



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107613881 A

(43)申请公布日 2018.01.19

(21)申请号 201680032155.0

(22)申请日 2016.07.29

(30)优先权数据

62/199,355 2015.07.31 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.01

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2016/050904 2016.07.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/020126 EN 2017.02.09

(71)申请人 安德拉有限公司

地址 美国密歇根州

申请人 迈克尔·M·桑顿

(72)发明人 迈克尔·M·桑顿 凯·托梅纽斯

阿加皮·莫多瓦纳吉斯

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 张瑞 杨明钊

(51)Int.Cl.

A61B 8/13(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

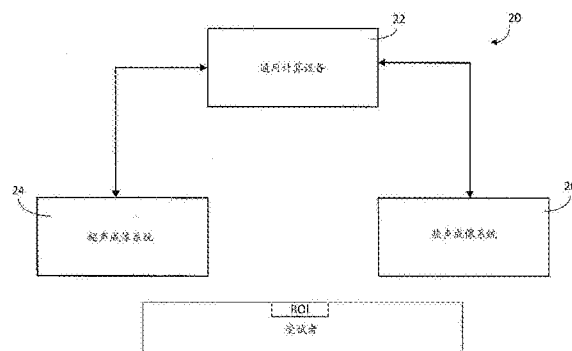
权利要求书3页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

用于校正脂肪引起的像差的方法和系统

(57)摘要

一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法,包括:将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于该区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用所分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差由此生成校正的热声图像,以及使用校正的热声图像和声速图来校正感兴趣区域的超声图像。



1. 一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法,所述方法包括:
将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域;
通过基于所述区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图;
使用分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差,由此生成校正的热声图像;和
使用所述校正的热声图像和所述声速图来校正所述感兴趣区域的超声图像。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
获得所述感兴趣区域的热声图像数据;和
使用所述热声图像数据重建所述热声吸收图像。
3. 根据权利要求2所述的方法,还包括:
获得所述感兴趣区域的超声图像数据,并使用所述超声图像数据重建所述超声图像。
4. 根据权利要求1至3中任一项所述的方法,其中,所述分割包括:
确定阈值强度值;
将所述热声吸收图像内的具有高于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个非脂肪区域的一部分;和
将所述热声吸收图像内的具有低于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个脂肪区域的一部分。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,确定所述阈值强度值包括使用所述强度值的平均强度值和标准偏差来计算所述阈值强度值。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述分割包括:
经由耦合到所述处理结构的输入设备接收用户输入,所述用户输入识别所述至少一个脂肪区域和所述至少一个非脂肪区域。
7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中,向每个区域分配声速包括在查找表中查找所述声速。
8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,还包括配准所述校正的热声图像和所述超声图像的坐标系。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中,所述配准包括将所述校正的热声图像的坐标与所述超声图像的坐标进行映射。
10. 一种系统,包括:
热声成像系统,其被配置为捕获感兴趣区域的热声图像;
超声成像系统,其被配置为捕获所述感兴趣区域的超声图像;和
处理单元,其通信地耦合到所述热声成像系统和所述超声成像系统,所述处理单元被配置为:
处理从所述热声成像系统接收的热声图像数据以生成所述感兴趣区域的热声吸收图像;
将所述热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域;
通过基于所述区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图;
使用分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差,从而生成校正的热声图像;和
使用所述校正的热声图像和所述声速图来校正由所述超声成像系统捕获的所述感兴趣区域的超声图像。

11. 根据权利要求10所述的系统, 其中, 在所述分割期间, 所述处理单元被配置为:
确定阈值强度值;

将所述热声吸收图像内的具有高于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个非脂肪区域的一部分; 和

将所述热声吸收图像内的具有低于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个脂肪区域的一部分。

12. 根据权利要求11所述的系统, 其中, 确定所述阈值强度值包括使用所述强度值的平均强度值和标准偏差来计算所述阈值强度值。

13. 根据权利要求10-12中任一项所述的系统, 其中, 所述处理结构被配置为:

将所述校正的热声图像的坐标与所述超声图像的坐标进行映射。

14. 一种其上存储有计算机程序的非暂时性计算机可读介质, 所述计算机程序包括计算机程序代码, 所述计算机程序代码由计算机可执行以实现一种方法, 所述方法包括:

将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域;

通过基于所述区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图;

使用分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差, 由此生成校正的热声图像; 和

使用所述校正的热声图像和所述声速图来校正所述感兴趣区域的超声图像。

15. 一种系统, 包括:

热声成像系统;

超声成像系统; 和

处理单元, 其被配置为:

处理从所述热声成像系统接收到的热声图像数据以生成热声吸收图像, 识别所述热声吸收图像内的至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域, 生成对于所述脂肪区域和非脂肪区域的声速图, 并且生成校正的热声吸收图像; 和

使用所述声速图和所述校正的热声吸收图像处理从所述超声成像系统接收的超声图像数据以生成校正的超声图像。

16. 根据权利要求15所述的系统, 所述处理单元被配置成:

确定阈值强度值;

将所述热声吸收图像内的具有高于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个非脂肪区域的一部分; 和

将所述热声吸收图像内的具有低于所述阈值强度的阈值的像素分类为所述至少一个脂肪区域的一部分。

17. 根据权利要求16所述的系统, 其中, 确定所述阈值强度值包括使用所述强度值的平均强度值和标准偏差来计算所述阈值强度值。

18. 根据权利要求15至17中任一项所述的系统, 其中, 所述处理结构被配置为将所述校正的热声图像的坐标映射到所述超声图像的坐标。

19. 一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法, 所述方法包括:

将热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域;

通过基于所述区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图;

使用所述声速图校正分割的热声吸收图像中的像差, 从而生成校正的热声图像; 和

使用所述校正的热声图像和所述声速图来调整超声成像系统的参数,以校正脂肪引起的像差。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中,所述调整包括调整从与所述超声成像系统相关联的至少一个换能器阵列发射的超声信号的相位。

21. 根据权利要求20所述的方法,还包括:

在调整的相位处使用所述超声成像系统获得所述感兴趣区域的超声图像数据,并使用所述超声图像数据重建超声图像。

22. 根据权利要求20所述的方法,其中,所述超声信号的相位在高强度超声束的波束成形期间被调整。

23. 根据权利要求20至22中任一项所述的方法,其中,所述超声成像系统用于高强度聚焦超声和组织摧毁术中的至少一种。

用于校正脂肪引起的像差的方法和系统

[0001] 领域

[0002] 本申请涉及用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法和系统。

[0003] 背景

[0004] 超声成像使用频率高于人类听觉频率(>20000Hz)的声波。这些声波使用探针脉动进入组织。声波从组织发出回波,其中不同的组织反射不同程度的声音。这些回波通过信号处理分析,并使用临床超声重建算法进一步处理,以重建超声图像以进行呈现和供操作者解释。使用超声成像可以重建许多不同类型的图像。一种这样的类型是显示组织的二维横截面的声阻抗的B型图像(B-mode image)。

[0005] 超声成像重建需要知道成像介质中的声速。尽管软组织中的声速从脂肪中的1450m/s到肝脏中的1590m/s,但是临床超声重建算法假定均匀的声速为1540m/s,这是对于人体模型的加权平均值。成像介质的感兴趣区域内的声速的空间变化以及假定值与实际值之间的差异导致对于发送的声波和反射回波所产生的相位和折射误差或像差。这些像差带来重建图像中的对比度和分辨率损失,以及在特征定位中引入失真、伪像和误差。

[0006] 图1中示出了示例性超声成像系统。可以看出,超声成像系统包括将声波发射到感兴趣区域(ROI)的超声换能器阵列10,在这种情况下,组织包括非脂肪区域12和16以及脂肪区域14。由于声波从非脂肪区域12行进到脂肪区域14再到非脂肪区域16,因此声波被折射 θ_r 的角度。结果,感兴趣区域ROI内的结构的位置P出现在移位位置P'处。结构的实际位置和视在位置(apparent position)之间的差异可能高达几毫米,并且显著影响超声图像的分辨率。如果脂肪区域14的厚度已知,则可以校正结构位置的偏移。然而,在肥胖患者中,脂肪区域的厚度可能相当大地变化,从而导致模糊图像。

[0007] 已经开发了许多方法和技术来校正由于空间变化的声速引起的超声成像中的脂肪引起的像差。在一些常用方法中,使用算法通过分析来自已知引导星或信标的到达相位变化来推断沿给定方向的平均超声相位失真。然而,这些方法计算密集,需要多次迭代,并且不总是准确的。

[0008] 在其它常见方法中,依赖于使用各种成像模式(诸如例如超声成像、X射线计算机断层扫描或磁共振成像)获得的临床信息来确定脂肪层的边界和厚度。这些方法不是使用均匀的声速,而是使用两个或更多个值来表示每层内的声速。这些方法需要访问昂贵的成像模式,并受限于划定肥胖患者中的脂肪层的边界的能力。

[0009] 还采用了其他方法。例如,Vortman等人的美国专利第6,705,994号公开了使用包括多个(a plurality of)超声换能器元件的超声探头对身体中的感兴趣部位成像的方法。该方法包括获得超声探头与感兴趣部位之间的通过区的超声图像。该图像包括感兴趣部位和感兴趣部位与超声探头之间的通过区中的多个组织区域。通过区中的选择的组织区域的边界由图像确定。然后部分地基于选择的组织区域中的声速而不是身体组织和选择的组织区域的边界的平均声速来为每个超声换能器元件计算聚焦延迟时间。使用选择的组织区域中的声速。在实施例中,考虑折射。利用所计算的延迟时间进行感兴趣部位的超声成像。如果存在的话,选择脂肪和骨组织区域。其他组织区域也可以被选择。组织区域的边界可以通

过分割来确定。从而补偿了组织不均匀性,提高了图像对比度分辨率。

[0010] 作为另一个示例,NapoIitano等人的美国专利第8,784,318号公开了一种配备有图像数据处理单元的超声扫描仪,该图像数据处理单元可以在图像形成和处理期间执行自适应参数优化。在实施例中,超声系统包括:通道数据存储器,用于存储通过数字化由图像扫描产生的超声图像数据而获得的通道数据;图像数据处理器,被配置为处理存储器中存储的通道数据,以重建对于待优化的至少一个参数的多个试验值中的每个的超声图像;以及参数优化单元,被配置为针对至少一个参数的每个试验值评估重建的超声图像的图像质量,并且基于评估的图像质量来确定至少一个参数的优化值。

[0011] 尽管已经考虑了用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的技术,但是期望改进。因此,至少存在提供一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的新颖的方法和系统的目标。

[0012] 概述

[0013] 因此,在一个方面中,提供了一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法,该方法包括将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差从而生成校正的热声图像,以及使用校正的热声图像和声速图来校正该感兴趣区域的超声图像。

[0014] 在实施例中,该方法还包括获得感兴趣区域的热声图像数据,并使用热声图像数据重建热声吸收图像。该方法还包括获得感兴趣区域的超声图像数据并使用超声图像数据重建超声图像。

[0015] 在实施例中,分割还包括确定阈值强度值,将热声吸收图像内的具有高于阈值强度的阈值的像素分类为至少一个非脂肪区域的一部分,以及将热声吸收图像内的具有低于阈值强度的阈值的像素分类为至少一个脂肪区域的一部分。

[0016] 根据另一方面,提供了一种系统,包括:热声成像系统,其被配置为捕获感兴趣区域的热声图像;超声成像系统,其被配置为捕获感兴趣区域的超声图像;以及处理单元,其通信地耦合到热声成像系统和超声成像系统,该处理单元被配置为处理从热声成像系统接收的热声图像数据,以生成感兴趣区域的热声吸收图像,将热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用分配的声速校正分割的热声吸收图像中的像差,由此生成校正的热声图像,并且使用校正的热声图像和声速图来校正由超声成像系统捕获的感兴趣区域的超声图像。

[0017] 根据另一方面,提供了一种其上存储有包括计算机程序代码的计算机程序的非暂时性计算机可读介质,该计算机程序代码可由计算机执行以执行一种方法,该方法包括将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用所分配的声速校正分割的热声吸收图像中的像差从而生成校正的热声图像,以及使用校正的热声图像和声速图来校正感兴趣区域的超声图像。

[0018] 根据另一方面,提供了一种系统,其包括热声成像系统、超声成像系统和处理单元,该处理单元被配置为处理从热声成像系统接收的热声图像数据以生成热声吸收图像,识别热声吸收图像内的至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,生成对于脂肪区域和非

脂肪区域的声速图并且生成校正的热声吸收图像,并且使用声速图和校正的热声吸收图像处理从超声成像系统接收的超声图像数据以生成校正的超声图像。

[0019] 根据另一方面,提供了一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法,该方法包括将热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用声速图校正分割的热声吸收图像中的像差从而生成校正的热声图像,以及使用校正的热声图像和声速图调整超声成像系统的参数来校正脂肪引起的像差。

[0020] 附图简述

[0021] 现在将参考附图更充分地描述本发明的实施例,其中:

[0022] 图1是现有技术的超声成像系统的示意图;

[0023] 图2是根据主题申请的成像系统的示意图;

[0024] 图3是示出了校正超声图像中的脂肪引起的像差的方法的流程图;

[0025] 图4A是感兴趣区域的图像;

[0026] 图4B是图4A中所示的感兴趣区域的热声吸收图像;和

[0027] 图4C是图4A中所示的感兴趣区域的分割的热声吸收图像。

[0028] 实施例的详细描述

[0029] 下面将描述用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法和系统。该方法包括将热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域,通过基于区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图,使用所分配的声速来校正分割的图像中的像差从而生成校正的热声图像,以及使用校正的热声图像来校正感兴趣区域的超声图像。利用热声成像来获得期望高分辨率超声图像的感兴趣区域的热声图像。在分割期间,分析热声图像以确定感兴趣区域内的脂肪层的厚度和边界,以便校正由于这些区域中的声速的变化而导致的超声图像中的相位和折射误差。热声图像因此被用于减少超声图像中的脂肪引起的像差以增强其对比度和分辨率。

[0030] 现在转到图2,成像系统被示出并且通常由参考数字20来标识。可以看出,成像系统20包括通信地耦合到超声成像系统24和热声成像系统26的通用计算设备22。超声成像系统24和热声成像系统26被配置为分别获得与受试者相关联的感兴趣区域ROI的超声图像数据和热声图像数据。

[0031] 在本实施例中的通用计算设备22是个人计算机或其他合适的处理设备,其例如包括含有一个或更多个处理器的处理单元、系统存储器(易失性和/或非易失性存储器)、其他不可移除的或可移除的存储器(例如,硬盘驱动器、RAM、ROM、EEPROM、CD-ROM、DVD、闪存等)以及将各种计算机部件耦合到处理单元的系统总线。通用计算设备22还可以包括使用以太网、Wi-Fi和/或其它合适的网络形式以实现到共享或远程驱动器、一个或更多个联网计算机或其他联网设备的连接的联网能力。诸如鼠标和键盘(未示出)的一个或更多个输入设备耦合到通用计算设备22以用于接收用户输入。诸如计算机屏幕或监视器的显示设备(未示出)耦合到通用计算设备22以用于显示基于从超声成像系统24接收的超声图像数据和/或从热声成像系统26接收的热声图像数据的一个或更多个生成的图像。

[0032] 超声成像系统24包括被配置成将声波发射到受试者的感兴趣区域ROI中的一个或更多个超声换能器阵列(未示出)。在该实施例中,一个或更多个超声换能器阵列与超声成

像系统24可断开连接。引导到受试者的感兴趣区域ROI中的声波从感兴趣区域ROI内的组织发出回波,其中不同组织反射不同程度的声音。这些回波由一个或多个超声换能器阵列接收,并且在作为超声图像数据传送到通用计算设备22以进行进一步处理以及进行呈现和由操作员解释之前由超声成像系统24处理。由于超声成像系统在本领域中是已知的,因此超声成像系统24的进一步细节将不在本文进一步描述。

[0033] 热声成像系统26包括射频(RF)源(未示出),RF源被配置为生成RF电磁辐射的短脉冲,该短脉冲被引导到受试者的感兴趣区域ROI中以向该受试者的感兴趣区域ROI内的组织递送能量,进而引起使用一个或多个超声换能器阵列(未示出)检测到的声压波。在该实施例中,热声成像系统26通过断开超声成像系统24的一个或多个超声换能器阵列并将它们连接到热声成像系统26来利用超声成像系统26的一个或多个超声换能器阵列,因此,如将要描述的,不需要换能器阵列之间的坐标映射。在该实施例中,RF源具有在约10Mhz和100Ghz之间的频率,并且具有在约0.1纳秒和10微秒之间的脉冲持续时间。由一个或多个超声换能器阵列检测到的声压波被处理,并作为热声图像数据传送给通用计算设备22以供进一步处理以及由操作员呈现和解释。由于热声成像系统在本领域中是已知的,因此热声成像系统26的更多细节将不在本文进一步描述。

[0034] 现在将参照图2、图3和图4A至图4C来描述成像系统20的操作。在成像系统20的操作期间,热声成像系统26的RF源被调节为以RF电磁辐射的短脉冲的形式向受试者的感兴趣区域ROI内的组织递送能量,这又引起了由一个或多个超声换能器阵列检测到的声压波。示例性的感兴趣区域ROI在图4A中示出并且通常由参考数字400来标识。由一个或多个超声换能器阵列检测到的声压波由热声成像系统26处理以产生与受试者的感兴趣区域ROI相关联的热声图像数据。然后将与感兴趣区域ROI相关联的热声图像数据传送到通用计算设备22。通用计算设备22依次处理热声图像数据以重建感兴趣区域ROI的热声吸收图像(步骤310)。在该实施例中,热声吸收图像使用1540m/s的假定声速并且使用诸如在Wang等人创作的于2004年在Physics in Medicine and BioIogy,49第3117-3127页中的“Photoacoustic Imaging with Deconvolution Algorithm”中公开的方法来重建,其相关部分通过引用并入本文。通常,通过计算由一个或多个超声换能器阵列测量的光声信号与光吸收分布之间的卷积关系来重建热声吸收图像。光吸收分布的投影通过去卷积源自点源的所记录的光声信号而获得。修改的滤波反投影算法被用来重建光吸收分布。图4B中示出了感兴趣区域ROI的示例性热声吸收图像,并且通常由参考数字410来标识。

[0035] 然后,基于热声吸收图像内的像素的强度,通用计算设备22将感兴趣区域ROI的热声吸收图像分割成脂肪区域和非脂肪区域(步骤320)。在该实施例中,使用基于强度的阈值来分割热声吸收图像,其中具有高于阈值的热声强度的像素被分类为非脂肪,而具有小于或等于阈值的热声强度的像素被分类为脂肪。被分类为非脂肪的像素组因此与非脂肪区域相关联,而被分类为脂肪的像素组因此与脂肪区域相关联。图4C中示出了基于图4B的热声吸收图像410的示例性分割的热声吸收图像420。图4C中可以看到,分割的热声吸收图像420包括脂肪区域430和非脂肪区域440。脂肪区域430显得暗,而非脂肪区域440显得比脂肪区域430明显更亮。

[0036] 针对脂肪区域和非脂肪区域中的每一个识别组织的类型(步骤330)。在该实施例中,计算每个特定区域内的像素的平均强度以识别该特定区域内的组织的类型。在图4C所

示的示例中,脂肪区域430被识别为脂肪,而非脂肪区域440被识别为肌肉。

[0037] 然后基于所识别的组织类型将声速分配给脂肪区域和非脂肪区域中的每一个,并创建声速图(步骤340)。在该实施例中,使用已知的对于通过各种类型的组织的声速来生成声速图。该实施例中使用的数据在Duck等人创作的于1990年在Academic Press中的“Physical Properties of Tissues: A Complete Reference Book”中公开,其相关部分通过引用并入本文。一般来说,使用的数据如下在表1中所示:

[0038]

组织或材料	密度 (g/cm^3)	声速 (m/s)	声阻抗 ($\text{kg}/(\text{sec}\cdot\text{m}^2)\times 10^6$)
水	1	1480	1.48
血液	1.055	1575	1.66
脂肪	0.95	1450	1.38

[0039]

肝	1.06	1590	1.69
肾	1.05	1570	1.65
脑	1.03	1550	1.60
心	1.045	1570	1.64
肌肉(沿着纤维)	1.065	1575	1.68
肌肉(穿过纤维)	1.065	1590	1.69
皮肤	1.15	1730	1.99
眼睛(晶状体)	1.04	1650	1.72
眼睛(玻璃体)	1.01	1525	1.54
骨轴(纵波)	1.9	4080	7.75
骨轴(横波)	1.9	2800	5.32
牙齿(牙本质)	2.2	3600	7.92
牙齿(牙釉质)	2.9	5500	15.95

[0040] 表1:各种组织或材料的声速

[0041] 使用表1和图4C中所示的分割的热声吸收图像420,脂肪区域430被分配1450m/s的声速。非脂肪区域440被分配使用表1的各种组织类型的加权平均计算出的等于1540m/s的声速。

[0042] 由于步骤320中分割的热声吸收图像在步骤310中使用单一声速假设来重建,因此在分割的热声吸收图像内出现像差。使用声速图校正分割的热声吸收图像中的像差(步骤350)。在该实施例中,对于每个脂肪区域和非脂肪区域校正像差。在每个脂肪区域和非脂肪区域内,通过在步骤340期间分配的声速与在步骤310期间使用的假定声速的比例沿着超声传播的方向缩放像素。具体而言,脂肪区域430内的像素以1450m/s:1540m/s的比例缩放。由于在非脂肪区域440内的像素被分配了与假定的声速相等的1540m/s的声速,因此这些像素不被缩放。结果,产生了划定脂肪区域430和非脂肪区域440之间的边界的校正像差的分割的热声吸收图像。

[0043] 然后,使用校正像差的分割的热声吸收图像和相关联的声速图来校正感兴趣区域的一个或更多个超声图像(步骤360)。如上所述,在该实施例中,由热声成像系统26使用的一个或更多个超声换能器阵列也被超声成像系统24使用。如此,超声图像和校正像差的分割的热声吸收图像都相对于相同的坐标系来定义。结果,不需要配准(registering)校正像

差的分割的热声吸收图像和超声图像的坐标系。在步骤350期间生成的校正像差的分割的热声吸收图像和在步骤340期间生成的声速图与一个或更多个图像校正算法一起使用,以使用一个或更多个校正算法来获得、重建和校正超声图像。示例性的校正算法在Napoliitano等人创作的于2006年7月20日在ScienceDirect中的“Sound Speed Correction in Ultrasound Imaging”和Lindsey等人创作的于2014年5月12日在Ultrasound Imaging中的“Refraction Correction in 3D Transcranial Ultrasound Imaging”中公开,其相关部分通过引用并入本文。

[0044] 尽管在以上实施例中校正像差的分割的热声吸收图像和声速图与一个或更多个图像校正算法一起使用以校正超声图像,但是本领域技术人员将认识到,校正像差的分割的热声吸收图像和声速图可以用于在成像之前调整超声成像系统的参数。例如,在实施例中,一个或更多个图像校正算法可以用于在波束成形期间调整一个或更多个超声换能器阵列的相对相位,以校正可能破坏发射的超声束的相位延迟和/或校正返回束的相位延迟以产生校正像差的超声图像。另外,校正的分割的热声吸收图像和声速图可以用于校正由于在发射的超声束、反射的超声回波或两者的脂肪和非脂肪区域之间的边界处的超声波的折射导致的折射伪影。

[0045] 尽管在上述实施例中一个或更多个超声换能器阵列被描述为可与超声成像系统24断开连接并且可重新连接到热声成像系统26,但是本领域的技术人员将认识到,替代方案也是可能的。例如,超声成像系统24和热声成像系统26可以具有其各自的一个或更多个换能器阵列。在这种情况下,优选的是,超声成像系统和热声成像系统的一个或更多个超声换能器阵列具有相同的类型或型号。在该实施例中,将会认识到,在处理期间,在步骤360中,在使用校正像差的分割的热声吸收图像校正一个或更多个超声图像之前,校正像差的分割的热声吸收图像和超声图像的坐标系被配准。在该实施例中,配准包括将校正像差的分割的热声吸收图像的坐标映射到超声图像的坐标。在另一个实施例中,一个或更多个超声换能器阵列可以连接到本身连接到超声成像系统和热声成像系统的集线器。在该实施例中,集线器可以由通用计算设备22或通过其他输入来控制,以在超声成像系统与热声成像系统之间切换操作,反之亦然。

[0046] 在另一个实施例中,不同类型或型号的换能器阵列可以与热声和超声成像系统一起使用。在该实施例中,使用变换来将校正像差的分割的热声吸收图像映射到超声图像。在另一实施例中,在换能器阵列几何形状的知识不容易获得的情况下,可使用幻影(phantom)参考点将校正像差的分割的热声吸收图像映射到超声图像。在该实施例中,可以使用变换来将来自校正像差的分割的热声吸收图像的已知的幻影参考点映射到超声图像上的幻影参考点。

[0047] 虽然在上述实施例中使用基于强度的阈值将热声吸收图像分割成脂肪区域和非脂肪区域,其中具有高于阈值的强度的像素被分类为非脂肪,而具有小于或等于阈值的强度的像素被分类为脂肪,但是本领域技术人员将认识到,替代方案是可用的。例如,在另一个实施例中,热声吸收图像可以呈现在通用计算设备22的显示设备上以供操作者查看。在该实施例中,操作者可能能够基于强度阈值使用输入设备手动选择脂肪区域和非脂肪区域。在该实施例中,可以在显示设备上向操作者显示指示强度阈值的图形。

[0048] 在另一个实施例中,强度阈值可以通过基于脂肪和瘦肉组织的热声信号幅度的已

知比率的算法来确定。在该实施例中,如果对于给定的射频(RD),瘦肉组织的热声信号幅度与脂肪的热声信号幅度之比是R,则可以确定分割阈值。选择热声吸收图像内的瘦肉组织的均质区域,并计算瘦肉组织的均质区域中的信号的平均值 $\mu_{\text{瘦肉}}$ 和标准偏差 σ 。然后,可使用方程式(1)计算分割阈值:

$$\text{[0049] 阈值} = \mu_{\text{瘦肉}}(1+2\sigma)/R \quad (1)$$

[0050] 在其他实施例中,诸如例如形态变换或直方图均衡的算法可以用于在分割之前增强热声吸收图像的对比度。

[0051] 如将认识到的,可以使用存储在存储器中的图像实时或离线地对超声图像和热声图像执行上述图像处理的实施例。

[0052] 尽管热声成像系统被描述为包括被配置成生成RF电磁辐射的短脉冲的RF源,但是本领域技术人员将认识到,在其他实施例中,热声成像系统可以包括可见光源或波长在400nm和10 μ m之间、脉冲持续时间在10皮秒和10微秒之间的红外辐射源。

[0053] 本领域技术人员将认识到,校正的分割的热声吸收图像和声速图可以用于校正二维(B型超声成像)的超声图像。也可以采用其他成像技术,诸如例如A型超声成像、C型超声成像、M型超声成像、多普勒成像和剪切波弹性成像。

[0054] 上面描述的实施例还可以与其中以时间顺序获取图像的成像系统一起使用,以构建感兴趣的体积或区域的时间演化表示。

[0055] 上面描述的实施例也可以与各种治疗疗法一起使用,诸如例如高强度聚焦超声(HIFU)和组织摧毁术。上述实施例可用于在高强度聚焦超声束的波束成形期间为换能器阵列中的每个换能器预先补偿超声波的相位。上述实施例可以指导或监测这些疗法,以确保预期的治疗体积被暴露和治疗。

[0056] 尽管在上文描述的实施例中,热声成像系统和超声成像系统被描述为使用一个或多个超声换能器阵列,但是本领域技术人员将认识到,替代方案是可行的。例如,可以使用单个换能器元件、具有直线或弯曲的一维阵列的超声换能器阵列或者二维超声换能器阵列。另外,可使用凝胶状材料或水囊来使一个或多个超声换能器阵列与感兴趣区域接合。

[0057] 本领域技术人员将认识到,感兴趣区域可以包含一个或多个对象,诸如例如心脏、肾脏、肺、食道、胸腺、乳腺、前列腺、脑、肌肉、神经组织、上皮组织、膀胱、胆囊、肠、肝脏、胰腺、脾脏、胃、睾丸、卵巢、子宫、皮肤和脂肪组织。

[0058] 本领域技术人员将认识到,上述超声图像和热声图像可以是二维的或三维的。

[0059] 尽管热声吸收图像被描述为使用Wang等人公开的方法重建,但是本领域技术人员将认识到,可以使用任何已知的用于重建热声吸收图像的方法。

[0060] 尽管以上参考附图描述了实施例,但是本领域技术人员将认识到,可以在不脱离由所附权利要求限定的本发明的范围的情况下进行变化和修改。

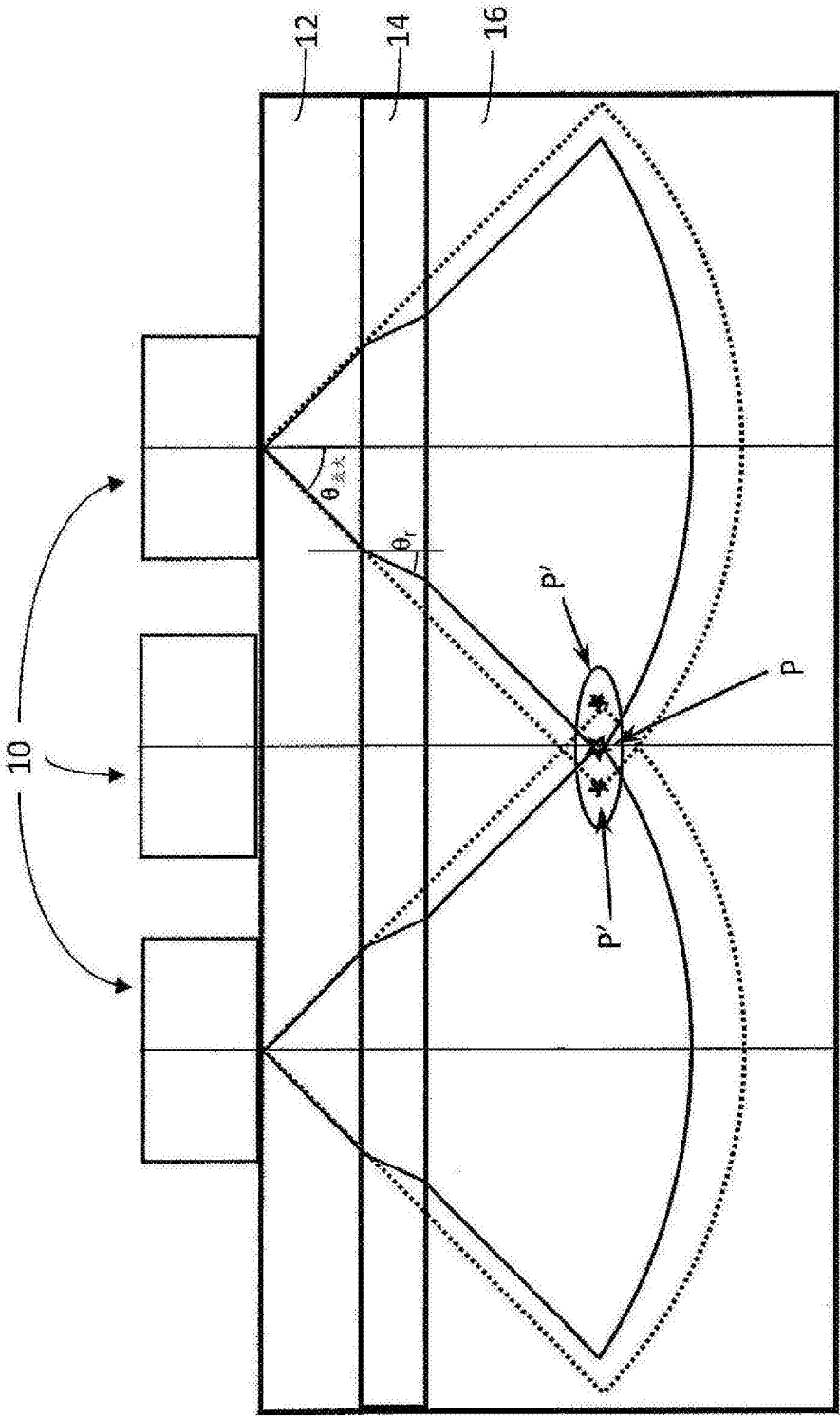


图1

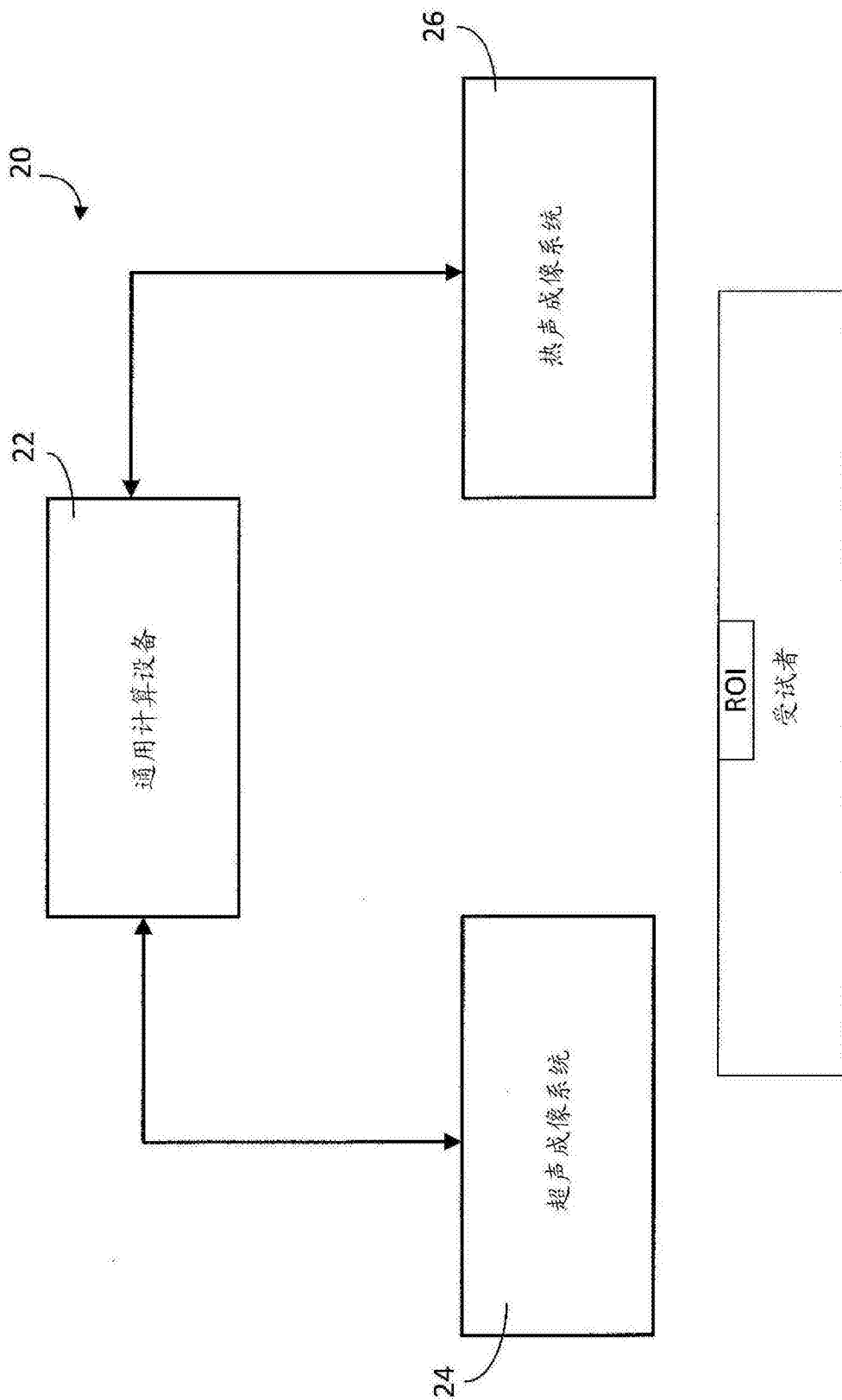


图2

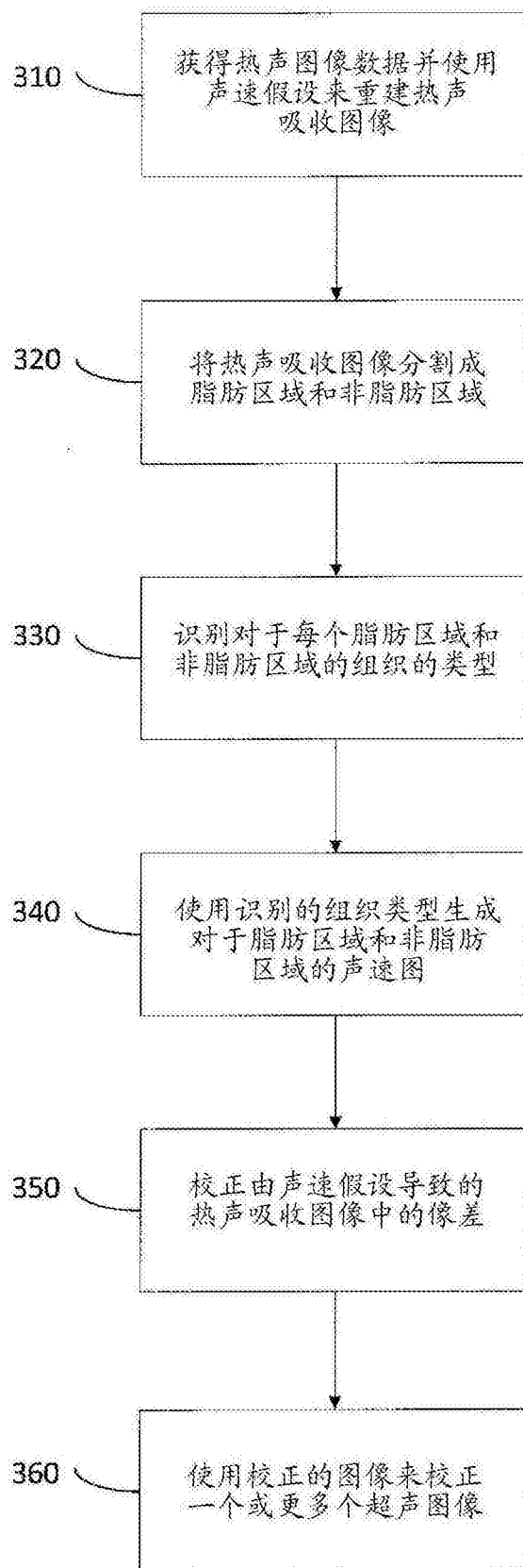


图3

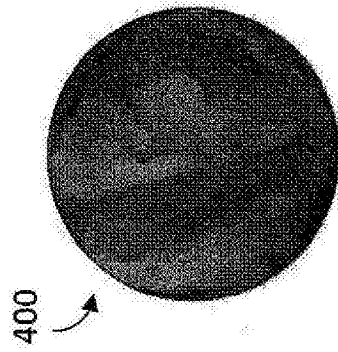


图4A

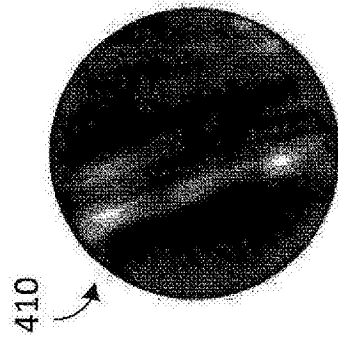


图4B

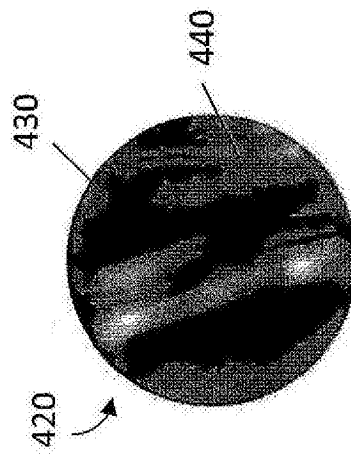


图4C

专利名称(译)	用于校正脂肪引起的像差的方法和系统		
公开(公告)号	CN107613881A	公开(公告)日	2018-01-19
申请号	CN201680032155.0	申请日	2016-07-29
[标]发明人	迈克尔M桑顿 凯托梅纽斯 阿加皮莫多瓦纳吉斯		
发明人	迈克尔·M·桑顿 凯·托梅纽斯 阿加皮·莫多瓦纳吉斯		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/00		
CPC分类号	A61B5/0093 A61B8/4416 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B5/0095 G01S7/52049 G06T7/11 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G16H50/30		
代理人(译)	张瑞		
优先权	62/199355 2015-07-31 US		
其他公开文献	CN107613881B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于校正超声成像中的脂肪引起的像差的方法，包括：将感兴趣区域的热声吸收图像分割成至少一个脂肪区域和至少一个非脂肪区域，通过基于该区域的组织类型向每个区域分配声速来创建声速图，使用所分配的声速来校正分割的热声吸收图像中的像差由此生成校正的热声图像，以及使用校正的热声图像和声速图来校正感兴趣区域的超声图像。

