



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108652660 A

(43)申请公布日 2018.10.16

(21)申请号 201810264125.3

(22)申请日 2018.03.28

(30)优先权数据

15/472024 2017.03.28 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 K.F.尤斯图纳

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 吕传奇 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

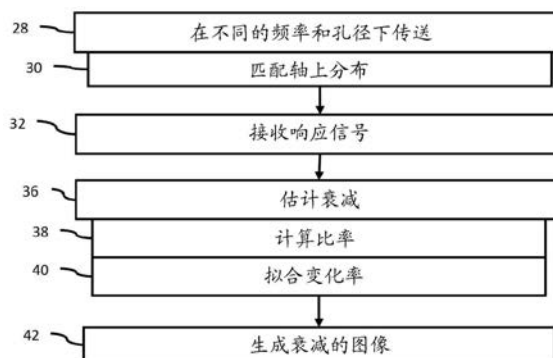
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

用于医学诊断超声中的衰减估计的衍射校正

(57)摘要

本发明涉及用于医学诊断超声中的衰减估计的衍射校正。为了估计衰减,衍射效应通过在不同频率下使用孔径传送来进行校正,所述孔径的大小被设置为与不存在衰减的传送之间的轴上强度分布和/或分辨单元大小匹配。作为回报,衰减导致变化。根据响应于传送的信号幅值或位移的比率来估计变化率。衰减是根据比率的随深度的变化率计算的。



1. 一种利用医学诊断超声扫描仪表征组织的方法,所述方法包括:
在第一中心频率下用换能器阵列的第一孔径传送第一声能;
在第二中心频率下用换能器阵列的第二孔径传送第二声能,所述第二中心频率不同于所述第一中心频率,并且所述第二孔径不同于所述第一孔径;
通过与所述换能器阵列连接的接收波束形成器分别接收响应于所述第一声能和所述第二声能的第一信号和第二信号,所述第一信号和所述第二信号响应于随深度的患者的组织;
通过图像处理器计算作为深度的函数的第一信号的幅值与第二信号的幅值的比率;
通过图像处理器将变化率与作为深度的函数的比率拟合;
通过所述图像处理器根据所述变化率估计所述组织的衰减;以及
显示针对患者的衰减。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能依序发生。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能至少部分地同时发生。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括用五个或更多个周期的脉冲进行传送,并且其中计算所述比率包括用所述幅值来计算所述比率,其中所述幅值是所述第一信号和第二信号的绝对值的平方。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括用四个或更少的周期的脉冲进行传送,并且其中计算所述比率包括对所述第一信号和第二信号进行傅里叶变换,对所述经变换的信号绝对值进行平方,选择在所述第一中心频率和第二中心频率下的信息,并根据所选信息计算所述比率。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括用所述第二中心频率进行传送,所述第二中心频率是所述第一中心频率的两倍,并且所述第二孔径是所述第一孔径的约1/1.4倍。
7. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括用所述第一孔径和第二孔径进行传送,所述第一孔径和第二孔径分别是所述第一中心频率和第二中心频率的函数。
8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述第二中心频率是所述第一中心频率的因数分之一倍,并且其中所述第二孔径是所述第一孔径的因数的平方根倍。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括用与所述第一声能和第二声能的轴上波束分布匹配的所述第一中心频率和第二中心频率以及所述第一孔径和第二孔径进行传输。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中接收包括在所述第一中心频率下用第三孔径接收所述第一信号并在所述第二中心频率下用第四孔径接收所述第二信号,所述第四孔径为所述第三孔径的所述第一频率和第二频率的比率,以及第一带宽用于接收第一信号和第二信号两者。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中传送所述第一声能和所述第二声能包括传送第一声辐射力脉冲和第二声辐射力脉冲,其中接收包括响应于所述第一声辐射力脉冲和第二声辐射力脉冲跟踪作为深度的函数的组织的第一位移和第二位移,并且其中计算所述比率包

括计算作为所述深度的函数的位移的比率。

12. 根据权利要求1所述的方法, 其中拟合包括将线与作为深度的函数的比率的自然对数拟合。

13. 根据权利要求1所述的方法, 其中拟合包括将指数与作为深度的函数的比率拟合。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其中显示所述衰减包括显示所述衰减的字母数字表示。

15. 根据权利要求1所述的方法, 其中显示所述衰减包括显示所述衰减的空间分布的图像。

16. 一种用于利用超声成像估计衰减的系统, 所述系统包括:

传送波束形成器, 其被配置为分别在不同的频带下使用不同的孔径生成脉冲, 所述孔径的大小是所述频带的函数;

接收波束形成器, 其被配置为响应于脉冲输出样本;

图像处理器, 其被配置为估计来自所述样本的衰减; 以及

显示器, 其被配置为显示所述衰减。

17. 根据权利要求16所述的系统, 其中所述脉冲包括推动脉冲, 并且其中所述样本包括位移, 并且其中所述图像处理器被配置为估计作为变化率的函数所述衰减, 所述变化率与作为所述深度的函数的位移的比率拟合。

18. 根据权利要求16所述的系统, 其中所述接收波束形成器被配置为在所述第一频带和第二频带下用接收孔径输出样本, 所述接收孔径与所述第一频带和第二频带的比率有关, 并且其中所述图像处理器被配置为估计作为变化率的函数所述衰减, 所述变化率与样本的幅值的比率拟合。

19. 一种用于利用医学诊断超声扫描仪进行估计组织衰减的方法, 所述方法包括:

在第一中心频率下用换能器阵列的第一孔径传送第一声能;

在第二中心频率下用换能器阵列的第二孔径传送第二声能, 所述第二中心频率与所述第一中心频率相差因数倍, 并且所述第二孔径与所述第一孔径相差因数的平方根的倒数倍;

通过与换能器阵列连接的接收波束形成器分别接收来自组织的第一声能和第二声能的第一信号响应回波和第二信号响应回波;

通过图像处理器根据响应于所述第一信号和第二信号的比率来估计组织衰减; 以及

生成针对患者的衰减的图像。

20. 根据权利要求19所述的方法, 其中估计包括根据作为深度的函数的比率中的变化率进行估计, 所述比率是所述第一中心频率和第二中心频率下的所述第一信号和第二信号的幅值。

用于医学诊断超声中的衰减估计的衍射校正

背景技术

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声。

[0002] 可以通过表征组织中的超声的衰减来获得重要的病理学信息。衰减水平可以是脂肪肝疾病的生物标记。可以部分地基于超声的衰减来诊断癌症,诸如乳腺癌。

[0003] 可以使用射频反向散射信号的频谱分析来测量衰减。作为声学反向散射的深度的函数的功率谱幅度的变化指示衰减。这些反向散射方案可能遭受易变性,即使是在频谱平均的情况下。

[0004] 超声衰减的准确估计要求衍射效应的有效消除。已经使用体模(phantom)减少了衍射效应。体模允许校准,减少或消除成像系统的贡献,包括衍射。来自患者的信号与来自体模的信号的比例起到抵消系统贡献的作用。体模的使用由于参考材料(体模)的声速与成像组织之间的失配而引入误差。

发明内容

[0005] 作为介绍,以下描述的优选实施例包括用于在超声成像中表征组织的方法、系统、计算机可读介质和指令。通过使用大小被设置为匹配无衰减情况下的传送之间的轴上传送强度分布的孔径,通过在两个或更多个不同中心频率下传送脉冲来补偿传送衍射效应。衰减改变传送之间的轴上强度分布。根据响应于传送的信号或位移的幅值的比例来估计变化率。衰减是根据比例的随深度的变化率来计算的。

[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表征组织的方法。在第一中心频率下利用换能器阵列的第一孔径传送第一声能。在第二中心频率下利用换能器阵列的第二孔径传送第二声能,第二中心频率不同于第一中心频率,并且第二孔径不同于第一孔径。与换能器阵列连接的接收波束形成器分别接收响应于第一声能和第二声能的第一信号和第二信号。第一信号和第二信号响应于随深度的患者的组织。图像处理器计算作为深度的函数的第一信号的幅值与第二信号的幅值的比例,将变化率与作为深度的函数的比例拟合,并根据变化率估计组织的衰减。生成针对患者的衰减的图像。

[0007] 在第二方面中,提供了一种用于利用超声成像来估计衰减的系统。传送波束形成器被配置为分别使用不同的孔径在不同频带下生成脉冲。孔径的大小是频带的函数。接收波束形成器被配置为响应于脉冲输出样本。图像处理器被配置为估计来自样本的衰减。显示器被配置为显示衰减。

[0008] 在第三方面中,提供了一种用于利用医学诊断超声扫描仪估计组织中的衰减的方法。在第一中心频率下利用换能器阵列的第一孔径传送第一声能。在第二中心频率下利用换能器阵列的第二孔径传送第二声能。第二中心频率与第一中心频率相差因数(factor)倍,并且第二孔径与第一孔径相差因数的平方根的倒数倍。与换能器阵列连接的接收波束形成器分别接收来自组织的第一声能和第二声能的第一信号响应回波和第二信号响应回波。图像处理器根据响应于第一信号和第二信号的比例来估计组织中的衰减。生成针对患者的衰减的图像。

[0009] 本发明由以下权利要求限定,并且该部分中的内容不应视为对那些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优点在下文结合优选实施例进行讨论。

附图说明

[0010] 组件和附图未必按照比例描绘,相反地将重点放在说明本发明的原理上。此外,在附图中,贯穿不同视图,相同参考标号指代对应部分。

[0011] 图1是用于利用医学诊断超声扫描仪估计衰减的方法的一个实施例的流程图;

图2示出了在不同中心频率下的示例双向波束图案以及0.00dB/cm-MHz衰减的孔径;

图3示出了对应于图2的波束图案的轴向和横向波束分布;

图4示出了在不同中心频率下的示例双向波束图案以及0.50dB/cm-MHz衰减的孔径;

图5示出了对应于图4的波束图案的轴向和横向波束分布;

图6示出了图5的分布的比率和该比率的拟合曲线;

图7示出了在不同中心频率下的示例双向波束图案以及0.75dB/cm-MHz衰减的孔径;

图8示出了对应于图7的波束图案的轴向和横向波束分布;

图9示出了图8的分布的比率和该比率的拟合曲线;

图10示出了响应于在不同频率下的推动脉冲和材料中具有0.50dB/cm-MHz衰减的孔径的示例最大位移;

图11示出了图10的位移分布的比率和该比率的拟合曲线;

图12示出了响应于在不同频率下的推动脉冲和材料中具有0.75dB/cm-MHz衰减的孔径的示例最大位移;

图13示出了图12的位移分布的比率和该比率的拟合曲线;以及

图14是用于超声成像的系统的一个实施例的框图。

具体实施方式

[0012] 超声衰减是在不使用体模的情况下被估计的。在估计的衰减中避免了由于体模与患者的实际组织的失配而导致的误差。

[0013] 为了校正衍射效应,在多个频率下执行传送。调整每个传送的孔径大小以匹配在没有衰减的情况下轴上强度分布和/或分辨单元大小。实际衰减导致失配,从而考虑到衰减的估计。

[0014] 在一种方案中,通过传送具有不同中心频率和基本上不重叠频谱的两个或更多个脉冲来估计超声衰减系数。传送和接收波束形成器的有效孔径大小作为相应中心频率的函数针对每个传送脉冲进行调整或设置。在优选实施例中,也通过调整接收孔径以匹配传送之间的接收横向分辨率来补偿接收衍射效应。这可以在所有深度实现,因为接收波束形成器通常是具有随着时间改变焦深和孔径大小的能力的动态波束形成器。调整接收滤波器的有效中心频率以匹配相应传送脉冲中心频率。接收滤波器的绝对带宽在传送之间保持相同,以便也匹配轴向分辨率。计算相应频带中的接收信号的幅值的比率消除了衍射效应。通过计算作为深度的函数的比率的变化率来估计衰减系数。

[0015] 在另一种方案中,使用不同频率和孔径下的声学力辐射脉冲(ARFI)传送。跟踪响应于传送的位移,而不是使用来自传送的接收信号的幅值。使用作为深度的函数的位移的

比率来估计衰减。

[0016] 图1示出了用于利用医学诊断超声扫描仪来表征组织的方法的流程图的一个实施例。估计组织中超声的衰减。在不同中心频率下的传送具有基于相应中心频率设置大小的孔径,以匹配在没有考虑到衰减的情况下传送的轴上强度分布。响应信息的比率反映了由衰减导致的匹配失真并被用于估计衰减。比率的变化率是衰减的函数。

[0017] 该方法由图14的超声成像系统10或扫描仪,波束形成器和图像处理器或不同的系统和/或处理器执行。例如,超声扫描仪包括用于从换能器传送声能的传送波束形成器,用于使用换能器接收响应信号的接收波束形成器,以及用于估计衰减的图像处理器。显示器生成衰减的图像。

[0018] 图1的动作以所示出的次序(自顶向底)或者不同的次序执行。可以使用比图1中示出的更少的、不同的或者附加的动作。例如,不执行动作42。作为另一示例,添加了用于配置超声扫描仪或B模式成像的动作。在又一示例中,动作30不是作为单独的动作来执行,而是作为动作28的一部分。

[0019] 在动作28中,超声扫描仪使用换能器来传送声能。例如,通过传送波束形成器的信道和换能器的相应元件的相对延迟和/或定相,声能集中在感兴趣的位置或区。换能器是一维(1D),1.25D,1.5D,2D,平面,弯曲阵列或环形阵列。可以使用其它阵列。传送波束形成器生成用于传送孔径的电波形。孔径内换能器阵列的元件将电波形转换为声能以用于声传送。

[0020] 在患者的组织内,声能沿着一条或多条扫描线建设性地干涉。沿扫描线传送传送波束。传送波束具有相对于该扫描线的分布。传送波束的中心包括具有更大强度的区。该区包括传送波束的焦点位置。传送波束具有由具有更大声学强度的位置标记的波束分布。声学强度随着距焦点区的进一步横向和/或深度(即,轴向)间隔而减少。区或波束分布可以基于从峰值强度的减少量来限定,诸如3dB、6dB、10dB、20dB或者另一滚降量。在波束分布内,提供更大的声学强度。

[0021] 电波形和相应的声能具有任何数量的周期。对于更宽带传送,使用一个,两个或几个(例如四个或更少)周期。对于更窄带传送,使用五个或更多个周期,诸如6-8个周期。可以使用任何包络、任何类型的脉冲(例如,单极、双极或正弦)或任何波形。

[0022] 为了衰减估计,在不同的传送中心频率和/或不同的频带下形成传送声束。频带不重叠,但可以重叠。传送具有不同的频谱。例如,一个传送的中心频率是另一传送的中心频率的两倍。可以使用除因数2之外的其它因数,诸如分数因数(例如0.66或1.75)或更大的整数因数(例如3)。

[0023] 传送波束形成器依序传送具有不同中心频率的声能。在分离的传送事件中传送传送波束。传送事件是相接间隔,在相接间隔中发生传送而没有接收响应于传送的回波。在传送阶段期间,不存在接收。在执行一系列传送事件的情况下,还可以执行对应的一系列的接收事件。超声扫描仪的接收波束形成器响应于每一个传送事件而生成样本。响应于每一个传送事件并且在下一传送事件之前执行接收事件。在这个过程中,在不同频率下的传送事件或传送和接收事件作为不同的事件被执行。

[0024] 在其它实施例中,传送波束形成器至少部分地同时传送具有不同频率的声能。沿着相同扫描线但是在不同频率下的两个或更多个传送波束的电波形在应用于换能器时被

组合或在时间上重叠。对于至少一些元件或信道,多个传送波束的电波形相加在一起。一个或多个信道和元件可以具有来自仅一个传送波束的波形或声能,但是对于传送事件的至少一部分其它信道和元件包括在同一时间来自两个或更多个传送波束的波形或声能。作为另一方案,传送波束用两个不同或区别的传送频率形成,从而在不同的频率下创建传送波束。在单个传送事件中传送不同频率下的传送声能。

[0025] 声能从孔径被传送。换能器阵列包括可选元件。传送波束形成器选择要包含在孔径中的元件。可以使用任何大小的孔径。孔径固定用于传送,但在动态接收操作期间可能会有所不同。给定孔径的元件是相接的,但可以使用稀疏或其它孔径。

[0026] 在不同频率下的声能的孔径是不同的。在不同中心频率下的每个传送波束具有不同的孔径。作为中心频率或频带的函数来设置孔径。在动作30中将孔径设置为与不同传送波束的轴上波束分布匹配。考虑到所传送的声能的频率,相应的孔径导致声能的轴上波束分布类似于或匹配其中没有衰减的情况。可以将轴上压力写为深度 z ,孔径 a ,波长 $\lambda = c/f$,组织中的声速 c 和传送中心频率 f 的函数, $P(z, a, \lambda) = F(z')$,其中 z' 是由 $z' = \frac{z}{a^2/\lambda}$ 给出的进一步归一化距离。

[0027] 因此,通过将 a^2/λ 保持为常数来保存轴向波束强度分布。例如,在一个传送的传送频率是另一个传送的传送频率的两倍(因数为2)的情况下,则两个传送的孔径具有与2的平方根相关的大小。具有两倍中心频率的传送声能的孔径是较低中心频率的孔径的2的平方根分之一倍。将频率降低至1/2,提供了使该降低频率传送的孔径增加至该因数(2)的平方根倍。相反,具有较大频率的传送具有降低至因数的平方根分之一倍的减小的孔径。相同的关系用于该因数的任何值。

[0028] 以上讨论用于匹配轴上传送强度分布。匹配可能不精确。匹配可以提供类似的分布。类似被用来考虑现实世界与数学理想的实现差异。孔径可能与因数的平方根不精确的相关。由于换能器的元件是分立的,所以孔径可以基本上与因数的平方根相关。由于频率相关的元件方向性,该关系可以用于阵列的声学变迹中的有效孔径因式分解(factoring)。在其中一个孔径设置下,该关系基本上是该因数的平方根。在动态操作期间的其它孔径设置下,该关系可能不同,但仍然在该因数的平方根的几个元素(例如,3个或更少)内。对于因数为2,孔径的关系约为 $1/1.41=0.71$,其中大致考虑到有效(由于聚焦过程引起的变化)和/或实质(由于使用分立元件引起的变化)改变。

[0029] 传送的声能用于扫描患者。传送事件被用于生成在接收事件中接收到的回波。在替代实施例中,声能的传送将导致组织位移。用于声辐射力脉冲(ARFI)成像的推动脉冲在两个不同的频率和相应缩放的孔径下发射。推动脉冲具有更大的能量,诸如通过具有许多周期(例如,100个或更多个周期)和/或更大的幅度,从而导致组织的轴向位移。接收事件响应于用于跟踪组织位移的其它传送事件。

[0030] 在位置 z 距离在频率 f_0 下的ARFI推动脉冲的组织轴向位移由下式给出:

$$S_0(z, f_0) = \frac{c P(f_0) \beta_a(f_0) I(f_0, z) e^{-2\beta(f_0)z}}{E} \quad (1)$$

其中 c 是常数, $P(f_0)$ 是传送脉冲和机电响应的传递函数, $\beta_a(f_0)$ 是来自吸收的频率相

关衰减系数, $\beta(f_0)$ 是来自吸收和散射两者的频率相关衰减系数 ($\beta(f_0) = \beta_a(f_0) + \beta_s(f_0)$, 其中 $\beta_s(f_0)$ 是来自散射的衰减系数), $I(f_0, z)$ 是声强度 (轴上衍射图案), 并且 E 是组织弹性。

[0031] 轴向位置 z 处的组织位移 $S_0(z)$ 根据 z 处的位移分布来估计。通过在不同时间传送和接收, 表示不同时间的组织。通过执行以深度 z 的扫描线的位置为中心的相关或其它相似性匹配, 找到时间之间的偏移或位移。从超声扫描中测量随时间推移的位移的分布。在推动之后时刻的分布或位移的最大值可以被用作该位置的位移。使用距推动给定时间的位移可避免测量分布或测量多次。替代地, 在参考时间 (没有或很小的位移) 期间和 ARFI 之后的时刻扫描组织。

[0032] 通过在频率 f 下传送并相应地设置有效孔径大小 (与传送的频率有关的因数的平方根的倒数) 来复制轴上强度。新的轴向位移由下式给出:

$$S(z, f) = \frac{cP(f)\beta_a(f)I(f_0, z)e^{-2\beta(f)z}}{E} \quad (2)$$

这种位移包括用于传送和接收操作的频率和孔径大小之间的关系, 所以可以使用该位移来确定衰减, 就像可以使用接收信号一样。用于测量位移的传送和接收事件可以具有任何频率和/或孔径。

[0033] 在动作 32 中, 超声扫描仪响应于传送的声能接收信号。接收波束形成器接收来自换能器元件的电波形, 所述换能器元件将来自声能的撞击回波信号转换成电波形。在响应于传送事件的接收事件中接收波形。接收响应于所传送的声能与患者的组织相互作用的波形。

[0034] 接收与该序列的传送交错。对于每个传送事件, 接收事件发生。接收事件是用于从感兴趣的一个或多个深度接收回波的连续间隔。该接收事件在停止传送事件之后发生。在换能器完成针对给定传送生成声能之后, 换能器用于接收响应回波。换能器然后用于针对相同的一个或多个空间位置重复另一个传送和接收事件对, 从而提供交错 (例如, 传送、接收、传送、接收……) 以便使用匹配的轴上分布测量不同频率下的组织响应。

[0035] 接收波束形成器将来自元件的波形相干地求和成波束形成的信号。接收是动态的, 从而提供沿着扫描线的随深度的信号。波束形成的信号沿着扫描线聚焦, 沿着扫描线对组织响应进行采样。接收波束形成器的输出是采用射频或同相和正交格式的接收信号 (例如, 样本)。

[0036] 接收波束形成器使用孔径用于接收回波。该孔径与用于传送的孔径基本相同。对于利用频率和孔径的传送事件, 使用相同或基本相同的孔径用于接收。对于利用不同频率和不同孔径的传送事件, 使用基本相同的“不同”孔径用于接收。基本上考虑到由于分立元件的使用而引起的变化和/或由于动态聚焦而引起孔径变化。在替代实施例中, 不同的孔径用于接收事件, 而不是用于接收事件所响应的传送事件。

[0037] 接收波束形成器可以包括滤波器, 诸如带通滤波器或下变频器和低通滤波器。滤波器在不需要的频率下减少信息。例如, 谐波或次谐波信息被减少。所需频带下的信息被保持或被减少得更少, 诸如将信息保持在相应传送事件的频带或中心频率下。例如, 一个传送事件的中心频率是 4MHz。滤波器在 4MHz 下维持接收信号中的信息, 同时在 2MHz 下减少信息。

另一传送是在2MHz下,因此滤波器在2MHz下维持接收信号中的信息,同时在4MHz下减少信息。

[0038] 传送上的孔径控制被用于补偿衍射。在优选实施例中,接收衍射效应也通过使用接收孔径的动态接收聚焦来补偿,所述接收孔径的大小被设置为与传送之间的接收分辨单元大小相匹配。与传送波束形成器不同的是,在其中接收波束形成器是能够随着时间改变焦深和孔径大小的动态波束形成器的情况下,这是在所有深度处实现的。调整接收滤波器的有效中心频率以匹配相应传送脉冲中心频率。接收滤波器的绝对带宽在传送之间保持相同,以便也匹配轴向分辨率。对于传送中心频率比 $f_1/f_2=2$ 的情况,在横向尺寸上匹配接收分辨单元大小需要频率 f_1 下的孔径与频率 f_2 下的孔径之比为1/2。由于往返分辨单元大小通常由接收分辨单元大小确定,这是由于在接收时使用较小的 f 数,所以衍射对分辨单元大小的影响可通过如上所述的传送之间的接收补偿来补偿。另一方面衍射对轴上强度分布的影响针对早期描述的传送补偿进行补偿。

[0039] 对于在不同频率下的同时传输,滤波器或单独的滤波器针对不同的频率创建接收信号。聚焦延迟或相位可以是频率的函数。接收信号可以被单独滤波以找到对不同传送频率的响应。对于顺序传送,不同的滤波器用于顺序接收,或者滤波器被重新编程以在不同时间在不同频率下接收。滤波可以基本上与相应的传送事件处于相同的频率。基本上考虑频率的变化作为深度的函数,以考虑基于深度的频移。

[0040] 在动作28中使用ARFI传送的情况下,动作32的接收不是对ARFI传送的回波。相反,动作32的接收是接收响应于跟踪传送以测量位移的信号。部分地通过接收响应于跟踪传送的信号来分别地跟踪由具有相应不同孔径的不同频率下的ARFI的顺序传送导致的位移。

[0041] 测量不同的深度组织的位移。对于不同深度的测量,获取针对不同深度的接收信号。

[0042] 在动作36中,图像处理器估计组织衰减。基于响应于不同传送频率和相应孔径的信息,可以在不使用体模的情况下估计衰减。衰减是根据比率来估计的,该比率是来自不同传送频率和相应孔径的接收信号的函数。使用作为深度的函数的比率的变化率来计算衰减。动作38和40表示比率和变化率的这种使用。

[0043] 在动作38中,计算该比率。该比率是作为深度函数的接收信号包络的幅值。可以使用其它幅值或功率计算。对于每个深度,计算针对每个不同传送的幅值。对于具有相应不同孔径的不同频率下的两个传送,针对每个深度具有两个幅值。针对每个深度的幅值响应于不同频率下的传送。该比率可以作为参考与两个或更多个其它幅值的测量的平均比率来计算。

[0044] 在传送是窄带的情况下,则接收信号的幅值被用于该比率。在传送是宽带的情况下,则可以使用傅立叶变换。接收信号经傅里叶变换。选择所需中心频率或频带下的信息。该比率可以根据所选信息在频域中计算。或者,对所选信息执行逆变换,然后计算所选信息的幅值的比率。

[0045] 该比率是针对每个深度计算的。结果是作为深度的函数的比率。该比率表示组织中对不同频率和随深度的相应孔径的响应差异。

[0046] 通过平均来自深度 z 和频率 f 下的多个加窗射频信号的频谱而获得的功率谱 R 可以被建模为:

$$R(f, z) = D_t(f, z) D_r(f, z) B(f) P(f) T(f) e^{-4\alpha z f} \quad (3)$$

其中, D_t 是传送上的衍射图案, D_r 是接收上的衍射图案, B 是与频率有关反向散射系数, P 是传送脉冲频率响应, T 是往返换能器频率响应, 并且 α 是衰减系数。将与深度无关的项一起组合成 $G(f)$ 项, 上面的等式变为

$$R(f, z) = D_t(f, z) D_r(f, z) G(f) e^{-4\alpha z f} \quad (4)$$

对于其中我们在两个不同的中心频率 f_1 和 f_2 下传送并通过传送和接收孔径管理补偿传送和接收衍射函数在所有深度的频率依赖性作为 $\frac{f_1}{f_2}$ 比的函数, 并且取两个功率谱的比率的情况, 提供:

$$\frac{R(f_1, z)}{R(f_2, z)} = G\left(\frac{f_1}{f_2}\right) e^{-4\alpha z \frac{f_1}{f_2}} \quad (5)$$

在优选实施例中, 用于具有中心频率 f_2 的传送的传送孔径被设置为等于在中心频率 f_1 下的传送孔径的 $\sqrt{f_1/f_2}$ 倍。这使得作为深度的函数的轴上传送强度分布均衡, 该深度是主要的传送衍射分量。具有中心频率 f_2 的传送的动态接收孔径被设置为等于所有深度的中心频率 f_1 下的接收孔径的 f_1/f_2 倍。这与均衡接收滤波器的绝对带宽一起均衡了接收分辨单元大小。这是衍射限制往返分辨单元大小的主要分量。

[0047] 在测量比率时, 指数和频率相关项 G 两者都是未知的。通过检查针对这个比率的随深度的指数, 指数被分离出来用于分析。

[0048] 在使用ARFI的情况下, 比率是作为深度的函数的位移。对于每个深度, 计算响应于不同频率下的ARFI和相应孔径的位移的比率。计算位移的比率给出:

$$R(z, f) = \frac{S(z, f)}{S_0(z, f_0)} = \frac{P(f) \beta_a(f)}{P(f_0) \beta_a(f_0)} e^{-2(\beta(f) - \beta(f_0))z} = \frac{P(f) \beta_a(f)}{P(f_0) \beta_a(f_0)} e^{-2\alpha(f - f_0)z} \quad (6)$$

其中 α 是来自吸收和散射两者的衰减系数斜率, 假设衰减系数 $\beta(f)$ 在有限的频带内是线性的, 即, $\beta(f) = \alpha f$ 。正如所指出的接收信号的幅值的比率, 位移的比率提供了一个随深度的指数项。这允许求解衰减而无需求解其它频率相关项。

[0049] 在动作40中, 图像处理器将变化率与作为深度的函数的比率拟合。该比率是对数的。该比率从较高的值开始, 并且随着深度的增加而降低到较低的值。使用最小二乘法, 将指数曲线与该比率拟合。该拟合曲线提供变化率。或者, 计算作为深度的函数的比率的自然对数。结果得到的线的斜率是变化率。在其它实施例中, 指数曲线在短深度范围内被视为线。根据该线的斜率估计衰减。加窗可以被用来确定不同深度的拟合。

[0050] 拟合求解了方程5关于 z 的指数项。由于频率是已知的, 所以图像处理器估计组织的衰减。拟合求解了衰减项。校正的衰减提供了与作为深度的函数的比率拟合的线或指数曲线。对于该线, 斜率等于 $-2\alpha f_0$, 根据其可以估计衰减系数斜率 α 。

[0051] 对于来自位移的比率, 衰减系数在有限的频带: $\beta(f) = \alpha f$ 内是线性的, 其中 α 是衰减系数斜率, 该衰减系数斜率通过将指数函数与方程6拟合来估计。

[0052] 衰减是针对组织的感兴趣区域确定的。例如, 选择B模式图像中的点。该点处的衰

减根据以该点为中心的一系列深度来确定。可以通过类似的加窗确定其它点的衰减。对于沿着扫描线的深度,可以针对从相同的传送和接收事件沿该扫描线的多个位置估计衰减。对于其它扫描线上的位置,可以使用其它传送和接收事件。可以估计衰减的一维,二维或三维分布。

[0053] 在动作42中,图像处理器和/或显示设备生成患者的衰减的图像。图像处理器,显示器,通信接口或其它设备传送衰减。传送来自超声扫描仪和/或超声扫描仪内。传送到另一个设备,诸如存储器,显示器,网络,服务器,工作站,患者记录数据库和/或图片归档和通信服务器。衰减被作为数据传送或被嵌入到图像中。

[0054] 在一个实施例中,传送到显示器。作为衰减或其它组织特性的函数的值被显示为图像的一部分或作为图像的一部分。将该值显示为字母数字文本。该值是特性本身(例如,针对衰减的值)和/或从特性导出。在替换或附加实施例中,作为图形的一部分而包括该值,诸如把该衰减显示为位置的函数。

[0055] 该值单独显示或与另一图像一起显示。例如,B模式图像或其它图像被提供有表示组织特性的一个或多个值。在针对一个或多个位置测量组织特性的情况下,示出一个或多个值的字母数字文本作为注释或在B模式图像上的覆盖而被提供。

[0056] 在另一个实施例中,该值是在空间上表示组织特性的图像的部分。例如,在两个或更多不同位置处测量衰减。针对不同位置的组织特性的值调制图像的颜色、亮度和/或阴影。图像中的不同像素通过该调制而示出了对应的组织特性值。

[0057] 在一个实施例中,执行横波成像。在用户或处理器选择的位置处指示横波速度。使用用于生成横波的相同ARFI或者不同ARFI,针对该相同位置计算衰减或其它组织特性并且对衰减或其它组织特性进行呈现。用于计算针对横波速度的位移的扫描还可以用于计算轴上位移,诸如使用并行接收波束形成。在没有附加排序或传送和接收的情况下,将横波速度和衰减或其它组织特性都提供给用户以用于诊断。在相同的图像中、相邻显示的图像中或者依序显示的图像中提供该值。

[0058] 图2-13示出了使用数值模拟和体模的衰减的示例估计。对于图2和图3,实际衰减为0.00dB/cm-MHz,如在水中扫描。图2示出了双向波束图案。左侧是中心频率为4MHz, F#为3.0的双波束模式,而右侧是中心频率为2MHz (4/2MHz), F#为2的平方根乘以3的双向波束图案。频率减半,所以孔径增加至2的平方根倍,这意味着F#增加至2的平方根倍。图3示出了对应于图2的轴向和横向分布。轴向分布由于给定频率的孔径关系而匹配,但横向分布不匹配,因为横向分布关系是 a/λ ,与轴向分布的 a^2/λ 相反。

[0059] 对于图4-6,数值体模的实际衰减为0.50dB/cm-MHz。图4示出了双向波束图案。注意的是,与图2相比,衰减导致强度随深度下降得更快。图4的左侧是中心频率为4 MHz, F#为3.0的双波束图案,而右侧是中心频率为2MHz (4/2MHz), F#为2的平方根乘以3的双向波束图案。图5示出了对应于图4的轴向和横向分布。由于衰减,轴向分布不匹配。图6示出了轴向分布与指数拟合的比率。在真值为0.5dB/cm-MHz的情况下,拟合产生0.49dB/cm-MHz的衰减系数。

[0060] 对于图7-9,实际衰减为0.75dB/cm-MHz。图7示出了双向波束图案。注意的是,与图2和图4相比,衰减导致强度随深度下降得更快。图7的左侧是中心频率为4 MHz, F#为3.0的双波束图案,而右侧是中心频率为2MHz (4/2MHz), F#为2的平方根乘以3的双向波束图案。

图8示出了对应于图7的轴向和横向分布。由于衰减,轴向分布不匹配。图9示出了轴向分布与指数拟合的比率。该拟合产生0.714dB/cm-MHz的衰减系数。真值为0.75dB/cm-MHz。

[0061] 图10-11和图12-13示出了使用ARFI传送的衰减估计的两个示例测量。扫描两个体模,其中一个在3MHz下具有1.5dB/cm的衰减(~ 0.5 dB/cm-MHz)(参见图10-11),并且另一个在3MHz下具有2.4dB/cm-MHz的衰减(~ 0.8 dB/cm-MHz)(参见图12-13)。对于一个ARFI传送,推动脉冲频率为2MHz,其中焦深为57mm,并且孔径为25.85mm。对于另一ARFI传送,推动脉冲频率为4MHz,其中焦深为57mm,并且孔径为17.866mm。

[0062] 图10和图12示出了作为响应于两个ARFI传送的深度的函数的位移。图11和图13示出了随深度的位移的比率和拟合指数曲线。与实际的0.5dB/cm-MHz相比,图10和图11的示例的衰减被估计为0.53dB/cm-MHz。与实际的0.8dB/cm-MHz相比,图12和图13的示例的衰减被估计为0.71dB/cm-MHz。

[0063] 图14示出了用于利用超声成像来估计衰减的系统10的一个实施例。医学系统10测量衰减。例如,医学系统10实现图1的方法或者另一方法。医学系统10是超声扫描仪,其使用接收信号或响应于基于轴向分布匹配的具有孔径的在不同频率下的传送的随深度的组织位移的测量。使用具有不同频率和相应不同孔径大小的传送的响应比率来估计组织的衰减。

[0064] 医学系统10包括传送波束形成器12、换能器14、接收波束形成器16、图像处理器18、存储器20和显示器22。可以提供附加的、不同的或者更少的组件。例如,医学系统10包括B模式或其它检测器。作为另一个示例,提供图像处理器18、存储器20和/或显示器22,而没有前端组件,诸如传送和接收波束形成器12、16。在又一个示例中,提供包括用户输入的用户接口(例如,鼠标、追踪球、键盘、按钮、旋钮、滑块和/或触摸板)以用于图像上感兴趣区的用户指示。

[0065] 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。

[0066] 换能器14是具有多个元件的阵列。元件是压电或电容性隔膜元件。该阵列配置为一维阵列、二维阵列、1.5D阵列、1.25D阵列、1.75D阵列、环形阵列、多维阵列、摆轮阵列、上述各项组合、或者任何其它现在已知或之后开发的阵列。可以使用平面或曲面阵列。换能器元件在声能和电能之间进行换能。换能器14通过传送/接收开关与传送波束形成器12和接收波束形成器16连接,但是在其它实施例中可以使用分离的连接。

[0067] 传送和接收波束形成器12、16是用于利用换能器14进行扫描的波束形成器。传送波束形成器12使用换能器14向患者中传送一个或多个波束。可以使用Vector[®]、扇区、线性或其它扫描格式。为了衰减估计,传送可以沿着相同的扫描线。

[0068] 传送波束形成器12是处理器、延迟、滤波器、波形发生器、存储器、相位旋转器、数模转换器、放大器、上述各项组合、或者任何其它现在已知或之后开发的传送波束形成器组件。在一个实施例中,传送波束形成器12以数字形式生成包络样本。使用滤波、延迟、相位旋转、数模转换以及放大来生成期望的传送波形。可以使用其它波形发生器,诸如切换脉冲发生器或波形存储器。

[0069] 传送波束形成器12被配置为多个信道以用于针对换能器14上传送孔径的每一个元件生成传送波形的电信号。波形是具有一个、多个或零点几个周期的频带或期望中心频

率的单极、双极、阶跃、正弦或其它波形。该波形具有相对延迟和/或定相和幅度用于聚焦声能。传送波束形成器12包括控制器以用于更改孔径(例如,有源元件的数目)、跨多个信道的变迹分布(例如,类型或质心)、跨多个信道的延迟分布、跨多个信道的相位分布、中心频率、频带、波形、周期数目和/或上述各项组合。基于这些波束形成参数来生成传送波束原点、取向和焦点。

[0070] 传送波束形成器12被配置为分别使用不同的孔径在不同频带下生成脉冲。沿同一条扫描线生成两个或更多传送波束,但是具有不同的频率和孔径。传送是同时或顺序的。每个传送的孔径都是基于频率而设置的。传送波束的频率之间的关系被用于设置孔径之间的关系。孔径的大小是传送的频率的函数。

[0071] 传送波束形成器12可以被配置为生成用于生成回波的成像脉冲或脉冲。可替换地或附加地,传送波束形成器12可以被配置成生成推动脉冲(ARFI)。传送波束形成器12生成针对ARFI的传送波束以及用于测量结果得到的位移的传送波束。针对ARFI的传送波束形成处于与用于测量位移的传送波束不同的能量或幅度水平。针对每一个信道和/或孔径大小的放大器控制所传送的波束的幅度。使组织发生位移的传送波束可以具有比用于成像或测量组织位移的传送波束更大的幅度。替换地或者附加地,用于生成ARFI的脉冲或波形中的周期数目大于用于跟踪的周期数目(例如,100或更多个周期用于ARFI而1-6个周期用于跟踪)。

[0072] 接收波束形成器16是前置放大器、滤波器、相位旋转器、延迟、加法器、基带滤波器、处理器、缓冲器、存储器、前述各项的组合、或者其它现在已知或之后开发的接收波束形成器组件。接收波束形成器16配置到多个信道中以用于接收电信号,所述电信号表示撞击换能器14的回波或声能。来自换能器14内的接收孔径的每一个元件的信道连接到放大器和/或延迟。模数转换器对经放大的回波信号进行数字化。将数字射频接收数据解调制到基带频率。任何接收延迟(诸如动态接收延迟和/或相位旋转)然后由放大器和/或延迟应用。数字或模拟加法器组合来自接收孔径的不同信道的数据以形成一个或多个接收波束。加法器是单个加法器或级联的加法器。在一个实施例中,波形加法器配置为以复数形式把同相和正交信道数据相加,以使得针对所形成的波束维持相位信息。在替换实施例中,接收波束形成器对射频数据进行相加。可以使用其它接收波束形成器。

[0073] 接收波束形成器16配置为响应于传送波束而形成接收波束。例如,接收波束形成器16响应于用于测量的每一个传送波束而接收一个、两个或更多个接收波束。可以针对并行接收波束形成重复相位旋转器、延迟和/或加法器。接收波束与对应的传送波束共线、并行以及偏移或不并行。

[0074] 接收波束形成器16配置为输出针对患者中的单个位置或多个位置的样本。接收波束形成器16输出表示与ARFI波束或与成像传送波束同轴的位置的样本。动态接收操作可以用于沿着扫描线11生成波束形成的样本。样本在轴上,诸如沿着扫描线的多个深度。样本来自为测量组织位移而传送的传送波束的回波,或来自成像传送波束的回波。

[0075] 一旦信道数据被波束形成或者以其它方式被组合以表示沿扫描线11的位置,就将该数据从信道域转换到图像数据域。输出波束形成的样本。样本响应于传送脉冲,所以样本响应于具有不同频带和相应孔径的传送而被输出。接收波束形成器16可以应用滤波和孔径来匹配传送波束,产生响应于传送波束的一组样本和响应于不同传送波束的另一组样本。

[0076] 在其它实施例中,所接收的样本被用于跟踪组织位移。接收波束形成器16或图像处理器18确定ARFI之后的给定时间处或随时间推移的组织位移。随着时间推移可以找到最大位移。

[0077] 图像处理器18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、上述各项的组合、或者其它现在已知或之后开发的设备以用于估计衰减。图像处理器18由硬件、固件和/或软件配置,诸如按照在存储器20或不同存储器中提供的指令进行操作。在一个实施例中,图像处理器18是数字信号处理器、ASIC、多普勒检测器、或者专门用于执行相关或其它位移计算的FPGA、以及用于估计衰减的另一个设备(例如,计算器或处理器)。在其它实施例中,图像处理器18是执行位移计算和估计两者的可编程设备。或者,图像处理器18被配置为估计来自接收波束形成器16输出的接收信号的衰减。

[0078] 图像处理器18配置为估计在焦点区或者沿扫描线11的衰减。该估计基于从接收波束形成器16输出的样本。例如,计算作为深度的函数的样本的幅值的比率。或者,图像处理器18确定来自组织位移的比率。该比率在响应于不同传送波束的样本之间。作为与随深度的比率拟合的变化率的函数来估计衰减。

[0079] 可以使用样本或其它超声数据来生成图像。可以提供B模式检测器、流动估计器(例如,多普勒处理器)或其它检测器用于从接收波束形成样本检测特性。B模式检测器检测声学反向散射的强度或功率。流动估计器检测移动对象(例如,组织或流体)的速度、能量或变化。检测可以用于生成图像,从该图像选择感兴趣的区用于衰减或其它组织特性测量,或者在该图像上显示所估计的衰减或其它组织特性。

[0080] 检测器、估计器和/或图像处理器18配置为生成图像。图像包括组织特性。例如,将按照位置的衰减的图形生成为图像。作为另一个示例,将字母数字文本生成为图像,诸如“衰减=0.71dB/cm-MHz”。在其它实施例中,将衰减值提供作为患者图像上(诸如B模式图像上)的注释。在又其它实施例中,诸如用颜色调制与在其处估计衰减的位置对应的一个或多个像素,以示出衰减的一个或多个值。

[0081] 存储器20是视频随机存取存储器、随机存取存储器、可移动介质(例如,磁盘或压缩盘)、硬盘驱动器、数据库、或者用于存储数据的其它存储器设备。存储器20由图像处理器18使用以存储样本、位移、相对测量结果(例如,比率和/或比率的对数)、拟合线、拟合曲线、变化率和/或所估计的衰减。

[0082] 用于实现以上讨论的过程、方法和/或技术的指令提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质)上。存储器20或不同的存储器存储所述指令。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。响应于存储在计算机可读存储介质上或中的一个或多个指令集而执行在本文中描述或者附图中图示的功能、动作或任务。功能、动作或任务与指令集、存储介质、处理器或处理策略的特定类型无关,并且可以由单独或组合操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。

[0083] 在一个实施例中,指令存储在可移动介质设备上以用于由本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令存储在远程位置中以用于通过计算机网络或者在电话线上转移。在又其它实施例中,指令存储在给定计算机、CPU、GPU或系统内。

[0084] 显示器22是CRT、LCD、等离子体、投影仪、监控器、打印机、触摸屏或者其它现在已知或之后开发的显示设备。显示器22接收RGB、其它颜色值或其它值并且输出图像。图像可以是灰阶或彩色图像。图像显示作为衰减的函数的信息。在显示器22上的图像中显示衰减的字母数字、图形、注释或其它表示。图像可以或者可以不附加地表示由波束形成器12、16和换能器14扫描的患者的区的解剖结构(anatomy)。

[0085] 尽管以上已经参考各种实施例描述了本发明,但是应当理解到,可以做出许多改变和修改而不脱离本发明的范围。因此旨在将前述详细描述视为说明性而非限制性的,并且要理解到,旨在限定本发明的精神和范围的是以下的权利要求,包括所有等同方案。

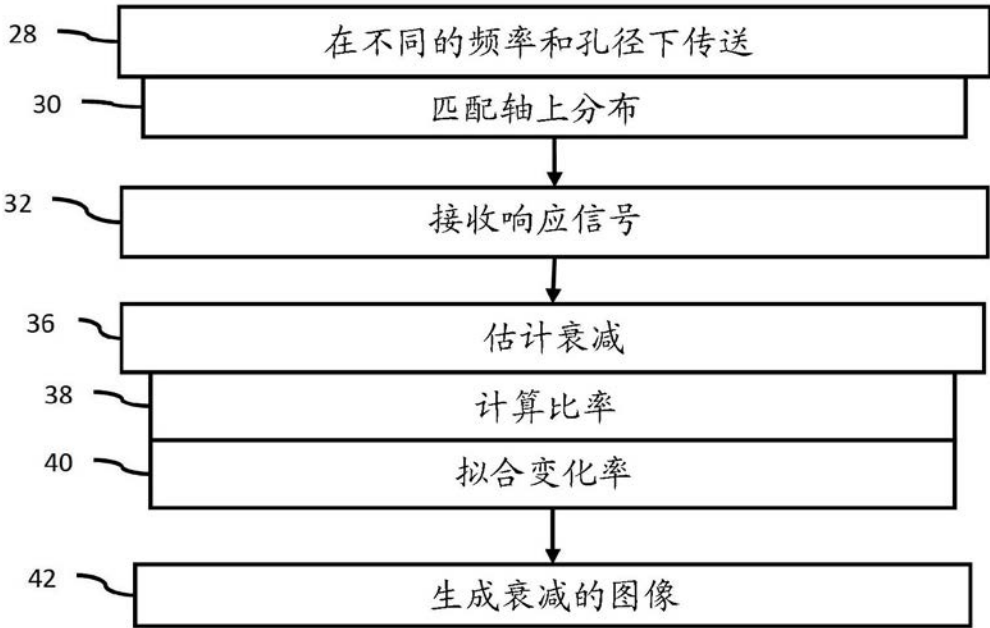


图 1

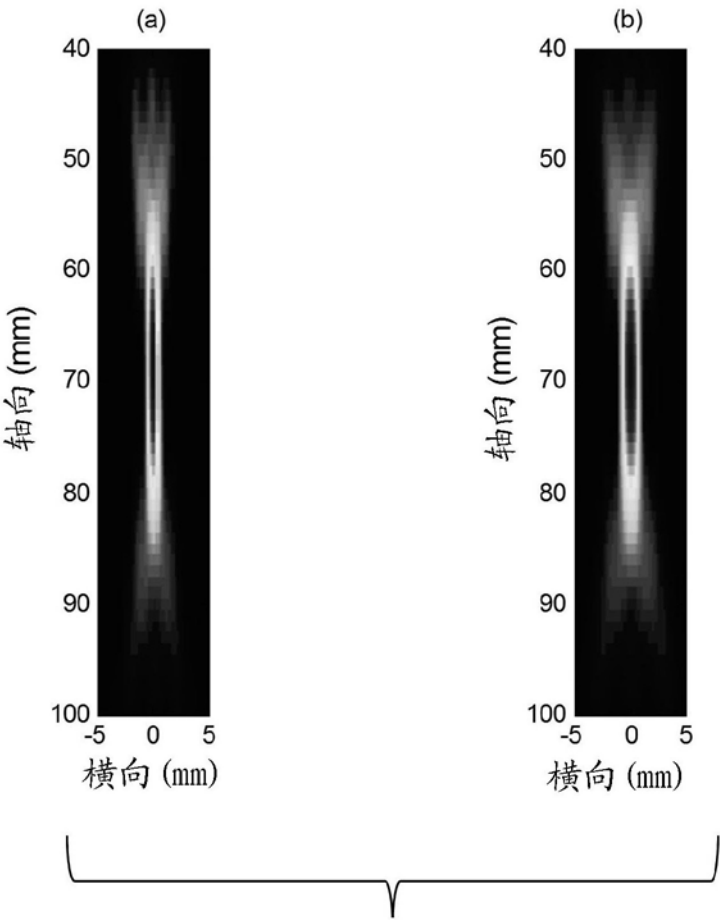


图 2

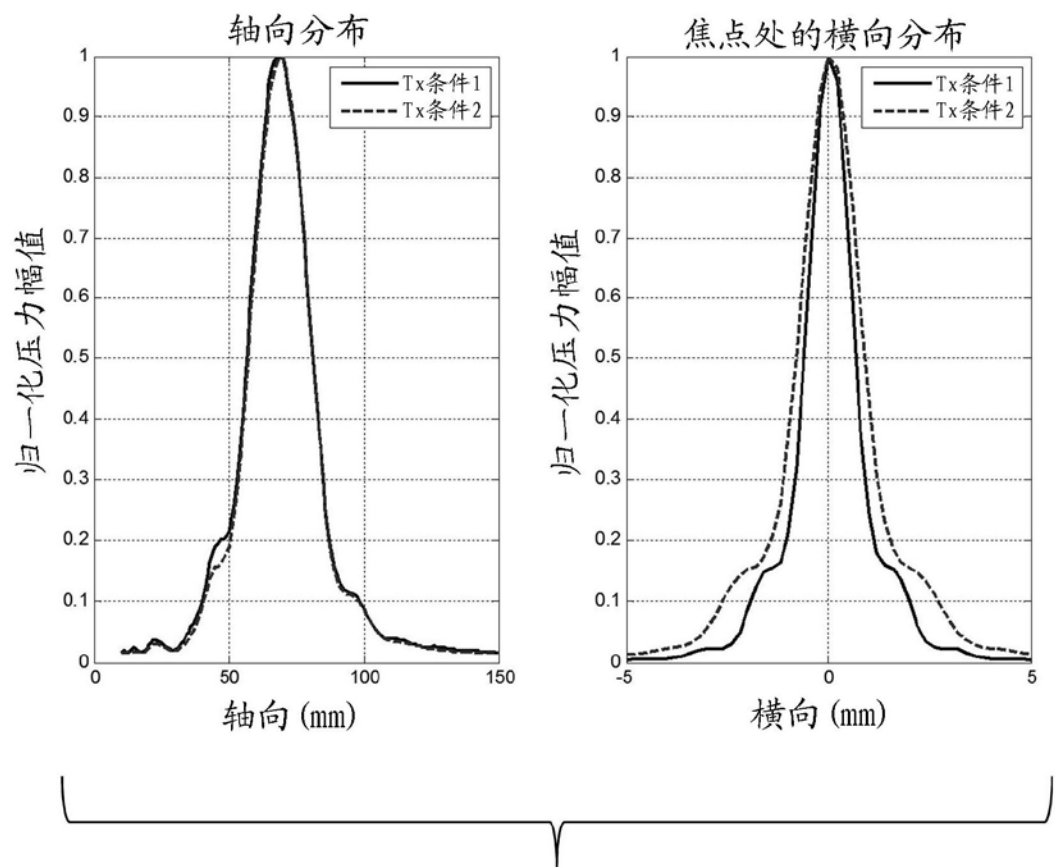


图 3

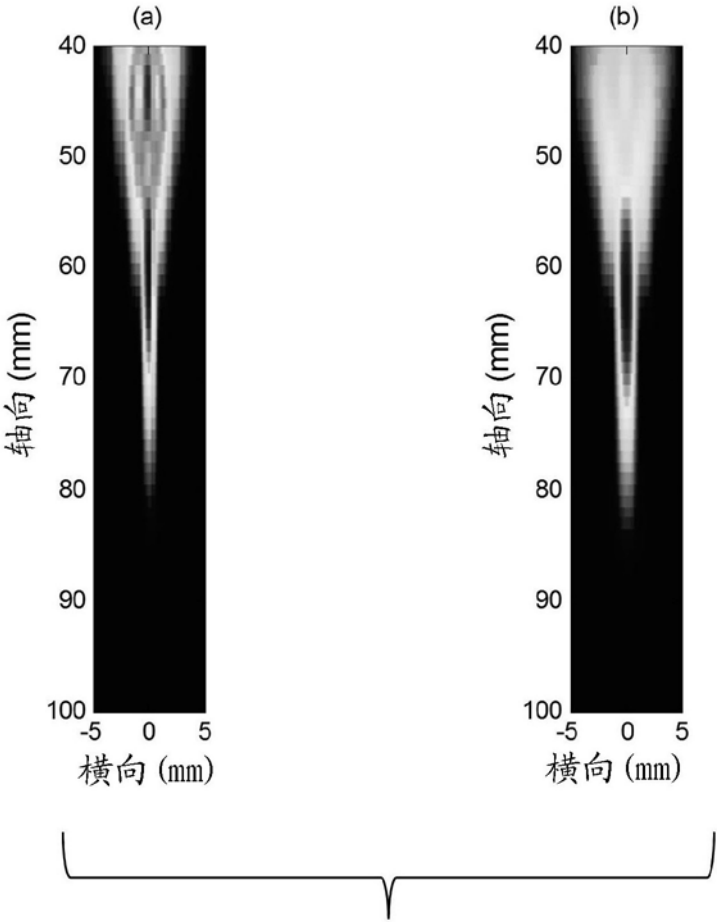


图 4

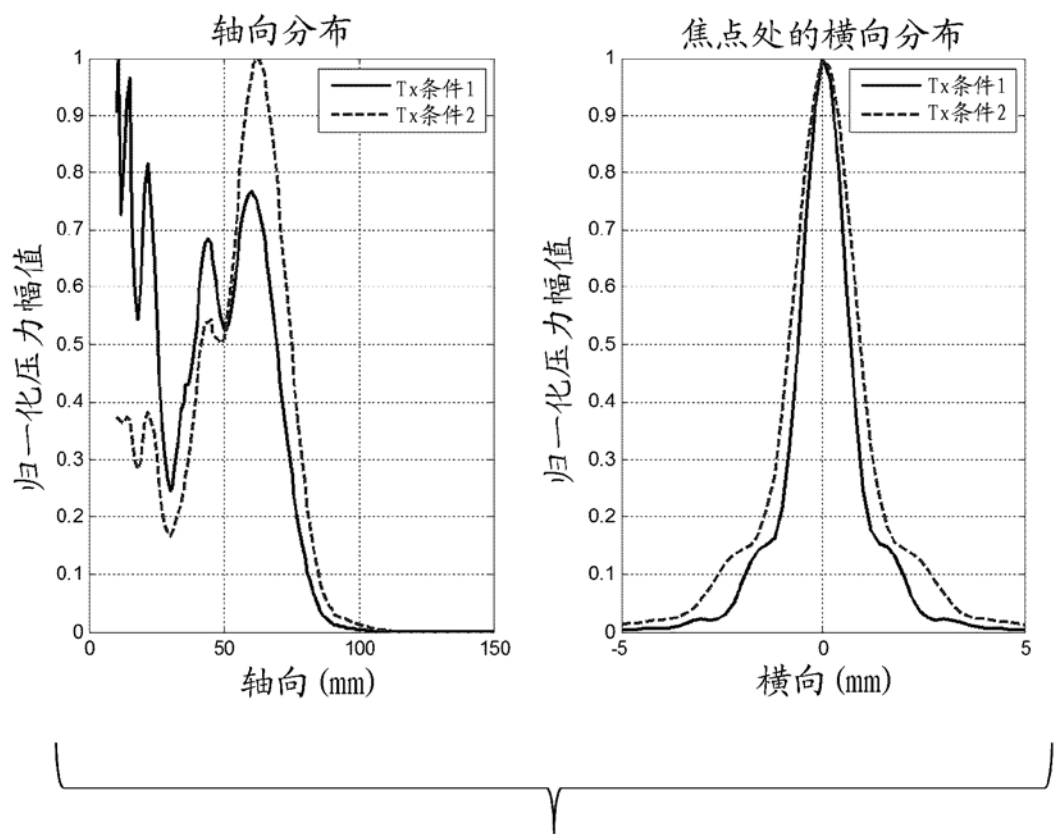


图 5

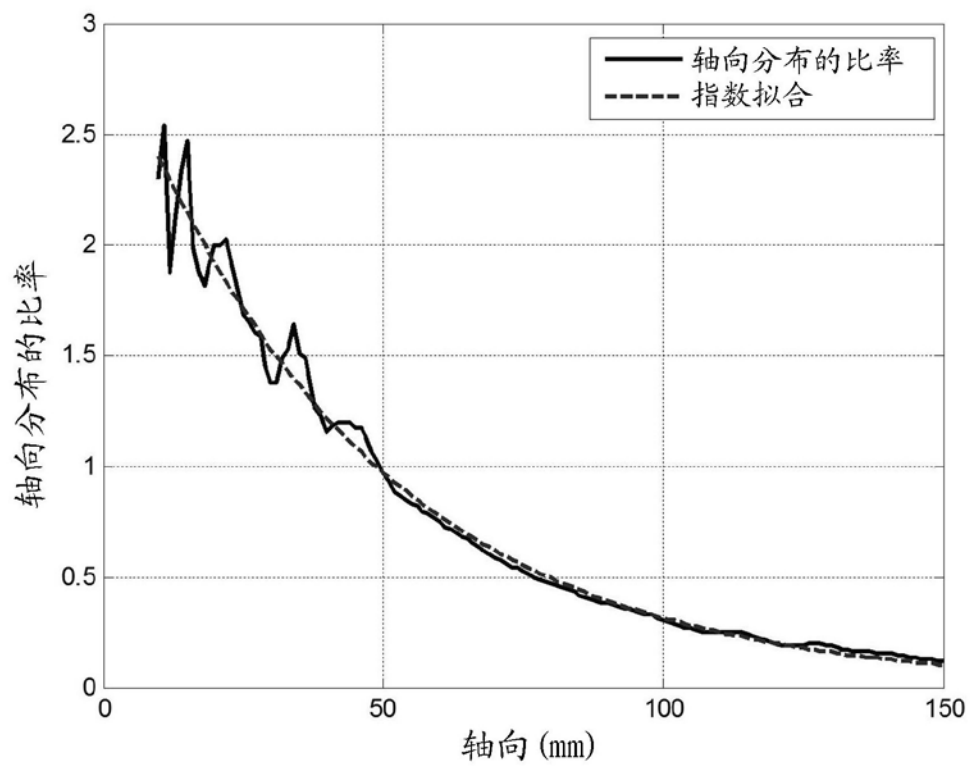


图 6

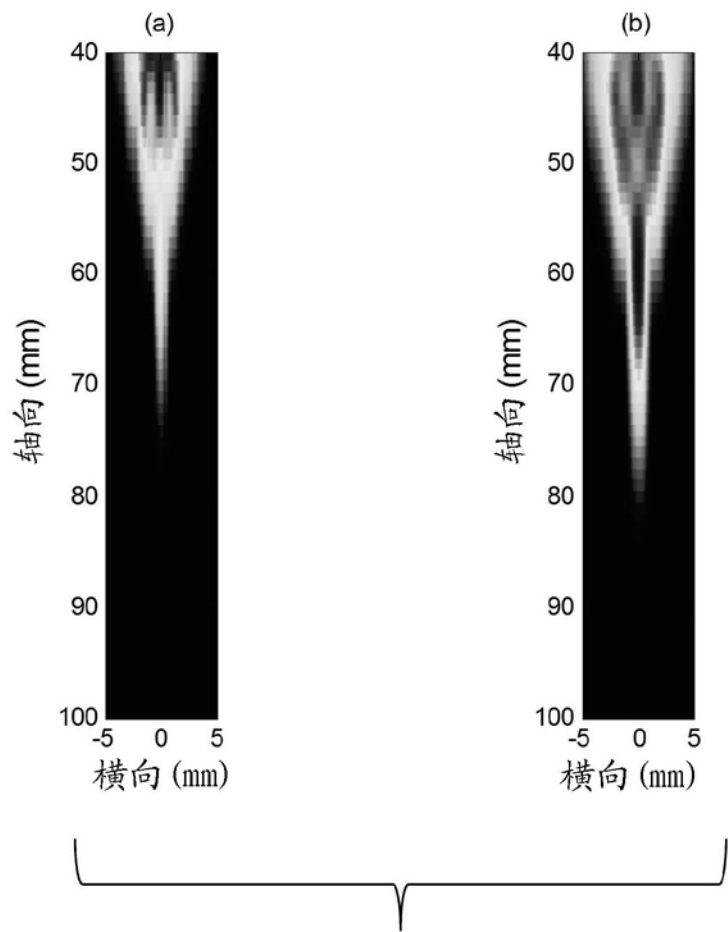


图 7

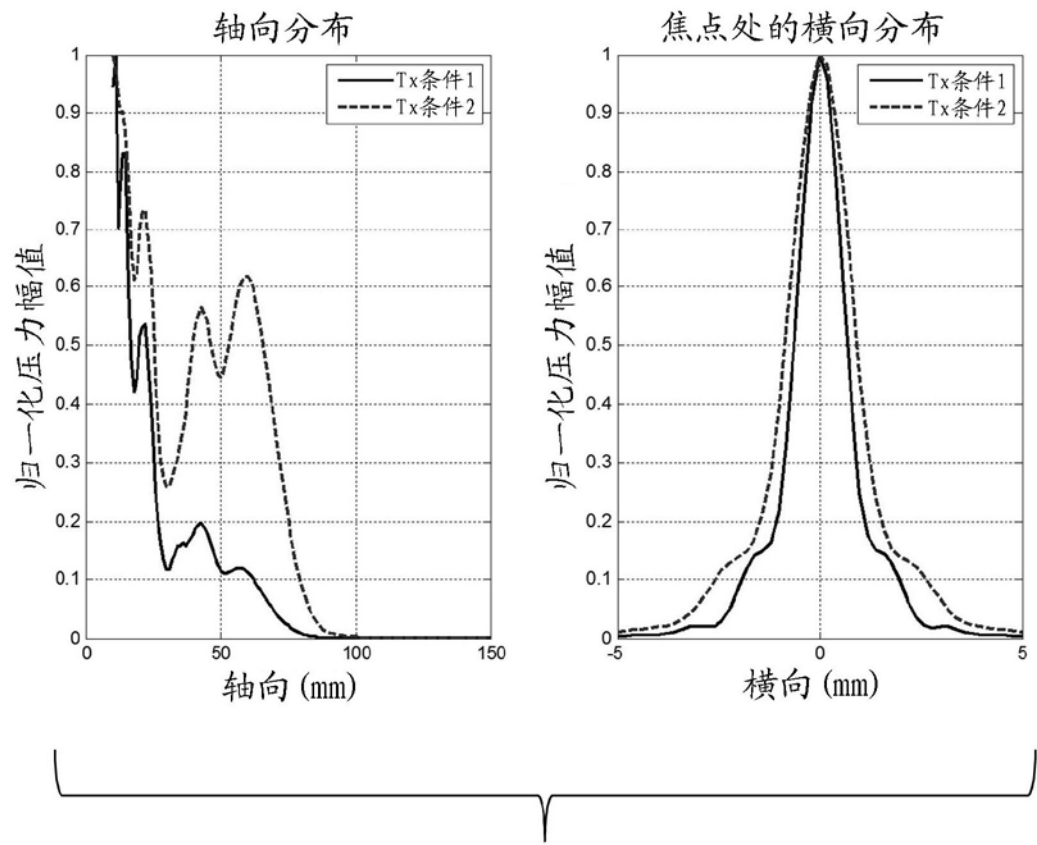


图 8

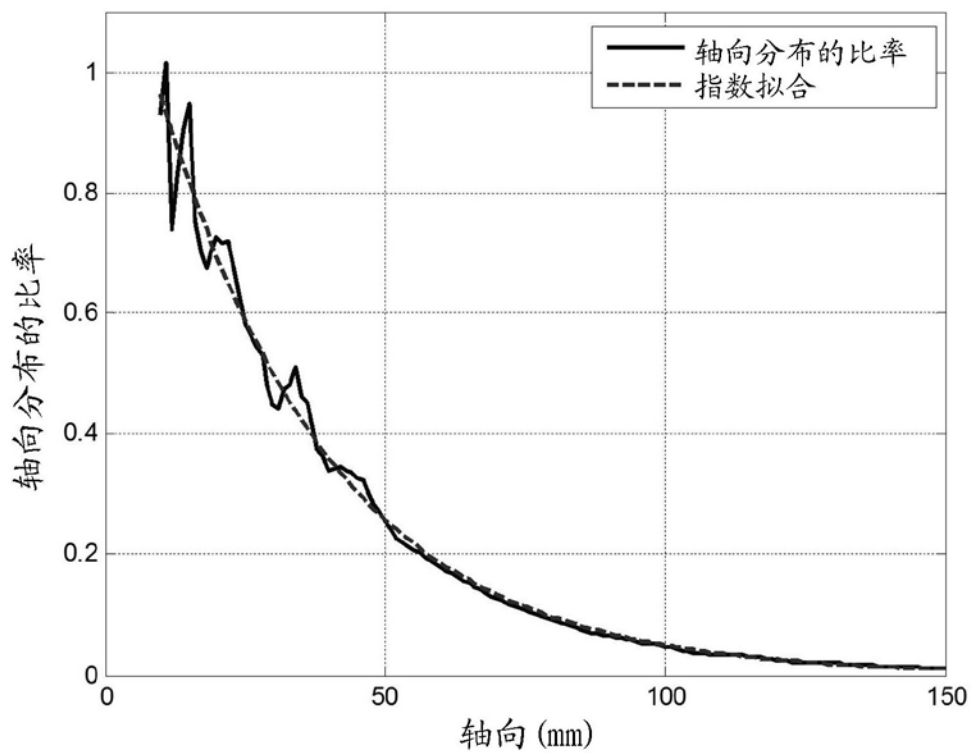


图 9

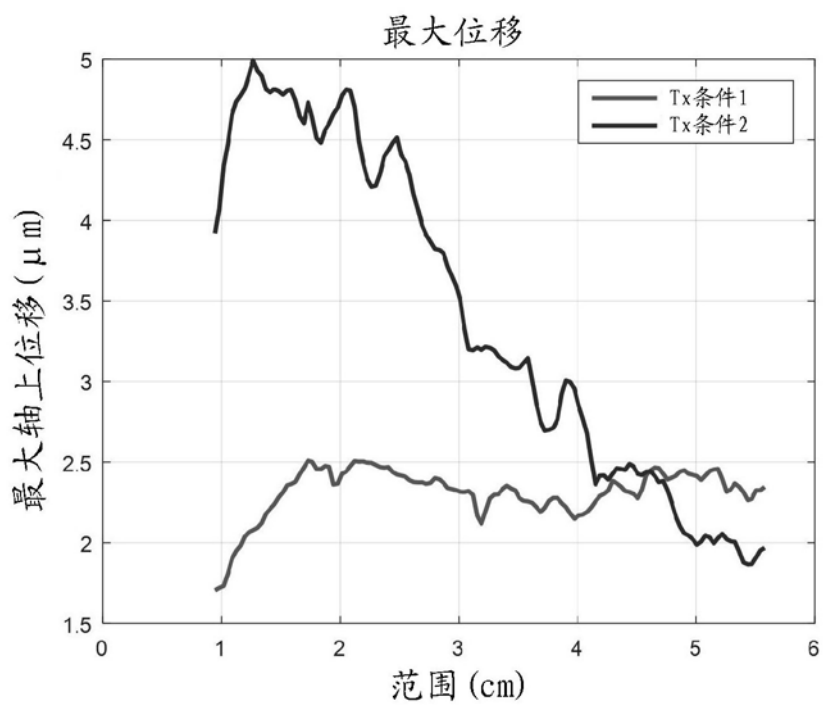


图 10

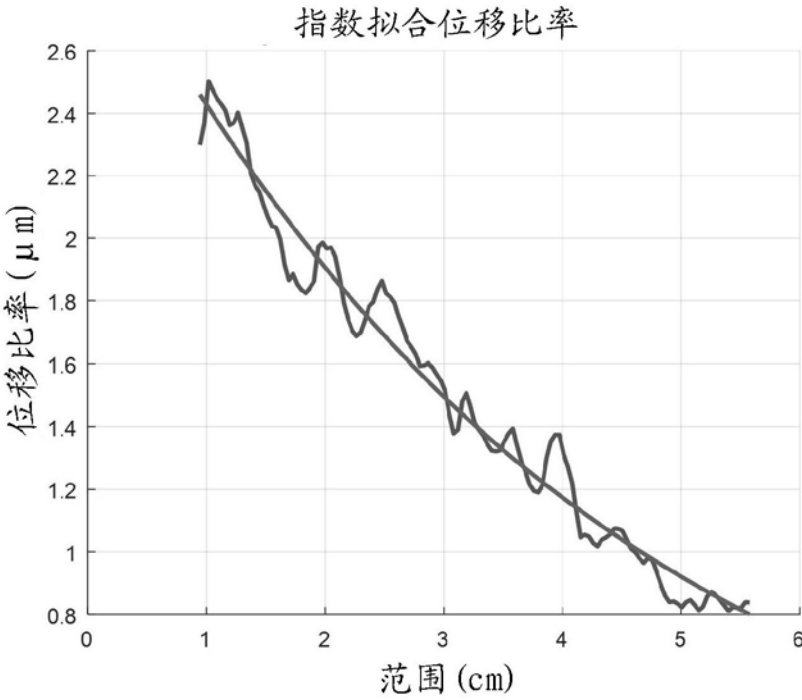


图 11

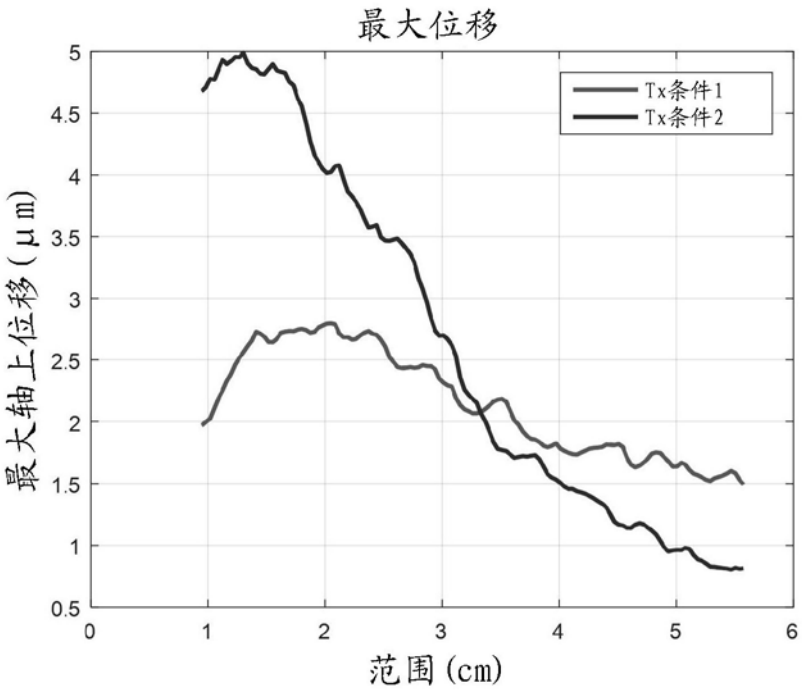


图 12

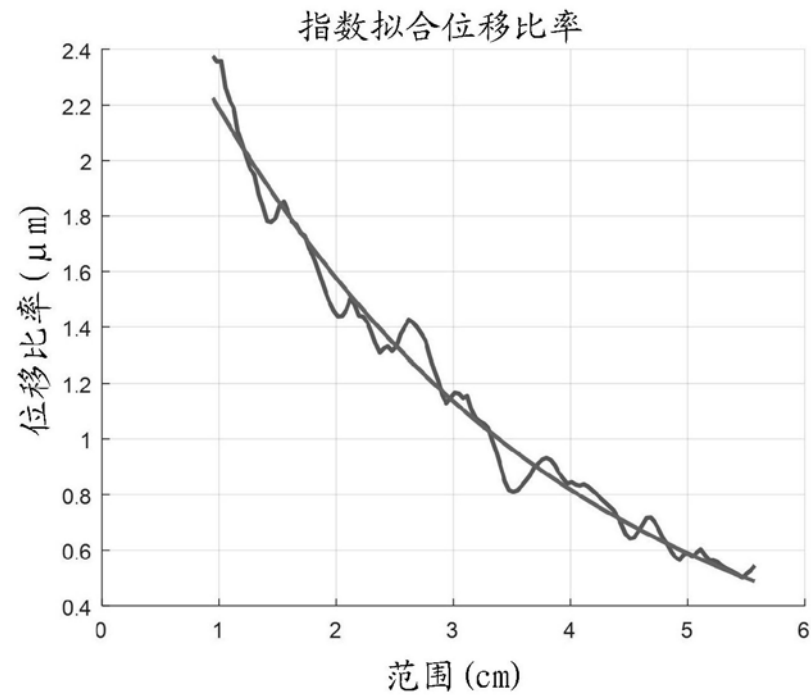


图 13

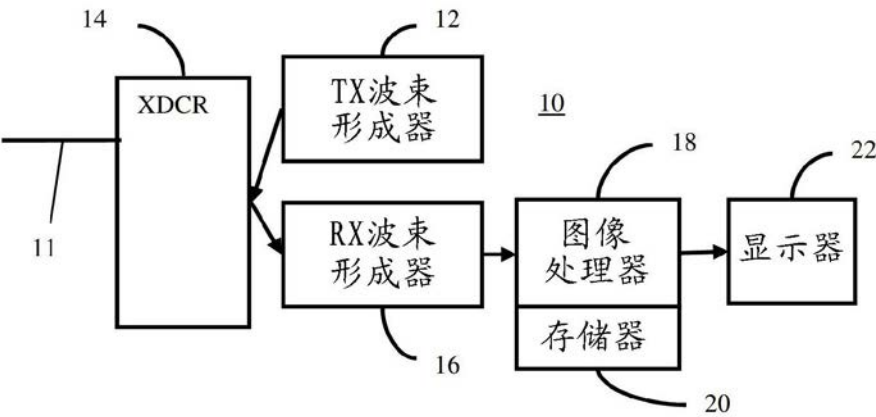


图 14

专利名称(译)	用于医学诊断超声中的衰减估计的衍射校正		
公开(公告)号	CN108652660A	公开(公告)日	2018-10-16
申请号	CN201810264125.3	申请日	2018-03-28
[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 K F 尤斯图纳		
发明人	Y.拉拜德 K.F.尤斯图纳		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/4483 A61B8/461 G01S7/52022 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52095 G01S15/8915 G01S15/8927 G01S15/8952 A61B8/44		
代理人(译)	吕传奇 刘春元		
优先权	15/472024 2017-03-28 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于医学诊断超声中的衰减估计的衍射校正。为了估计衰减，衍射效应通过在不同频率下使用孔径传送来进行校正，所述孔径的大小被设置为与不存在衰减的传送之间的轴上强度分布和/或分辨单元大小匹配。作为回报，衰减导致变化。根据响应于传送的信号幅值或位移的比率来估计变化率。衰减是根据比率的随深度的变化率计算的。

