



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110680398 A

(43)申请公布日 2020.01.14

(21)申请号 201910963470.0

A61B 8/14(2006.01)

(22)申请日 2019.10.11

(71)申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区粤海街道麻岭社区高新中区科技中2路1号深圳软件园(2期)12栋201、202

(72)发明人 张佳民 彭张 冯志飞 李松
杨仲汉

(74)专利代理机构 深圳市深佳知识产权代理事务所(普通合伙) 44285

代理人 常忠良

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

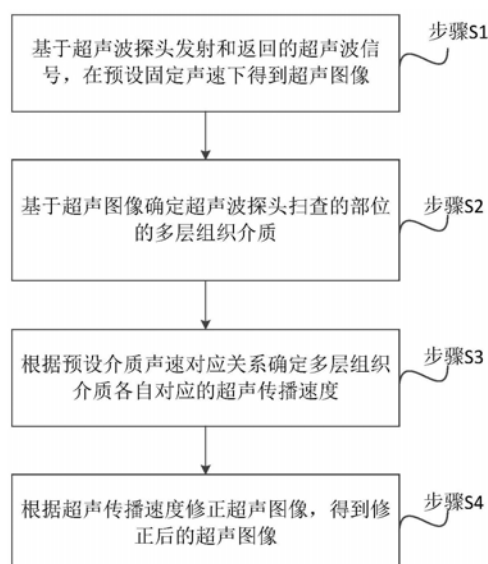
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

一种超声回波成像方法、系统及超声设备

(57)摘要

本发明公开了一种超声回波成像方法,在得到超声图像后,可基于超声图像区分出超声波探头扫查的部位的多层组织介质,并确定出超声波在多层组织介质中实际的超声传播速度,以根据实际的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像,避免了超声图像失真,进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。本发明还公开了一种超声回波成像系统及超声设备,与上述超声回波成像方法具有相同的有益效果。



1. 一种超声回波成像方法,其特征在于,包括:

基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像;

基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的深层组织介质;

根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度;

根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像。

2. 如权利要求1所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的深层组织介质的过程,包括:

将所述超声图像与预设图像模板库中各标准超声图像进行比对,以比对出与所述超声图像的相似度大于预设相似度阈值的一目标超声图像;

将所述预设图像模板库中记录的目标超声图像对应的深层组织介质,作为所述超声波探头扫查的部位所包含的深层组织介质。

3. 如权利要求2所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述超声回波成像方法还包括:

当无法比对出所述目标超声图像时,控制显示屏显示比对失败信息,以使操作人员在接收到所述比对失败信息后调整所述超声波探头的扫查位置,直至比对出所述目标超声图像。

4. 如权利要求1所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

获取预设固定声速的超声波在各层组织介质中的传播时间;

根据多层所述组织介质各自对应的超声传播速度和所述传播时间,得到所述超声图像的目标组织边界;

根据所述目标组织边界修正在预设固定声速下的超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

5. 如权利要求4所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

根据预设介质距离关系式 $D_k = (C_1 * T_1) / 2 + \sum_{i=2}^k C_i * (T_i - T_{i-1}) / 2$ 求取所述超声波探头发射的超声波到各所述组织介质边界的深度;其中, D_k 为所述超声波探头发射的超声波到第 k 层组织介质边界的深度, C_i 为超声波在第 i 层组织介质的超声传播速度, T_i 为超声波传播至第 i 层组织介质边界并返回至接收的传播时间, k 为大于1的整数, $i=2,3,\dots,k$;

根据所述深度修正所述超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

6. 如权利要求1所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度的过程,包括:

预先设置表征不同组织介质与不同超声传播速度之间一一对应关系的介质声速关系表;

根据所述介质声速关系表确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度。

7. 如权利要求1-6任一项所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述超声回波成像方法还包括:

获取所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期;

将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像。

8.如权利要求7所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述获取所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期的过程,包括:

在第一时刻得到第一超声图像之后,每隔预设时间均求取当前得到的超声图像与所述第一超声图像的像素坐标值误差,直至得到所述像素坐标值误差小于预设误差阈值的第二超声图像;

将所述第二超声图像对应的第二时刻与所述第一时刻作差,得到所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期。

9.如权利要求7所述的超声回波成像方法,其特征在于,所述将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像的过程,包括:

获取多个组织应变周期修正后的超声图像之间的同相位图像;

将多个所述同相位图像的像素坐标值求取平均值,并根据所述平均值得到一超声图像。

10.一种超声回波成像系统,其特征在于,包括:

图像获取模块,用于基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像;

介质确定模块,用于基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的多层组织介质;

速度确定模块,用于根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度;

图像修正模块,用于根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像。

11.一种超声设备,其特征在于,包括:

用于发射超声波激励信号和接收超声回波信号的超声波探头;

存储器,用于存储计算机程序;

与所述超声波探头连接的控制器,用于在执行所述计算机程序时实现如权利要求1-9任一项所述的超声回波成像方法的步骤。

一种超声回波成像方法、系统及超声设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像领域,特别是涉及一种超声回波成像方法、系统及超声设备。

背景技术

[0002] 超声波探头是一种发射超声波激励信号和接收超声回波信号的装置。目前,基于超声波探头发射和返回的超声波信号,可得到表征超声波探头扫查的部位中各组织的位置信息的超声图像。现有技术中,在基于超声波信号得到超声图像的过程中,通常假定超声波在部位中的传播速度恒定,并根据超声波在部位中的传播速度和传播时间确定部位中各组织的位置信息,然后基于部位中各组织的位置信息生成超声图像。但是,超声波在部位中不同组织的传播速度实际上并不相同,导致所确定的部位中各组织的位置信息不够准确,从而导致超声图像失真,无法准确反映部位中各组织的真实大小。

[0003] 因此,如何提供一种解决上述技术问题的方案是本领域的技术人员目前需要解决的问题。

发明内容

[0004] 本发明的目的是提供一种超声回波成像方法、系统及超声设备,根据实际的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像,避免了超声图像失真,进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。

[0005] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种超声回波成像方法,包括:

[0006] 基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像;

[0007] 基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的多层组织介质;

[0008] 根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度;

[0009] 根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像。

[0010] 优选地,所述基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的多层组织介质的过程,包括:

[0011] 将所述超声图像与预设图像模板库中各标准超声图像进行比对,以比对出与所述超声图像的相似度大于预设相似度阈值的一目标超声图像;

[0012] 将所述预设图像模板库中记录的目标超声图像对应的多层组织介质,作为所述超声波探头扫查的部位所包含的多层组织介质。

[0013] 优选地,所述超声回波成像方法还包括:

[0014] 当无法比对出所述目标超声图像时,控制显示屏显示比对失败信息,以使操作人员在接收到所述比对失败信息后调整所述超声波探头的扫查位置,直至比对出所述目标超声图像。

[0015] 优选地,所述根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

[0016] 获取预设固定声速的超声波在各层组织介质中的传播时间;

[0017] 根据多层所述组织介质各自对应的超声传播速度和所述传播时间,得到所述超声图像的目标组织边界;

[0018] 根据所述目标组织边界修正在预设固定声速下的超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

[0019] 优选地,所述根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

[0020] 根据预设介质距离关系式 $D_k = (C_1 * T_1) / 2 + \sum_{i=2}^k C_i * (T_i - T_{i-1}) / 2$ 求取所述超声波探

头发射的超声波到各所述组织介质边界的深度;其中, D_k 为所述超声波探头发射的超声波到第k层组织介质边界的深度, C_i 为超声波在第i层组织介质的超声传播速度, T_i 为超声波传播至第i层组织介质边界并返回至接收的传播时间,k为大于1的整数, $i=2,3,\dots,k$;

[0021] 根据所述深度修正所述超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

[0022] 优选地,所述根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度的过程,包括:

[0023] 预先设置表征不同组织介质与不同超声传播速度之间一一对应关系的介质声速关系表;

[0024] 根据所述介质声速关系表确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度。

[0025] 优选地,所述超声回波成像方法还包括:

[0026] 获取所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期;

[0027] 将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像。

[0028] 优选地,所述获取所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期的过程,包括:

[0029] 在第一时刻得到第一超声图像之后,每隔预设时间均求取当前得到的超声图像与所述第一超声图像的像素坐标值误差,直至得到所述像素坐标值误差小于预设误差阈值的第二超声图像;

[0030] 将所述第二超声图像对应的第二时刻与所述第一时刻作差,得到所述超声波探头扫查的部位的组织应变周期。

[0031] 优选地,所述将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像的过程,包括:

[0032] 获取多个组织应变周期修正后的超声图像之间的同相位图像;

[0033] 将多个所述同相位图像的像素坐标值求取平均值,并根据所述平均值得到一超声图像。

[0034] 为解决上述技术问题,本发明还提供了一种超声回波成像系统,包括:

[0035] 图像获取模块,用于基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像;

[0036] 介质确定模块,用于基于所述超声图像确定所述超声波探头扫查的部位的多层组织介质;

[0037] 速度确定模块,用于根据预设介质声速对应关系确定多层所述组织介质各自对应的超声传播速度;

[0038] 图像修正模块,用于根据所述超声传播速度修正所述超声图像,得到修正后的超声图像。

[0039] 为解决上述技术问题,本发明还提供了一种超声设备,包括:

[0040] 用于发射超声波激励信号和接收超声回波信号的超声波探头;

[0041] 存储器,用于存储计算机程序;

[0042] 与所述超声波探头连接的控制器,用于在执行所述计算机程序时实现上述任一种超声回波成像方法的步骤。

[0043] 本发明提供了一种超声回波成像方法,在得到超声图像后,可基于超声图像区分出超声波探头扫查的部位的多层组织介质,并确定出超声波在多层组织介质中实际的超声传播速度,以根据实际的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像,避免了超声图像失真,进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。

[0044] 本发明还提供了一种超声回波成像系统及超声设备,与上述超声回波成像方法具有相同的有益效果。

附图说明

[0045] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,下面将对现有技术和实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0046] 图1为本发明实施例提供的一种超声回波成像方法的流程图;

[0047] 图2为本发明实施例提供的一种超声波在不同组织介质中传播的示意图;

[0048] 图3为本发明实施例提供的一种组织1/2/3在一个完整的组织应变周期内的成像示意图;

[0049] 图4为本发明实施例提供的一种超声回波成像系统的结构示意图。

具体实施方式

[0050] 本发明的核心是提供一种超声回波成像方法、系统及超声设备,根据实际的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像,避免了超声图像失真,进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。

[0051] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通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,都属于本发明保护的范围。

[0052] 请参照图1,图1为本发明实施例提供的一种超声回波成像方法的流程图。

[0053] 该超声回波成像方法包括:

[0054] 步骤S1:基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像。

[0055] 需要说明的是,本申请的预设是提前设置好的,只需要设置一次,除非根据实际情

况需要修改,否则不需要重新设置。

[0056] 具体地,在超声波探头实时扫查(超声波探头的扫查深度可调节,根据当前需求设定其扫查深度)的过程中,超声波探头发射超声波激励信号(即步骤S1中所提及的发射的超声波信号),超声波激励信号经过超声波探头扫查的部位的多层组织,会反射回来超声回波信号至超声波探头(超声回波信号即步骤S1中所提及的返回的超声波信号)。

[0057] 在不同的组织下反射回来的超声回波信号的信号强度有所不同(如骨骼返回的超声回波信号的信号强度>血液返回的超声回波信号的信号强度),反映在基于超声回波成像的超声图像的灰度值上(超声回波信号的信号强度越强,超声图像对应深度点的灰度值越白;超声回波信号的信号强度越弱,超声图像对应深度点的灰度值越黑)。此外,超声图像除了灰度值这一参数外,还需获取表征部位中各组织的位置信息的像素坐标值(x,y)这一参数,其中,x表示超声波信号的信号宽度,y表示超声波信号在部位的组织中传播的距离。在步骤S1中,假定超声波信号在部位中的传播速度恒定,则超声波信号在部位的组织中传播的距离 $y = (\text{超声波探头返回超声波信号的时间} - \text{超声波探头发射超声波信号的时间}) \times \text{预设固定声速} / 2$,从而可得到在预设固定声速下的超声图像。

[0058] 步骤S2:基于超声图像确定超声波探头扫查的部位的多层组织介质。

[0059] 具体地,考虑到部位的不同组织反映在超声图像上的灰度值有所不同,可体现出一些形状特征,所以本申请可基于超声图像区分出超声波探头扫查的部位的多层组织介质。

[0060] 步骤S3:根据预设介质声速对应关系确定多层组织介质各自对应的超声传播速度。

[0061] 具体地,实际上,超声波信号在不同组织介质中的传播速度有所不同,所以本申请提前设置不同组织介质与不同超声传播速度之间的一一对应关系(简称介质声速对应关系),以确定不同组织介质实际对应的超声传播速度。

[0062] 基于此,在步骤S2确定超声波探头扫查的部位的多层组织介质之后,本申请可根据所设介质声速对应关系确定多层组织介质各自实际对应的超声传播速度,以为后续修正超声图像打下基础。

[0063] 步骤S4:根据超声传播速度修正超声图像,得到修正后的超声图像。

[0064] 具体地,步骤S1得到的超声图像因采用固定声速计算导致超声图像失真。对于超声图像来说,采用固定声速计算影响的是超声图像的像素坐标值的y值,可以理解的是,超声图像的像素坐标值的y值的合理计算方法是:超声波在一组织介质A中传播的距离,应采用组织介质A实际对应的超声传播速度计算。所以,本申请采用步骤S3确定的多层组织介质各自实际对应的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像。

[0065] 本发明提供了一种超声回波成像方法,在得到超声图像后,可基于超声图像区分出超声波探头扫查的部位的多层组织介质,并确定出超声波在多层组织介质中实际的超声传播速度,以根据实际的超声传播速度修正超声图像,从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像,避免了超声图像失真,进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。

[0066] 在上述实施例的基础上:

[0067] 作为一种优选地实施例,基于超声图像确定超声波探头扫查的部的多层组织介质的过程,包括:

[0068] 将超声图像与预设图像模板库中各标准超声图像进行对比,以对比出与超声图像的相似度大于预设相似度阈值的一目标超声图像;

[0069] 将预设图像模板库中记录的目标超声图像对应的多层组织介质,作为超声波探头扫查的部位所包含的多层组织介质。

[0070] 具体地,本申请可提前设置一个图像模板库,其内收集有超声波探头在不同切面纵向方向扫查的过程中得到的超声图像(称为标准超声图像),并记录有标准超声图像对应的超声波探头扫查的部的多层组织介质(可通过经验丰富的医生分析标准超声图像得出),以便于分析步骤S1得到的超声图像,得到其对应的超声波探头扫查的部的多层组织介质。

[0071] 可以理解的是,若在预设图像模板库中找出与步骤S1得到的超声图像基本一致的目标超声图像,可认为超声图像与目标超声图像是超声波探头在同一切面纵向方向扫查的过程中得到的图像,即可认为目标超声图像对应的多层组织介质,与超声图像对应的超声波探头扫查的部的多层组织介质一致。

[0072] 基于此,本申请提前设置一个相似度阈值,当超声图像与预设图像模板库中一标准超声图像的相似度大于所设相似度阈值时,认为此标准超声图像为与超声图像基本一致的目标超声图像。具体地,本申请将超声图像与预设图像模板库中各标准超声图像进行对比,目的是对比出与超声图像的相似度大于所设相似度阈值的一目标超声图像。当对比出目标超声图像后,本申请将预设图像模板库中记录的目标超声图像对应的多层组织介质,作为超声图像对应的超声波探头扫查的部位所包含的多层组织介质。

[0073] 更具体地,超声图像和标准超声图像的比对过程包括:提取超声图像和标准超声图像的形状特征,并将二者的形状特征进行比对,得到二者的形状特征的相似度(作为超声图像和标准超声图像的相似度)。

[0074] 作为一种优选地实施例,超声回波成像方法还包括:

[0075] 当无法对比出目标超声图像时,控制显示屏显示比对失败信息,以使操作人员在接收到比对失败信息后调整超声波探头的扫查位置,直至对比出目标超声图像。

[0076] 进一步地,考虑到在操作人员操作超声波探头的过程中,可能存在超声波探头放置不规范的情况,导致得到的超声图像与预设图像模板库中的标准超声图像相差较远,最终无法对比出目标超声图像,所以本申请在无法对比出目标超声图像时,控制显示屏显示比对失败信息,供操作人员查看。操作人员在接收到比对失败信息后,调整超声波探头的扫查位置,然后等待一段时间查看显示屏的显示消息,若显示屏撤回比对失败信息,说明对比出目标超声图像;若显示屏仍显示比对失败信息,说明仍无法对比出目标超声图像,则再次调整超声波探头的扫查位置,直至对比出目标超声图像。

[0077] 作为一种优选地实施例,根据超声传播速度修正超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

[0078] 获取预设固定声速的超声波在各层组织介质中的传播时间;

[0079] 根据多层组织介质各自对应的超声传播速度和传播时间,得到超声图像的目标组织边界;

[0080] 根据目标组织边界修正在预设固定声速下的超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

[0081] 具体地,考虑到基于多层组织介质各自实际对应的超声传播速度,计算得到的多层组织介质的边界才是超声图像实际的组织边界,所以本申请根据多层组织介质各自实际对应的超声传播速度和超声波在各层组织介质中的传播时间,得到超声图像的目标组织边界,即超声图像的组织边界实际处于的目标位置;然后根据目标组织边界修正之前在固定声速下得到的超声图像的组织边界,从而得到修正后的超声图像。

[0082] 需要说明的是,超声波在各层组织介质中的传播时间为:在预设固定声速下计算超声图像所用到的传播时间,即在预设固定声速下计算超声图像所用到的传播时间和在实际声速下计算超声图像所用到的传播时间相同。

[0083] 作为一种优选地实施例,根据超声传播速度修正超声图像,得到修正后的超声图像的过程,包括:

[0084] 根据预设介质距离关系式 $D_k = (C_1 * T_1) / 2 + \sum_{i=2}^k C_i * (T_i - T_{i-1}) / 2$ 求取超声波探头发射的超声波到各组织介质边界的深度;其中, D_k 为超声波探头发射的超声波到第k层组织介质边界的深度, C_i 为超声波在第i层组织介质的超声传播速度, T_i 为超声波传播至第i层组织介质边界并返回至接收的传播时间,k为大于1的整数, $i=2,3,\dots,k$;

[0085] 根据深度修正超声图像的组织边界,得到修正后的超声图像。

[0086] 具体地,请参照图2,图2为本发明实施例提供的一种超声波在不同组织介质中传播的示意图。超声波探头发射的超声波到第1层组织介质边界的深度(超声波探头到 A_1 的距离, A_1 为第1层组织介质的下边界,即第1层组织介质和第2层组织介质之间的边界): $D_1 = (C_1 * T_1) / 2$;超声波探头发射的超声波到第2层组织介质边界的深度(超声波探头到 A_2 的距离, A_2 为第2层组织介质的下边界,即第2层组织介质和第3层组织介质之间的边界):

[0087] $D_2 = D_1 + C_2 * (T_2 - T_1) / 2$;则超声波探头发射的超声波到第k层组织介质边界的深度(超声波探头到 A_k 的距离): $D_k = (C_1 * T_1) / 2 + \sum_{i=2}^k C_i * (T_i - T_{i-1}) / 2$ ($T_i > T_{i-1}$)。

[0088] 基于此,本申请根据 $D_k = (C_1 * T_1) / 2 + \sum_{i=2}^k C_i * (T_i - T_{i-1}) / 2$ (介质距离关系式)求取超声波探头发射的超声波到各组织介质边界的深度,即超声图像的像素坐标值的y值,从而实现超声图像的修正。

[0089] 作为一种优选地实施例,根据预设介质声速对应关系确定多层组织介质各自对应的超声传播速度的过程,包括:

[0090] 预先设置表征不同组织介质与不同超声传播速度之间一一对应关系的介质声速关系表;

[0091] 根据介质声速关系表确定多层组织介质各自对应的超声传播速度。

[0092] 具体地,本申请可以通过表格形式体现不同组织介质与不同超声传播速度之间的一一对应关系,在确定多层组织介质之后,通过查表的方式确定多层组织介质各自对应的超声传播速度。

[0093] 作为一种优选地实施例,超声回波成像方法还包括:

[0094] 获取超声波探头扫查的部位的组织应变周期;

[0095] 将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像。

[0096] 进一步地,考虑到在获取超声图像的过程中,可能会掺杂一些干扰信号,导致超声图像的组织边界不够清晰及超声图像中存在噪声,现有技术中通常采用连续时间图像序列复合的方式提高超声图像的空间分辨力、削弱超声图像中存在的噪声,但是,超声波探头扫查的部位通常存在周期性组织应变(如心脏周期性跳动),这种连续时间图像序列复合的方式会导致图像过拟合,降低图像细节信息,导致超声回波成像效果较差。

[0097] 基于此,本申请采用多组织应变周期同相位图像叠加复合的方式提升超声回波成像效果。具体地,本申请首先获取超声波探头扫查的部位的组织应变周期,然后获取多个组织应变周期修正后的超声图像之间的同相位图像,并将多个同相位图像进行叠加复合,得到叠加复合后的超声图像。这种多周期同相位图像叠加复合的方式适应于部位的周期性组织应变规律,不会覆盖图像细节信息,从而提升了超声回波成像效果。

[0098] 请参照图3,图3为本发明实施例提供的一种组织1/2/3在一个完整的组织应变周期内的成像示意图。图3中,在 t_i 时刻,组织1的图像边界不够清晰,组织3的图像中有圆点噪声,经过一个组织应变周期 T (在 t_i 时刻— t_{T+i} 时刻,组织1、2、3发生形变)后,在 t_{T+i} 时刻,组织1的图像边界较为清晰,组织3的图像中没有圆点噪声,从而通过多周期的同相位图像叠加复合,达到增强超声图像的空间分辨力和降低图像噪声的效果。

[0099] 作为一种优选地实施例,获取超声波探头扫查的部位的组织应变周期的过程,包括:

[0100] 在第一时刻得到第一超声图像之后,每隔预设时间均求取当前得到的超声图像与第一超声图像的像素坐标值误差,直至得到像素坐标值误差小于预设误差阈值的第二超声图像;

[0101] 将第二超声图像对应的第二时刻与第一时刻作差,得到超声波探头扫查的部位的组织应变周期。

[0102] 具体地,本申请从第一时刻得到第一超声图像开始,每隔预设时间(根据经验设置,可以设置为每隔一帧便求取像素坐标值误差),均将当前得到的超声图像的像素坐标值与第一超声图像的像素坐标值作差,得到像素坐标值误差;然后将像素坐标值误差与预设误差阈值作比较,当像素坐标值误差不小于预设误差阈值时,认为当前得到的超声图像与第一超声图像对应的部位组织形态不一致,说明此时未进入一个新的组织应变周期;当像素坐标值误差小于预设误差阈值时,认为当前得到的超声图像与第一超声图像对应的部位组织形态基本一致,说明此时开始进入一个新的组织应变周期。

[0103] 基于此,本申请在得到像素坐标值误差小于预设误差阈值的第二超声图像之后,将第二超声图像对应的第二时刻与第一时刻作差,二者差值便是超声波探头扫查的部位的组织应变周期。

[0104] 作为一种优选地实施例,将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,得到叠加复合后的超声图像的过程,包括:

[0105] 获取多个组织应变周期修正后的超声图像之间的同相位图像;

[0106] 将多个同相位图像的像素坐标值求取平均值,并根据平均值得到一超声图像。

[0107] 具体地,本申请将多个组织应变周期修正后的超声图像进行同相位图像的叠加复合,具体是求取多个同相位图像的像素坐标值的平均值,然后根据平均值生成一超声图像,从而实现多个同相位图像的叠加复合。

[0108] 请参照图4,图4为本发明实施例提供的一种超声回波成像系统的结构示意图。

[0109] 该超声回波成像系统包括:

[0110] 图像获取模块1,用于基于超声波探头发射和返回的超声波信号,在预设固定声速下得到超声图像;

[0111] 介质确定模块2,用于基于超声图像确定超声波探头扫查的部位的多层组织介质;

[0112] 速度确定模块3,用于根据预设介质声速对应关系确定多层组织介质各自对应的超声传播速度;

[0113] 图像修正模块4,用于根据超声传播速度修正超声图像,得到修正后的超声图像。

[0114] 本发明提供的超声回波成像系统的介绍请参考上述超声回波成像方法的实施例,本发明在此不再赘述。

[0115] 本发明还提供了一种超声设备,包括:

[0116] 用于发射超声波激励信号和接收超声回波信号的超声波探头;

[0117] 存储器,用于存储计算机程序;

[0118] 与超声波探头连接的控制器,用于在执行计算机程序时实现上述任一种超声回波成像方法的步骤。

[0119] 本发明提供的超声设备的介绍请参考上述超声回波成像方法的实施例,本发明在此不再赘述。

[0120] 还需要说明的是,在本说明书中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0121] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其他实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

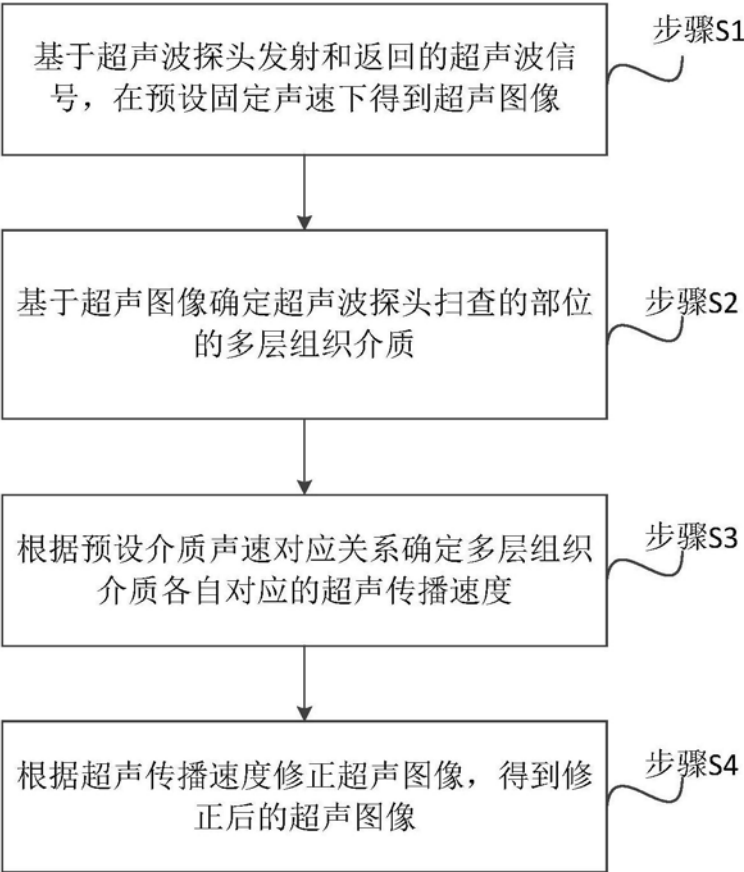


图1

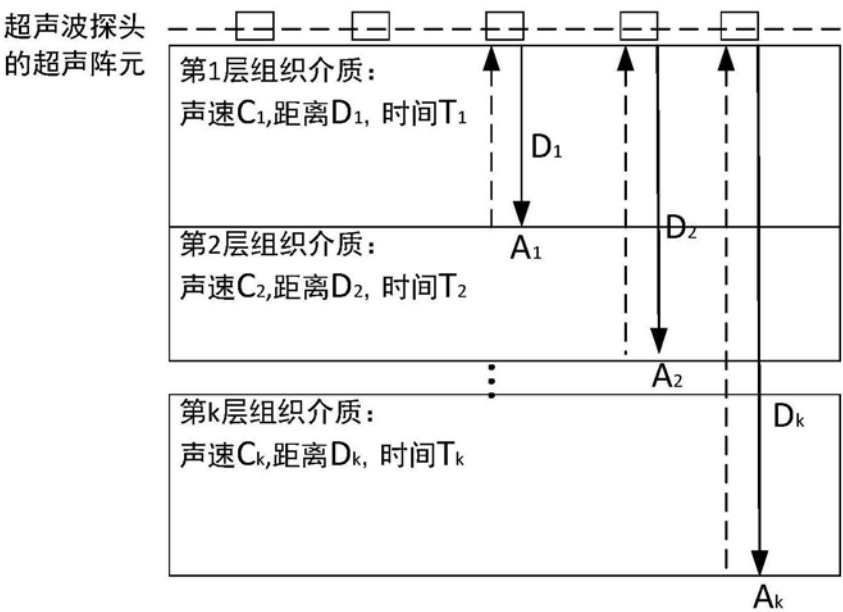


图2

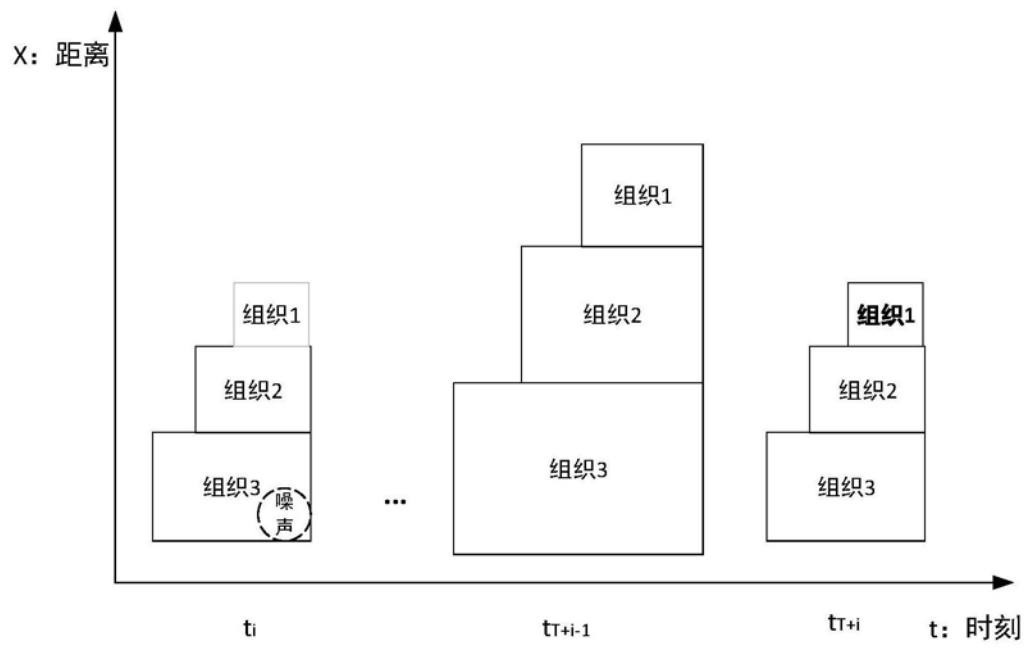


图3

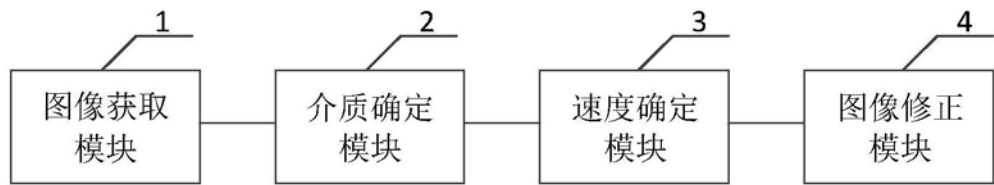


图4

专利名称(译)	一种超声回波成像方法、系统及超声设备		
公开(公告)号	CN110680398A	公开(公告)日	2020-01-14
申请号	CN201910963470.0	申请日	2019-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
[标]发明人	张佳民 彭张 冯志飞 李松 杨仲汉		
发明人	张佳民 彭张 冯志飞 李松 杨仲汉		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61B8/48 A61B8/58		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声回波成像方法，在得到超声图像后，可基于超声图像区分出超声波探头扫描的部位的多层组织介质，并确定出超声波在多层组织介质中实际的超声传播速度，以根据实际的超声传播速度修正超声图像，从而得到更准确表征部位中各组织的位置信息的超声图像，避免了超声图像失真，进而使超声图像更准确地反映部位中各组织的真实大小。本发明还公开了一种超声回波成像系统及超声设备，与上述超声回波成像方法具有相同的有益效果。

