



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108836392 A

(43)申请公布日 2018.11.20

(21)申请号 201810286743.8

(22)申请日 2018.03.30

(71)申请人 中国科学院深圳先进技术研究院
地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大学
学城学苑大道1068号
申请人 中国科学院大学

(72)发明人 邱维宝 杨依 刘荣 郑海荣

(74)专利代理机构 深圳青年人专利商标代理有限公司 44350
代理人 傅俏梅

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)

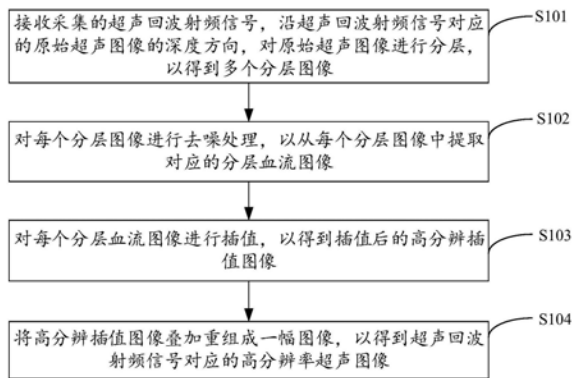
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质

(57)摘要

本发明适用计算机技术领域,提供了一种基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质,该方法包括:接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,将高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,从而提高血管图像的重建效果。



1. 一种基于超声RF信号的超声成像方法,其特征在于,所述方法包括:

接收采集的超声回波射频信号,沿所述超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对所述原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

对每个所述分层图像进行去噪处理,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流图像;

对所述每个所述分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;

将所述高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,对每个所述分层图像进行去噪处理,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流图像的步骤,包括:

通过差分处理去除每个所述分层图像中的部分静态组织和血管壁信号;

通过预设的壁滤波器对所述差分处理后的每个所述分层图像进行滤波,以去除所述差分处理后的每个所述分层图像中的杂波信号,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流信号,获得分层血流图像。

3. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,

对所述每个所述分层血流图像进行插值的步骤之后,将所述高分辨插值图像叠加重组成一幅图像的步骤之前,所述方法还包括:

根据每个所述高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个所述高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像;

将所述高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像的步骤,包括:

将提取到的多层所述微泡定位图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的超声分辨率图像。

4. 如权利要求3所述的方法,其特征在于,从每个所述高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像的步骤,包括:

将所述每个像素对应的射频信号强度值与所述强度阈值进行相减,将小于所述强度阈值的所述射频信号强度值对应的像素从所述每个分层血流图像中删除,以得到每个分层血流图像对应的微泡信号分布图;

对每个所述微泡信号分布图中的微泡进行定位,用单个像素对所述定位得到的每个微泡进行表示,以得到每个分层血流图像对应的微泡定位图像。

5. 一种基于超声RF信号的超声成像装置,其特征在于,所述装置包括:

图像分层单元,用于接收采集的超声回波射频信号,沿所述超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对所述原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

图像去噪单元,用于对每个所述分层图像进行去噪处理,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流图像;

图像插值单元,用于对所述每个所述分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;以及

图像重建单元,用于将所述高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。

6. 如权利要求5所述的超声成像装置,其特征在于,所述图像去噪单元包括:

第一去噪子单元,用于通过差分处理去除每个所述分层图像中的部分静态组织和血管壁信号;以及

第二去噪子单元,用于通过预设的壁滤波器对所述差分处理后的每个所述分层图像进行滤波,以去除所述差分处理后的每个所述分层图像中的杂波信号,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流信号,获得分层血流图像。

7. 如权利要求5所述的超声成像装置,其特征在于,所述装置还包括:

图像提取单元,用于根据每个所述高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个所述高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像;

所述图像重建单元包括:

超声分辨率图像重建单元,用于将提取到的多层所述微泡定位图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的超声分辨率图像。

8. 如权利要求7所述的超声成像装置,其特征在于,所述图像提取单元包括:

微泡获取单元,用于将所述每个像素对应的射频信号强度值与所述强度阈值进行相减,将小于所述强度阈值的所述射频信号强度值对应的像素从所述每个分层血流图像中删除,以得到每个分层血流图像对应的微泡信号分布图;以及

微泡定位单元,用于对每个所述微泡信号分布图中的微泡进行定位,用单个像素对所定位得到的每个微泡进行表示,以得到每个分层血流图像对应的微泡定位图像。

9. 一种医疗设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中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如权利要求1至4任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至4任一项所述方法的步骤。

基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明属于医疗设备技术领域,尤其涉及一种基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 人体各脏器的血管分布情况是临床上诊断一些病灶的重要指标。现在主要血流成像手段有CT血管造影技术(CTA)、磁共振血管成像技术(MRA)、数字减影血管造影技术(DSA)、超声多普勒成像技术(CDFI)。由于CT和X光对人体存在一定的辐射危害,而超声具有无创性、安全、成像速度快、使用方便等优点,因此,超声成像在临床诊断中大量被采用,是临床诊断的重要工具之一。当前,超声成像系统是基于发射聚焦超声波提高图像质量。一幅完整的扫描图像是由若干次发射若干条扫描线组成,如果采用多个聚焦位置,则需要在不同聚焦位置重新扫描,该过程极其耗时,大幅降低了超声图像的显示帧频。彩色超声多普勒血流成像技术多采用2.0MHz-6.0MHz频率范围内的超声,可以分辨直径1mm以上且流速为1-2cm/s以上的血流。这种成像方法对血流的分辨率远不及CTA、MRA、DSA等技术。因为声波在人体中穿透能力不及射线,且当成像物体尺寸小于波长时会发生衍射现象,导致波长越长,其理论分辨率越高,这种现象成为衍射极限。

[0003] 超声造影剂(UCA)也称超声微泡(MB)最初被用于诊断显像诊断,其原理是利用声波对气体反射比液体大近1000倍的原理,通过声衰减、声速的改变和增强后向散射等方式改变声波与组织的吸收、反射和折射等相互作用,使超声回声增强,从而得到更高的对比分辨力,达到有利于诊断疾病的目的。目前临床常用的第三代造影剂微泡直径较小且趋于一致,理化性能更稳定,稳定性和抗压性更高,例如SonoVue等。造影剂的利用提高了超声血流成像的质量,提高了分辨率,但是图像质量仍然受到衍射极限的限制。美国及德国三位科学家Eric Betzig、Stefan W.Hell和William E.Moerner凭借“研制出超分辨率荧光显微镜”突破了光学成像衍射极限,克服了光学显微镜中的“阿贝分变率”,因此获得2014年诺贝尔化学奖。赖利、克里斯滕森等人受到启发,提出了基于点扩散函数调制的超分辨技术,将多角度平面波成像技术与超声造影剂微泡相结合,通过反卷积点扩散函数求解单帧图像中微泡的位置。

[0004] 超声平面波成像方法是利用平面波扫描检测区域,当所有超声换能器阵元同时发射相同的声波信号,由于各阵元间的间隙极小,因此,在传播过程中,声场叠加,波阵面可近似为平面,这种扫描方式一次发射控制即可完成扫描,扫描区域是完整的全幅感兴趣区,一幅图像花费的时间远低于传统聚焦逐线扫描。虽然一次发射平面波可以极大提高超声的帧频,但是由于平面波是非聚焦波,得到的图像对比度和分辨率较低。多角度平面波相干复合成像方法,将多个不同角度的平面波辐射感兴趣区域,相干叠加后可以提高图像质量。但是利用多角度平面波对较深的感兴趣区域进行成像时,近场的目标血流信号会受到远场信号的影响,导致近场信号被抑制,对于复杂的血管区域,例如脑血流,当微泡信号出现在近场区域时,由于被抑制,在微泡定位算法的过程中会被忽略而无法被提取出来,也使得每帧图

像中能提取到的微泡数量降低,导致近场的血管重建效果不好。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质,旨在解决由于现有超声成像方法的血管重建效果不佳的问题。

[0006] 一方面,本发明提供了一种基于超声RF信号的超声成像方法,所述方法包括下述步骤:

[0007] 接收采集的超声回波射频信号,沿所述超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对所述原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

[0008] 对每个所述分层图像进行去噪处理,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流图像;

[0009] 对所述每个所述分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;

[0010] 将所述高分辨插值图像叠加重组为一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。

[0011] 另一方面,本发明提供了一种基于超声RF信号的超声成像装置,所述装置包括:

[0012] 图像分层单元,用于接收采集的超声回波射频信号,沿所述超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对所述原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

[0013] 图像去噪单元,用于对每个所述分层图像进行去噪处理,以从每个所述分层图像中提取对应的分层血流图像;

[0014] 图像插值单元,用于对所述每个所述分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;以及

[0015] 图像重建单元,用于将所述高分辨插值图像叠加重组为一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。。

[0016] 另一方面,本发明还提供了一种医疗设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中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如上所述方法的步骤。

[0017] 另一方面,本发明还提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上所述方法的步骤。

[0018] 本发明在接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,将高分辨插值图像叠加重组为一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,最终得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,从而提高了血管图像的重建效果。

附图说明

[0019] 图1是本发明实施例一提供的基于超声RF信号的超声成像方法的实现流程图;

[0020] 图2是本发明实施例一提供的基于超声RF信号的超声成像方法对原始超声图像进行分层的示意图;

- [0021] 图3是本发明实施例二提供的基于超声RF信号的超声成像方法的实现流程图；
- [0022] 图4是本发明实施例三提供的基于超声RF信号的超声成像装置的结构示意图；
- [0023] 图5是本发明实施例四提供的基于超声RF信号的超声成像装置的结构示意图；以及
- [0024] 图6是本发明实施例四提供的医疗设备的结构示意图。

具体实施方式

[0025] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附图及实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0026] 以下结合具体实施例对本发明的具体实现进行详细描述：

[0027] 实施例一：

[0028] 图1示出了本发明实施例一提供的基于超声RF信号的超声成像方法的实现流程，为了便于说明，仅示出了与本发明实施例相关的部分，详述如下：

[0029] 在步骤S101中，接收采集的超声回波射频信号，沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向，对原始超声图像进行分层，以得到多个分层图像。

[0030] 本发明实施例适用于医疗设备，例如，超声成像设备或系统，以根据超声成像设备或系统接收到的超声回波射频(RF)信号进行成像。在本发明实施例中，在对仿体或活体动物注射完微泡造影剂之后，通过调整超声成像设备或系统探头的位置获得目标成像区域。优选地，微泡造影剂为声诺维的六氟化硫微泡，以得到较好的回波射频信息，便于后续成像。通过对超声回波射频信号进行模-数转换，可得到超声回波射频信号数据，即三维射频数据，该三维射频数据可表示为(阵元方向，成像深度，时间)三元组。

[0031] 在本发明实施例中，如图2所示，在得到三维射频数据表示的原始超声图像 $S(N_z, N_x, N_t)$ 后，沿该原始超声图像的深度方向(Z轴)对原始超声图像进行分层，以得到多个分层图像，从而提高后续去噪处理和微泡定位处理的效果。

[0032] 在步骤S102中，对每个分层图像进行去噪处理，以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像。

[0033] 在本发明实施例中，在对每个分层图像进行去噪处理时，优选地，通过差分处理去除每个分层图像中的部分静态组织和血管壁等信号，接着通过预设的壁滤波器对差分处理后的每个分层图像进行滤波，以去除差分处理后的每个分层图像中的杂波信号，以从每个分层图像中提取对应的分层血流信号，获得分层血流图像，从而提高分层血流图像的分辨率和信噪比。

[0034] 在具体实施中，壁滤波器可以是无限冲激响应高通滤波器、自适应高通滤波器。优选地，壁滤波器为SVD(Singular Value Decomposition, 奇异值分解)时频滤波器，通过对差分处理后的每个分层图像进行分解，获得差分处理后的每个分层图像的奇异值之后，对奇异值从大到小进行排列，获取预设数量个中间部分的奇异值，以从每个分层图像中提取对应的分层血流信号，获得分层血流图像，从而在去除杂波信号的同时，提高提取的分层血流图像的分辨率和信噪比，获得更佳的滤波效果。

[0035] 在步骤S103中，对每个分层血流图像进行插值，以得到插值后的高分辨插值图像。

[0036] 在本发明实施例中,对每个分层血流图像的每帧图像数据在X/Z平面进行插值,每层血流图像的插值方式和插值数相同,方便后面将各分层重建成全幅图像。具体地,插值方式可以为线性插值、临近插值、高斯插值等。

[0037] 在步骤S104中,将高分辨插值图像叠加重组为一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。

[0038] 在本发明实施例中,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,根据每个高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像,将提取得到的多层微泡定位图像叠加重组为一幅图像,最终得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,从而通过对原始超声图像进行分层处理,提高了血管图像的重建效果。

[0039] 实施例二:

[0040] 图3示出了本发明实施例二提供的基于超声RF信号的超声成像方法的实现流程,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,详述如下:

[0041] 在步骤S301中,接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像。

[0042] 本发明实施例适用于医疗设备,例如,超声成像设备或系统,以根据超声成像设备或系统接收到的超声回波射频信号进行成像。在本发明实施例中,在对仿体或活体动物注射完微泡造影剂之后,通过调整超声成像设备或系统探头的位置获得目标成像区域。优选地,微泡造影剂为声诺维的六氟化硫微泡,以得到较好的回波射频信息,便于后续成像。通过对超声回波射频信号进行模-数转换,可得到超声回波射频信号数据,即三维射频数据,该三维射频数据可表示为(阵元方向,成像深度,时间)三元组。

[0043] 在步骤S302中,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像。

[0044] 在本发明实施例中,在对每个分层图像进行去噪处理时,优选地,通过差分处理去除每个分层图像中的部分静态组织和血管壁等信号,接着通过预设的壁滤波器对差分处理后的每个分层图像进行滤波,以去除差分处理后的每个分层图像中的杂波信号,以从每个分层图像中提取对应的分层血流信号,获得分层血流图像,从而提高分层血流图像的分辨率和信噪比。

[0045] 在具体实施中,壁滤波器可以是无限冲激响应高通滤波器、自适应高通滤波器。优选地,壁滤波器为SVD时频滤波器,通过对差分处理后的每个分层图像进行分解,获得差分处理后的每个分层图像的奇异值之后,对奇异值从大到小进行排列,获取预设数量个中间部分的奇异值,以从每个分层图像中提取对应的分层血流信号,获得分层血流图像,从而在去除杂波信号的同时,提高提取的分层血流图像的分辨率和信噪比,获得更佳的滤波效果。

[0046] 在步骤S303中,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像。

[0047] 在本发明实施例中,对每个分层血流图像的每帧图像数据在X/Z平面进行插值,每层血流图像的插值方式和插值数相同,方便后面将各分层重建成全幅图像。具体地,插值方式可以为线性插值、临近插值、高斯插值等。

[0048] 在步骤S304中,根据每个高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像。

[0049] 在本发明实施例中,由于微泡对超声的后向反射回波要远大于血流的反射回波,因此,可预先设置合理的射频信号阈值,以将微泡信号从每个分层血流图像提取出来,以去除掉多余的血流信号。优选地,强度阈值设置为每个高分辨插值图像中最大强度值的0.7-0.9倍,从而在不同深度的区域内采用不同的强度阈值进行微泡提取,使得微泡提取更准确,并在准确度和提取微泡数量之间达到较好的平衡。

[0050] 进一步优选地,从每个高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像时,将每个像素对应的射频信号强度值与强度阈值进行相减,将小于强度阈值的射频信号强度值对应的像素从每个分层血流图像中删除,以得到每个分层血流图像对应的微泡信号分布图,对每个微泡信号分布图中的微泡进行定位,用单个像素对定位得到的每个微泡进行表示,以得到每个分层血流图像对应的微泡定位图像。具体地,在得到每个分层血流图像对应的微泡信号分布图后,可通过强度加权、最大值点、50%最大值点等算法,对每个微泡信号分布图中的微泡进行定位,以得到每个微泡信号的中心点,用单个像素表示该中心,从而得到微泡定位图像。

[0051] 在步骤S305中,将提取得到的多层微泡定位图像叠加重组成一幅图像,以得到所述超声回波射频信号对应的超声分辨率图像。

[0052] 在本发明实施例中,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,根据每个高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像,将提取得到的多层微泡定位图像叠加重组成一幅图像,最终得到超声回波射频信号对应的超声分辨率图像,从而通过对原始超声图像进行分层处理,提高了血管图像的重建效果。

[0053] 实施例三:

[0054] 图4示出了本发明实施例三提供的基于超声RF信号的超声成像装置的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,其中包括:

[0055] 图像分层单元41,用于接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

[0056] 图像去噪单元42,用于对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像;

[0057] 图像插值单元43,用于对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;以及

[0058] 图像重建单元44,用于将高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像。

[0059] 优选地,图像去噪单元42包括第一去噪子单元和第二去噪子单元,第一去噪子单元用于通过差分处理去除每个分层图像中的部分静态组织和血管壁信号,第二去噪子单元用于通过预设的壁滤波器对差分处理后的每个分层图像进行滤波,以去除差分处理后的每个分层图像中的杂波信号,以从每个分层图像中提取对应的分层血流信号,获得分层血流

图像。

[0060] 在本发明实施例中,超声成像装置的各单元可由相应的硬件或软件单元实现,各单元可以为独立的软、硬件单元,也可以集成为一个软、硬件单元,在此不用以限制本发明。各单元的具体实施方式可参考实施一的描述,在此不再赘述。

[0061] 实施例四:

[0062] 图5示出了本发明实施例四提供的基于超声RF信号的超声成像装置的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分,其中包括:

[0063] 图像分层单元51,用于接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像;

[0064] 图像去噪单元52,用于对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像;

[0065] 图像插值单元53,用于对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像;

[0066] 图像提取单元54,用于根据每个高分辨插值图像中的每个像素对应的射频信号强度值、以及预设的强度阈值,从每个高分辨插值图像中提取对应的微泡定位图像;以及

[0067] 图像重建单元55,用于将高分辨插值图像叠加重组为一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,

[0068] 在本发明实施例中,图像重建单元55包括超声分辨率图像重建单元551,以用于将提取到的多层微泡定位图像叠加重组为一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的超声分辨率图像。

[0069] 优选地,图像提取单元54包括微泡获取单元和微泡定位单元。其中,微泡获取单元用于将每个像素对应的射频信号强度值与强度阈值进行相减,将小于强度阈值的射频信号强度值对应的像素从每个分层血流图像中删除,以得到每个分层血流图像对应的微泡信号分布图。微泡定位单元用于对每个微泡信号分布图中的微泡进行定位,用单个像素对定位得到的每个微泡进行表示,以得到每个分层血流图像对应的微泡定位图像。

[0070] 在本发明实施例中,超声成像装置的各单元可由相应的硬件或软件单元实现,各单元可以为独立的软、硬件单元,也可以集成为一个软、硬件单元,在此不用以限制本发明。各单元的具体实施方式可参考实施二的描述,在此不再赘述。

[0071] 实施例五:

[0072] 图6示出了本发明实施例五提供的医疗设备的结构,为了便于说明,仅示出了与本发明实施例相关的部分。

[0073] 本发明实施例的医疗设备6包括处理器60、存储器61以及存储在存储器61中并可在处理器60上运行的计算机程序62。该处理器60执行计算机程序62时实现上述方法实施例中的步骤,例如图1所示的步骤S101至S104。或者,处理器60执行计算机程序62时实现上述各装置实施例中各单元的功能,例如图4所示单元41至44的功能。

[0074] 该处理器60执行计算机程序62时,接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,将高分辨插值图像叠加重组成一

幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,最终得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,从而提高了血管图像的重建效果。

[0075] 本发明实施例的医疗设备可以为彩超等超声诊断设备。该医疗设备6中处理器60执行计算机程序62时实现基于超声RF信号的超声成像方法时实现的步骤可参考前述方法实施例的描述,在此不再赘述。

[0076] 实施例六:

[0077] 在本发明实施例中,提供了一种计算机可读存储介质,该计算机可读存储介质存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述方法实施例中的步骤,例如,图1所示的步骤S101至S104。或者,该计算机程序被处理器执行时实现上述各装置实施例中各单元的功能,例如图4所示单元41至44的功能。

[0078] 该计算机程序被处理器执行时,接收采集的超声回波射频信号,沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向,对原始超声图像进行分层,以得到多个分层图像,对每个分层图像进行去噪处理,以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像,对每个分层血流图像进行插值,以得到插值后的高分辨插值图像,将高分辨插值图像叠加重组成一幅图像,以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,最终得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像,从而提高了血管图像的重建效果。

[0079] 本发明实施例的计算机可读存储介质可以包括能够携带计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质,例如,ROM/RAM、磁盘、光盘、闪存等存储器。

[0080] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

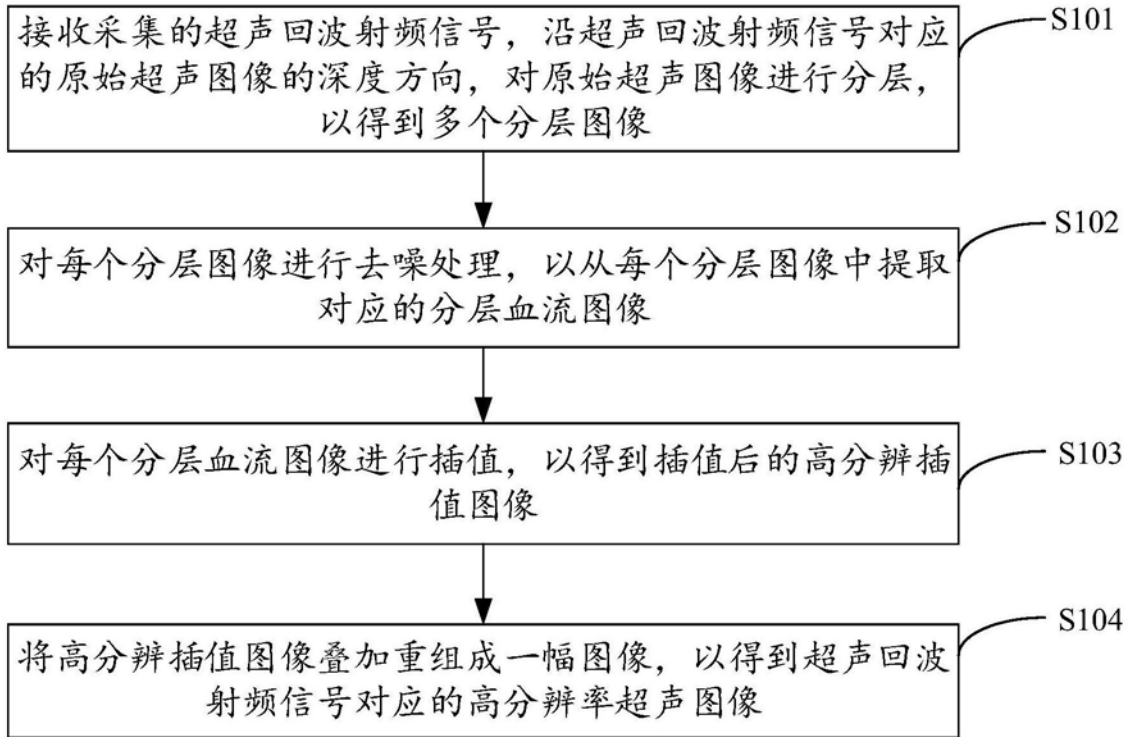


图1

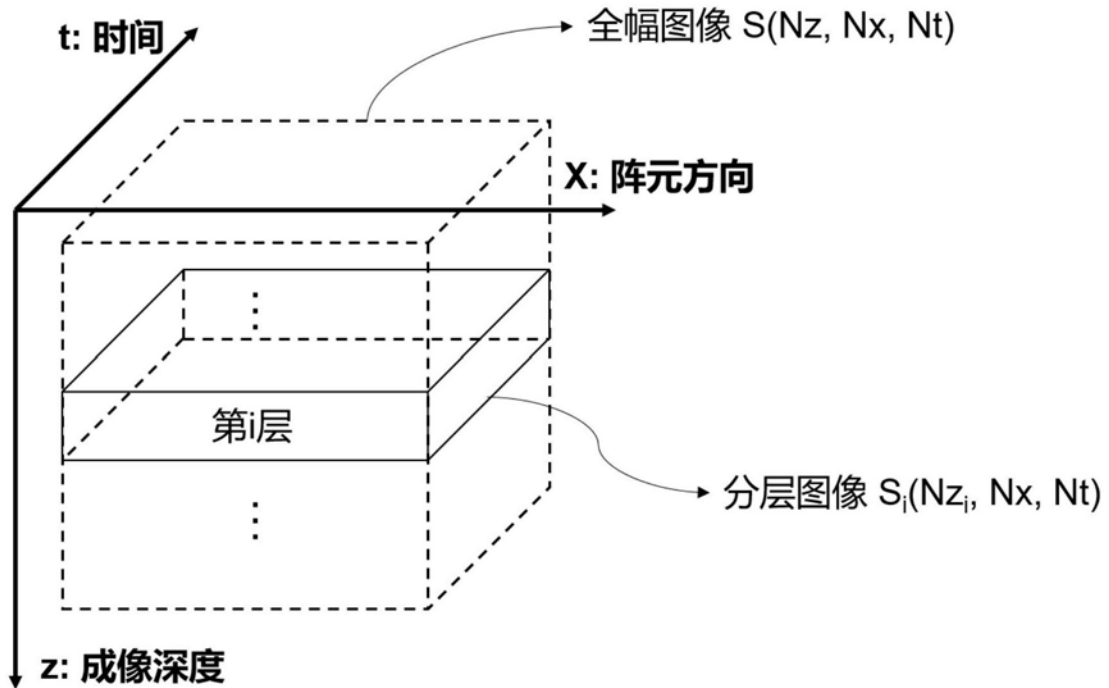


图2

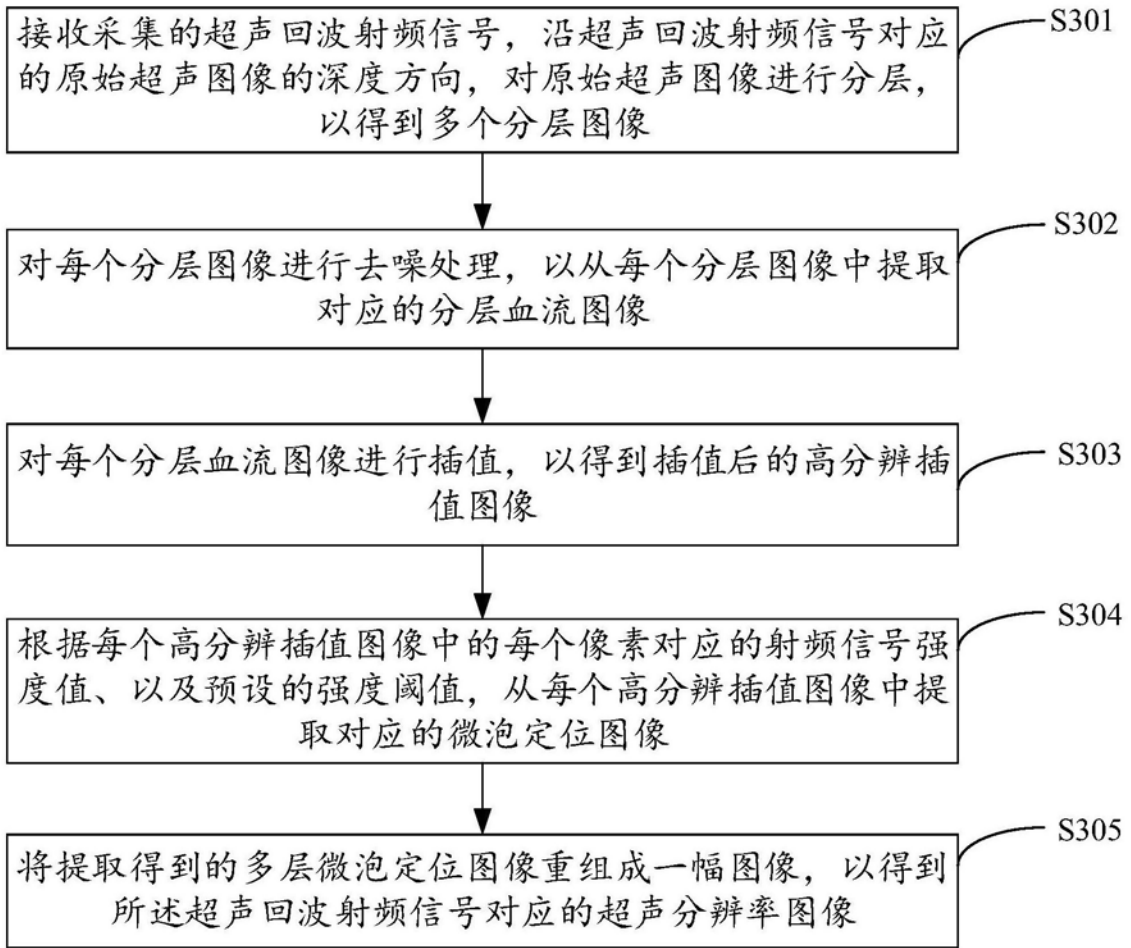


图3

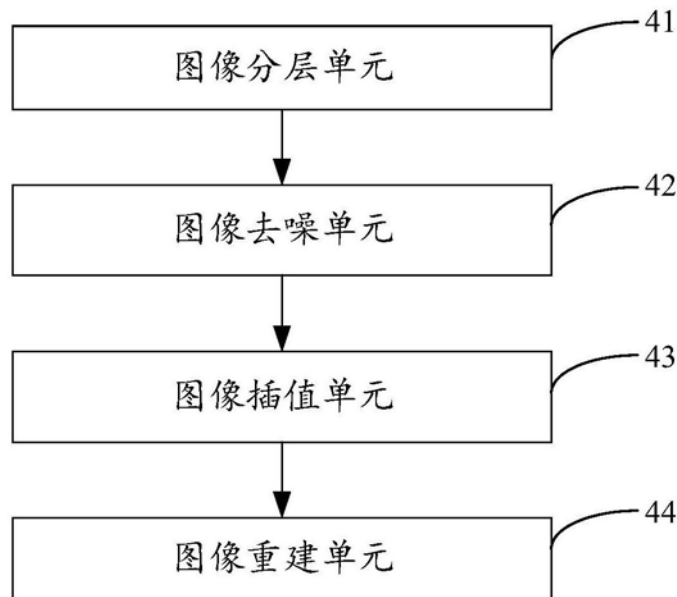


图4

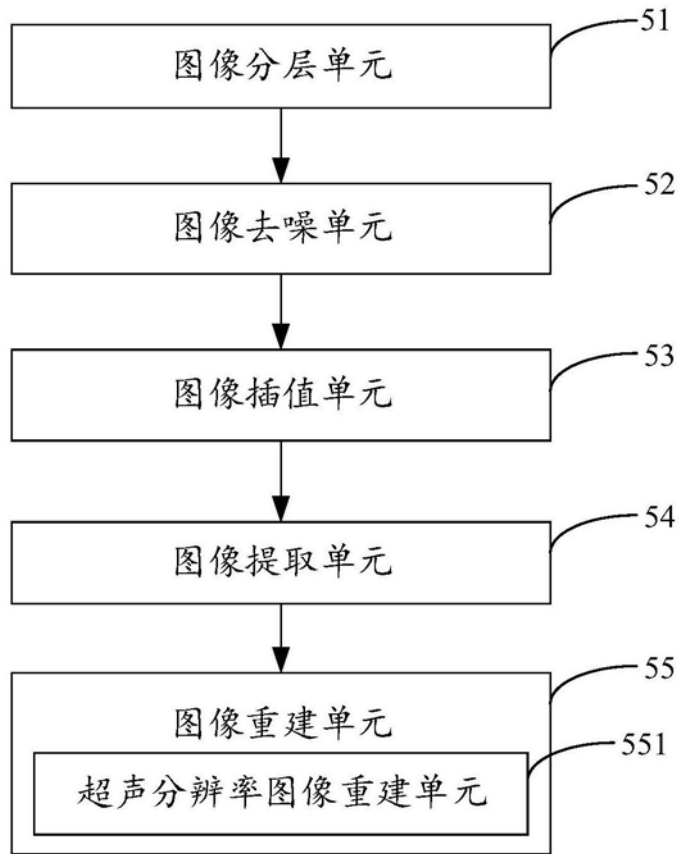


图5

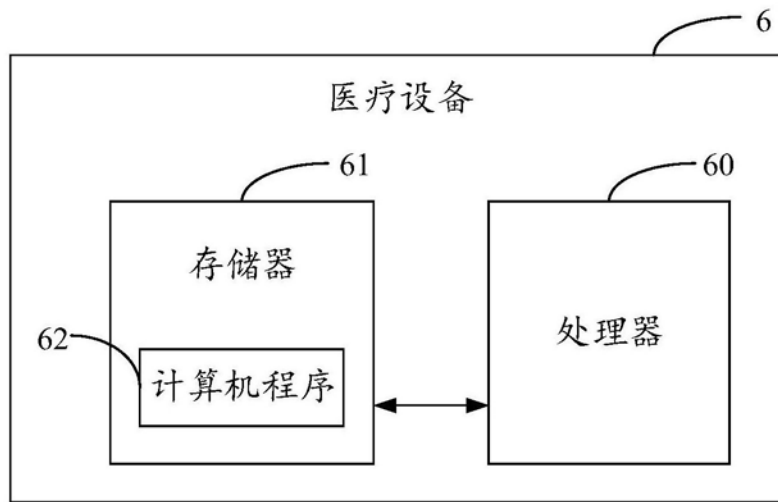


图6

专利名称(译)	基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质		
公开(公告)号	CN108836392A	公开(公告)日	2018-11-20
申请号	CN201810286743.8	申请日	2018-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院深圳先进技术研究院 中国科学院大学		
[标]发明人	邱维宝 杨依 刘荣 郑海荣		
发明人	邱维宝 杨依 刘荣 郑海荣		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明适用计算机技术领域，提供了一种基于超声RF信号的超声成像方法、装置、设备及存储介质，该方法包括：接收采集的超声回波射频信号，沿超声回波射频信号对应的原始超声图像的深度方向，对原始超声图像进行分层，以得到多个分层图像，对每个分层图像进行去噪处理，以从每个分层图像中提取对应的分层血流图像，对每个分层血流图像进行插值，以得到插值后的高分辨插值图像，将高分辨插值图像叠加重组成一幅图像，以得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像，最终得到超声回波射频信号对应的高分辨率超声图像，从而提高了血管图像的重建效果。

