



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111035410 A

(43)申请公布日 2020.04.21

(21)申请号 201910957819.X

A61B 8/00(2006.01)

(22)申请日 2019.10.10

(30)优先权数据

16/157,948 2018.10.11 US

(71)申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦1-4层

(72)发明人 格伦·W·马克劳林 艾伯·吉

(74)专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 彭愿洁 彭家恩

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

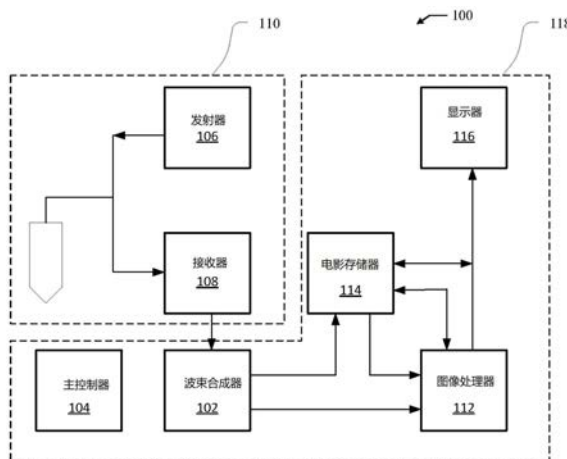
权利要求书3页 说明书10页 附图7页

(54)发明名称

超声系统和生成图像数据的方法及存储介质

(57)摘要

公开了超声系统和生成图像数据的方法及存储介质,其中,系统被配置为接收与脉冲信号的回波的检测相对应的回波数据,基于该回波数据生成一组变换,以及针对频谱响应的频率相关滤波系数来生成一组点估计。该系统还被配置为基于频率相关滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数,并且基于该组衰减系数来生成感兴趣的材料的图像数据。



1. 一种超声系统,其特征在于,包括:
换能器,所述换能器被配置为:
将第一脉冲信号发射到组织中,
接收对应于所述第一脉冲信号的回波信号,以及
根据所述回波信号产生回波数据; 和
图像处理器,所述图像处理器被配置为:
根据所述回波数据生成一组快速傅立叶变换,其中所述一组快速傅立叶变换中的每个快速傅立叶变换都与深度值相关联,
为频谱响应的频率相关滤波系数生成一组点估计,其中所述组点估计中的每个点估计对应于所述组快速傅里叶变换中的快速傅里叶变换,
根据所述频率相关滤波系数的所述组点估计,提取一组衰减系数,以及
根据所述组衰减系数补偿所述换能器的频谱响应降低。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所述第一脉冲信号是宽谱校准脉冲信号。
3. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所述深度值是深度值的范围。
4. 根据权利要求3所述的超声系统,其特征在于,所述一组快速傅立叶变换中的至少两个快速傅立叶变换的深度范围重叠。
5. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所述图像处理器还被配置为对所述组点估计执行最小均方拟合。
6. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所述组衰减系数基于由所述组点估计形成的至少一条线的斜率。
7. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,所述换能器还被配置为:
将第二个脉冲信号发射到所述组织中,
接收对应于所述第二脉冲信号的第二回波信号,以及
产生对应于所述第二脉冲信号的第二回波数据; 以及
其中,所述图像处理器还被配置为基于所述第二回波数据和所述组衰减系数生成图像数据。
8. 根据权利要求7所述的超声系统,其特征在于,所述第二脉冲信号是具有比所述第一脉冲信号更窄的频谱的成像脉冲信号。
9. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,对频谱响应的补偿随范围变化。
10. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,对频谱响应的补偿在方位角上变化。
11. 根据权利要求1所述的超声系统,其特征在于,对频谱响应的补偿在范围和方位角上变化。
12. 一种生成图像数据的方法,其特征在于,包括:
接收对应于脉冲信号的回波的检测的回波数据,其中所述回波数据与感兴趣的材料的多个深度相关联;
基于所述回波数据生成一组变换,其中,所述一组变换中的每个变换与深度值相关联;
产生用于频谱响应的频率相关滤波系数的一组点估计,其中所述一组点估计中的每个点估计对应于所述一组变换中的一个变换;

基于所述频率相关滤波系数的所述一组点估计提取一组衰减系数；和
基于所述一组衰减系数生成感兴趣材料的图像数据。

13. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述感兴趣的材料是有机组织。

14. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,所述一组变换包括至少一个快速傅立叶变换。

15. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,还包括:

将脉冲信号发射到所述感兴趣的材料中;
接收对应于所述脉冲信号的回波信号; 和
根据所述回波信号产生所述回波数据。

16. 根据权利要求12所述的方法,其特征在于,生成所述感兴趣的材料的图像数据包括:

将成像脉冲信号发射到所述感兴趣的材料中;
接收对应于成像脉冲信号的回波信号; 和
产生对应于所述成像脉冲信号的第二回波数据; 和
其中,所述图像数据还基于所述第二回波数据生成。

17. 一种非暂时性计算机可读存储介质,具有存储在其中的指令,其特征在于,所述指令当由一个或多个处理器执行时使所述一个或多个处理器执行以下操作:

基于与被发射到感兴趣的材料中的脉冲信号相关联的回波数据生成一组变换,其中所述一组变换中的每个变换与深度值相关联;

产生用于频谱响应的频率相关滤波系数的一组点估计,其中所述一组点估计中的每个点估计对应于所述一组变换中的一个变换;

基于用于所述频率相关滤波系数的所述一组点估计提取一组衰减系数; 和
基于所述一组衰减系数补偿换能器的频谱响应减小。

18. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述回波数据与所述感兴趣的材料的多个深度相关联。

19. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述操作还包括:

通过换能器将脉冲信号发射到所述感兴趣的材料中;
接收对应于所述脉冲信号的回波信号; 和
根据所述回波信号产生所述回波数据。

20. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述脉冲信号是宽谱校准脉冲信号。

21. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述一组衰减系数基于由所述一组点估计形成的至少一条线的斜率。

22. 根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述脉冲信号是校准脉冲信号,并且其中所述操作还包括:

通过换能器将成像脉冲信号发射到所述感兴趣的材料中;
接收对应于所述成像脉冲信号的回波信号;
产生对应于所述成像脉冲信号的第二回波数据; 和

基于所述第二回波数据和所述一组衰减系数生成图像数据。

23. 根据权利要求22所述的非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于,所述成像脉冲信号具有比所述校准脉冲信号窄的频谱。

超声系统和生成图像数据的方法及存储介质

技术领域

[0001] 本发明涉及成像系统,尤其涉及提高超声系统的性能和准确性。

背景技术

[0002] 超声成像被广泛用于检查跨越各种不同应用场景的各种材料和物体。超声成像提供了一种快速简便的工具,可以以非侵入方式分析材料和物体。因此,超声成像在医学实践中作为疾病诊断、治疗和预防工具特别普遍。具体地,由于其相对非侵入性的性质、低成本和快速响应时间,超声成像在整个医疗行业中广泛用于诊断和预防疾病。此外,由于超声成像基于非电离辐射,因此它没有与其他诊断成像工具(例如X射线成像或其他使用电离辐射的成像系统)相同的风险。

[0003] 超声成像通过产生超声波并将其引导到感兴趣的材料中实现,首先是发射阶段,随后是接收阶段。在发射阶段,通过施加连续或脉冲的电子信号将超声波信号发射到感兴趣的材料中。在接收阶段,异种材料之间的边界所产生的反射会被诸如换能器之类的接收设备接收,并转换为电信号。然后可以处理这些信号以确定回波源的位置。产生的数据可用于显示感兴趣的材料内部的图像,例如通过使用诸如监视器的显示设备显示图像。

[0004] 超声成像可以提供大量的临床信息。具体而言,超声成像可用于腹部超声(以可视化腹部组织和器官)、骨超声(以评估骨脆性)、乳房超声(以可视化乳房组织)、普勒胎儿心率监测器(以听取胎儿心跳)、多普勒超声(以可视化通过血管、器官或其他结构的血流)、超声心动图(以查看心脏)、胎儿超声检查(以查看怀孕的胎儿)、超声引导下的活检(以收集样本 组织)、眼科超声(以可视化眼部结构)和超声引导下的穿刺针放置(在血管或其他感兴趣的组织中)。超声成像还已经用于通过单次测量刚度或剪切波速度来描述各种疾病状态,例如肝脏、乳房、前列腺、甲状腺或其他器官的疾病。

发明内容

[0005] 根据各个实施例,一种超声系统包括换能器和图像处理器。换能器被配置为将第一脉冲信号发送到组织中,接收与第一脉冲信号相对应的回波信号,并基于该回波信号生成回波数据。图像处理器被配置为基于回波数据生成一组快速傅立叶变换,其中该组快速傅立叶变换中的每个快速傅立叶变换都与深度值相关联。图像处理器还生成用于频谱响应的频率相关滤波系数的一组点估计,基于该组用于频率相关滤波系数的点估计来提取一组衰减系数,并基于该组衰减系数补偿换能器的频谱响应的减小。在一些实施例中,该组点估计中的每个点估计对应于该组快速傅里叶变换中的一快速傅里叶变换。

附图说明

[0006] 图1示出了超声系统的示例。

[0007] 图2示出了用于控制超声系统的主处理控制台的示例系统。

[0008] 图3是示出用于生成一组衰减系数的过程的图。

[0009] 图4是示出根据本技术的各个方面的换能器的变化的深度频谱估计的平均值的曲线图的图。

[0010] 图5是包括一组曲线图的一组图,该组曲线图示出了来自未针对换能器带宽限制进行补偿的和已经补偿的数据的在给定深度处的频谱特性。

[0011] 图6示出了基于未经校正的数据的以及基于已经针对频谱展宽和换能器轮廓进行了校正的数据一组图像。

[0012] 图7是示出了根据本主题技术的各个方面的用于生成感兴趣的材料的图像数据的示例方法的流程图。

具体实施方式

[0013] 超声换能器通常具有有限的带宽和频谱响应可变性。换能器技术的某些方面可以通过使用单晶换能器、复合材料换能器、电容微机械超声换能器(CMUT)、压电微机械超声换能器(PMUT)或其他改进措施进行改进。因此,存在多种换能器类型,每种换能器具有不同的特性、性能和缺点。但是,仍然非常需要进一步改善超声性能。本技术的各方面提供了用于测量和整形频谱响应的技术和系统,其导致增加的频谱带宽。此外,本主题技术提供了一种鲁棒的解决方案,该解决方案可以应用于多种不同的换能器类型,并且与换能器技术的其他改进兼容。

[0014] 超声脉冲传播通过的介质(例如,感兴趣的材料,例如有机组织)的特性也可能影响超声回波并使产生的超声图像失真。例如,介质可能具有衰减特性,并且在许多情况下,衰减特性可能取决于频率。换句话说,介质可以使低频超声信号(或超声信号的低频部分)的衰减小于高频超声信号(或超声信号的高频部分)的衰减。此外,超声信号的衰减速率可能会根据介质的特性(例如成分,密度,层,介质中对象的位置等)而变化。当介质是可能包含具有多个层和/或成分并且这些层和/或成分每个具有不同的性的有机组织时,尤其如此。而且,这些层和/或成分可能以不均匀的方式分散在整个组织中。本技术的各方面还提供了补偿介质的频率相关衰减特性以及该特性如何影响不同深度处的衰减的技术和系统。

[0015] 本技术的某些方面涉及过程、系统和/或存储在机器可读介质上的指令,这些过程、系统和/或指令为上述技术问题和其他技术问题提供技术解决方案。例如,根据一些实施例,换能器可以被配置为将脉冲信号发射到组织中。脉冲信号可以是宽谱的长时间编码的校准脉冲,例如线性调频脉冲(与短时间但宽谱的成像脉冲相反)。超声波回波是基于发射的脉冲信号在各种深度的组织中的边界、对象或其他组件上的反射生成的。这些回波可以被换能器接收并转换成回波数据。

[0016] 可以基于接收到的回波数据来生成产生一组快速傅立叶变换。该组中的每个快速傅立叶变换可以与特定深度值或深度范围相关联。在某些情况下,这些深度值和范围可以是相互分离的,在一些情况下,也可以相互重叠。还可以生成针对每个快速傅立叶变换的频谱响应的频率相关滤波系数的点估计。这些点估计可用于形成一条线。在一些情况下,还可以采取归一化步骤来平滑该线。例如,可以使用最小均方拟合过程。

[0017] 可以从由点估计形成的线中提取一组衰减系数,并且这些衰减系数可以用于补偿换能器的频谱响应限制或感兴趣组织的频率依赖性衰减。例如,第二脉冲信号可以被发送到组织中。在一些情况下,该第二脉冲可以是与上面使用的初始校准脉冲相比时间较短但

仍具有较宽带宽的成像脉冲。可以接收第二脉冲信号的回波数据并使用该回波数据和该组衰减系数以生成组织的图像。例如,衰减系数可以用作图像数据的逆滤波器。

[0018] 尽管可以相对于有机组织讨论一些实施例,但是可以类似地使用其他介质、感兴趣的物体或对象。而且,尽管在一些实施例中讨论了快速傅立叶变换,但是也可以使用其他算法或信号转换方法。

[0019] 一些实施例的各个方面可以使用硬件、软件、固件或其组合来实现。如本文所使用的,软件模块或组件可以包括位于计算机可读存储介质之内或之上的任何类型的计算机指令或计算机可执行代码。软件模块例如可以包括一个或多个计算机指令的物理或逻辑块,其可以被组织为执行一个或多个任务或实现特定抽象数据类型的例程、程序、对象、组件、数据结构等。

[0020] 在一些实施例中,特定软件模块可以包括存储在计算机可读存储介质的不同位置中的不同指令,它们一起实现模块的所描述功能。实际上,模块可以包括单个指令或许多指令,并且可以分布在多个不同的代码段、不同的程序之间以及跨多个计算机可读存储介质。一些实施例可以在分布式计算环境中实践,其中任务由通过通信网络链接的远程处理设备执行。

[0021] 通过参考附图将最好地理解本发明的实施例,其中,相似的部分始终由相似的数字表示。如本文的附图中所一般地描述和示出的,所公开的实施例的组件可以以多种不同的配置来布置和设计。而且,与一个实施例相关联的特征、结构和操作可以适用于另一实施例描述的特征、结构或操作或与之组合。在其他情况下,未详细示出或描述公知的结构、材料或操作,以避免使本文的各方面不清楚。

[0022] 因此,本文的系统和方法的实施例的以下详细描述并非旨在限制所要求保护的本文的范围,而仅表示可能的实施例。另外,方法的步骤不必一定以任何特定顺序执行,甚至不必顺序地执行,步骤也不必仅执行一次。

[0023] 图1示出了超声系统100的示例。图1所示的超声系统100仅仅是示例系统,并且在各种实施例中,超声系统100可以具有更少的组件或附加的组件。具体地,超声系统100可以是其中接收阵列聚焦单元被称为波束合成器102的超声系统,并且可以在逐条扫描线的基础上执行图像形成。系统控制可以集中在主控制器104中,该主控制器通过操作员界面接受接收操作员输入,进而控制各个子系统。对于每条扫描线,发射器106产生射频(RF)激励电压脉冲波形,并以适当的时序将其施加在发射孔径上(由激活阵元的子阵列定义而成),以沿扫描线生成聚焦声束。由换能器110的接收孔径108接收的RF回波被接收器108放大和滤波,然后被馈送到波束合成器102,波束合成器12的功能是执行动态接收聚焦,即,重新对准沿不同扫描线来自相同位置的RF信号。

[0024] 图像处理器112可以执行特定于主动成像模式的处理,包括将图像数据从声线网格转换为X-Y像素图像以进行显示的2D扫描转换。对于频谱多普勒模式,图像处理器112可以执行壁滤波,随后通常使用滑动FFT窗口对多普勒频移的信号样本进行频谱分析。图像处理器112还可以生成与正向和反向流信号相对应的立体声音频信号输出。与主控制器104合作,图像处理器112还可以格式化来自两个或更多个主动成像模式的图像,包括显示注释、图形叠加以及电影放映和记录的时间轴数据的重放。

[0025] 电影缓冲器114提供用于单个图像或多个图像循环查看的常驻数字图像存储,并

且充当用于将图像传送到数字档案设备的缓冲器。在大多数系统上,可以将数据处理路径末尾处的视频图像存储到电影存储器中。在最新技术的系统中,还可以将已检测幅度的、已波束合成的数据存储在电影存储器114中。对于频谱多普勒,用户选择的采样门的壁滤波后的基带多普勒I / Q数据可以存储在电影存储器114中。随后,显示器11可以显示由图像处理器112创建的超声图像和/或使用存储在电影存储器114中的数据的图像。

[0026] 波束合成器102、主控制器104、图像处理器、电影存储器114和显示器可以被包括为超声系统100的主处理控制台118的一部分。在各种实施例中,主处理控制台 118可以包括更多或更少的组件或子系统。超声换能器110可以被结合在与人工处理控制台118分离的设备中,结合在有线或无线地连接到主处理控制台118的单独的设备中。当对患者执行特定的超声检查时,这使得超声换能器110的操作更加容易。

[0027] 图2示出了用于控制超声系统的主处理控制台的示例系统200。主处理控制台可以是用于在超声系统中处理超声图像数据的适用的主处理控制台,例如图1的示例系统100中示出的主处理控制台118。系统200显示为扫描乳房。具体地,系统200包括相对于乳房的线性换能器/超声换能器202,以用于扫描图2中示出的乳房。在204中示出了乳房的解剖图。线性换能器202在右乳房的左上区域中与乳房接触。该位置使用线性换能器位置/方向指示器208在右乳房的体位图图像206中自标注。

[0028] 超声控制功能包括用于控制超声系统的主处理控制台的适用功能,例如,远离超声系统的主处理控制台的超声系统柜。具体地,超声控制功能可以包括适用功能,其中用户可以提供输入以在作为超声程序的一部分的采集、处理和再现超声图像过程中控制主图像处理控制台。

[0029] 超声控制功能可以包括冻结控制功能。例如,超声控制功能可以包括用于冻结特定超声图像的显示的控制。此外,超声控制功能可以包括深度控制功能,该深度控制功能用于改变景深或焦点以采集超声图像数据。此外,超声控制功能可以增益控制,该增益控制用于调节用于超声图像的接收/反射信号的放大。超声控制功能还可以包括用于控制超声图像数据的数据如何被存储并随后被处理以再现超声图像的存储控制。此外,超声控制功能可以包括自动优化控制,用于实现对超声图像中的增益和总体对比度之一或二者进行自动优化。另外,超声控制功能可以包括用于为超声成像指定和选择参考帧的设置参考控制。超声控制功能还可以包括开始剪辑控制,以控制超声剪辑的创建。此外,超声控制功能可以包括改变模式控制,用于控制用于在超声过程中采集和处理超声图像的图像模式。另外,超声控制功能可以包括感兴趣区域的运动控制,该感兴趣区域运动控制用于调节在超声过程中所扫描的介质中的感兴趣区域。超声控制功能还可以包括用于调整超声过程中的活检指引的呈现的活检指引控制。此外,超声控制功能可以包括用于选择在超声过程中使用的体位图图像的体位图选择控制。

[0030] 尽管示出了使用线性换能器/超声换能器202对乳房进行扫描的系统200,但是可以使用其他类型的换能器和/或超声系统来扫描其他类型的感兴趣的组织、介质或材料。

[0031] 如上所述,超声系统在有限的带宽上操作和/或具有有限的可靠频谱响应。超声系统所针对的介质(例如,组织)的特性也使超声信号失真,结果,使任何得到的超声图像失真。本技术的各个实施例旨在改善超声技术的这些和其他技术问题。

[0032] 根据各种实施例,可以进行在各种深度处的信号的频谱测量,并且可以获得与频

率相关的衰减系数以及换能器的通带响应的估计。假定组织的衰减系数将以与较低频率不同的速率(例如更快的速率)衰减较高的频率,则将来自初始发射频谱脉冲的频谱响应的整体衰减滤波为较低和较低的中心频率信号,其当在组织中传播时带宽越来越窄。随着波束的形成,系统可以询问主要代表斑点的区域,以便可以在每个深度获得清晰的频谱估计。

[0033] 根据一些实施例,频谱估计可以在深度上以各种程度重叠。几条波束合成的线也可以用于获取多个频谱估计,并且可以对这些估计进行归一化或平均化,以改善每个深度处的总体信噪比(SNR)。替代地或附加地,可以以相干的方式对数据进行平均以改善整体SNR。

[0034] 一旦在各种深度处计算了这些频谱估计,就可以使用发射脉冲的已知频谱特性以及在深度处测得的频谱估计来估计换能器传递函数以及组织的随深度的特性衰减。然后,该信息可用于生成依赖于深度的逆滤波器,以在某种程度上补偿波形在组织中传播时带宽的减小和波形频率下移的速率,从而改善在深度处的系统细节分辨率的性能。该系统可以进一步被配置为测量各个深度处的频谱SNR,并自动确定和调整应当对各个深度和/或频率处的信号施加多少增益以确保主要是对信号进行补偿,而不仅仅是噪声。

[0035] 根据一些实施例,来自反射的发射脉冲的输入数据的图像处理可以包括基于一个或多个处理算法形成图像。这些图像形成算法可以包括波束合成、合成孔径技术或自适应图像形成技术。可以使用用于获得系统和组织更全面的频谱带宽的唯一发射脉冲或使用标准成像脉冲来获得此数据。在一些实施例中,可以生成基于用于大调整的唯一脉冲的第一估计,并且可以使用标准发射脉冲来生成后续估计以跟踪用于细调整的变化。一旦形成图像,就可以基于先前的测量来施加增益补偿。如果没有先前的测量,则可以在没有补偿的情况下计算增益补偿的初始估计。

[0036] 根据各种实施例,可以在范围方向上执行运动块快速傅立叶变换(FFT)。可以在重叠范围内生成这些变换,以便可以对参数进行平滑的估计并进行所需的补偿。在其他实施例中,FFT可以在范围上不具有任何重叠。沿着不同范围线的几个FFT可以用来改善整体估计,因为它们的频谱分布可以被平均,或者系统也可以相干地平均几个发送/接收周期,以改善信号的整体SNR。可以将换能器和系统参数补偿应用于频谱域中的信号,以便可以计算衰减系数的斜率计算。在一些实施例中,一旦以点为基础估计了衰减系数,就可以应用移动平均值和/或最小均方拟合来获得将要补偿的组织衰减的更平滑的变化,并且基于范围的增益补偿的计算可以被更新。

[0037] 本文的一个方面涉及一种系统。该系统可以包括由机器可读指令配置的一个或多个硬件处理器。处理器可以被配置为接收对应于脉冲信号的回波的检测的回波数据。回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。处理器可以被配置为基于回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。处理器可以被配置为针对频谱响应的频率相关的滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。处理器可以被配置为基于针对频率相关的滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。处理器可以被配置为基于该组衰减系数为感兴趣的材料产生图像数据。

[0038] 本文的另一方面涉及一种方法。该方法可以包括接收对应于脉冲信号的回波的检测的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。该方法可以包括基于该回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。该方法可以包

括为频谱响应的频率相关的滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。该方法可以包括基于用于频率相关的滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。该方法可以包括基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。

[0039] 本文的另一方面涉及一种在其上包含指令的非瞬态计算机可读存储介质,该指令可由一个或多个处理器执行以执行一种方法。该方法可以包括接收对应于脉冲信号的回波的检测的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。该方法可以包括基于该回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。该方法可以包括为频谱响应的频率相关的滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。该方法可以包括基于用于频率相关的滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。该方法可以包括基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。

[0040] 图3是示出用于生成一组衰减系数的过程的图。特别地,图3包括脉冲信号的曲线图310。特别地,曲线图310示出了诸如广谱或宽带校准脉冲的脉冲信号的幅度(以dB为单位)和频率。根据各种实施例,由曲线图310表示的已知宽带校准脉冲可以在一段时间内由超声系统传发射到组织中。超声系统可以接收由宽带校准脉冲和各种深度的组织之间的反射和相互作用引起的回波。

[0041] 校准脉冲可以被滤波并且由于与超声系统的换能器以及组织两者的相互作用而失真。例如,在近场中,失真和滤波效果可能主要归因于换能器,而当信号传播通过各个深度时,较高频率的频谱滤波会增加。这在曲线图320、321、322和323中示出。更具体地,曲线图320、321、322和323帮助图示了不同的组织深度(例如,超声脉冲到达组织深度和回波所需的时间)影响超声脉冲的频谱滤波。校准脉冲的较高的频率的滤波速率高于校准脉冲的较低的频率的滤波速率。此外,随着曲线图320、321、322和323中的深度增加,该效果的突出度增加。

[0042] 基于在不同深度处从不同扫描线接收到的信号(如曲线图320、321、322和323所示),可以计算出一组在范围上重叠的快速傅里叶变换(FFT)。该组FFT由曲线图330示出。如曲线图330所示,在一些实施例中,深度范围可以重叠。然而,在其他实施例中,深度值可以不在范围内和/或可以不重叠。

[0043] 从这组FFT中,可以计算出频谱响应的频率相关的滤波系数的直线斜率的点估计。这些点估计由曲线图340示出。从这些点估计,可以对点的子集执行最小均方拟合,以获得用于频谱响应的频率相关的滤波的线的斜率的区域值的改进估计。频谱响应的频率相关滤波系数的区域斜率表示相应的衰减系数。因此,可以基于该组点估计来提取一组衰减系数。这由曲线图350示出,该曲线图示出了针对曲线图340所示的线的部分计算的2个衰减系数。概念上,这些衰减系数可以表示曲线图340中的频率相关的滤波系数的线的斜率的变化。这些衰减系数可用于计算距离相关的补偿滤波器,以补偿信号中某些频谱响应的降低,从而根据品质因数测量的细节分辨率来改善图像性能。

[0044] 本技术的各个实施例涉及获得对所发射的波形的深度变化频谱特性的估计。例如,可以在组织的深度范围内发射和接收已知的发射脉冲频谱。数字化的信号可以在图像形成阶段中被处理。可以使用许多图像形成技术,包括标准的数字波束形成、合成孔径技术

和自适应图像形成技术。如果已经存在增益补偿的估计,则可以应用那些估计。但是,在该过程的第一次迭代中(或者如果没有可用的估计),过深度增益补偿将很可能默认为标准值,例如身份函数。

[0045] 在完成增益补偿之后,可以使用增益补偿后的信号来形成要显示给系统用户的图像。附加地或可替代地,这些相同的信号也可以用于计算该过程的下一次迭代的校正因子。例如,用于计算增益补偿和校正因子的信号可以用于计算一组频谱能量分布图(例如,FFT)。这些频谱能量分布图的范围可能重叠。这些基于范围的FFT组可用于分析信号并确定在计算频谱斜率之前是否需要任何其他换能器(XDR)或系统补偿。

[0046] 频谱斜率在范围内计算。特别地,可以计算对被成像材料的频率相关的衰减特性的估计。从这些测量中,衰减系数计算可以在各个深度提取。如果在较高的频率下具有足够的SNR,则在增加深度处的衰减系数用于补偿具有增加的范围的图像的频谱特性。

[0047] 图4是示出根据本技术的各个方面的换能器的变化的深度频谱估计的平均值的曲线图400的图。特别地,由实线410示出了换能器的平坦频谱响应的误差的平均估计。应当注意,用于进行这些测量的换能器是线性换能器,其频谱频率范围为大约3 MHz至8 MHz。虚线420示出了对于变化的深度的换能器响应的频谱估计。从大约2MHz到大约8MHz的频率,各个深度变化的频谱响应420的方差在平均频谱响应410附近相当恒定。在这些频率之上和之下,方差迅速偏离。较低频率处变化更紧密的原因是,总的信噪比较高,因为信号被发射到其中的介质对高频信号的衰减要大于低频信号,因此信号的信噪比(SNR)随频率增加而减少。结果,本技术的各个方面使得更宽频率范围的换能器能够有用,并提高了换能器的精度和图像分辨率。

[0048] 图5是一组曲线图500,其包括一组显示出了来自未补偿换能器带宽限制的和已补偿的数据的给定深度的频谱特性的图。范围中的未补偿/原始频谱数据绘制在曲线图510中。曲线图510的该图512的频谱显示了相对于换能器中带频率的以dB为单位的合理线性衰减,但拟合到低频处的线上的总体频谱是最小的。在曲线图510中还示出了针对给定范围的未补偿/原始频谱响应仅使用频谱的中心部分的最小均方拟合线511。如曲线图510所示,由于换能器的频率响应特性的限制,即使整体SNR良好,在较低频率处的频谱信号也有很大的滚降。

[0049] 在曲线图520中绘制了范围内的补偿了的频谱数据的曲线图522。与曲线图510中所示的未补偿频谱相比,该曲线图具有明显更好的以dB为单位的对频率的线性衰减。还给出了改进的低频频谱特性,最小均方拟合线521也得到了改善。比较这两个曲线图510和520有助于说明,根据换能器的频谱响应中包含的信息,沿着一组范围样本,提取换能器的频谱响应并补偿频谱中的非理想性能够改善整个系统 各种换能器和超声系统的频谱性能。

[0050] 图6示出了基于针对谱展宽和换能器轮廓而未经校正的数据610和经校正的数据620的一组图像600。在未校正的图像610中,总体上较低的频谱带宽可以从较粗的一般斑点图案640以及较低的轴向分辨率中看到,如点目标630所示。在校正后的图像620中,显示了更细的颗粒斑点图案641,以及提高了的轴向分辨率,如点目标631所示。应注意,这两个图像都是用相同的初始数据构造的,未校正的图像610是通过图像形成方法处理的,而校正后的图像620数据首先被处理以基于本文描述的技术补偿换能器的频谱特性以及组织的衰

减。在该处理之后,然后以与未校正图像610相同的图像形成方法对其进行处理。从这两个图像中可以明显看出,补偿换能器和组织频谱特性导产生了改善了细节分辨率的图像。一个有趣的事项是还要注意,未校正的图像610和校正了的图像620的斑点图案不是高度相关的,因此可以将两个图像进行混合以获得具有校正后的图像620的良好细节分辨率的同时也提高了对比度分辨率的图像。

[0051] 图7是示出了根据本主题技术的各个方面的用于生成感兴趣的材料的图像数据的示例方法700的流程图。以下呈现的方法700的操作是说明性的。在一些实施方式中,方法700可以利用一个或多个未描述的附加操作和/或没有所讨论的一个或多个操作来实现。另外,方法700的操作的顺序被图示在图7中并且在下文中描述,该顺序并非旨在是限制性的。

[0052] 在一些实施方式中,方法700可以在一个或多个处理设备(例如,数字处理器、模拟处理器、设计为处理信息的数字电路、设计为处理信息的模拟电路、状态机和/或其他以电子方式处理信息的机构)中实现。该一个或多个处理设备可以包括响应于电子存储在电子存储介质上的指令而执行方法700的一些或全部操作的一个或多个设备。该一个或多个处理设备可以包括被通过被专门设计用于执行方法700的一个或多个操作的硬件、固件和/或软件配置的一个或多个设备。例如,可以通过适用的超声系统、换能器系统、计算设备或类似系统来执行图7中的方法。

[0053] 该系统(例如,超声系统的换能器组件)可以被配置为将第一脉冲信号发射到感兴趣的材料(比如有机组织或其他介质)中,接收与该第一脉冲信号相对应的回波信号,并且根据该回波信号生成回波数据。该第一脉冲信号可以是例如宽谱校准脉冲信号。

[0054] 在操作702中,系统(例如,超声系统的图像处理器组件)可以接收与脉冲信号的回波相对应的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。在操作704,系统可以基于该回波数据生成一组变换。在一些实施例中,该组变换可以包括一个或多个快速傅立叶变换(FFT)。但是,可以类似地使用其他变换或技术。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。深度值可以是与与回波数据相关联的感兴趣的材料的各个深度相对应的不同深度范围。在一些实施例中,这些深度值或范围中的一个或多个也可以重叠。

[0055] 在操作706处,系统(例如,超声系统的图像处理器组件)可以为频谱响应的频率相关滤波系数生成一组点估计。该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的一个变换。在一些实施例中,可以对该组点估计执行线性回归或其他归一化技术(例如,最小二乘回归)。

[0056] 在操作708,系统(例如,超声系统的图像处理器组件)可以基于频率相关滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。在一些实施例中,该组衰减系数基于由该组点估计形成的至少一条线的斜率。

[0057] 在操作710,系统(例如,超声系统的图像处理器组件)可以基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。在生成图像数据时,系统可以基于该组衰减系数来补偿换能器的频谱响应减小,并生成感兴趣的材料的图像以供显示。根据各种实施例,对频谱响应的补偿可以随范围、方位角或这些或其他因素的组合而变化。

[0058] 在一些实施例中,可以基于第二脉冲信号来生成图像数据。例如,系统可以将第二脉冲信号发射到组织中,接收与第二脉冲信号相对应的第二回波信号,生成与第二脉冲

信号相对应的第二回波数据,并基于第二回波数据和该组衰减系统生成图像数据。第二脉冲信号可以是具有比第一校准脉冲信号更窄的频谱的成像脉冲信号。

[0059] 本文的各个方面涉及一种系统。该系统可以包括由机器可读指令配置的一个或多个硬件处理器。处理器可以被配置为接收与脉冲信号的回波的检测相对应的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。处理器可以被配置为基于该回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。处理器可以被配置为针对频谱响应的频率相关滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。处理器可以被配置为基于针对频率相关的滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。处理器可以被配置为基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。

[0060] 本文的其他方面涉及一种方法。该方法可以包括接收与脉冲信号的回波的检测相对应的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。该方法可以包括基于该回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。该方法可以包括为频谱响应的频率相关滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。该方法可以包括基于用于频率相关滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。该方法可以包括基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。

[0061] 本文的其他方面涉及一种在其上包含指令的非瞬态计算机可读存储介质,该指令可由一个或多个处理器执行以执行一种方法。该方法可以包括接收与脉冲信号的回波的检测相对应的回波数据。该回波数据可以与感兴趣的材料的多个深度相关联。该方法可以包括基于该回波数据生成一组变换。该组变换中的每个变换可以与深度值相关联。该方法可以包括为频谱响应的频率相关滤波系数生成一组点估计。其中,该组点估计中的每个点估计可以对应于该组变换中的变换。该方法可以包括基于用于频率相关滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数。该方法可以包括基于该组衰减系数为感兴趣的材料生成图像数据。

[0062] 本文已经参考包括最佳模式的各种示例性实施例做出。然而,本领域技术人员将认识到,可以在不脱离本文的范围的情况下对示例性实施例进行改变和修改。例如,取决于特定应用或考虑与系统的操作相关联的任何数量的成本函数,各个操作步骤以及执行操作步骤的组件可以以替代方式来实现,例如,这些步骤中的一个或多个可以被删除、修改或与其他步骤组合。

[0063] 尽管已经在各种实施例中示出了本文的原理,但是可以使用特别适合于特定环境和操作要求的结构、布置、比例、元件、材料和组件的许多修改,而不会背离 本文的原理和范围。这些和其他改变或修改意图被包括在本文的范围内。

[0064] 已经参考各种实施例描述了前述说明书。然而,本领域的普通技术人员将理解,在不脱离本文的范围的情况下,可以进行各种修改和改变。因此,本文应被认为是说明性的而不是限制性的,并且所有这样的修改意图被包括在其范围内。同样,上面已经关于各种实施例描述了益处、其他优点和问题的解决方案。但是,益处、优点、问题的解决方案以及可能导致任何益处、优势或解决方案出现或变得更加明显的任何要素都不应被解释为关键的、必需的或必要的特征或要素。如本文所使用的,术语“包括”、“包含”及其任何其他变体意图覆盖非排他性包括,使得包括一系列元素的过程、方法、物品或设备不仅仅包括那些要素,而是可以包括未明确列出的或此类过程、方法、系统、物品或设备所固有的其他要素。而且,如

本文所使用的,术语“耦合”、“耦连”及其任何其他变体意图覆盖物理连接、电连接、磁连接、光学连接、通信连接、功能连接和/或任何其他连接。

[0065] 本领域技术人员将理解,可以在不脱离本发明的基本原理的情况下对上述实施例的细节进行许多改变。因此,本发明的范围应由所附权利要求书确定。

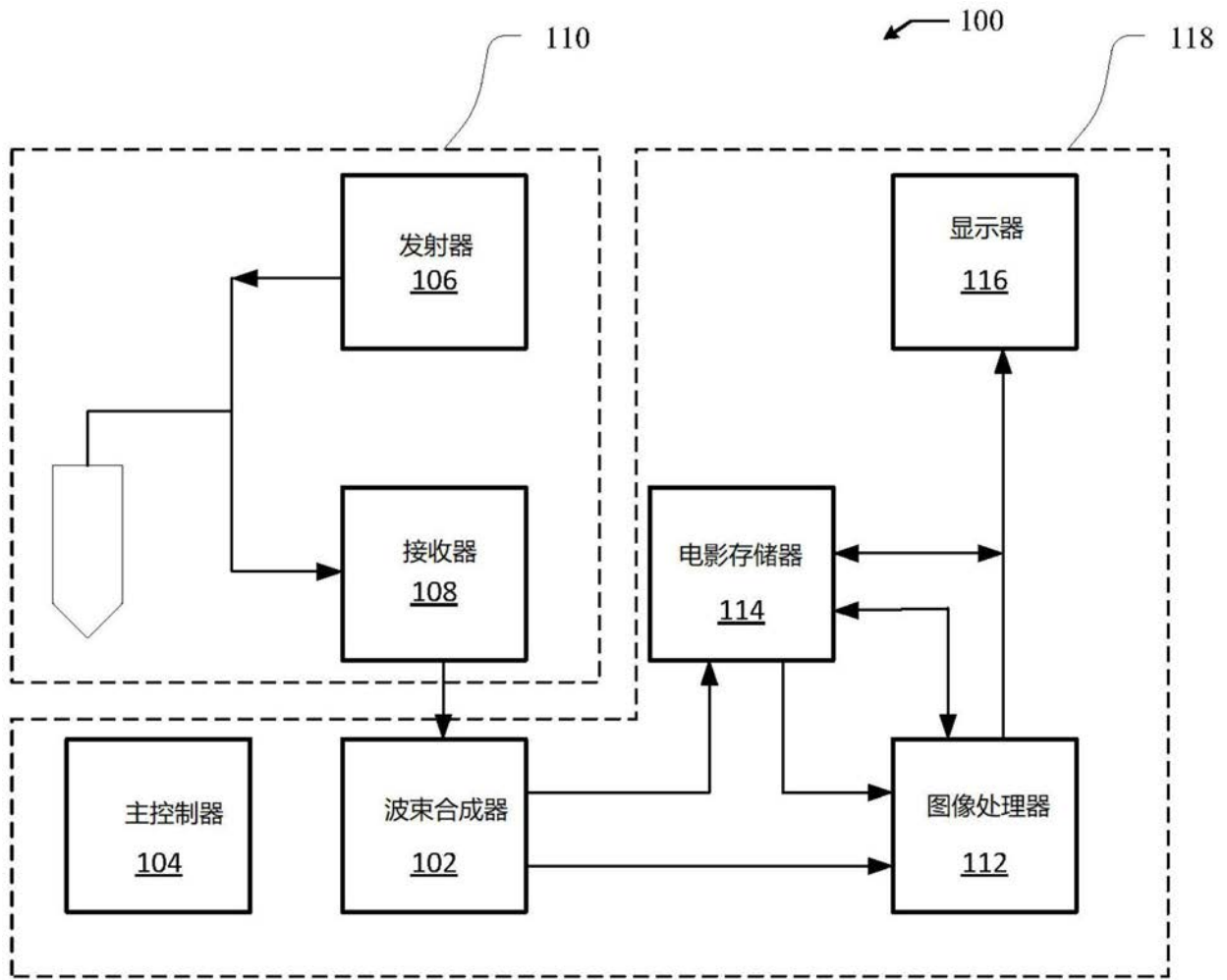


图1

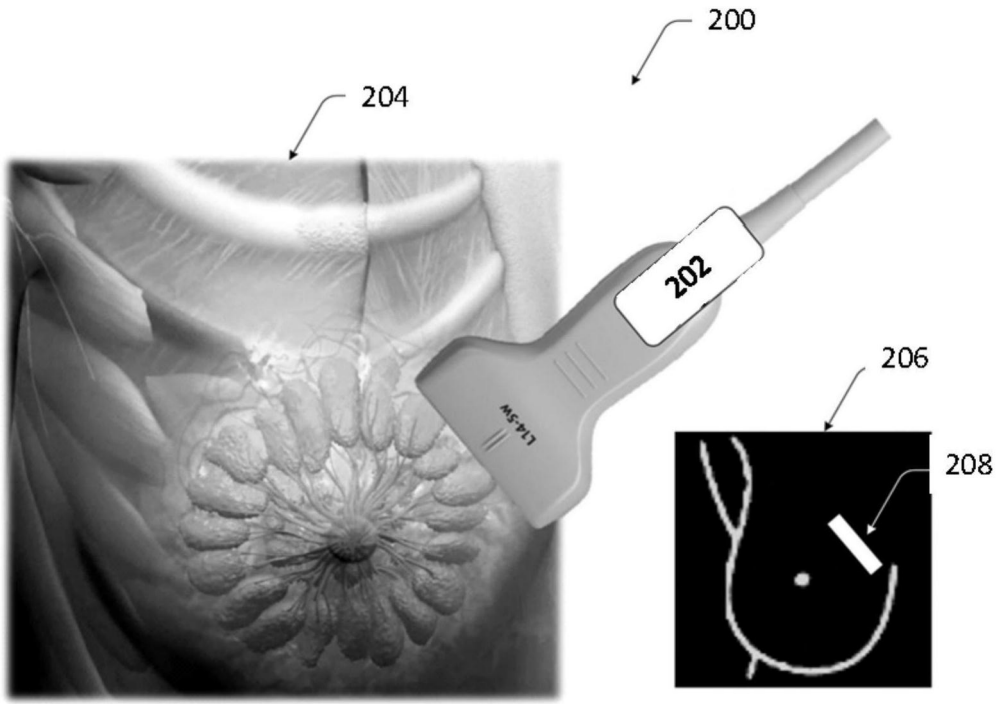


图2

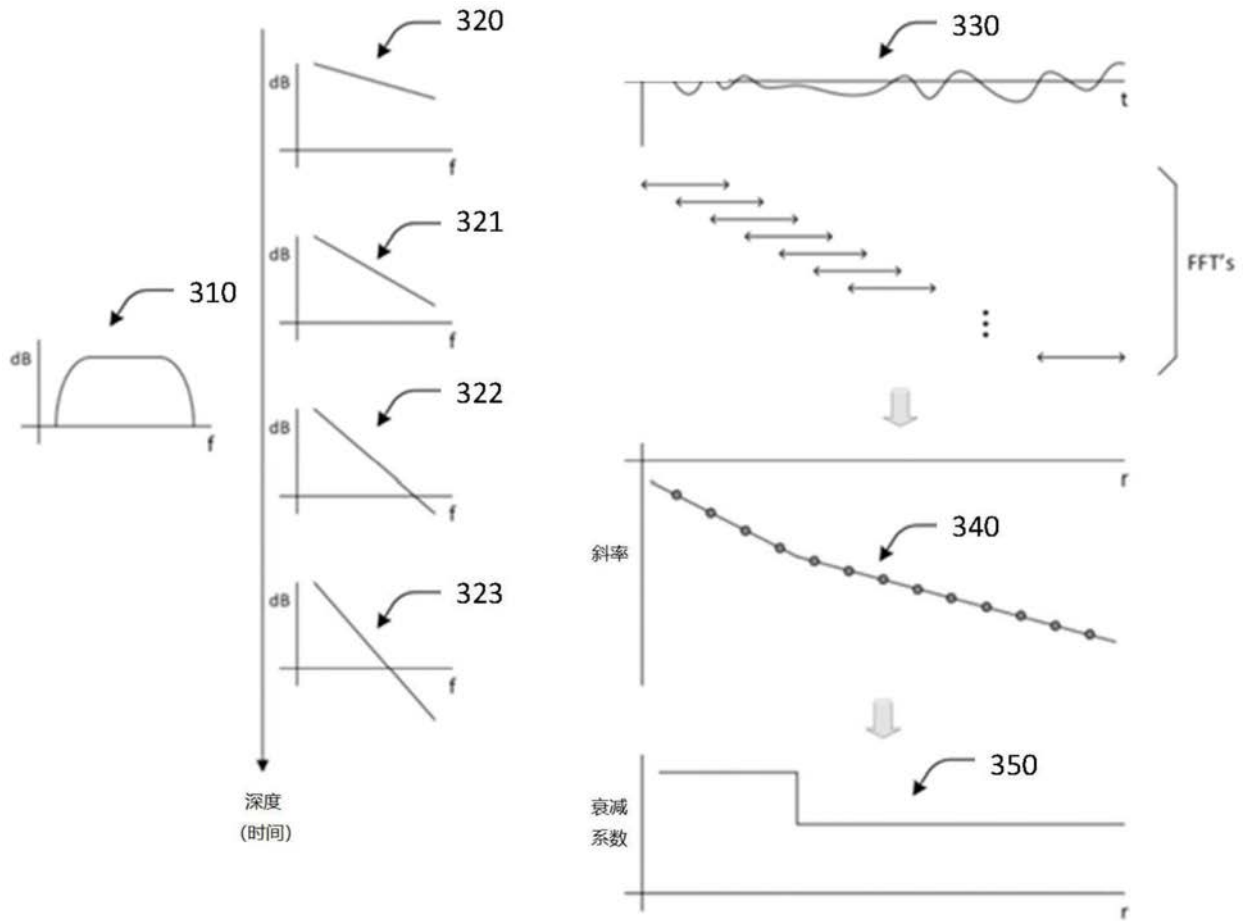


图3

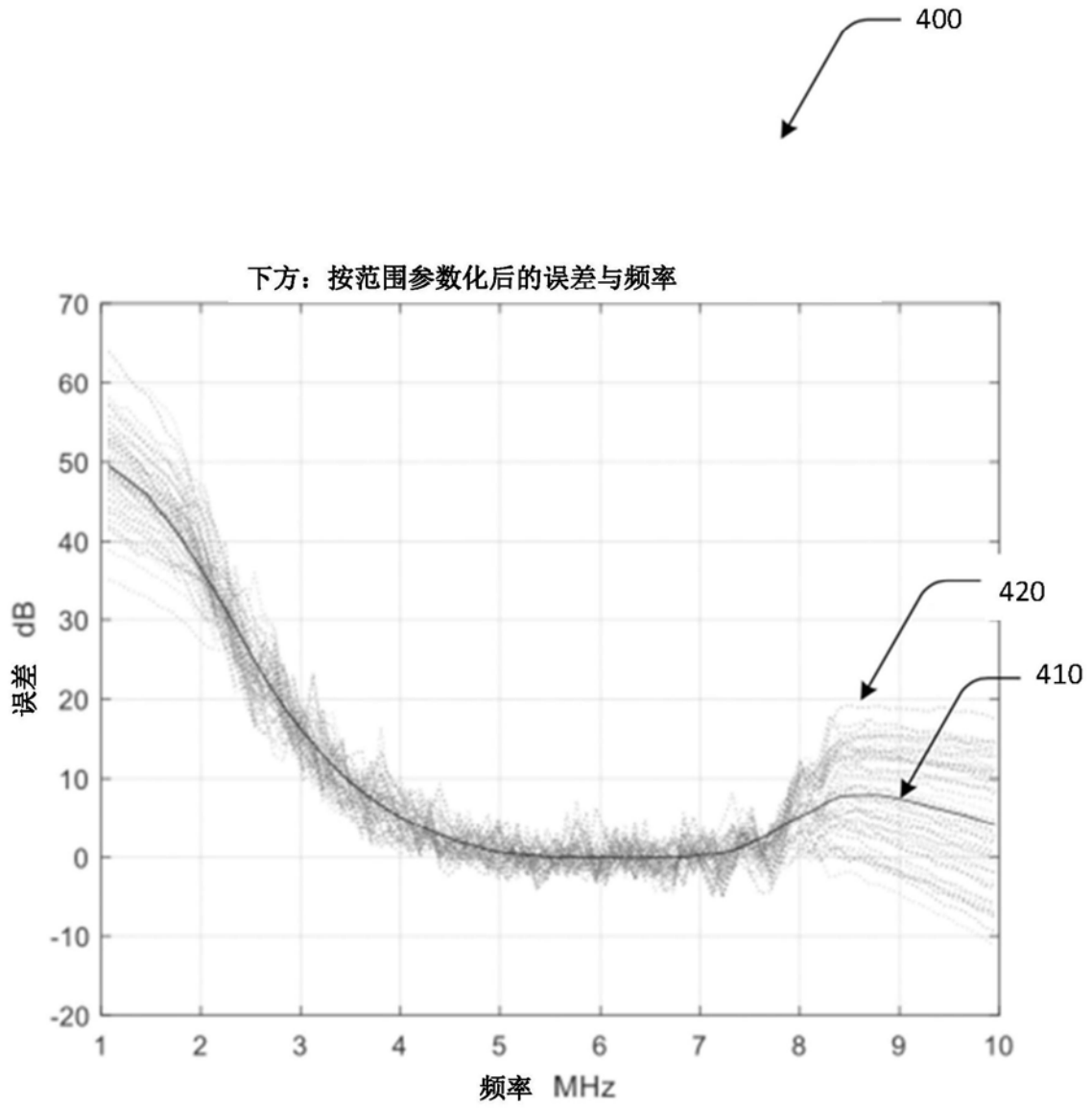


图4

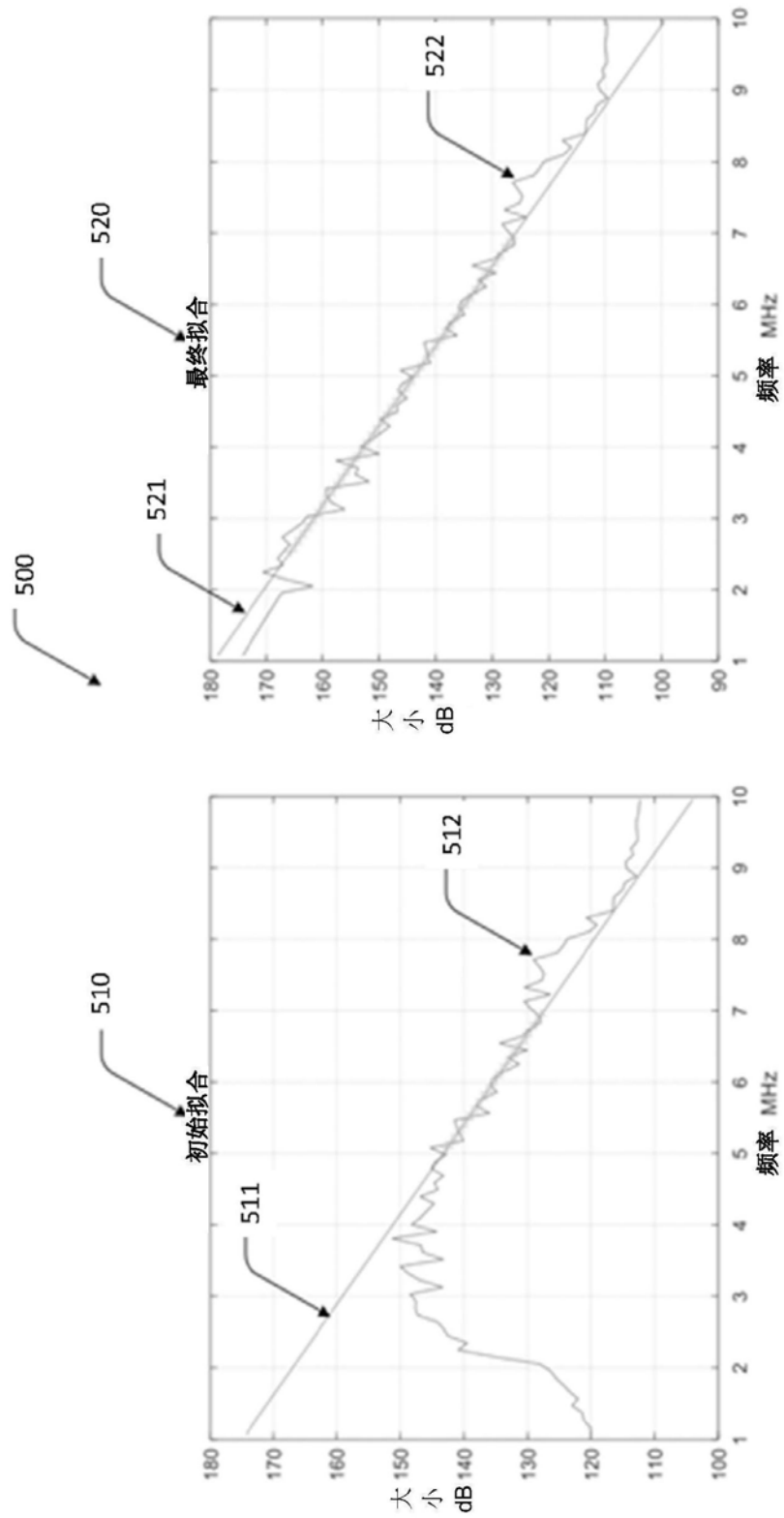


图5

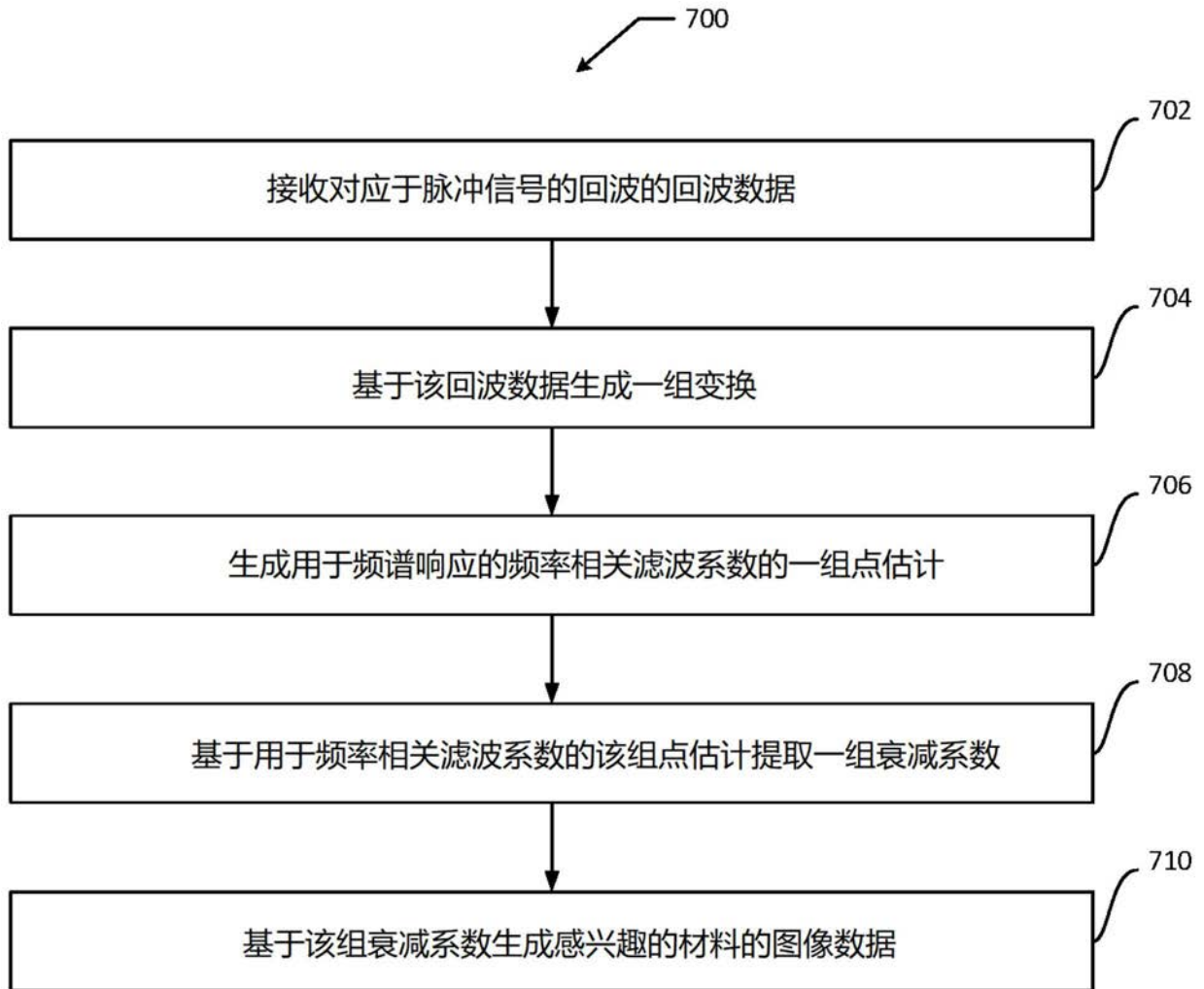


图7

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声系统和生成图像数据的方法及存储介质 | | |
| 公开(公告)号 | CN111035410A | 公开(公告)日 | 2020-04-21 |
| 申请号 | CN201910957819.X | 申请日 | 2019-10-10 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 格伦 W 马克劳林 | | |
| 发明人 | 格伦·W·马克劳林 艾伯·吉 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/00 A61B8/48 A61B8/5207 A61B8/0825 A61B8/58 G01S7/5205 G01S7/52077 A61B8/14 G06T5/10 G06T2207/10028 G06T2207/10132 G06T2207/20024 G06T2207/20056 G06T2207/30068 | | |
| 优先权 | 16/157,948 2018-10-11 US | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

公开了超声系统和生成图像数据的方法及存储介质，其中，系统被配置为接收与脉冲信号的回波的检测相对应的回波数据，基于该回波数据生成一组变换，以及针对频谱响应的频率相关滤波系数来生成一组点估计。该系统还被配置为基于频率相关滤波系数的该组点估计来提取一组衰减系数，并且基于该组衰减系数来生成感兴趣的材料的图像数据。

