

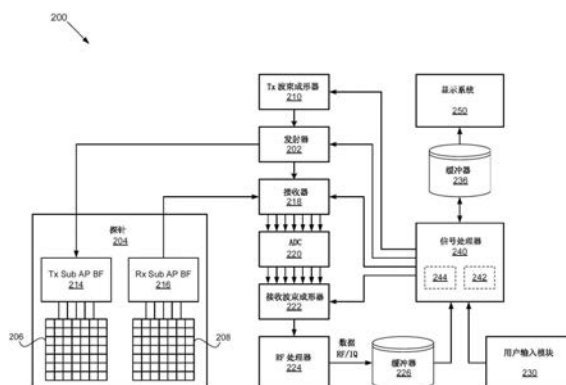


(43)申请公布日 2018.06.29

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书2页 说明书12页 附图3页

提供了用于基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的系统和方法。



1. 一种超声系统, 包括:

探针, 其能够操作为发送超声信号并接收回波超声信号; 和

处理电路, 其能够操作为:

基于经由所述探针捕获的回波超声信号生成对应于超声图像的超声数据集;

处理所述超声数据集;

基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;

为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速; 和

在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收, 其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

2. 根据权利要求1所述的超声系统, 其中, 所述处理电路能够操作为:

处理所述超声数据集以评估与所述超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征; 和

基于所述一个或多个局部特征, 检测与所述超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的所述对应类型的组织。

3. 根据权利要求3所述的超声系统, 其中, 所述一个或多个局部特征包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

4. 根据权利要求1所述的超声系统, 其中:

超声信号的所述发送和/或接收包括利用波束成形; 和

超声信号的发送和/或接收的所述控制包括控制波束成形相关参数或功能, 以考虑所述一个或多个部分中的每一个的所述局部声速。

5. 根据权利要求4所述的超声系统, 其中, 所述处理电路能够操作为在控制所述波束成形相关参数或功能时, 基于所述对应的局部声速对所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

6. 根据权利要求1所述的超声系统, 其中, 所述处理电路能够操作为将基于经由所述探针捕获的回波超声信号生成的超声图像分割成具有恒定声速的区域。

7. 根据权利要求6所述的超声系统, 其中, 所述处理电路能够操作为:

确定由所述分割得到的所述超声图像中的多个区域的折射角; 和

基于所述确定的折射角来调整与超声信号的所述发送和/或接收相关联的波束成形相关功能。

8. 根据权利要求1所述的超声系统, 其中, 所述处理电路能够操作为基于为一个或多个不同类型的组织中的每一个定义对应声速的预编程数据来确定局部声速。

9. 一种方法, 包括:

在超声成像设备中:

基于捕获的回波超声声音信号生成对应于超声图像的超声数据集;

处理所述超声数据集;

基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;

为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速;和

在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

10.一种非暂时性计算机可读介质,其上存储有具有至少一个代码部分的计算机程序,所述至少一个代码段能够由机器执行,用于使所述机器执行包括下列的一个或多个步骤:

基于捕获的回波超声声音信号生成对应于超声图像的超声数据集;

处理所述超声数据集;

基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;

为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速;和

在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

基于超声成像中组织类型的自动检测的可变声速波束成形

技术领域

[0001] 本公开的方面涉及医学成像。更具体地,某些实施例涉及用于基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的方法和系统。

背景技术

[0002] 各种医学成像技术可以诸如用于对人体中的器官和软组织进行成像。医学成像技术的示例包括超声成像、计算机断层扫描(CT)、磁共振成像(MRI)等。在医学成像期间生成图像的方式取决于特定的技术。

[0003] 例如,超声成像使用实时非侵入性高频声波来产生通常在人体内的器官、组织、物体(例如胎儿)的超声图像。在医学成像期间产生或生成的图像可以是二维(2D)、三维(3D)和/或四维(4D)图像(基本上实时/连续的3D图像)。在医学成像期间,成像数据集(包括例如3D/4D成像期间的体积成像数据集)被采集并且用于实时生成和渲染对应的图像(例如,经由显示器)。

[0004] 然而,常规的系统和方法可能不能考虑(或充分和有效地考虑)被成像的区域中的不同类型的组织,导致可能是昂贵的、低效的和/或无效的成像操作。

[0005] 通过参考附图将这些系统与本申请的其余部分中所阐述的本公开的某些方面进行比较,常规和传统方法的进一步的限制和缺点对于本领域技术人员将变得更加显而易见。

发明内容

[0006] 提供了用于基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的系统和方法,基本上如结合至少一个附图所示出和/或描述的,如在权利要求中更全面地阐述的。

[0007] 从下面的描述和附图将更充分地理解本公开的这些和其它优点、方面和新颖特征以及其一个或多个图示的示例性实施例的细节。

[0008] 本发明一方面公开了一种超声系统,包括:探针,其能够操作为发送超声信号并接收回波超声信号;和处理电路,其能够操作为:基于经由所述探针捕获的回波超声信号生成对应于超声图像的超声数据集;处理所述超声数据集;基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织的类型;为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速;和在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

[0009] 优选地,上述超声系统中,处理电路能够操作为:处理所述超声数据集以评估与所述超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;和基于所述一个或多个局部特征,检测与所述超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的所述对应类型的组织。

[0010] 优选地,上述超声系统中,一个或多个局部特征包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

[0011] 优选地,上述超声系统中超声信号的所述发送和/或接收包括利用波束成形;和超声信号的发送和/或接收的所述控制包括控制波束成形相关参数或功能,以考虑所述一个或多个部分中的每一个的所述局部声速。

[0012] 优选地,上述的超声系统中,处理电路能够操作为在控制所述波束成形相关参数或功能时,基于所述对应的局部声速对所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

[0013] 优选地,上述超声系统中,所述处理电路能够操作为将基于经由所述探针捕获的回波超声信号生成的超声图像分割成具有恒定声速的区域。

[0014] 优选地,上述超声系统中,处理电路能够操作为:确定由所述分割得到的所述超声图像中的多个区域的折射角;和基于所述确定的折射角来调整与超声信号的所述发送和/或接收相关联的波束成形相关功能。

[0015] 优选地,上述超声系统中所述处理电路能够操作为基于为一个或多个不同类型的组织中的每一个定义对应声速的预编程数据来确定局部声速。

[0016] 本发明的另一方面还公开了一种方法,包括:在超声成像设备中:基于捕获的回波超声声音信号生成对应于超声图像的超声数据集;处理所述超声数据集;基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速;和在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

[0017] 优选地,上述方法还包括:处理所述超声数据集以评估与所述超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;和基于所述一个或多个局部特征,检测与所述超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的所述对应类型的组织。

[0018] 优选地,上述方法中,所述一个或多个局部特征包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

[0019] 优选地,上述方法中:超声信号的所述发送和/或接收包括利用波束成形;和超声信号的发送和/或接收的所述控制包括控制波束成形相关参数或功能,以考虑所述一个或多个部分中的每一个的所述局部声速。

[0020] 优选地,上述方法还包括:当控制所述波束成形相关参数或功能时,基于所述对应的局部声速对于所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

[0021] 优选地,上述方法还包括将基于经由所述探针捕获的回波超声信号生成的超声图像分割成具有恒定声速的区域。

[0022] 优选地,上述方法还包括:确定由所述分割得到的所述超声图像中的多个区域的折射角;和基于所述确定的折射角来调整与超声信号的所述发送和/或接收相关联的波束成形相关功能。

[0023] 优选地,上述方法还包括基于为一个或多个不同类型的组织中的每一个定义对应声速的预编程数据来确定局部声速。

[0024] 本发明的另一方面还公开了一种非暂时性计算机可读介质,其上存储有具有至少

一个代码部分的计算机程序,所述至少一个代码段能够由机器执行,用于使所述机器执行包括下列的一个或多个步骤:基于捕获的回波超声声音信号生成对应于超声图像的超声数据集;处理所述超声数据集;基于所述超声数据集的所述处理来检测与所述超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;为每种检测到的类型的组织确定对应的局部声速;和在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。

[0025] 优选地,上述非暂时性计算机可读介质,所述一个或多个步骤还包括:处理所述超声数据集以评估与所述超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;和基于所述一个或多个局部特征,检测与所述超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的所述对应类型的组织。

[0026] 优选地,上述非暂时性计算机可读介质,其中:超声信号的所述发送和/或接收包括利用波束成形;和超声信号的发送和/或接收的所述控制包括控制波束成形相关参数或功能,以考虑所述一个或多个部分中的每一个的所述局部声速。

[0027] 优选地,上述非暂时性计算机可读介质,所述一个或多个步骤还包括:当控制所述波束成形相关参数或功能时,基于所述对应的局部声速对于所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

附图说明

[0028] 图1是示出支持基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的示例性医学成像系统的框图。

[0029] 图2是示出支持基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的示例性超声波的框图。

[0030] 图3示出了对于利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形进行超声成像而可以执行的示例性步骤的流程图。

具体实施方式

[0031] 根据本公开的各种实施方式可以涉及基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形。

[0032] 根据本公开的示例性超声系统可以包括:探针,其可操作为发送超声信号并接收回波超声信号;以及处理电路,其可操作为:基于经由探针捕获的回波超声信号生成对应于超声图像的超声数据集;处理超声数据集;基于超声数据集的处理来检测与超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联的组织类型;为每个检测到的类型的组织确定对应的局部声速;以及在随后的成像操作期间基于确定的局部声速来控制超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。可以基于预编程数据来确定局部声速,该数据为一种或多种不同类型的组织中的每一个限定对应的声速。

[0033] 在示例性实施方式中,超声系统可以可操作为识别解剖特征并且使用基于深度学习和/或神经网络的模型来确定一个或多个成像参数或设置。基于深度学习和/或神经网络

的模型是预先训练的,以用于辨认一个或多个解剖特征。基于深度学习和/或神经网络的模型是预先训练的,以用于为每个辨认的解剖特征选择一个或多个成像优化参数或设置。基于深度学习和/或神经网络的模型基于来自一个或多个用户的反馈数据被配置和/或更新,反馈数据与特定解剖特征的辨认和/或优化成像有关。基于深度学习和/或神经网络的模型和/或对基于深度学习和/或神经网络的模型的更新被导入到超声系统中。

[0034] 在示例性实施方式中,处理电路可以可操作为:处理超声数据集以评估与超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;并且基于所述一个或多个局部特征来检测与超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的组织对应类型。所述一个或多个局部特征可以包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

[0035] 在示例性实现中,超声系统中的超声信号的发送和/或接收包括利用波束成形,并且控制超声信号的发送和/或接收包括控制波束成形相关参数或功能以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速。在一些情况下,处理电路可以可操作为:当控制波束成形相关参数或功能时,基于对应的局部声速对于所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

[0036] 在示例性实施方式中,处理电路可以可操作为将基于经由探针捕获的回波超声信号生成的超声图像分割成具有恒定声速的区域。在一些情况下,处理电路可以可操作为确定由分割得到的超声图像中的多个区域的折射角,并且基于所确定的折射角来调整与超声信号的发送和/或接收相关联的波束成形相关功能。

[0037] 根据本公开的示例性方法可以包括,在超声成像设备中:基于捕获的回波超声声音信号生成对应于超声图像的超声数据集;处理超声数据集;基于超声数据集的处理来检测与超声图像的一个或多个部分中的每一个相关联组织的类型;为每个检测到的类型的组织确定对应的局部声速;以及基于确定的局部声速来控制随后的成像操作期间的超声信号的发送和/或接收,其中所述控制包括设置参数或进行调整以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速中的至少一个。可以基于预编程数据来确定局部声速,该预编程数据为一个或多个不同类型的组织中的每一个限定对应的声速。

[0038] 在示例性实施方式中,该方法包括:处理超声数据集以评估与超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;以及基于所述一个或多个局部特征来检测与超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联组织的对应类型。所述一个或多个局部特征可以包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

[0039] 在示例性实施方式中,超声信号的发送和/或接收包括利用波束成形;并且控制超声信号的发送和/或接收包括控制波束成形相关参数或功能以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速。在一些情况下,该方法包括:当控制波束成形相关参数或功能时,基于对应的局部声速对于所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

[0040] 在示例性实施方式中,该方法包括将基于经由探针捕获的回波超声信号生成的超声图像分割成具有恒定声速的区域。在一些情况下,该方法还包括:确定由分割得到的超声图像中的多个区域的折射角;以及基于所确定的折射角来调整与超声信号的发送和/或接收相关联的波束成形相关功能。

[0041] 根据本公开的示例性非暂时性计算机可读介质可以在其上存储有具有至少一个代码段的计算机程序,所述至少一个代码段可由机器执行以使机器执行一个或多个步骤,所述步骤包括:基于特定成像技术在医学成像期间自动识别(例如,不需要用户的任何输入)根据基于深度学习和/或神经网络的模型被成像的区域中的解剖特征;基于解剖特征的识别并使用基于深度学习和/或神经网络的模型,自动确定(例如,不需要用户的任何输入)一个或多个成像参数或设置,以用于优化所识别的解剖特征的成像质量;基于所确定的一个或多个成像参数或设置来配置与所述医学成像相关的操作和/或功能;基于该配置采集对应于被成像区域的医学成像数据集;以及基于对所述医学成像数据集的处理而生成用于渲染的一个或多个医学图像。

[0042] 在示例性实施方式中,在机器中执行的一个或多个步骤可以包括:处理超声数据集以评估与超声图像的一个或多个部分相对应的一个或多个局部特征;以及基于所述一个或多个局部特征来检测与超声图像的所述一个或多个部分中的每一个相关联的组织对应类型。所述一个或多个局部特征可以包括斑点图案、斑点大小、斑点形状、最大强度、平均强度、对比度和相邻像素之间的互相关中的至少一个。

[0043] 在示例性方式中,超声信号的发送和/或接收包括利用波束成形;并且控制超声信号的发送和/或接收包括控制波束成形相关参数或功能以考虑所述一个或多个部分中的每一个的局部声速。在一些情况下,在机器中执行的所述一个或多个步骤可以包括:当控制波束成形相关参数或功能时,基于对应的局部声速对于所述一个或多个部分中的每一个确定并应用时间延迟。

[0044] 当结合附图阅读时,将更好地理解以上发明内容以及某些实施例的下面的详细描述。附图在某种程度上示出了各种实施例的功能框图,这些功能框未必表示硬件电路之间的划分。因此,例如,功能框中的一个或多个(例如,处理器或存储器)可以被实现为单件硬件(例如,通用信号处理器或随机存取存储器的一区块、硬盘驱动器等)或多件硬件中。类似地,程序可以是独立式程序,可以作为子例程并入操作系统中,可以在安装的软件包中起作用,等等。应了解各种实施例并不限于附图所示的布置和手段。还应当理解,可以组合实施例,或者可以使用其他实施例,并且可以在不脱离各种实施例的范围的情况下进行结构、逻辑和电学上的改变。因此,不应以限制性意义来进行以下详细说明,并且由所附权利要求及其等同物来限定本发明的范围。

[0045] 如本说明书所使用,以单数形式叙述并且跟在词语“一”或“一个”后的元件或步骤应理解为不排除复数个所述元件或步骤,除非明确陈述此类排除。此外,对“实施例”、“一个实施例”、“代表性实施例”、“示例性实施例”、“各种实施例”、“某些实施例”等的引用不旨在被解释为排除存在也包括所述特征的附加实施例。此外,除非相反地明确说明,“包含”、“包括”或“具有”带有特定性质的元件或多个元件的实施例可包括不带有该性质的附加元件。

[0046] 此外,如本说明书所用,短语“像素”还包括其中数据由“体素”表示的实施例。因此,术语“像素”和“体素”两者可以在本说明书全文中互换使用。

[0047] 同样如本说明书所用,术语“图像”广义地指可视图像和表示可视图像的数据。然而,许多实施例生成(或被配置成生成)至少一个可视图像。此外,关于超声成像,如本说明书所用,短语“图像”用于表示诸如B模式、CF模式和/或CF的子模式的超声模式,所述子模式为诸如TVI、Angio、B-flow、BMI、BMI_Angio,并且在某些情况下还有MM、CM、PW、TVD、CW,其中

“图像”和/或“平面”包括单个波束或多个波束。

[0048] 此外,如本说明书所用,术语处理器或处理单元是指可以执行所需计算的任何类型的处理单元,诸如单核或多核:CPU、图形板、DSP、FPGA、ASIC或其组合。

[0049] 应当注意,生成或形成图像的本说明书描述的各种实施例可以包括用于形成图像的处理,其在一些实施例中包括波束成形,并且在其他实施例中不包括波束成形。例如,可以在不使用波束成形的情况下形成图像,诸如通过将解调数据的矩阵乘以系数矩阵,使得乘积是图像,并且其中该过程不形成任何“波束”。另外,可以使用可能源自多于一个传输事件(例如,合成孔径技术)的信道组合来执行图像的形成。

[0050] 在各种实施例中,可以例如在软件、固件、硬件或其组合中执行用于形成图像的成像处理,包括可视化增强。

[0051] 图1是示出支持基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的示例性医学成像系统的框图。图1中示出了示例性医学成像系统100。

[0052] 医学成像系统100包括用于支持医学成像的合适的硬件、软件或其组合,其使得能够获得用于在医学成像检查期间生成和/或渲染图像的数据。这可能需要以特定方式捕获特定类型的数据,该数据反过来又可以用于生成用于图像的数据。例如,医学成像系统100可以是配置为用于生成和/或渲染超声图像的超声系统。结合图2更详细地描述可以对应于医学成像系统100的超声系统的示例性实施方式。

[0053] 如图1所示,医学成像系统100可以包括探针112和显示/控制单元114,该探针可以是便携式和可移动的。探针112可以用于生成和/或捕获特定类型的信号(或与之对应的数据),诸如通过在患者身体(或其一部分)上移动。例如,在医学成像系统100为超声系统的情况下,探针112可以发射超声信号并捕获回波超声图像。

[0054] 显示/控制单元114可以用于显示图像(例如,经由屏幕116)。此外,显示/控制单元114还可以支持用户输入/输出。例如,除了图像之外,显示/控制单元114还可以(例如,经由屏幕116)提供用户反馈(例如,与系统、其功能、其设置等有关的信息)。显示/控制单元114还可以支持用户输入(例如,经由用户控制器118),诸如以允许控制医学成像。用户输入可涉及控制图像的显示、选择设置、指定用户偏好、请求反馈等。

[0055] 在操作中,医学成像系统100可以用于在医疗检查期间生成和呈现(例如,渲染或显示)图像,和/或用于支持与其结合的用户输入/输出。图像可以是2D、3D和/或4D图像。在医学成像系统100中执行以促进图像的生成和/或呈现的特定操作或功能取决于系统的类型——也就是说,获得和/或生成对应于所述图像的数据的方式。例如,在超声成像中,数据基于发射的超声信号和回波超声信号,如结合图2更详细描述的。

[0056] 在根据本公开的各种实施方式中,超声成像系统(诸如,当被实现为超声成像系统时的医学成像系统100)可以被配置成支持和/或利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形。在该方面,现有的超声系统通常利用单个和通用音频速度(,1540m/s)并且被配置成基于该单个和通用音频速度操作,而不考虑被成像的区域中的组织的实际类型。然而,声音在不同的组织类型(例如,肌肉、脂肪、皮肤、结缔组织等)中可能具有不同的速度,并且可以通过使用和/或考虑这种不同的声速来改善和优化超声成像——也就是说,实际的局部速度对应于每种特定类型的组织。因此,在各种示例性实施方式中,可以确定或估计声音的局部速度,然后在超声成像期间使用。

[0057] 例如,可以基于对图像的某些局部性质(例如,斑点图案、强度、对比度等)的分析以及基于这些定量特征的组织类型(和因此对应的局部声速)的后续辨识来估计局部声速。可以针对各种特定组织类型预先确定局部声速,并且当需要/请求时,例如当在主动成像期间识别对应类型的组织时,可以将这些预先确定值存储到系统中(或提供给系统)。

[0058] 图2是示出支持基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的示例性超声波的框图。图2中示出了超声系统200。

[0059] 超声系统200可以包括用于提供超声成像的合适部件(物理设备、电路等)。超声系统200可以在超声成像使用场景中对应于图1的医学成像系统100。超声系统200包括例如发射器202、超声探针204、发射波束成形器210、接收器218、接收波束成形器222、RF处理器224、RF/IQ缓冲器226、用户输入模块230、信号处理器240、图像缓冲器236和显示系统250。

[0060] 发射器202可以包括可以可操作为驱动超声探针204的合适电路。发射器202和超声探针204可以被实现和/或配置成用于一维(1D)、二维(2D)、三维(3D)和/或四维(4D)超声扫描。超声探针204可以包括压电元件的一维(1D、2.25D、2.5D或2.75D)阵列或二维(2D)阵列。例如,如图2所示,超声探针204可以包括通常构成相同元件的一组发射换能器元件206和一组接收换能器元件208。发射器202可以由发射波束成形器210驱动。

[0061] 发射波束成形器210可以包括合适的电路,该电路可以可操作为控制发射器202,发射器202通过发射子孔径波束成形器214驱动一组发射换能器元件206,以将超声波发射信号发射到感兴趣的区域(例如,人、动物、地下腔体、物理结构等)中。在该方面,一组发射换能器元件206可以被激活以发送超声信号。超声信号可以包括例如以脉冲重复频率(PRF)反复激发的脉冲序列,脉冲重复频率通常可以在千赫兹范围内。脉冲序列可以聚焦在具有相同发射特性的相同发射焦点位置处。聚焦在相同发射焦点位置处的一系列发射激发可以称为“包”。

[0062] 发送的超声信号可以从感兴趣的对象中的结构(如组织)反向散射以产生回波。回波由接收换能器元件208接收。超声探针204中的一组接收换能器元件208可以可操作为将接收到的回波转换为模拟信号,通过接收子孔径波束成形器216进行子孔径波束成形,然后传送到接收器218。

[0063] 接收器218可以包括合适的电路,其可以可操作为接收和解调来自探针换能器元件或接收子孔径波束成形器216的信号。解调的模拟信号可以被通信到多个A/D转换器(ADC)220中的一个或多个。

[0064] 多个A/D转换器220中的每一个可以包括合适的电路,其可以可操作为将模拟信号转换成对应的数字信号。在这方面,多个A/D转换器220可以被配置成将来自接收器218的解调的模拟信号转换成对应的数字信号。多个A/D转换器220设置在接收器218和接收波束成形器222之间。尽管如此,本公开并不限于此。因此,在一些实施例中,多个A/D转换器220可以集成在接收器218内。

[0065] 接收波束成形器222可以包括合适的电路,其可以可操作为执行数字波束成形处理,以例如将从多个A/D转换器220接收的延迟的信道信号求和并输出波束求和信号。所得到的经处理的信息可以被转换回对应的RF信号。从接收波束成形器222输出的对应的输出RF信号可以被通信到RF处理器224。根据一些实施例,接收器218、多个A/D转换器220和波束成形器222可以被集成到单个波束成形器中,该波束成形器可以是数字的。

[0066] RF处理器224可以包括可以可操作为解调RF信号的合适的电路。在一些情况下,RF处理器224可以包括复用解调器(未示出),其可操作为解调RF信号以形成可以代表对应回波信号的同相和正交(IQ)数据对(例如,B模式数据对)。然后,可以将RF(或IQ)信号数据通信到RF/IQ缓冲器226。

[0067] RF/IQ缓冲器226可以包括合适的电路,其可以可操作为提供RF处理器224的输出的临时存储,该输出为例如由RF处理器224生成的RF(或IQ)信号数据。

[0068] 用户输入模块230可以包括合适的电路,其可以可操作为使得能够获得或提供到超声系统200的输入,以用于超声系统的操作。例如,用户输入模块230可以用于输入患者数据、手术器械数据、扫描参数、设置、配置参数、改变扫描模式等。在示例性实施例中,用户输入模块230可以可操作为配置、管理和/或控制超声系统200中的一个或多个部件和/或模块的操作。在该方面,用户输入模块230可以可操作为配置、管理和/或控制发射器202、超声探针204、发射波束成形器210、接收器218、接收波束成形器222、RF处理器224、RF/IQ缓冲器226、用户输入模块230、信号处理器240、图像缓冲器236和/或显示系统250。

[0069] 信号处理器240可以包括合适的电路,其可以可操作为处理超声扫描数据(例如,RF和/或IQ信号数据)和/或生成对应的超声图像,诸如用于在显示系统250上呈现。信号处理器240可操作为根据所采集的超声扫描数据上的多个可选择的超声波模态执行一个或多个处理操作。在一些情况下,信号处理器240可以可操作为执行复合、运动跟踪和/或斑点跟踪。随着B模式回波信号被接收,采集的超声扫描数据可以被实时地处理,例如在B模式扫描会话期间。另外或替代地,超声扫描数据可以在扫描会话期间临时存储在RF/IQ缓冲器226中,并且在实时或离线操作中以不太实时的方式处理。

[0070] 在操作中,超声系统200可以用于生成包括二维(2D)、三维(3D)和/或四维(4D)图像的超声图像。在该方面,超声系统200可以可操作为连续地采集处于特定帧速率的超声扫描数据,该帧速率可适合于所讨论的成像状况。例如,帧速率可以在20-70之间,但可以更低或更高。所采集的超声扫描数据可以以与帧速率相同的显示速率、或者更慢或更快地显示在显示系统250上。图像缓冲器236被包括以用于存储未被安排为立即被显示的、所采集的超声扫描数据的经处理的帧。优选地,图像缓冲器236具有足够的容量来存储至少几秒价值的超声扫描数据帧。超声扫描数据的帧以便于根据其采集的顺序或时间进行检索的方式存储。图像缓冲器236可以被实现为任何已知的数据存储介质。

[0071] 在一些情况下,超声系统200可以被配置成支持基于灰度和颜色的操作。例如,信号处理器240可以可操作为执行灰度B模式处理和/或颜色处理。灰度B模式处理可以包括处理B模式RF信号数据或IQ数据对。例如,灰度B模式处理可以使得能够通过计算量 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 来形成波束求和接收信号的包络。包络可以经过附加的B模式处理,诸如对数压缩,以形成显示数据。显示数据可以转换为X-Y格式以用于视频显示。扫描转换的帧可以映射到灰度以进行显示。B模式帧被提供到图像缓冲器236和/或显示系统250。颜色处理可以包括处理基于颜色的RF信号数据或IQ数据对以形成用以在B模式帧上覆盖的帧,其被提供给图像缓冲器236和/或显示系统250。灰度和/或颜色处理可以基于用户输入(例如,来自用户输入模块230的选择)b适应地调整,例如以用于增强特定区域的灰度和/或颜色。

[0072] 在一些情况下,超声成像可以包括生成和/或显示体积超声图像,即,对象(例如,器官、组织等)被三维3D显示的情况。在该方面,通过3D(和类似地4D)成像,可以采集体积超

声数据集,其包括对应于成像物体的体素。这可以例如通过以不同的角度发送声波而不是简单地在一个方向(例如,一直向下)发送它们、然后捕获它们的反射回波来完成。然后捕获并处理(例如,经由信号处理器240)的(以不同角度的发送的)返回的回波,以生成对应的体积数据集,该数据集反过来又可以被使用(例如,经由信号处理器240中的3D渲染模块242)以创建和/或显示体积(例如,3D)图像,诸如经由显示器250。这可能需要使用特定的处理技术来提供期望的3D感知。

[0073] 例如,体积渲染技术可以用于显示体积(例如,3D)数据集的投影(例如,2D投影)。在该方面,渲染3D数据集的2D投影可以包括相对于正在显示的对象设置或定义空间中的感知角度,然后定义或计算对于数据集中的每个体素的必要信息(例如,不透明度和颜色)。这可以例如使用用于定义每个体素的RGBA(红、绿、蓝和 α)值的合适的传递功能来完成。

[0074] 在根据本公开的各种实施方式中,超声系统200可以被配置成支持基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形。特别地,超声系统200可以被配置成评估被成像的区域以识别其中的不同类型的组织,然后基于对应于每种所辨识的类型的组织中的每一个的声音的实际局部速度来执行超声成像。在该方面,如上所述,声音在不同的组织类型(例如,肌肉、脂肪、皮肤、结缔组织等)中可能具有不同的速度。因此,可以通过使用和/或考虑对应于每个特定类型的组织的实际局部速度来增强超声图像的质量。在该方面,在超声成像中,图像质量,特别是横向分辨率和对比度,至少部分地取决于基于其获得的发射和接收波束成形过程和数据。

[0075] 可以基于对成像区域中的局部声速的认识(和使用)来实现改进特定的横向分辨率和对比度,从而提高整体图像质量。现有的系统和/或方法可能根据人体内通用的声速的错误假设来实现,从而导致较差的图像质量。在该方面,现有系统和方法中的超声波束成形过程被配置成(例如,使用经调整的时间延迟)基于单个恒定的声速,通常为1540m/s的通用声速。然而,不同的组织由于其变化的机械性质而具有变化的声速(例如,脂肪中的1450m/s、皮肤和结缔组织中的1613m/s等)。假设的通用声速与实际的一个或多个)局部声速之间的声速变化可能导致生成的图像中的不正确的聚焦和/或增加的杂波。

[0076] 因此,通过在基于成像区域中的组织类型的实际局部声速的超声成像(例如,波束成形过程)中准确地和局部地知道并使用声音的速度,可以提高超声图像质量。例如,超声系统200中的发射和接收波束成形过程可以被配置成适应声速的局部变化。以这种方式配置超声成像(特别是诸如在这种超声成像期间使用的波束成形过程)将产生具有更高对比度和分辨率的完美聚焦图像。此外,可以纠正图像的几何形状。这允许更精确的测量。这可能与特定类型的患者(例如,肥胖患者)和/或特定区域的检查(例如,乳房成像)特别相关。

[0077] 在示例性实施方式中,超声系统(例如,超声系统200)可以被配置成诸如基于对经由超声成像获得的图像的某些局部性质和/或特征(例如,斑点图案、斑点大小和形状、强度(包括最大和平均强度)、对比度、相邻像素之间的互相关性以及其它更高阶统计性质等)的分析来确定或估计局部声速(例如,经由信号处理器240中的声速控制模块244),以便从这些定量特征辨识组织类型(和因此对应的局部声速)。然后可以使用这些局部的声速来优化超声成像——例如,在调整发射和接收波束成形中的时间延迟模式过程中,即应用于每个接收的信道信号的时间延迟,这些信道信号被求和以获得合并的波束成形的接收信号,从而提高图像质量。各种组织类型的声速可以预先存储到系统中(例如,在信号处理器240内、

在存储器设备(未示出)等中),并且在需要时被访问和使用——例如,当在主动成像期间识别对应类型的组织时。

[0078] 由于处理速度和实现简单性(要求对已经使用的硬件的非常小的(如果有的话)的改变),以这种方式检测组织类型——即仅基于局部特征的分析而不是所采集的图像/体积的完全检测或分割,是有利的。例如,该技术可以使用标准的延迟求和波束成形器。通过调整图像分析已经完成后各个信道的延迟时间,可以增强图像。此外,基于局部特征分析获得的数据可以进一步用于其他目的,诸如器官或病理缺陷的检测和分割。

[0079] 在示例性实施方式中,超声系统(例如,超声系统200)可以被配置成:通过将图像细分为任意数量的部分,然后对所述部分分别单独地进行分析,以确定与图像的每个部分相关联的组织类型来执行(例如,经由信号处理器240的声速控制模块244)对局部图像特征的分析,以识别图像的特定部分中的组织类型。例如,可以使用滑动窗口来扫描图像中的不同部分,以识别与每个部分相关联的组织类型。可以基于与不同组织类型中的每一个相关联的局部特征的知识来确定或检测组织类型。基于不同组织类型中声速的知识,可以估计在图像的每个单独部分中的局部声速。不同组织的局部特征可以预编程到系统中。替代地,系统可以被配置成自适应地确定(并存储)这些局部特征,例如在单独的学习过程中。例如,当对已经确定的组织类型成像(例如,基于用户输入,当在已知组织类型上执行测试图像等)时,对应图像的局部特征可以被评估并被存储以供将来使用。可以以各种方式获得与不同组织类型相关联的实际声速。例如,人体中主要组织类型的声速可能是众所周知的,因此可以预编程到系统中。此外,在一些情况下,可以诸如基于系统的实际使用调整预编程声速。

[0080] 在示例性实施方式中,基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形的自适应调整可以被配置成迭代过程。例如,在第一次迭代中,可以在第一次迭代中使用通用的声速(例如,1540m/s),以使用已知的波束成形方案来构建图像。然后,可以分析波束成形图像的局部特征,并且可以根据检测到的声速来调整波束成形过程中的时间延迟。使用这些调整的时间延迟,可以在第二次迭代中获得图像。该第二图像可能将具有更高的图像质量。可选地,可以使用两次以上的迭代来进一步改善图像。

[0081] 在示例性实施方式中,可以使用检测到的局部声速(例如,经由信号处理器240)将图像分割成具有恒定声速的区域。例如,通过知道区域边界的法线,可以计算折射角度。然后可以将该数据并入波束成形过程中以进一步增强图像。

[0082] 在其他示例性实施方式中,可以使用其他技术来辨识正在成像的区域中的不同类型的组织和/或用于自适应地调整超声成像操作以考虑局部声速中的变化。例如,通过省略图像分析(例如,包括如上所述的局部特征的分析),并且替代地计算换能器的各个元件的射频(RF)信号之间的相关性,可以解决由于成像区域中的变化的声速引起的图像质量的劣化。然后可以选择波束成形过程中的时间延迟,使得这些相关性最小化。然而,这种方法要求所有元素数据均可用于处理器。此外,该方法可能需要改变波束成形过程和用于其的部件。此外,可能需要图像平面中的特色特征来执行计算,诸如点源。这在现实世界的成像情况下可能不可用。另外,这种方法通常假设在组织和换能器之间有单一的扭曲层(而对于如上所述基于图像分析的方法,可以在图像中的每个分析窗口中估计声速)。在另一种方法中,可以使用图像分析,但是基于机器学习技术来实现器官识别。在这种方法中,可以基于

先前生成的图像,使用学习算法获取关于器官特征(例如,形状和纹理)的知识,然后将该知识应用于新图像以检测器官(并且因此从与每个器官相关联的组织类型的知识确定组织的类型)。然而,这种方法与上述方法相比需要更多的处理,而上述方法仅需要分析局部纹理特征,并且因此可以更容易实现,更快速且处理量更小。在另一种方法中,可以使用图像的盲或非盲去卷积,对于不同的声速使用不同的内核。这种方法通常需要某一方式来自自动确定图像质量并选择最佳去卷积内核。然而,这种方法可能很慢,并且需要在全局和整个图像上工作。

[0083] 图3示出了对于利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形进行超声成像而可以执行的示例性步骤的流程图。在图3中示出的是流程图300,其包括多个示例性步骤(表示为框302-312),这些步骤可以在合适系统(例如,图2的系统200)中执行,以用于利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形执行超声成像。

[0084] 图3示出了对于利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形进行超声成像可以执行的示例性步骤的流程图。在图3中示出的是流程图300,其包括多个示例性步骤(表示为框302-312),这些步骤可以在合适系统(例如,图2的系统200)中执行,以用于利用基于组织类型的自动检测的可变声速波束成形执行超声成像。

[0085] 在开始步骤302中,可以设置系统,并且可以启动操作。

[0086] 在步骤304中,可以获得超声图像数据集(例如,基于用于成像区域的所有部分的单个通用声速,诸如1540m/s)。

[0087] 在步骤306中,可以处理所获得的超声图像数据集(例如,使用如上所述的基于局部特征的图像分析)来确定与成像区域的每个部分相关联的对应的器官和/或组织类型。

[0088] 在步骤308中,可以基于在上一步确定的与每个部分相关联的对应的器官或组织类型来确定与成像区域的每个部分相关联的局部声速(即,成像区域的不同部分中的声速的局部变化)。可以基于限定特定组织类型的速度的预编程数据来确定局部声速。

[0089] 在步骤310中,可以基于成像区域中的不同部分的声速的确定的局部变化来配置超声发送和/或接收相关功能。例如,对于基于波束成形的操作,可以为每一个信道信号计算时间延迟,其中每个时间延迟基于与成像数据中的对应部分相关联的局部声速来确定。

[0090] 在步骤312中,可以基于新的配置来执行超声成像操作。

[0091] 如本说明书所用,术语“电路”是指物理电子部件(例如,硬件)以及可以配置硬件、由硬件执行或者与以其他方式与硬件相关联的任何软件和/或固件(“代码”)。如本说明书所用,例如,特定的处理器和存储器当执行一个或多个第一代码行时可以包括第一“电路”,并且当执行一个或多个第二代码行时可以包括第二“电路”。如本说明书所用,“和/或”是指通过“和/或”连接的列表中的任何一个或多个项目。作为示例,“x和/或y”表示三元素集合 $\{(x), (y), (x, y)\}$ 中的任何元素。换句话说,“x和/或y”表示“x和y中的一个或两者”。作为另一示例,“x、y和/或z”表示七元素集合 $\{(x), (y), (z), (x, y), (x, z), (y, z), (x, y, z)\}$ 中的任何元素。换句话说,“x、y和/或z”表示“x、y和z中的一个或多个”。如本说明书所用,术语“框”和“模块”是指可以由一个或多个电路执行的功能。如本说明书所用,术语“示例性”表示用作非限制性示例、实例或图示。如本说明书所用,术语“例如”和“如”列出了一个或多个非限制性示例、实例或图示的列表。如本说明书所用,只要电路包括用以执行一功能所需的硬件(和代码,如果需要的话),该电路就“可操作为”执行该功能,而不管该功能的执行是否被禁

用或未启用(例如,通过一些用户可配置的设置、工厂修正等)。

[0092] 本发明的其他实施例可以提供一种非暂时性计算机可读介质和/或存储介质,和/或非暂时性机器可读介质和/或存储介质,其上存储有机器代码和/或计算机程序,该机器代码和/或计算机程序具有可由机器和/或计算机执行的至少一个代码段,从而使机器和/或计算机执行如本说明书所述的过程。

[0093] 因此,本公开可以在硬件、软件、或硬件和软件的组合中实现。本发明可以以集中方式在至少一个计算系统中实现,或者以不同元件分布在多个互连的计算系统中的分布方式实现。适用于执行本说明书所述方法的任何类型的计算系统或其他装置都是适合的。硬件和软件的典型组合可以是具有这样的计算程序或其他代码的通用计算系统:该程序或代码在被加载和执行时控制计算系统,使得其执行本说明书所述的方法。另一典型可以包括专用集成电路或芯片。

[0094] 根据本公开的各种实施例也可以嵌入到计算机程序产品中,该计算机程序产品包括能够实现本说明书描述的方法的所有特征,并且当被加载到计算机系统中时能够执行这些方法。在本上下文中的计算机程序是指一组指令的任何语言、代码或符号的任何表达,其旨在使具有信息处理能力的系统直接地或在以下任一或两者之后执行特定功能:a)转换为另一种语言、代码或符号;b)以不同的材料形式复制。

[0095] 虽然已经参考某些实施例描述了本发明,但是本领域技术人员将会理解,在不脱离本发明的范围的情况下,可以进行各种改变并且可以替换等同物。此外,可作出许多修改以使特定情况或材料适应本发明的教导而不脱离其范围。因此,本发明并不旨在局限于所公开的特定实施例,本发明将包括落入所附权利要求范围内的所有实施例。

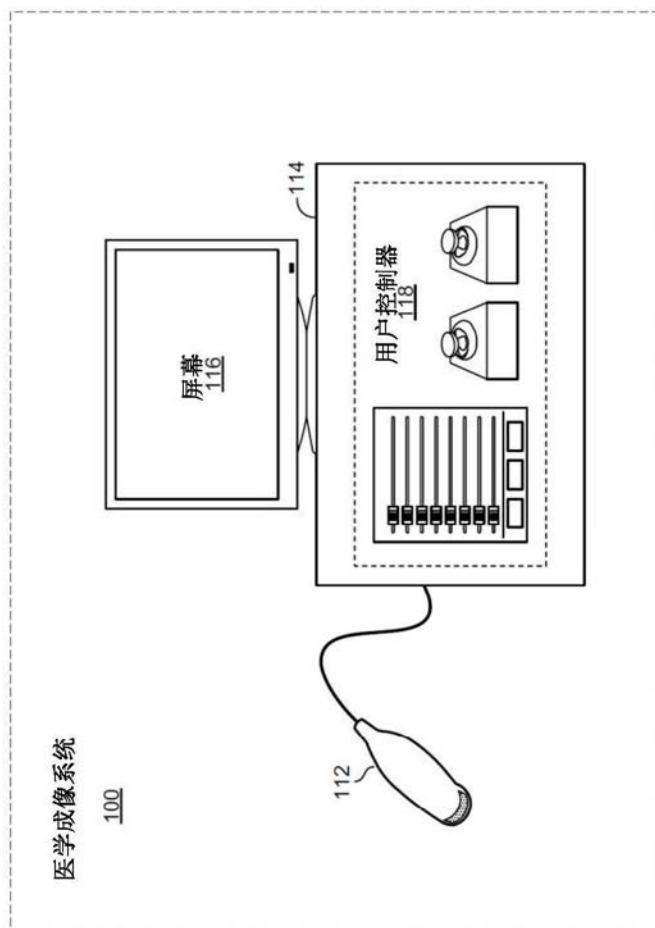


图1

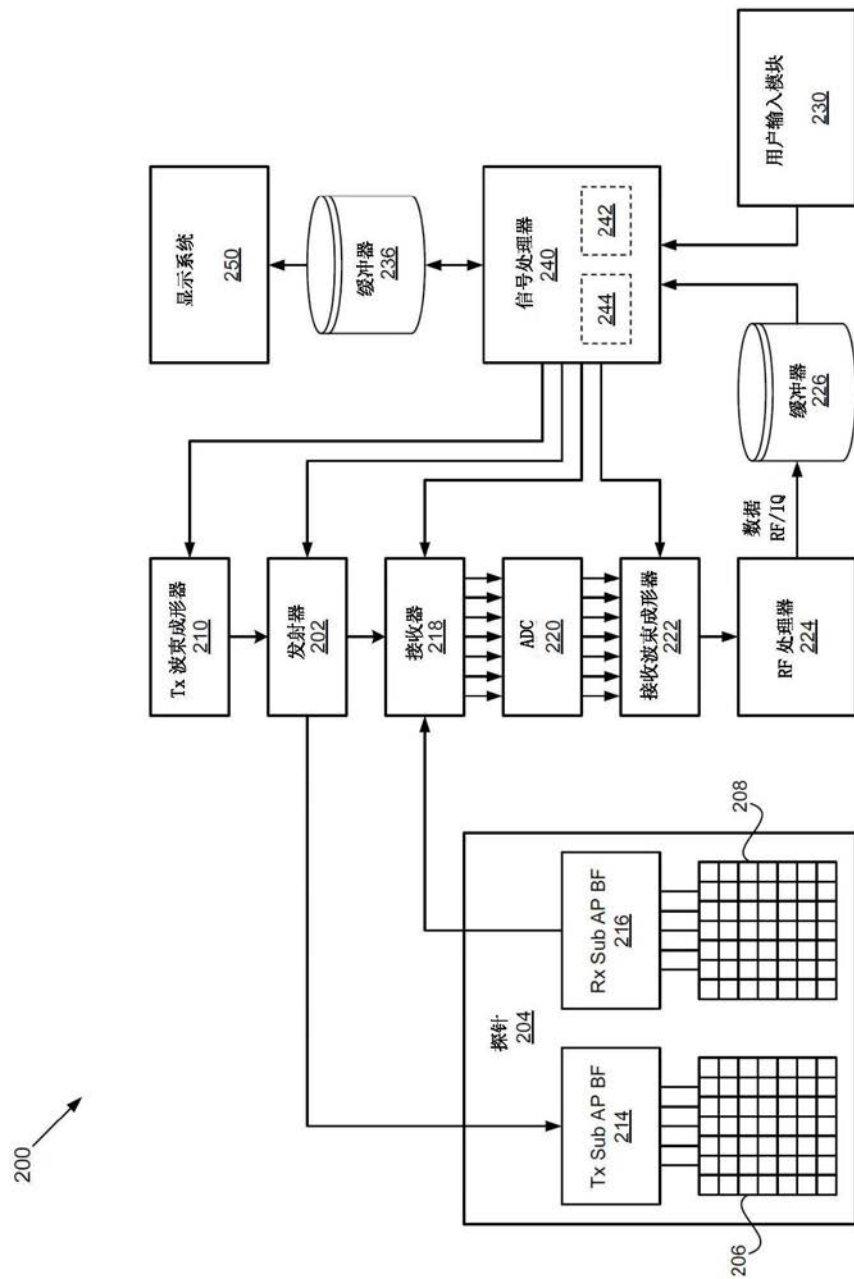


图2

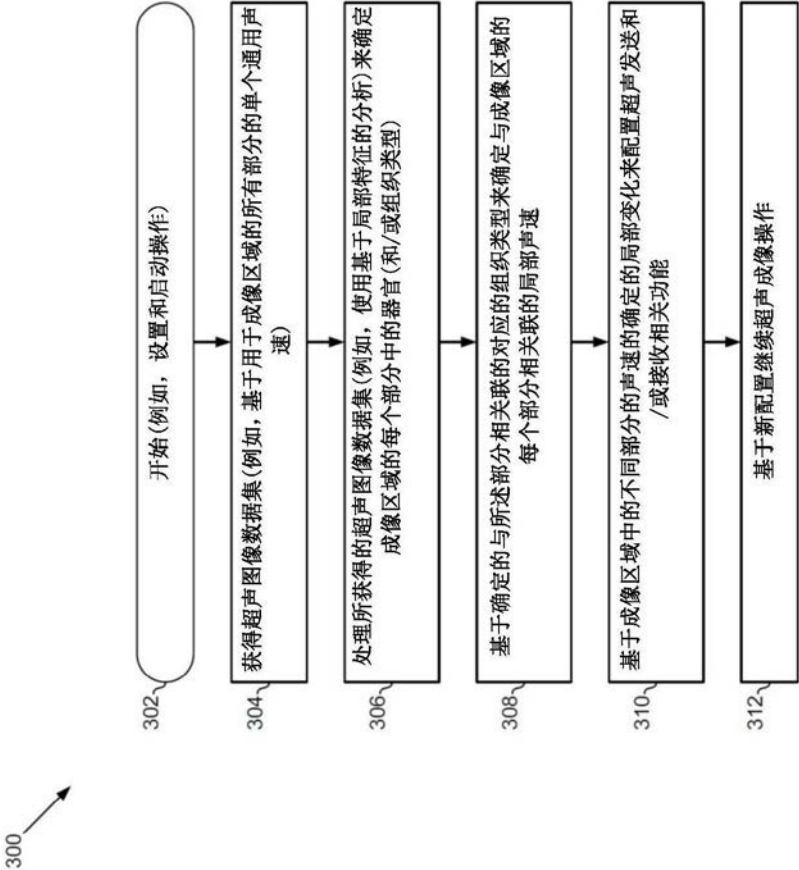


图3

专利名称(译)	基于超声成像中组织类型的自动检测的可变声速波束成形		
公开(公告)号	CN108209970A	公开(公告)日	2018-06-29
申请号	CN201711290509.4	申请日	2017-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	B 霍兰德 C 佩里		
发明人	B.霍兰德 C.佩里		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/52 A61B8/0858 A61B8/462 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/54 G01S7/52049 G01S7/52084 G01S15/8993		
代理人(译)	郑浩 杨美灵		
优先权	15/374420 2016-12-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了用于基于超声成像中的组织类型的自动检测的可变声速波束成形的系统和方法。

