括:

剪切波发射控制模块, 用于利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列, 产生剪切波;

第一获取模块, 用于在所述环形阵列探头上的预设的 I 个虚拟声源中, 选择一个虚拟声源 i , 获取与所述虚拟声源 i 对应的所述环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟;

超声波发射控制模块, 用于按照各所述换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向所述目标检测区域发射超声波, 以模拟从所述虚拟声源 i 所在位置发出的向外传播的球面波;

散射信号强度获取模块, 用于以所述虚拟声源 i 作为所述超声波的波源, 通过所述换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取;

绘制模块, 用于基于所述超声成像平面上各散射子的散射信号强度, 绘制第一射频信号图像, 其中, 所述第一射频信号图像反映了所述目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况;

第一主控模块, 用于控制所述第一获取模块、超声波发射控制模块、散射信号强度获取模块以及绘制模块依次执行各自的操作, 得到所述 I 个虚拟声源中其他 $I-1$ 个虚拟声源对应的第一射频信号图像, 将 I 幅所述第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像;

第二主控模块, 用于控制所述第一主控模块, 得到 m 帧第二射频信号图像, 其中, 所述第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频;

第二获取模块, 用于基于所述 m 帧第二射频信号图像, 获取所述剪切波在所述目标检测区域的组织中的传播情况;

计算模块, 用于基于所述传播情况以及预设的组织弹性模型, 计算所述目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数。

9. 一种组织检测装置, 包括: 存储器、处理器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序, 其特征在于, 所述处理器执行所述计算机程序时, 实现权利要求1-7中任意一项所述方法中的步骤。

10. 一种存储介质, 其上存储有计算机程序, 其特征在于, 所述计算机程序被处理器执行时, 实现权利要求1-7中的任意一项所述方法中的步骤。

一种组织检测方法、装置和存储介质

技术领域

[0001] 本申请涉及医疗技术领域,尤其涉及一种组织检测方法、装置和存储介质。

背景技术

[0002] 胰腺是人体内仅次于肝的大腺体,位于胃和腹膜之后,横卧于腹后壁,位置较深。胰腺一旦发生恶性病变,常具有发病隐匿、进展快、复发率高以及转移早的特点。胰腺癌极难在早期被发现,一方面是因为大部分患者在这一阶段完全没有症状;另一方面是由于胰腺位置较深且被胃、肠等器官包围,使得通过常规影像学手段在早期发现其病变极为困难。

[0003] 目前在临床上被广泛认可的解决方案,是通过胰腺癌患病风险因素建立早期预警信号,对高风险的潜在患病人群进行定期筛查,以实现早诊早治。影像学手段目前仍是临床上诊断胰腺癌最常用的方法,但大部分并不适合进行早期筛查。

[0004] 经由胃部或十二指肠对胰腺进行成像的内镜超声成像技术(Endoscopic Ultrasonography,EUS),由于使用较高工作频率的超声换能器抵近观察,因此能够提供高质量的B超结构图像并能引导细针穿刺活检(Fine needle aspiration,FNA),有效提高了诊断原发性与继发性胰腺肿瘤的敏感性和特异性。

[0005] 研究表明,EUS在诊断直径小于2cm的早期胰腺肿瘤方面具有明显优势,因此也越来越多地被倡导用于筛查胰腺癌高风险人群。但是,虽然EUS更容易发现尺寸较小的实体病变,但却难以对这些病变组织进行准确的诊断和分期;由于它是根据超声图像中回声信号强度分布的特定形态等特征来进行诊断,因此极度依赖医生的主观经验,具有较大的观察者间差异(interobserver variability);缺乏量化评估手段,使它难以有效区分患者的慢性胰腺炎和早期胰腺癌症状(敏感性约为80%),容易造成漏检。因此,仅能进行结构成像的传统EUS具有较大的局限性,限制了其在胰腺癌早期筛查中发挥更大作用。

[0006] 为了解决EUS的上述问题,一个可行的方式是引入新的成像模式合并到EUS系统中去,提供额外的附加信息,使对胰腺癌的诊断更加量化和客观。以检测组织生物力学特性为目的的超声弹性成像技术就是一项很适合的技术。但目前与EUS系统融合的,只是非定量的、反映组织相对硬度分布的应变弹性成像技术,由于该技术需要以腹主动脉的搏动作为振动源,因此检测范围受到较大局限,不能对胰腺病变组织力学参数进行精确的测量,缺少诊断胰腺等消化道周边器官是否发生病变的客观的量化诊断依据。

发明内容

[0007] 本申请实施例提供一种组织检测方法、装置和存储介质,可以更精确地测量消化道周边器官组织的力学特性,提供诊断消化道周边器官是否发生病变的客观的量化诊断依据。

[0008] 本申请实施例第一方面提供一种组织检测方法,该方法包括:

[0009] 步骤1、利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波;

[0010] 步骤2、在所述环形阵列探头上的预设的I个虚拟声源中,选择一个虚拟声源i,获

取与所述虚拟声源*i*对应的所述环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟；

[0011] 步骤3、按照各所述换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向所述目标检测区域发射超声波，以模拟从所述虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波；

[0012] 步骤4、以所述虚拟声源*i*作为所述超声波的波源，通过所述换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取；

[0013] 步骤5、基于所述超声成像平面上各散射子的散射信号强度，绘制第一射频信号图像，其中，所述第一射频信号图像反映了所述目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况；

[0014] 步骤6、重复上述步骤2-5，得到所述*I*个虚拟声源中其他*I-1*个虚拟声源对应的第一射频信号图像，将*I*幅所述第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像；

[0015] 步骤7、对上述步骤2-6重复*m*次，得到*m*帧第二射频信号图像，其中，所述第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频；

[0016] 步骤8、基于所述*m*帧第二射频信号图像，获取所述剪切波在所述目标检测区域的组织中的传播情况；

[0017] 步骤9、基于所述传播情况以及预设的组织弹性模型，计算所述目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数。

[0018] 本申请实施例第二方面提供一种组织检测装置，该装置包括：

[0019] 剪切波发射控制模块，用于利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列，产生剪切波；

[0020] 第一获取模块，用于在所述环形阵列探头上的预设的*I*个虚拟声源中，选择一个虚拟声源*i*，获取与所述虚拟声源*i*对应的所述环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟；

[0021] 超声波发射控制模块，用于按照各所述换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向所述目标检测区域发射超声波，以模拟从所述虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波；

[0022] 散射信号强度获取模块，用于以所述虚拟声源*i*作为所述超声波的波源，通过所述换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取；

[0023] 绘制模块，用于基于所述超声成像平面上各散射子的散射信号强度，绘制第一射频信号图像，其中，所述第一射频信号图像反映了所述目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况；

[0024] 第一主控模块，用于控制所述第一获取模块、超声波发射控制模块、散射信号强度获取模块以及绘制模块依次执行各自的操作，得到所述*I*个虚拟声源中其他*I-1*个虚拟声源对应的第一射频信号图像，将*I*幅所述第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像；

[0025] 第二主控模块，用于控制所述第一主控模块，得到*m*帧第二射频信号图像，其中，所述第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频；

[0026] 第二获取模块，用于基于所述*m*帧第二射频信号图像，获取所述剪切波在所述目标检测区域的组织中的传播情况；

[0027] 计算模块，用于基于所述传播情况以及预设的组织弹性模型，计算所述目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数。

[0028] 本申请实施例第三方面提供一种组织检测装置，包括：存储器、处理器及存储在所

述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时,实现本申请实施例第一方面提供的方法中的步骤。

[0029] 本申请实施例第四方面提供一种存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时,实现本申请实施例第一方面提供的方法中的步骤。

[0030] 本发明实施例提供了一种组织检测方法、装置和存储介质,在利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列产生剪切波后,在环形阵列探头上的预设的I个虚拟声源中,每一次选择一个虚拟声源i,获取虚拟声源i对应的环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟;按照各时间延迟激励对应的各换能器阵元向目标检测区域发射超声波,以模拟从虚拟声源i所在位置发出的向外传播的球面波;以虚拟声源i作为超声波的波源,通过换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取;基于超声成像平面上各散射子的散射信号强度,绘制第一射频信号图像;重复得到第一射频图像的过程,直到得到所有虚拟声源的第一射频图像,然后将I幅第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像;然后重复得到第二射频图像的过程,得到m帧第二射频信号图像;基于第二射频信号图像,获取剪切波在目标检测区域的组织中的传播情况;基于传播情况以及预设的组织弹性模型,计算目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数,本实施例通过超声波追踪目标检测区域的组织中的剪切波的传播,得到剪切波在组织的不同位置的传播情况,进而根据该传播情况推断出组织的弹性模量和粘性系数。该弹性模量和粘性系数为判断消化道周边器官的病变情况提供了量化诊断依据,而本实施例在追踪剪切波的时候,通过模拟多个虚拟声源发射超声波,以时间域叠加模拟空间域相干复合实现全平面发射聚焦效果,使环形阵列内镜超声能够兼顾高帧频成像并获得高信噪比的射频信号图像,保证了弹性模量和粘性系数的准确性和可靠性。

附图说明

[0031] 图1为本申请第一实施例提供的一种组织检测方法的流程图;

[0032] 图2为本申请第一实施例的环形阵列探头发射声辐射力产生“契伦科夫特征”剪切波的示意图;

[0033] 图3为本申请第一实施例的虚拟点源相干复合成像方法的示意图;

[0034] 图4为本申请第一实施例利用虚拟点源相干复合成像方法获得的高质量离体猪小肠B超图像;

[0035] 图5为本申请第二实施例提供的一种组织检测装置的结构示意图;

[0036] 图6为本申请第二实施例提供的另一种组织检测装置的结构示意图。

具体实施方式

[0037] 为使得本申请的发明目的、特征、优点能够更加的明显和易懂,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请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申请一部分实施例,而非全部实施例。基于本申请中的实施例,本领域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,都属于本申请保护的范围。

[0038] 第一实施例:

[0039] 参见图1,本实施例提供了一种组织检测方法,该方法包括步骤101-108。

[0040] 步骤101、利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波;

[0041] 本实施例中,环形阵列探头的形态和结构不限,环形阵列探头的中心频率,环阵半径、换能器阵元的数量和尺寸、以及声透镜聚焦深度等参数可以根据实际的需要进行设置,例如中心频率:8MHz,环阵半径:5.35mm,阵元数:128,阵元尺寸:0.23*5.52mm,高程方向声透镜聚焦深度:18mm等等。

[0042] 当剪切波的波阵面进行与环阵探头的径向方向一致时,最便于对剪切波传播进行追踪和测量。所以本实施例中,如图2所示,剪切波的波阵面21的前进方向与环阵探头的径向方向一致,或者说剪切波的波阵面21的传播方向A与环形阵列探头的径向方向(图2中的虚线)之间的夹角与直角的角度差在预设角度差范围内(即剪切波的波阵面21的传播方向A与环形阵列探头的径向方向接近垂直)。而要得到这样的波阵面,需要使声辐射力的聚焦位置22(即声辐射力的焦点,焦点的移动方向参见图2中的B标示的方向)沿着与环阵探头的径向方向具有一定夹角的直线轨迹移动。

[0043] 进一步的,利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波包括:按照位于目标检测区域中的声辐射力焦点,与环形阵列探头的距离从远及近的规则,通过环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,以产生剪切波,其中,各声辐射力焦点连接而成的直线轨迹,与环形阵列探头的径向方向的夹角在预设角度范围内。可以理解的是,在实际操作的时候,不一定能完全保证声辐射力焦点连接而成的直线轨迹,与环形阵列探头的径向方向的夹角是一个恒定的小的角度,所以设置夹角在一个小的预设角度范围内变化,可以认为满足剪切波的波阵面进行与环阵探头的径向方向一致。

[0044] 对于剪切波而言,当剪切波源的移动速度远高于剪切波自身的传播速度时,先后形成的多个以近似球面波传播的剪切波就会发生相干叠加,其合成效果表现为两列波阵面略微成楔形的平面波,物理上称这种现象为“契伦科夫效应”。由于相干叠加后的剪切波波幅大于单次声辐射力发射所形成的剪切波,因此若剪切波产生“契伦科夫效应”,可以用较小的超声发射功率产生波幅足够大的剪切波,在保证剪切波便于被追踪的同时,提高成像方法的安全性,避免对患者的组织造成损伤。

[0045] 可选的,本实施例中,剪切波的波源的移动速度与剪切波的传播速度之间的关系,满足产生契伦科夫效应所需的剪切波波源的移动速度与剪切波的传播速度的关系。

[0046] 基于上述描述可知,本实施例中,声辐射力焦点可以通过动态调整,从目标检测区域的组织中较深的地方向组织中较浅的地方移动(即距离环阵探头越来越近),各个声辐射力焦点连接而成的直线轨迹,是一条与所在位置的径向方向略微成一个较小角度的直线。本实施例中,可以通过预先设置目标检测区域的组织弹性模量的大致变化范围,以及调整环形阵列探头所属的内镜超声系统的超声工作频率、脉冲长度、聚焦深度、声辐射力焦点移动速度、声辐射力焦点移动轨迹等参数,实现对剪切波幅度及波阵面形态的精准控制,形成以“契伦科夫特征”传播的剪切波。

[0047] 环形阵列探头如果仍然采用传统的超声成像方式,一方面帧频较低,另一方面由于相邻阵元间夹角较大,不容易形成有效聚焦,会造成图像质量下降。为此,我们提出了适用于环形阵列内镜超声系统的点状的虚拟声源相干复合成像方法,可以同时保持较高帧频的情况大幅改善图像质量。虚拟点源相干复合成像方法见下列的步骤102-106。

[0048] 步骤102、在环形阵列探头上的预设的I个虚拟声源中,选择一个虚拟声源i,获取

与虚拟声源*i*对应的环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟；

[0049] 本实施例中，*I*的取值为大于1的正数，可以理解的是，*I*的取值越大，后续步骤中得到的射频信号图像质量就越好，当然，系统的数据处理量也越大，可以合理设置*I*的取值以平衡图像质量的需求以及数据处理量，例如设置*I*为30。

[0050] 步骤103、按照各换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向目标检测区域发射超声波，以模拟从虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波；

[0051] 本实施例中，换能器阵元的时间延迟不是任意设置的，需要满足的条件是，按照各换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向目标检测区域发射超声波以后，各个超声波混合形成的波阵面，可以模拟出从虚拟声源*i*发出的向外传播的球面波的波阵面。

[0052] 在一个示例中，可通过实验来确定虚拟声源的时间延迟，例如，针对不同的虚拟声源，分别通过多次实验调整不同换能器阵元的时间延迟，来确定形成各个虚拟声源发出的球面波所需的时间延迟。

[0053] 在另一个示例中，可以根据数学计算来确定虚拟声源的时间延迟，可选的，在步骤101之前，还包括：

[0054] 对于预设的*I*个虚拟声源，假设在环形阵列探头的超声成像平面中，虚拟声源*i*的坐标为(x_i, z_i)，环形阵列探头的换能器阵元*j*的坐标为(x_j, z_j)，计算超声波从虚拟声源*i*传播到换能器阵元*j*的位置需要的时间 $t_i(j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (z_i - z_j)^2} / c$ ，其中，*c*为超声波在组织中的传播速度，一般定义为1540米/秒；

[0055] 基于各换能器阵元*j*对应的时间 $t_i(j)$ ，计算得到一组时间延迟 $\Delta t_i(j)$ ，其中， $\Delta t_i(j) = t_i(j) - \min(t_i(j))$ ， $\Delta t_i(j)$ 表示虚拟声源*i*发出的超声波传播到换能器阵元*j*的时间，与虚拟声源*i*发出的超声波传播到距离虚拟声源最近的换能器阵元的时间之间的时间间隔。

[0056] 对应地，按照各换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向目标检测区域发射超声波，以模拟从虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波包括：以 $\Delta t_i(j)$ 作为换能器阵元*j*的发射延迟时间，按照 $\Delta t_i(j)$ 从小到大的顺序激励对应的换能器阵元*j*，其中，各换能器阵元发出的超声波视为从虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波。

[0057] 本实施例中，按照上述激励方式，距离虚拟声源*i*最近的换能器阵元最先激励，距离虚拟声源*i*最远的换能器阵元最后激励，由此得到的超声波混合形成的波可以看作是从虚拟声源*i*所在位置发出的向外传播的球面波。

[0058] 步骤104、以虚拟声源*i*作为超声波的波源，通过换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取；

[0059] 可选的，上述以虚拟声源*i*作为超声波的波源，通过换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取，包括以下的步骤a-g：

[0060] 步骤a、设定超声成像平面的网格节点数为 $N = N_x \times N_z$ ，其中，*x*为超声成像平面的宽度方向，*z*为超声成像平面的深度方向， N_x 和 N_z 分别是宽度方向和深度方向上网格的行数和列数，超声成像平面的网格节点处的散射子的坐标为(x_n, z_n)；

[0061] 步骤b、计算超声波从虚拟声源*i*传播到散射子(x_n, z_n)的正向传播时间 $t_{i_forward}$

(n), 其中, $t_{i_forward}(n) = \sqrt{(x_i - x_n)^2 + (z_i - z_n)^2} / c$;

[0062] 步骤c、计算超声波经散射子 (x_n, z_n) 散射, 逆向传输至换能器阵元j的逆向传播时

间 $t_{backward}(n, j)$, 其中, $t_{backward}(n, j) = \sqrt{(x_j - x_n)^2 + (z_j - z_n)^2} / c$;

[0063] 步骤d、计算超声波从虚拟声源i发射, 经散射子 (x_n, z_n) 散射, 传输至换能器阵元j的总的时间延迟 $t_{total}(n, j)$, 其中, $t_{total}(n, j) = t_{i_forward}(n) + t_{backward}(n, j)$;

[0064] 步骤e、以虚拟声源i被激励的时刻作为初始时刻 t_0 , 从初始时间 t_0 开始, 通过换能器阵元对散射子散射的超声回波信号进行采样, 其中, 初始时刻 t_0 为从第一个被激励的换能器阵元的激励时刻往前倒退 $\min(t_i(j))$ 的时间段得到的时刻, 假设各换能器阵元的采样频率为 f_s , 采样点数为D, 则第j个换能器阵元的第d个采样数据的采样时刻, 相对于初始时刻 t_0 的时间延迟为 $t_j(d) = (d-1) / f_s$;

[0065] 步骤f、对于第j个换能器阵元的第d个采样数据 d_j 所对应的时间延迟 $t_j(d)$, 在所有同样对应于第j个换能器阵元的时间延迟 $t_{total}(n, j)$ 中进行搜索, 若满足 $|t_j(d) - t_{total}(n, j)| \leq 1/f_s$, 则确认第j个换能器阵元的采样数据 d_j 反映了从散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号;

[0066] 步骤g、对所有换能器阵元采集的从散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号的信号强度进行求和, 得到散射子 (x_n, z_n) 的散射信号强度 P_n , 其中, $P_n = \sum_{j=1}^J d_j$ 。

[0067] 步骤105、基于超声成像平面上各散射子的散射信号强度, 绘制第一射频信号图像, 返回步骤102, 重复上述步骤102-105以得到其他I-1个虚拟声源对应的第一射频信号图像, 其中, 第一射频信号图像反映了目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况;

[0068] 可以理解的是, 每一次重复步骤102-105是针对不同的虚拟声源绘制对应的第一射频信号图像。

[0069] 步骤106、在得到I个虚拟声源对应的第一射频信号图像后, 将I幅第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像, 返回步骤102, 重复上述步骤102-106, 得到m帧第二射频信号图像, 其中, 第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频; 其中, 预设帧频可以是千帧每秒, 环形阵列内镜超声系统可以实现千帧每秒以上高帧频成像。

[0070] 本申请通过叠加I幅第一射频信号图像, 可以得到一幅新的高质量的第一射频信号图像。这个过程被称为时域叠加模拟空间相干复合, 由于从不同虚拟点状声源i发出的声场, 在时域上是前后分开发射的, 但将每次发射得到的射频信号图像叠加在一起, 可以认为等价于当多个不同虚拟声源同时发射超声波时, 在组织中形成的空间相干叠加效果, 也即通常所说的“聚焦”效果(如图3所示)。图3中, 31表示环形阵列探头, 32表示虚拟声源, 不同的虚线圆圈对应不同的虚拟声源发出的球面波, 虚线圆圈在C点相交, 表示球面波的时间叠加形成空间聚焦效果。

[0071] 参见图4, 图4是使用本实施例的虚拟点源相干复合成像方法对离体猪小肠成像获取的高质量B超图像。

[0072] 步骤107、在得到m帧第二射频信号图像后, 基于m帧第二射频信号图像, 获取剪切波在目标检测区域的组织中的传播情况;

[0073] 步骤108、基于传播情况以及预设的组织弹性模型, 计算目标检测区域的组织的弹

性模量和粘性系数。

[0074] 可选的,本实施例中,基于m帧第二射频信号图像,获取剪切波在目标检测区域的组织中的传播情况包括:

[0075] 对m帧第二射频信号图像进行变换得到对应的复频域的解析信号;

[0076] 计算相邻两帧第二射频信号图像对应位置的解析信号的互功率谱;

[0077] 计算解析信号的互功率谱的相位过零点位置,基于相位过零点位置计算剪切波在目标检测区域的组织内部的传播情况,其中,剪切波在目标检测区域的组织内部的传播情况包括:剪切波的瞬时速度或剪切波引起的组织径向相对位移距离,其中,瞬时速度和组织径向相对位移距离为三维数组,三个维度分别对应超声成像平面的空间坐标,以及时间轴t。其中,组织径向相对位移距离为目标检测区域的组织沿环形阵列探头的径向方向产生的位移距离。

[0078] 若是仅考虑组织弹性的简化模型,无法有效反映胰腺癌病理发展过程中炎症等因素对其力学特性的影响,而且在弹性模量的计算过程中会产生偏差。所以本实施例引入粘性系数的概念,对于弹性组织的模型要尽可能准确的反映不同频率剪切波相速度的变化规律,同时也需要适当简化以降低求解过程的复杂度。本申请中选择Voigt模型来计算胰腺组织的粘弹性系数。该模型用弹性单元(弹性模量 μ)和粘性单元(粘性系数 η)的并联来模拟组织粘弹性间关系,可以推导出下列关系式:

$$[0079] \quad k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu + i\omega\eta}$$

[0080] 其中, ρ 为介质密度, ω 为剪切波角频率, k 为剪切波波数。由上述公式可知,通过测量不同频率下的剪切波相速度 $V_s(\omega)$,可以根据 V_s 与 ω 及 k 之间的关系: $V_s = \omega / \text{Re}(k)$,建立一组包含弹性模量 μ 和粘性系数 η 的方程组。求解该方程组,即可获得组织的弹性模量 μ 和粘性系数 η 的测量值。

[0081] 可选的,基于传播情况以及预设的组织弹性模型,计算目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数包括:

[0082] 基于瞬时速度或组织径向相对位移距离,计算得到剪切波的频率和相速度 V_s 的关系;

[0083] 根据公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu + i\omega\eta}$,以及频率和相速度的关系,计算目标检测区域的组织的弹

性模量 μ 和粘性系数 η ,其中,公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu + i\omega\eta}$ 中的 ρ 为介质密度, ω 为剪切波的角频率, k 为

剪切波的波数,剪切波的相速度 $V_s(\omega)$ 与 ω 及 k 之间的关系为: $V_s = \omega / \text{Re}(k)$ 。

[0084] 本实施例中,为获得不同频率成分的剪切波的相速度值,需要采用与传统超声弹性成像不同的信号处理方法。

[0085] 基于瞬时速度或组织径向相对位移距离,计算得到剪切波的频率和相速度 V_s 的关系包括步骤h-k:

[0086] 步骤h、从之前获得的组织径向相对位移距离或瞬移速度的数据中,选择在某一深度上和一定周向距离范围内的一段数据。该数据是一个二维数组,两个维度分别对应超声

成像平面的周向空间坐标(极坐标 (r, θ) 中, r 为一个给定的值 r_0 , θ 为一个选定的范围),以及时间轴 t 。

[0087] 步骤i、对该二维数组进行二维傅里叶变换(2DFFT),得到 k 空间上不同频率的剪切波成分传播的能量分布图,其中,分布图中 x 轴横坐标为频率, y 轴纵坐标为波数;

[0088] 步骤j、确定对应某一频率成分的剪切波在能量分布图上能量最大的位置,确定各位置对应的相速度值(可由对应的纵坐标波数 k 与横坐标频率 ω 计算得出);

[0089] 其中,确定出的对应不同频率的相速度值为该频率的剪切波成分主要传播模式下的相速度值;

[0090] 步骤k、将确定出的位置连成线,得到剪切波的频散曲线,该频散曲线描述了剪切波的“频率-相速度”关系。

[0091] 本实施例利用环形阵列内镜超声探头,通过发射特殊设计的声辐射力序列,形成“契伦科夫特征”剪切波,有助于降低超声发射功率,提升检测的安全性,通过模拟多个虚拟点状声源发射超声波,以时间域叠加模拟空间域相干复合实现全平面发射聚焦效果的新方法,使环形阵列内镜超声能够兼顾高帧频成像并获得高信噪比的射频信号,提高了进行组织位移(或速度)估计以及剪切波速度计算等后续步骤时结果的准确性和可靠性,通过使用合适的物理模型,实现对消化道周边器官或组织的粘弹性参数的同步测量。弥补了目前内镜超声应变弹性成像或经腹剪切波弹性成像这两种技术的不足,为消化道疾病诊断提供更为有力的工具,通过本申请可以使得医生能够基于胰腺组织等消化道周边组织的弹性模量和粘性系数值来进行诊断,最大程度减少医生主观因素的影响,也更有可能形成统一的医生共识和临床指南。

[0092] 第二实施例

[0093] 参见图5,本实施例提出一种组织检测装置,包括:

[0094] 剪切波发射控制模块501,用于利用环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,产生剪切波;

[0095] 第一获取模块502,用于在环形阵列探头上的预设的 I 个虚拟声源中,选择一个虚拟声源 i ,获取与虚拟声源 i 对应的环形阵列探头的各换能器阵元的时间延迟;

[0096] 超声波发射控制模块503,用于按照各换能器阵元对应的时间延迟激励各换能器阵元向目标检测区域发射超声波,以模拟从虚拟声源 i 所在位置发出的向外传播的球面波;

[0097] 散射信号强度获取模块504,用于以虚拟声源 i 作为超声波的波源,通过换能器阵元对超声成像平面上各散射子散射的散射信号强度进行获取;

[0098] 绘制模块505,用于基于超声成像平面上各散射子的散射信号强度,绘制第一射频信号图像,其中,第一射频信号图像反映了目标检测区域的组织中的超声波散射系数的分布情况;

[0099] 第一主控模块506,用于控制第一获取模块、超声波发射控制模块、散射信号强度获取模块以及绘制模块依次执行各自的操作,得到 I 个虚拟声源中其他 $I-1$ 个虚拟声源对应的第一射频信号图像,将 I 幅第一射频信号图像进行叠加得到第二射频信号图像;

[0100] 第二主控模块507,用于控制第一主控模块,得到 m 帧第二射频信号图像,其中,第二射频信号图像的成像帧频不低于预设帧频;

[0101] 第二获取模块508,用于基于 m 帧第二射频信号图像,获取剪切波在目标检测区域

的组织中的传播情况；

[0102] 计算模块509,用于基于传播情况以及预设的组织弹性模型,计算目标检测区域的组织的弹性模量和粘性系数

[0103] 可选的,剪切波发射控制模块501,具体用于按照位于目标检测区域中的声辐射力焦点,与环形阵列探头的距离从远及近的规则,通过环形阵列探头向目标检测区域发射声辐射力序列,以产生剪切波,其中,各声辐射力焦点连接而成的直线轨迹,与环形阵列探头的径向方向的夹角在预设角度范围内。

[0104] 进一步的,剪切波的波源的移动速度与剪切波的传播速度之间的关系,满足产生契伦科夫效应所需的剪切波波源的移动速度与剪切波的传播速度的关系。

[0105] 可选的,第一获取模块502,用于对于预设的I个虚拟声源,假设在超声成像平面中,虚拟声源i的坐标为 (x_i, z_i) ,环形阵列探头的换能器阵元j的坐标为 (x_j, z_j) ,计算超声波从虚拟声源i传播到换能器阵元j的位置需要的时间 $t_i(j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (z_i - z_j)^2}/c$,其中,

c为超声波在组织中的传播速度;基于各换能器阵元j对应的时间 $t_i(j)$,计算得到一组时间延迟 $\Delta t_i(j)$,其中, $\Delta t_i(j) = t_i(j) - \min(t_i(j))$, $\Delta t_i(j)$ 表示虚拟声源i发出的超声波传播到换能器阵元j的时间,与虚拟声源i发出的超声波传播到距离虚拟声源i最近的换能器阵元的时间之间的时间间隔。

[0106] 对应地,超声波发射控制模块503,用于以 $\Delta t_i(j)$ 作为换能器阵元j的发射延迟时间,按照 $\Delta t_i(j)$ 从小到大的顺序激励对应的换能器阵元,其中,各换能器阵元发出的超声波视为从虚拟声源i所在位置发出的向外传播的球面波。

[0107] 可选的,散射信号强度获取模块504,用于设定超声成像平面的网格节点数为 $N = N_x \times N_z$,其中,x为超声成像平面的宽度方向,z为超声成像平面的深度方向, N_x 和 N_z 分别是宽度方向和深度方向上网格的行数和列数,超声成像平面的网格节点处的散射子的坐标为 (x_n, z_n) ;计算超声波从虚拟声源i传播到散射子 (x_n, z_n) 的正向传播时间 $t_{i_forward}(n)$,其中,

$t_{i_forward}(n) = \sqrt{(x_i - x_n)^2 + (z_i - z_n)^2}/c$;计算超声波经散射子 (x_n, z_n) 散射,逆向传输至换能器阵元j的逆向传播时间 $t_{backward}(n, j)$,其中, $t_{backward}(n, j) =$

$\sqrt{(x_j - x_n)^2 + (z_j - z_n)^2}/c$;计算超声波从虚拟声源i发射,经散射子 (x_n, z_n) 散射,传输

至换能器阵元j的总的时间延迟 $t_{total}(n, j)$,其中, $t_{total}(n, j) = t_{i_forward}(n) + t_{backward}(n, j)$;

以虚拟声源i被激励的时刻作为初始时刻 t_0 ,从初始时间 t_0 开始,通过换能器阵元对散射子散射的超声回波信号进行采样,其中,初始时刻 t_0 为从第一个被激励的换能器阵元的激励时刻往前倒退 $\min(t_i(j))$ 的时间段得到的时刻,假设各换能器阵元的采样频率为 f_s ,采样点数为D,则第j个换能器阵元的第d个采样数据的采样时刻,相对于初始时刻 t_0 的时间延迟为 $t_j(d) = (d-1)/f_s$;对于第j个换能器阵元的第d个采样数据 d_j 所对应的的时间延迟 $t_j(d)$,在所有同样对应于第j个换能器阵元的时间延迟 $t_{total}(n, j)$ 中进行搜索,若满足 $|t_j(d) - t_{total}(n, j)| \leq 1/f_s$,则确认第j个换能器阵元的采样数据 d_j 反映了从散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号;对所有换能器阵元采集的从散射子 (x_n, z_n) 散射的超声回波信号的信号强度进行求和,得到散射子 (x_n, z_n) 的散射信号强度 P_n 。

[0108] 可选的,第二获取模块508,用于对m帧第二射频信号图像进行变换得到对应的复频域的解析信号;计算相邻两帧第二射频信号图像对应位置的解析信号的互功率谱;计算解析信号的互功率谱的相位过零点位置,基于相位过零点位置计算剪切波在目标检测区域的组织内部的传播情况,其中,剪切波在目标检测区域的组织内部的传播情况包括剪切波的瞬时速度或剪切波引起的组织的组织径向相对位移距离,其中,瞬时速度和组织径向相对位移距离为三维数组,三个维度分别对应超声成像平面的空间坐标,以及时间轴t。

[0109] 可选的,计算模块509,具体用于基于瞬时速度或组织径向相对位移距离,计算得到剪切波的频率和相速度的关系;根据公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu+i\omega\eta}$,以及频率和相速度的关系,计算

目标检测区域的组织的弹性模量 μ 和粘性系数 η ,其中,公式 $k^2 = \frac{\rho\omega^2}{\mu+i\omega\eta}$ 中的 ρ 为介质密度, ω 为剪切波的角频率,k为剪切波的波数,剪切波的相速度 $V_s(\omega)$ 与 ω 及k之间的关系为: $V_s = \omega / \text{Re}(k)$ 。

[0110] 进一步的,计算模块509,具体用于从之前获得的组织径向相对位移距离或瞬移速度的数据中,选择在某一深度上和一定周向距离范围内的一段数据,其中,该数据是一个二维数组,两个维度分别对应超声成像平面的周向空间坐标(极坐标 (r, θ) 中,r为一个给定的值 r_0 , θ 为一个选定的范围),以及时间轴t;对该二维数组进行二维傅里叶变换(2DFFT),得到k空间上不同频率的剪切波成分传播的能量分布图,其中,分布图中x轴横坐标为频率,y轴纵坐标为波数;确定对应某一频率成分的剪切波在能量分布图上能量最大的位置,确定各位置对应的相速度值(可由对应的纵坐标波数k与横坐标频率 ω 计算得出),其中,确定出的对应不同频率的相速度值为该频率的剪切波成分主要传播模式下的相速度值;将确定出的位置连成线,得到剪切波的频散曲线,该频散曲线描述了剪切波的“频率-相速度”关系

[0111] 请参阅图6,图6为本发明第二实施例提供的一种组织检测装置。该组织检测装置可用于实现图1所示实施例中的组织检测方法。如图6所示,该电子装置主要包括:

[0112] 存储器601、处理器602、总线603及存储在存储器601上并可在处理器602上运行的计算机程序,存储器601和处理器602通过总线603连接。处理器602执行该计算机程序时,实现图1所示实施例中的组织检测方法。其中,处理器的数量可以是一个或多个,本实施例对此没有限制。

[0113] 可选的,组织检测装置可以集成在环形阵列超声成像系统内作为控制环形阵列探头的器件,或者独立于环形阵列超声成像系统,本实施例对此没有限制。

[0114] 存储器601可以是高速随机存取记忆体(RAM,Random Access Memory)存储器,也可为非不稳定的存储器(non-volatile memory),例如磁盘存储器。存储器601用于存储可执行程序代码,处理器602与存储器601耦合。

[0115] 进一步的,本申请实施例还提供了一种存储介质,该存储介质可以是设置于上述各实施例中的电子装置中,该计算机存储介质可以是前述图6所示实施例中的存储器。

[0116] 该计算机存储介质上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时实现图1所示的方法。进一步的,该计算机可存储介质还可以是U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0117] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,可以通过其

它的方式实现。例如,以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,模块的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个模块或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通信连接可以是通过一些接口,装置或模块的间接耦合或通信连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0118] 作为分离部件说明的模块可以是或者也可以不是物理上分开的,作为模块显示的部件可以是或者也可以不是物理模块,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络模块上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部模块来实现本实施例方案的目的。

[0119] 另外,在本申请各个实施例中的各功能模块可以集成在一个处理模块中,也可以是各个模块单独物理存在,也可以两个或两个以上模块集成在一个模块中。上述集成的模块既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能模块的形式实现。

[0120] 集成的模块如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个可读存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备)执行本申请各个实施例方法的全部或部分步骤。而前述的可读存储介质包括:U盘、移动硬盘、ROM、RAM、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0121] 需要说明的是,对于前述的各方法实施例,为了简便描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本申请并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本申请,某些步骤可以采用其它顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作和模块并不一定是本申请所必须的。

[0122] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0123] 以上为对本申请所提供的组织检测方法、电子装置及计算机存储介质的描述,对于本领域的技术人员,依据本申请实施例的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上,本说明书内容不应理解为对本申请的限制。

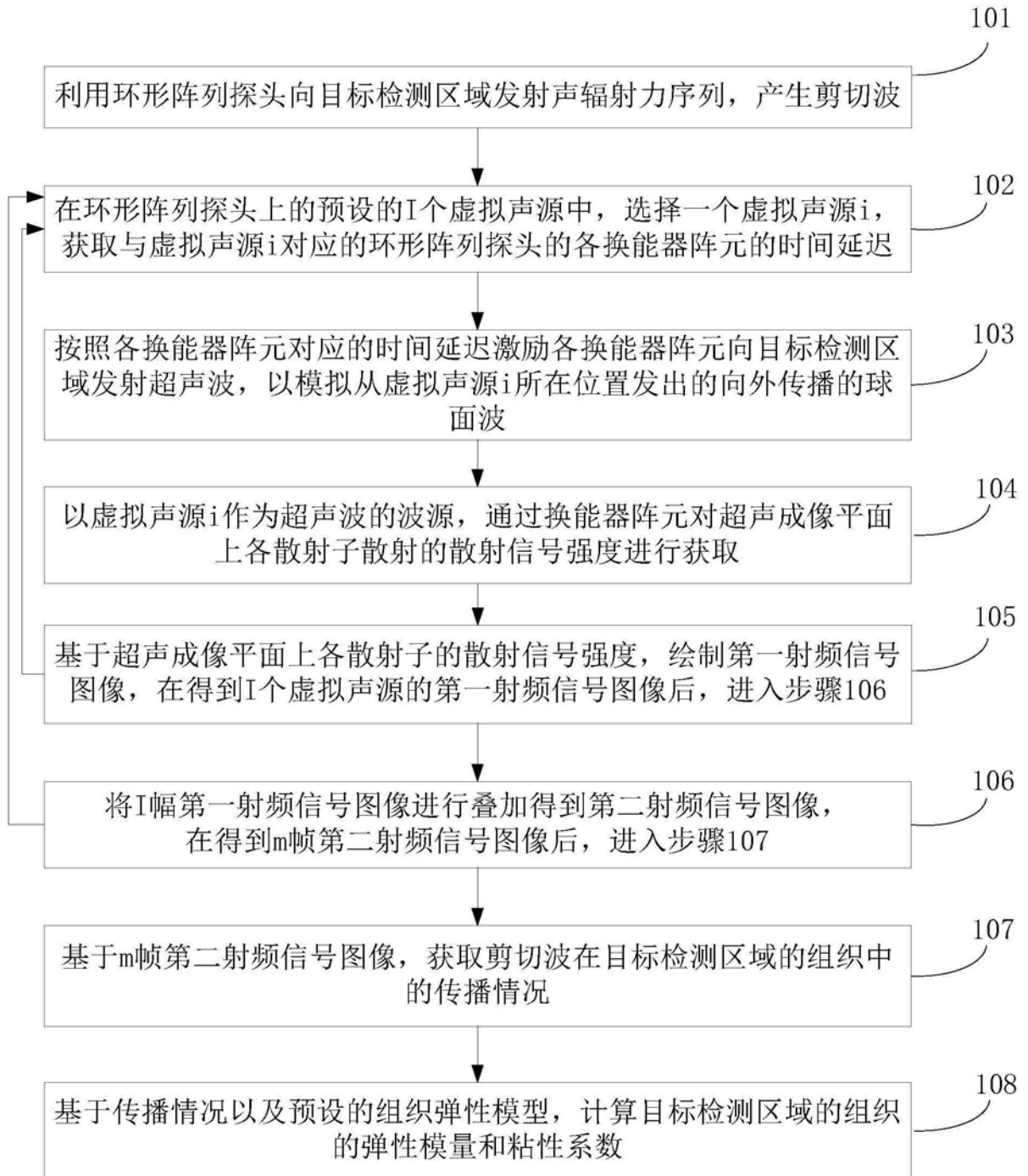


图1

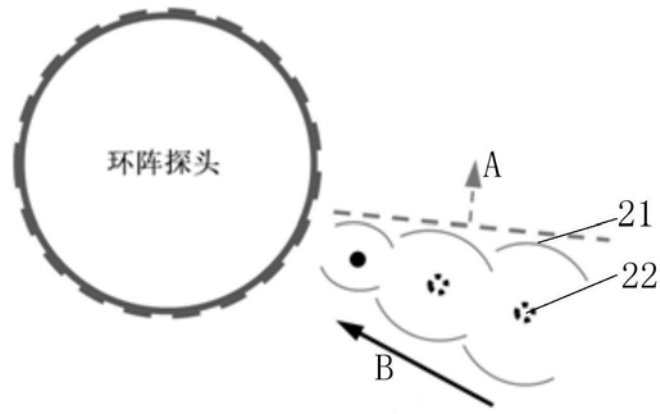


图2

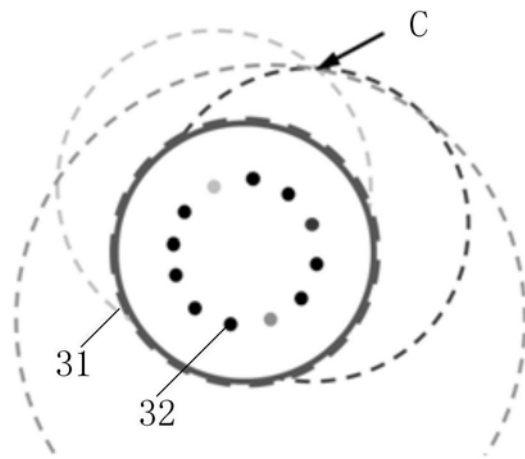


图3

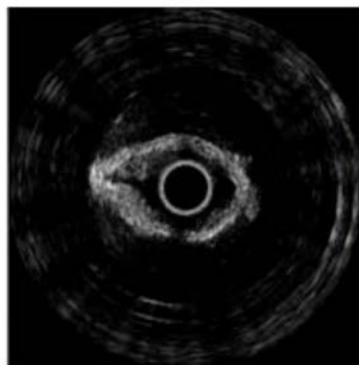


图4



图5

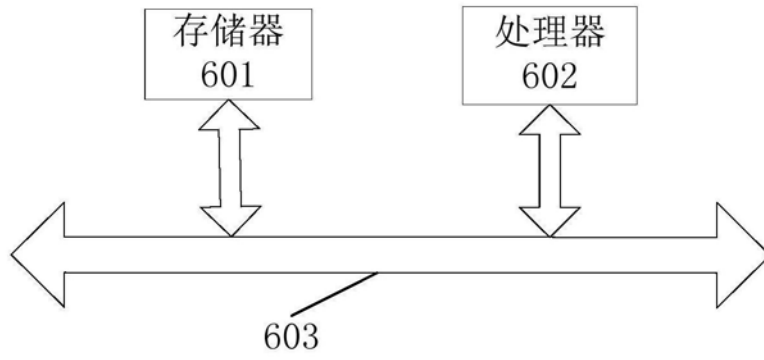


图6

专利名称(译)	一种组织检测方法、装置和存储介质		
公开(公告)号	CN110251159A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910468987.2	申请日	2019-05-31
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	王丛知 肖杨 马腾 刘佳妹 郑海荣		
发明人	王丛知 肖杨 马腾 刘佳妹 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/4411 A61B8/4488 A61B8/485 A61B8/5223		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种组织检测方法、装置和存储介质，通过环形阵列探头产生剪切波后，获取虚拟声源*i*对应的各换能器阵元的时间延迟；按各时间延迟激励对应的各换能器阵元；对超声成像平面上各散射子的散射信号强度进行获取，得到第一射频信号图像；将*l*个虚拟声源对应的*l*幅第一射频信号图像叠加得到第二射频信号图像；重复前述过程得到*m*帧第二射频图像；这种模拟多个虚拟声源发射超声波，以时间域叠加模拟空间域相干复合实现全平面发射聚焦效果的方案，使环形阵列内镜超声能兼顾高帧频成像并获得高信噪比的图像，进而保证了基于第二射频信号图像得到的组织的弹性模量和粘性系数的准确性和可靠性，为判断消化道周边器官的病变提供了可靠的量化诊断依据。

