



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107212903 A

(43)申请公布日 2017.09.29

(21)申请号 201710173434.5

(22)申请日 2017.03.22

(30)优先权数据

15/077751 2016.03.22 US

(71)申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 Y.拉拜德

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐红燕 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

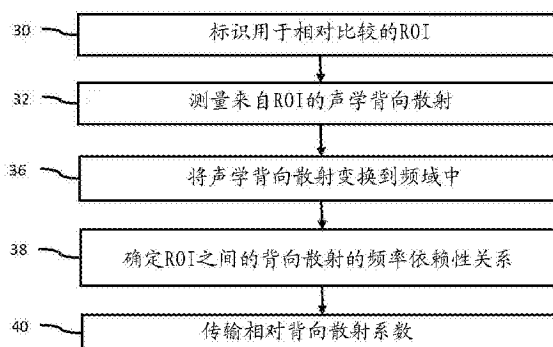
权利要求书1页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

医学诊断超声中的相对背向散射系数

(57)摘要

在背向散射系数成像中,一个感兴趣的区域相对于另一个感兴趣的区域的背向散射系数用于避免校准。通过使用背向散射(38)的频率依赖性度量来去除系统效应。通过超声扫描仪(10)来确定相对频率依赖性背向散射系数。



1. 一种用于利用医学诊断超声扫描仪的背向散射系数成像的方法,所述方法包括:
在患者的扫描区域中标识(30)感兴趣的第一区域和第二区域;
从医学诊断超声扫描仪接收(32)来自第一区域和第二区域的表示声学回声的超声数据;
由医学诊断超声扫描仪的变换处理器从超声数据分别计算(36)针对第一区域和第二区域的第一谱和第二谱;
由变换处理器确定(38)第一谱与第二谱的关系;以及
在显示器上显示(40)作为所述关系的函数的值。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中标识(30)包括标识(30)作为肾脏的部分的第一区域和作为肝脏的部分的第二区域。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(36)包括对针对第一区域的超声数据进行傅里叶变换以及对针对第二区域的超声数据进行傅里叶变换。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中计算(36)第一谱包括计算(36)沿感兴趣的第一区域的每一个扫描线的线谱并对线谱进行平均,所述第一谱包括线谱的平均。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中确定(38)所述关系包括确定(38)第一谱与第二谱的比。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中确定(38)所述关系包括确定(38)相对频率依赖性背向散射系数作为所述关系。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中显示(40)所述值包括显示所述关系的频率范围上的平均、频率上的所述关系的斜率或者频率上的所述关系的截距。
8. 一种用于背向散射系数超声成像的方法,所述方法包括:
测量(32)来自患者的不同区的声学背向散射;
将来自不同区的声学背向散射变换(36)成频率依赖性背向散射;
根据频率依赖性背向散射确定(38)不同区之间的相对背向散射系数;以及
传输(40)相对背向散射系数。
9. 根据权利要求8所述的方法,其中确定(38)包括计算(36)来自不同区的频率依赖性背向散射的比。
10. 一种用于估计频率依赖性相对背向散射系数的系统,所述系统包括:
接收波束成形器(16),其被配置成输出针对患者的不同区域的样本;
变换估计器(22),其被配置成针对不同区域将样本变换成频率依赖性背向散射以及计算不同区域的频率依赖性背向散射的比作为频率依赖性相对背向散射系数;以及
显示器(27),其被配置成显示信息,所述信息是频率依赖性相对背向散射系数的函数。

医学诊断超声中的相对背向散射系数

背景技术

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声。特别地，超声用于提供背向散射信息。

[0002] 常规B模式成像提供关于组织的背向散射性质的定性信息。若干因素影响不同组织的亮度，包括增益、聚焦、对数压缩、换能器响应、波束成形设置和/或超声扫描仪的其他系统设置。这些因素使得难以获得组织背向散射的定量值。

[0003] 可以估计绝对背向散射。使用参考幻象或平面反射器来校准背向散射度量来去除系统或其他效应。因为沿到给定患者中的感兴趣的区域的传播路径的衰减是未知的，并且由于组织样本和参考幻象之间的声音速度方面的差异，这些基于校准的方法易产生错误。校准还是耗时的且困难的。

[0004] 可以使用相对背向散射。肝肾指数(HRI)是肝脏和右肾脏皮质的中值B模式亮度水平之间的比。使用亮度值的比并不准确地去除系统特定的效应，因此HRI可能缺乏期望的准确度或精确度水平。

发明内容

[0005] 通过介绍的方式，下述优选实施例包括用于背向散射系数成像的方法、系统、计算机可读介质和指令。一个感兴趣的区域相对于另一个感兴趣的区域的背向散射系数用于避免校准。通过使用背向散射的频率依赖性度量来去除系统效应。通过超声扫描仪来确定相对频率依赖性背向散射系数。

[0006] 在第一方面中，提供了一种用于利用医学诊断超声扫描仪的背向散射系数成像的方法。在患者的扫描区域中标识感兴趣的第一区域和第二区域。从医学诊断超声扫描仪接收来自第一区域和第二区域的表示声学回声的超声数据。医学诊断超声扫描仪的变换处理器从超声数据分别计算针对第一区域和第二区域的第一谱和第二谱。变换处理器确定第一谱与第二谱的关系。在显示器上显示作为所述关系的函数的值。

[0007] 在第二方面中，非临时计算机可读存储介质具有存储在其中的表示由用于背向散射系数超声成像的编程的处理器可执行的指令的数据。所述存储介质包括用于以下的指令：测量来自患者的不同区的声学背向散射；将来自不同区的声学背向散射变换成频率依赖性背向散射；根据频率依赖性背向散射确定不同区之间的相对背向散射系数；以及传输相对背向散射系数。

[0008] 在第三方面中，提供了用于估计频率依赖性相对背向散射系数的系统。接收波束成形器被配置成输出针对患者的不同区域的样本。变换估计器被配置成针对不同区域将样本变换成频率依赖性背向散射以及计算不同区域的频率依赖性背向散射的比作为频率依赖性相对背向散射系数。显示器被配置成显示信息，所述信息是频率依赖性相对背向散射系数的函数。

[0009] 本发明由以下权利要求所限定，并且本部分中没有内容应被视为对那些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优势在以下结合优选实施例来讨论。

附图说明

[0010] 组件和附图不一定按比例制图,重点反而置于说明本发明的原理。此外,在附图中,相似的附图标记贯穿不同视图指定对应部分。

[0011] 图1是用于利用医学诊断超声扫描仪的背向散射系数成像的方法的一个实施例的流程图;

图2是具有在相同深度处的两个感兴趣的区域的示例图像;

图3示出针对图2的两个感兴趣的区域的示例谱;

图4示出图3的两个谱的关系的示例图表;以及

图5是用于利用医学诊断超声的背向散射系数成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 基于射频(RF)回声信号或来自超声的其他背向散射信息的谱分析,校正系统特定效应。从所述谱测量相对频率依赖性背向散射系数。

[0013] 与估计绝对背向散射系数不同,所提出的方法不要求使用参考幻象或参考板,并且不遭受与由组织样本和参考幻象之间的声音速度和衰减方面的差异而引起的那么多的错误。其他方法基于B模式图像的灰度值来估计相对背向散射。这些方案不使用谱信息,并且由于未有效地去除系统效应而遭受错误。

[0014] 可以受益于所提出的相对频率依赖性背向散射系数度量的一个应用是对脂肪肝疾病分阶段。脂肪肝与肾脏相比是高回声的。相对背向散射系数或从相对背向散射系数导出的参数可能潜在地用于对脂肪肝疾病分阶段。其他应用也可以受益于相对背向散射系数。

[0015] 图1示出用于利用医学诊断超声扫描仪的背向散射系数成像的方法的流程图的一个实施例。在不同的感兴趣的区域中测量诸如来自波束成形的样本的背向散射。针对每一个区域的背向散射被转换到频域,以使得可以计算相对频率依赖性背向散射系数。

[0016] 通过图5的超声成像系统10、变换估计器22或不同的系统和/或处理器来执行所述方法。例如,超声成像系统10获取来自不同区域的背向散射,将背向散射变换到频域中,并且从所述区域的谱计算相对背向散射系数。接收波束成形器16获取背向散射,并且变换估计器22从获取的背向散射计算相对背向散射系数。

[0017] 以所示出的次序(从顶到底)或不同次序来执行图1的动作。例如,在动作30中标识视场中的区域之前,在动作32中,针对视场来测量声学背向散射。

[0018] 可以使用附加的、不同的或比图1中示出的更少的动作。例如,不执行动作32。作为另一个示例,添加了用于扫描和生成B模式或用于标识感兴趣的区域的其他超声图像的动作。

[0019] 在动作30中,标识出两个或更多个感兴趣的区域。超声扫描仪扫描患者。可以扫描任何视场,诸如表示肝脏和肾脏二者的视场。可以使用任何扫描模式,诸如B模式扫描。

[0020] 用户指定感兴趣的区域。扫描的结果可以被显示为图像。用户在图像中指定感兴趣的区域的位置。可以使用任何指定,诸如使用用户接口来放置矩形框、方形框、圆形或其他区域形状。在扫描具有三维区域或体积的情况下,用户可以指示针对立方体、棱柱、卵形

体或指定感兴趣的区域的其他三维形状的位置和大小。可替换地,用户追踪感兴趣的区域。可以使用指定感兴趣的区域的任何现在已知的或之后开发的用户输入。

[0021] 在可替换实施例中,分段器或处理器标识感兴趣的区域。使用阈值法、分类、检测或其他图像处理来标识表示连续的感兴趣的区域的位置。感兴趣的区域被分段或以其他方式从表示超声扫描仪的扫描场的数据中定位。可以使用半自动,诸如,用户选择位置并且处理器确定关于所述位置的区域的形状和/或大小。

[0022] 感兴趣的区域在相同的深度处。每一个区域的中心在相同的深度处。可替换地或附加地,最深和最浅深度是相同的。在一个实施例中,不同区域的深度以及大小和形状是相同的或大体相同的。大体上计及子像素或样本分辨率,因此提供一个像素内的深度或样本频率的周期。区域可以在中心扫描线的相对侧(即,在针对视场的中心扫描线的相对侧)远离地对称地位于相同的距离。可替换地,区域在不同深度、大小和/或非对称横向位置。

[0023] 图2示出具有两个感兴趣的区域46的图像。图像是剪切速度图像,但是可以使用B模式、流模式或其他图像。用户放置两个框或感兴趣的区域指定符。感兴趣的区域46是相同大小和形状的,并且在相同的深度,但是不在绕中心扫描线相对于彼此对称的位置。可以使用其他区域46,在区域46之间具有更大或更小的分离。

[0024] 一个区域46被定位在背景或参考位置(例如,肾脏),并且另一个区域46被针对感兴趣的器官或组织(例如,肝脏)定位。区域针对器官的部分或全部。肾脏用作针对背向散射的参考。肝脏被检查以诊断脂肪肝疾病。来自肝脏的背向散射从参考肾脏的偏离的量可以指示脂肪肝疾病。

[0025] 在动作32中,超声扫描仪测量来自患者的感兴趣的区域的声学背向散射。测量作为在标识感兴趣的区域之后的后续扫描而发生。扫描整个扫描场或仅仅是感兴趣的区域。可替换地,测量作为之前发生的扫描的部分而发生,诸如扫描、生成图像、使用图像来标识区域以及使用来自图像的数据或用于创建图像的数据作为度量。

[0026] 针对每一个一维、二维或三维区域来测量声学背向散射。相同或不同的采样距离(例如,在样本之间的深度间距和/或扫描线间距)用于测量不同的区域。获取表示在给定时间段的每个区域中的不同采样位置的样本。

[0027] 所测量的背向散射是由接收波束成形器输出的射频(RF)或同相且正交(IQ)数据。响应于声学能量的发射(例如,发射波束),声学回声撞击到换能器的元件上。所述元件将声学回声转换成电信号。接收波束成形器对来自不同元件的信号相干地求和以确定特定样本位置处的组织的响应。接收波束成形器的输出是RF或IQ数据。在可替换实施例中,从在超声成像流水线的其他部分处的数据(诸如在波束成形之前的元素信号、在检测之后的B模式数据或者在映射到显示值之后的图像数据)测量背向散射。

[0028] 在动作36处,将所测量的声学背向散射变换到频域中。超声扫描仪或变换处理器将傅里叶或其他变换应用于声学背向散射,从而产生频率依赖性背向散射。

[0029] 变换导致针对每一个感兴趣的区域的谱。对来自给定区域的背向散射样本(即,超声数据)进行变换,从而提供针对该区域的谱。通过对针对一个区域的超声数据进行傅里叶变换,创建针对该一个区域的谱。通过对针对另一个区域的超声数据进行傅里叶变换,创建针对该另一个区域的谱。

[0030] 在区域包括沿多于一个扫描线的样本的情况下,可以单独地对每一个扫描线的样

本进行变换。作为深度的函数或易受相同波束成形的频率响应被变换。作为结果,针对给定区域提供多个谱(即,线谱或针对每一个扫描线的线谱)。针对相同区域中的不同扫描线的谱被平均,从而提供针对感兴趣的区域的谱。可以使用其他组合,诸如(a)使用来自感兴趣的区域中的所有样本位置的样本来执行一个变换(例如,2D傅里叶变换)或者(b)跨横向位置进行变换并且对来自不同深度的所得到的谱进行平均。

[0031] 在动作38中,超声扫描仪、变换处理器、控制器或其他设备确定不同的感兴趣的区域的谱之间的关系。在存在两个区域的情况下,确定一个区域的谱与另一个区域的谱的关系。三个或更多区域之间的关系可以被确定为三个或更多区域之间的不同关系集合或者单个关系。关系是相对背向散射系数。相对用于表示关系在两个或更多不同事物—在该示例中是区域—之间。系数用于表示值或参数表示所述关系的度量。背向散射表示,系数是基于至少一些背向散射信息。

[0032] 从频率依赖性背向散射而确定所述关系。所述关系是在一个频率处、在频率范围上或者使用任何谱信息的不同区域的背向散射之间。所述关系具有相对频率依赖性背向散射系数。

[0033] 在一个实施例中,所述关系是比。计算来自一个区域的谱与来自另一个区域的谱的比。在一个实施例中,在对数空间中确定所述比,诸如计算谱的对数并且从一个中减去另一个。使用来自不同区域的谱的值的其他关系可以被使用。

[0034] 频率依赖性背向散射的比可以去除换能器响应、增益、聚焦效应、衰减和/或超声扫描仪设置的其他效应。由下式给出功率谱(PS)函数:

$$PS(f) = G(f)D(f)BSC(f)e^{-4\alpha fz} \quad (1)$$

其中G是用于发射和接收的组的换能器效应,D表示波束成形和衍射效应,BSC是背向散射系数, α 是衰减,z是深度并且f是频率。功率扩展函数用于定量超声,并且可以用于相对频率依赖性背向散射系数。

[0035] 通过使用来自两个不同区域的相对信息,G和D可以从等式中除去。来自两个感兴趣的区域(ROI)的功率谱的比通过下式给出:

$$\frac{PS_{ROI1}(f)}{PS_{ROI2}(f)} = \frac{G_{ROI1}(f)D_{ROI1}(f)BSC_{ROI1}(f)}{G_{ROI2}(f)D_{ROI2}(f)BSC_{ROI2}(f)} e^{-4(\alpha_{ROI1}-\alpha_{ROI2})fz} \quad (2)$$

ROI1和ROI2在相同深度处,因此可以假设:

$$G_{ROI1}(f)D_{ROI1}(f)e^{-4(\alpha_{ROI1})fz} \approx G_{ROI2}(f)D_{ROI2}(f)e^{-4(\alpha_{ROI2})fz} \quad (3)$$

沿传播路径的系统效应和衰减被消除,从而导致等式1变成:

$$\frac{PS_{ROI1}(f)}{PS_{ROI2}(f)} \approx \frac{BSC_{ROI1}(f)}{BSC_{ROI2}(f)} \quad (4)$$

提供相对背向散射系数作为频率依赖性背向散射的比。可以使用导致消除D和/或G的其他方法。

[0036] 图3示出针对图2的两个感兴趣的区域46的谱50、52。参考谱52具有比感兴趣的组织的谱50更低的功率。在任何给定频率处或在频率范围上,计算比。图4示出针对图3的谱50、52的作为频率的函数的比54(即,相对背向散射系数)。在该示例中,两个ROI之间的相对背向散射系数54是在3MHz处11.29dB。

[0037] 可以使用关系的其他表达。图4示出线性拟合到作为频率的函数的比的线56。线56的斜率或截距指示在频率范围(例如,1.5到5MHz)上的相对背向散射系数的度量。可以使用不同范围和/或表达。

[0038] 再次参考图1,在动作40中传输相对背向散射系数。该传输来自超声扫描仪内的处理器(诸如,变换处理器)和/或来自超声扫描仪。该传输去往另一个设备,诸如存储器、显示器、网络、服务器、工作站、患者记录数据库和/或图片存档和通信服务器。关系作为数据而被传输或嵌入在图像中。

[0039] 在一个实施例中,该传输去往显示器。显示作为相对背向散射系数的函数的值。该值被显示为字母数字文本。该值是关系本身(例如,在给定频率处的比或在频率范围上的平均比)和/或是从关系导出的(例如,拟合的线的截距和/或斜率)。在可替换或附加实施例中,该值被包括作为图表的部分,诸如显示图4的频率上的比和/或拟合的线。

[0040] 以分贝来显示所述值。可替换地,该值被显示或规范化成0和1之间的百分比或量。对于规范化,任何值可以用于最大值和最小值,诸如实验上确定以表示期望的分布的值。可以使用值的度量的其他单位。

[0041] 单独地或与另一个图像一起显示该值。例如,B模式图像、谱的图像(例如,图3)或其他图像可以与表示关系的值一起提供。

[0042] 图5示出用于估计频率依赖性相对背向散射系数的医学系统10的一个实施例。医学系统10是使用相对背向散射和频率依赖性来避免或限制校准和/或减少系统设置对背向散射计算的影响的超声扫描仪。医学系统10实现图1的方法或另一个方法。

[0043] 医学系统10包括发射波束成形器12、换能器14、接收波束成形器16、变换估计器22、存储器28和显示器27。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,医学系统10包括B模式或其他检测器。作为另一个示例,变换估计器22、存储器28和/或显示器27被提供而没有前端组件,诸如发射和接收波束成形器12、16。在又一个示例中,包括用户输入的用户接口(例如,鼠标、轨迹球、键盘、按钮、旋钮、滑块和/或触摸板)被提供以用于在图像上的感兴趣的区域的用户指示。

[0044] 在一个实施例中,医学系统10是医学诊断超声系统。在可替换实施例中,系统10是计算机或工作站。

[0045] 换能器14是多个元件的阵列。所述元件是压电或电容性膜元件。所述阵列被配置为一维阵列、二维阵列、1.5D阵列、1.25D阵列、1.75D阵列、环形阵列、多维阵列、梅花阵列(wobbler array)、其组合或者任何其他现在已知的或之后开发的阵列。换能器元件在声学 and 电学能量之间转换。换能器14通过发射/接收开关与发射波束成形器12和接收波束成形器16连接,但是在其他实施例中可以使用分离的连接。

[0046] 发射和接收波束成形器12、16是用于利用换能器14进行扫描的波束成形器。发射波束成形器12使用换能器14来发射一个或多个波束以扫描区域。可以使用Vector®、扇区、线性或其他扫描格式。接收线和/或发射波束分布在扫描区域中。接收波束成形器16在不同深度对接收波束进行采样。

[0047] 发射波束成形器12是处理器、延迟器、滤波器、波形生成器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、其组合或者任何其他现在已知的或之后开发的发射波束成形器组件。在一个实施例中,发射波束成形器12数字地生成包络样本。使用滤波、延迟、相位旋转、数模

转换和放大来生成期望的发射波形。可以使用其他波形生成器,诸如开关脉冲器或波形存储器。

[0048] 发射波束成形器12被配置为用于生成针对换能器14上的发射孔径的每一个元件的发射波形的电信号的多个通道。波形是具有一个、多个或分数数目的周期的期望中心频率或频带的单极的、双极的、阶跃的、正弦的或其他波形。波形具有相对延迟和/或定相以及振幅以用于聚焦声学能量。发射波束成形器12包括控制器,其用于变更孔径(例如,活动元件的数目)、跨多个通道的切趾(apodization)分布(例如,类型或质心)、跨多个通道的延迟分布、跨多个通道的相位分布、中心频率、频带、波形形状、周期数和/或其组合。基于这些波束成形参数而生成发射波束原点、定向和焦距。

[0049] 接收波束成形器16是预放大器、滤波器、相位旋转器、延迟器、求和器、基带滤波器、处理器、缓冲器、存储器、其组合或者其他现在已知的或之后开发的接收波束成形器组件。接收波束成形器16被配置到用于接收表示撞击到换能器14上的回声或声学能量的电信号的多个通道中。来自换能器14内的接收孔径的每一个元件的通道连接到放大器和/或延迟器。模数转换器使经放大的回声信号数字化。数字射频接收数据被解调到基带频率。任何接收延迟(诸如,动态接收延迟)和/或相位旋转然后被放大器和/或延迟器应用。数字或模拟求和器组合来自接收孔径的不同通道的数据以形成一个或多个接收波束。求和器是单个求和器或者是级联的求和器。在一个实施例中,波束成形求和器被配置成对以复方式的同相且正交通道数据进行求和,以使得相位信息针对所形成的波束被维持。在可替换实施例中,接收波束成形器对射频数据进行求和。可以使用其他的接收波束成形器。

[0050] 接收波束成形器16被配置成响应于发射波束而形成接收波束。例如,接收波束成形器16响应于每一个发射波束而接收一个、两个或更多接收波束。相位旋转器、延迟器和/或求和器可以针对并行接收波束成形而重复。并行接收波束成形器中的一个或多个可以共享通道的部分,诸如共享初始放大。接收波束是共线的、平行的以及对应发射波束偏移或非平行的。

[0051] 接收波束成形器16被配置成输出针对患者的不同区域的样本。接收波束成形器16输出表示扫描的区域的不同空间位置的空间样本。一旦通道数据被波束成形或以其他方式组合成表示沿扫描线11的空间位置,数据就被从通道域转换到图像数据域。通过利用以任何模式(例如,扇区、矢量或线性)的发射和接收波束成形的扫描来扫描视场。感兴趣的区域在视场内,因此区域的样本被输出。可替换地,扫描被控制成仅仅扫描感兴趣的区域。通过接收波束成形采样的位置位于感兴趣的区域中。

[0052] 变换估计器22是数字信号处理器、通用处理器、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、控制处理器、数字电路、模拟电路、图形处理单元、其组合或者用于将数据变换到频域和/或计算相对频率依赖性背向散射系数的其他现在已知的或之后开发的设备。通过硬件、固件和/或诸如根据在存储器28或不同的存储器中提供的指令操作的软件来配置变换估计器22。在一个实施例中,变换估计器22是专门用于应用傅里叶变换的数字信号处理器、ASIC或FPGA,并且另一个设备(例如,计算器或处理器)从变换设备的输出来计算系数。在其他实施例中,变换估计器22是执行变换和计算二者的可编程设备。

[0053] 变换估计器22被配置成将样本变换成针对不同区域的频率依赖性背向散射。使用傅里叶或其他变换将通过接收波束成形器16输出的IQ、RF或其他样本变换到频域中。在其

他实施例中,可以变换背向散射的其他度量,诸如变换B模式检测的数据或图像数据。

[0054] 针对每一个感兴趣的区域的数据被单独地变换,从而创建不同的或单独的谱。在一个实施例中,针对给定区域的谱是来自针对该区域的数据的不同子集的谱的平均或其他组合。例如,来自在该区域内的深度范围上的每个线的样本被变换。来自不同扫描线或接收波束的所得到的谱被组合,从而提供针对该区域的谱。可以使用其他组合或变换。

[0055] 变换估计器22被配置成计算不同区域的谱的比作为相对频率依赖性背向散射系数。可以计算除了比之外的其他关系。由变换估计器22、控制器、图像处理器或其他设备来确定不同区域之间的背向散射的频率依赖性关系。

[0056] 样本或超声数据可以用于生成图像。B模式检测器、流估计器(例如,多普勒处理器)或其他检测器可以被提供用于检测来自接收波束成形的样本的特性。B模式检测器对声学背向散射的强度或功率进行检测。流估计器检测运动对象(例如,组织或流体)的速度、能量或变化。检测可以用于生成从其中选择感兴趣的区域的图像。可替换地,其他扫描被执行以生成图像,并且用于计算相对背向散射系数的样本来自单独的扫描。

[0057] 图像处理器和/或变换估计器22被配置成生成图像。图像包括相对背向散射系数。例如,作为频率的函数的系数(见,图4的比54)和/或拟合的线(见图4的线56)的图表被生成作为图像。作为另一个示例,字母数字文本被生成作为图像,诸如在3MHz处的11.29dB,或者作为频率的函数的不同差的表格。在其他实施例中,背向散射系数被提供为患者的图像上(诸如,在B模式图像上)的注释。

[0058] 存储器28是视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移除介质(例如,磁盘或压缩盘)、硬驱动器、数据库或者用于存储样本、谱、背向散射系数和/或图像的其他存储器设备。存储器28被变换估计器22用于将样本变换到频率空间、计算背向散射系数或者针对图1描述的其他动作。

[0059] 用于实现以上讨论的过程、方法和/或技术的指令在诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬驱动器或者诸如由存储器28表示的其他计算机可读存储介质之类的计算机可读存储介质或存储器上提供。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。在附图中图示或在本文中描述的功能、动作或任务响应于存储在计算机可读存储介质中或在其上的一个或多个指令集来执行。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,并且可以通过单独地或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质设备上以供本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令被存储在远程位置中以便通过计算机网络或通过电话线传送。在又其他实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0060] 显示器27是CRT、LCD、等离子体、投影仪、监视器、打印机、触摸屏或者其他现在已知或之后开发的显示设备。显示器27接收RGB、其他颜色值或其他值,并且输出图像。图像可以是灰度或彩色图像。图像显示信息,所述信息是频率依赖性相对背向散射系数的函数。显示一个或多个频率处的比、斜率、截距、或者来自不同区域的背向散射谱之间的关系的其他指示。在显示器27上的图像中显示系数或者从系数导出的值的字母数字、图形、注释或其他表示。图像可以或不附加地表示由波束成形器12、16和换能器14扫描的患者的区域。

[0061] 在一个实施例中,表示感兴趣的区域中的至少一个的图像被注释或颜色编码成指

示相对于疾病参考的系数的水平。例如,相对频率依赖性背向散射系数的不同范围表示疾病(例如,脂肪肝疾病)的不同阶段。用表示给定阶段的颜色、阴影或亮度来对针对肝脏的图像或感兴趣的区域颜色编码。不同颜色、阴影和/或亮度表示不同疾病阶段。针对该患者的阶段由区域像素的颜色或其他调制来指示。可以使用文本指示。

[0062] 虽然以上已经参考各种实施例描述了本发明,但应理解的是可以在不背离本发明的范围的情况下做出许多改变和修改。因此,意图在于前述详细描述被视为说明性而非限制性的,并且应理解的是,包括所有等同物的以下权利要求意图限定本发明的精神和范围。

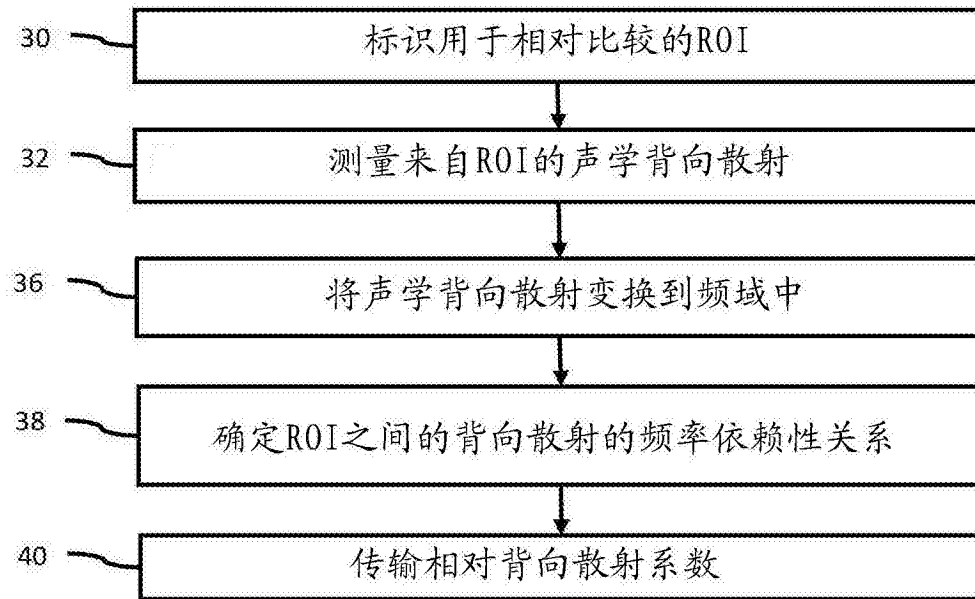


图 1

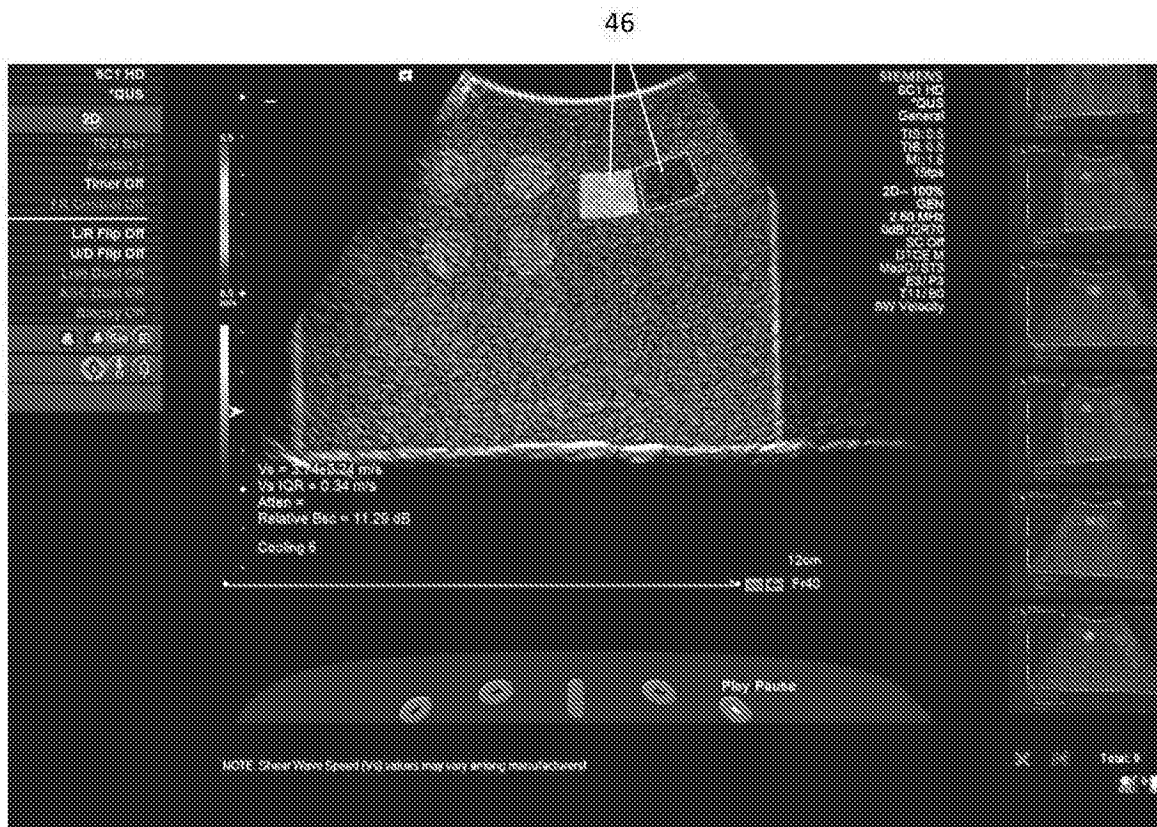


图 2

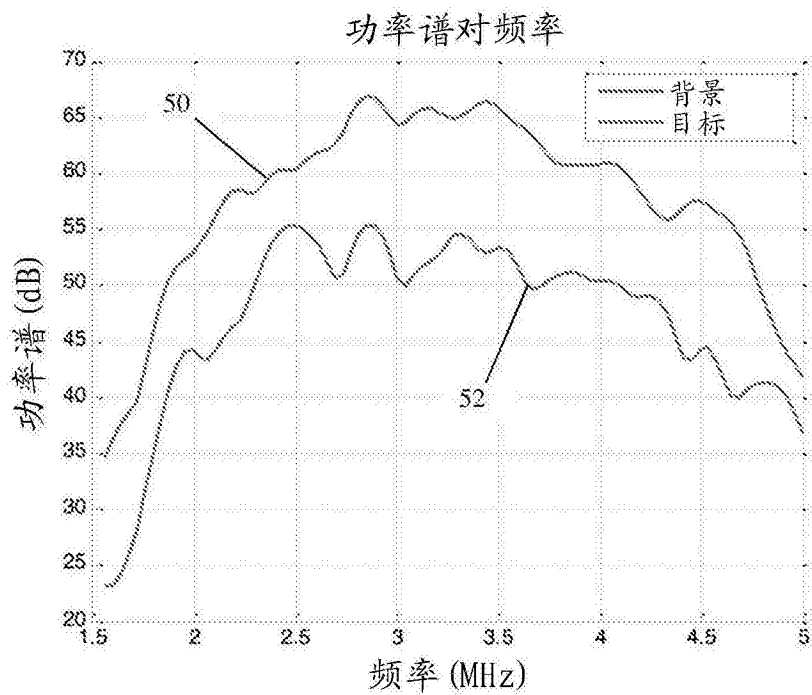


图 3

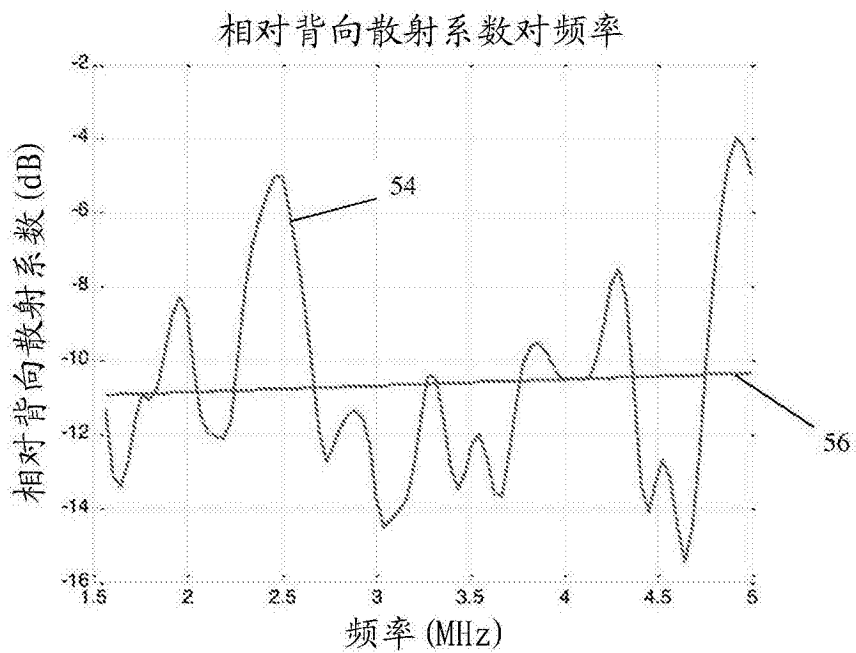


图 4

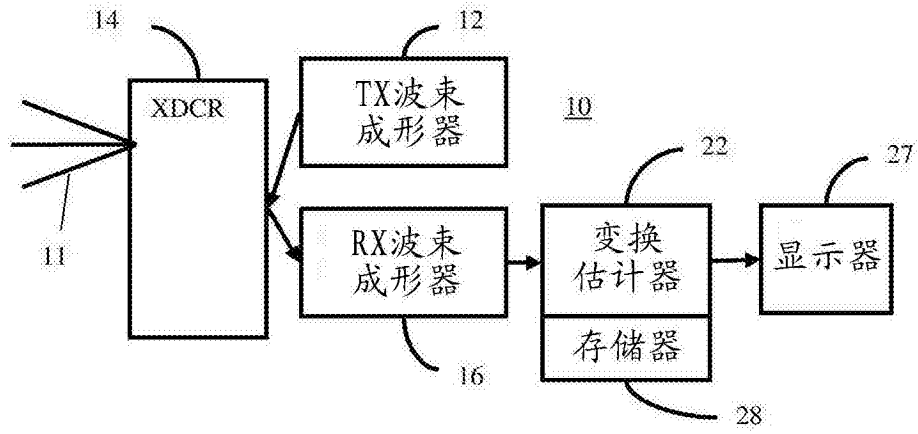


图 5

专利名称(译)	医学诊断超声中的相对背向散射系数		
公开(公告)号	CN107212903A	公开(公告)日	2017-09-29
申请号	CN201710173434.5	申请日	2017-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	Y 拉拜德		
发明人	Y.拉拜德		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/52 A61B8/14 A61B8/4494 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/56 G01S7/52036 G01S15/8915 G01S15/8977 G16H50/30 G01N29/46		
代理人(译)	徐红燕 刘春元		
优先权	15/077751 2016-03-22 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在背向散射系数成像中，一个感兴趣的区域相对于另一个感兴趣的区域的背向散射系数用于避免校准。通过使用背向散射（38）的频率依赖性度量来去除系统效应。通过超声扫描仪（10）来确定相对频率依赖性背向散射系数。

