



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110785126 A

(43)申请公布日 2020.02.11

(21)申请号 201880042117.2

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22)申请日 2018.06.22

代理人 杨学春 张鑫

(30)优先权数据

62/524,043 2017.06.23 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

G01N 29/11(2006.01)

2019.12.23

G01S 7/52(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/038951 2018.06.22

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/237244 EN 2018.12.27

(71)申请人 梅约医学教育与研究基金会

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 公平 P·宋 S·陈

J·D·奇萨思科

权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

用于超声系统独立衰减系数估计的方法

(57)摘要

描述了用于使用参考频率方法(“RFM”)估计正被成像的受试者或其他对象的感兴趣区域中的声学特性的系统和方法。使用此RFM技术,通过在不同频率(例如,相邻频率或其他频率)下采集的超声数据对在给定频率下采集的超声数据进行标准化,以便提供对独立于用于采集基础数据的超声系统的声学特性(例如,衰减系数、反向散射系数、或两者)的估计。例如,每个频率分量的振幅可通过功率谱中的不同频率进行标准化,以消除系统依赖的效应。因为本公开中描述的方法是系统独立的,所以它们可应用于任何换能器几何形状(例如,线性或曲线阵列)并且可使用任何波束图案(例如,聚焦的或非聚焦的)。

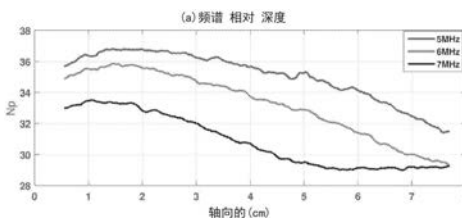


图 1A

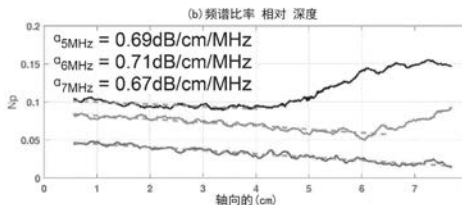


图 1B

1. 一种用于使用超声系统估计感兴趣区域中的物理介质的声学特性的方法,所述方法的步骤包括:

(a) 从在所述感兴趣区域内沿着超声束路径的多个深度位置采集超声数据,所述超声数据至少包括第一超声数据和第二超声数据,所述第一超声数据响应于以第一频率向所述感兴趣区域发射超声而被采集,所述第二超声数据响应于以不同于所述第一频率的第二频率向所述感兴趣区域发射超声而被采集;

(b) 通过计算在多个不同深度位置中的每一个处采集的所述第一超声数据与所述第二超声数据之间的比率,计算多个频谱比值;

(c) 从所述多个频谱比值估计所述感兴趣区域中的物理介质的声学特性值;以及

(d) 基于所述物理介质的所估计的声学特性值生成报告。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述声学特性值是衰减系数。

3. 如权利要求2所述的方法,其中估计所述衰减系数包括:通过计算所述频谱比值的对数来计算对数值,通过将所述对数值布置为深度位置的函数来形成频谱比率衰变曲线,计算所述频谱比率衰变曲线的一部分上的斜率,以及基于所述斜率估计所述衰减系数。

4. 如权利要求3所述的方法,其中基于线性拟合来计算所述斜率。

5. 如权利要求4所述的方法,其中基于所述线性拟合的残留误差来估计所述衰减系数的可靠性。

6. 如权利要求4所述的方法,其中所述频谱比率衰变曲线的所述一部分被选择为深度位置的范围,在所述深度位置的范围,所述频谱比率衰变曲线在所述第一频率下作为函数遵循线性下降。

7. 如权利要求4所述的方法,其中基于非线性拟合来计算所述斜率。

8. 如权利要求7所述的方法,其中部分地基于可变投影 (VARPRO) 方法来计算所述非线性拟合。

9. 如权利要求2所述的方法,其中估计所述衰减系数包括计算作为所述多个频谱比值的对数的对数值并且将所述对数值拟合到参数模型,以估计所述衰减系数。

10. 如权利要求9所述的方法,其中所述参数模型是频谱比率的单参数模型,并且估计所述衰减系数包括在计算所述对数值之前通过参考深度数据对所述多个频谱比值进行标准化。

11. 如权利要求10所述的方法,其中所述参考深度数据是在一个或多个参考深度处以所述第一频率采集的超声数据。

12. 如权利要求9所述的方法,其中所述参数模型是频谱的双参数模型,并且估计所述衰减系数还包括估计反向散射系数。

13. 如权利要求12所述的方法,其中使用不同的第一和第二频率值或不同的深度位置中的至少一者来重复步骤(a),使得所述多个频谱比率对应于多个频率测量值或多个深度测量值中的至少一者。

14. 如权利要求9所述的方法,其中将所述对数值拟合到所述参数模型包括使用最小二乘估计。

15. 如权利要求9所述的方法,其中将所述对数值拟合到所述参数模型包括使用约束来约束所述拟合。

16. 如权利要求15所述的方法,其中所述约束是物理介质约束,所述物理介质约束定义用于所述物理介质的衰减系数值的预期范围。

17. 如权利要求15所述的方法,其中所述约束是数据生成的约束,所述数据生成的约束是至少部分地基于所述频谱比值而适应性确定的约束。

18. 如权利要求1所述的方法,其中针对多个不同的第一频率值和第二频率值重复步骤(a),针对所述多个不同的第一频率值和第二频率值中的每一个重复步骤(b),并且步骤(c)包括针对所述多个不同的第一频率值中的每一个估计不同的声学特性值以及基于所述不同的声学特性值的组合估计最终声学特性值。

19. 如权利要求18所述的方法,其中所述不同的声学特性值的所述组合包括对所述不同的声学特性值求平均值。

20. 如权利要求19所述的方法,其中使用加权平均对所述不同的声学特性值求平均值。

21. 如权利要求1所述的方法,其中所述声学特性值是反向散射系数。

22. 如权利要求21所述的方法,其中估计所述反向散射系数包括:通过计算所述频谱比值的对数来计算对数值,通过将所述对数值布置为深度位置的函数来形成频谱比率衰变曲线,计算所述频谱比率衰变曲线的y截距,以及基于所述斜率估计所述反向散射系数。

23. 如权利要求22所述的方法,其中将所述多个频谱比值布置为深度位置的函数包括:向所述计算机系统提供换能器响应数据,计算换能器响应比率,以及基于所述换能器响应比率对所述多个频谱比值进行加权。

24. 如权利要求23所述的方法,进一步包括:计算所述频谱比率衰变曲线的斜率,并基于所述斜率来估计衰减系数值。

25. 如权利要求1所述的方法,其中所述第一频率在频谱上与所述第二频率相邻。

用于超声系统独立衰减系数估计的方法

相关申请的交叉引用

[0001] 本申请要求于2017年6月23日提交的美国临时专利申请序列号62/524,043的权益,其标题为“用于超声系统独立衰减系数估计的方法”,其整体通过引用并入本文。

背景技术

[0002] 超声衰减系数估计(“ACE”)对临床应用是有用的。例如,超声衰减系数的估计可用于区分肿瘤和量化肝脏中的脂肪含量。

[0003] 在脂肪含量检测的示例中,肝脏中的脂肪影响超声传播,并与衰减系数相关联。因此,注意系数可以用作肝脏脂肪评估因子。与黄金标准、肝脏活检相比,ACE提供了非侵入性且可重复的过程。

[0004] 两种最常用的ACE方法包括频谱移位法和参考体模法。频谱移位法估计中心频率沿深度的下移;但是,这种方法忽略了波束形成和衍射效应,从而限制了估计精度。另一方面,在参考体模方法中,使用经过良好校准的体模来标准化所有的超声系统依赖的效应,诸如聚焦、时间增益补偿(“TGC”)和衍射。但是,在实践中,并非总是可获得良好校准的体模,并且它们的超声特性可能随时间而变化,因为体模中的材料随时间退化或以其它方式随时间变化。

[0005] 因此,仍然需要一种估计衰减系数值的方法,该方法不需要用于标准化的参考体模,同时仍然独立于超声系统效应。

发明内容

[0006] 本公开通过提供用于使用超声系统估计感兴趣区域中的物理介质的声学特性的方法来解决上述缺点。从在感兴趣区域内沿着超声束路径的多个深度位置采集超声数据。所述超声数据至少包括第一超声数据和第二超声数据,响应于以第一频率向感兴趣区域发射超声而采集第一超声数据,响应于以不同于第一频率的第二频率向感兴趣区域发射超声而采集第二超声数据。通过计算在多个不同深度位置中的每一个处采集的第一超声数据与第二超声数据之间的比率来计算频谱比值,并且从多个频谱比值计算感兴趣区域中的物理介质的声学特性值。基于物理介质的估计的声学特性值生成报告。

[0007] 本公开的上述和其他方面及优点将通过以下描述而显现。在描述中,参考了形成本说明书的一部分的附图,其中通过图示的方式示出了优选实施例。然而,此实施例不一定代表本发明的全部范围,因此,参考权利要求和本文来解释本发明的范围。

附图说明

[0008] 图1A示出了在三个示例频率分量 f_i ,或者5、6和7MHz下,作为深度的函数的取自然对数后的频率功率谱。

[0009] 图1B示出了在相同的频率分量下作为深度的函数的取自然对数后的频谱比率。为了更好的可视化,用于6和7MHz的频谱比率衰变曲线分别上移了0.05和0.1。

[0010] 图2示出了可能的衰减系数的直方图。数据采集自标称值为0.5dB/cm/MHz的商业体模。所述体模是在5MHz中心频率下用非聚焦平面波成像进行成像的。

[0011] 图3是阐述用于使用参考频率方法从超声数据估计诸如组织之类的物理介质的声学特性的示例方法的步骤的流程图。

[0012] 图4是实现本公开中描述的方法的示例超声系统的框图。

[0013] 图5是实现本公开中描述的方法的示例计算机系统的框图。

具体实施方式

[0014] 这里描述的是用于使用参考频率方法(“RFM”)估计正被成像的受试者或其他对象的感兴趣区域中的声学特性的系统和方法,其中通过在相邻频率下采集的超声数据对在给定频率下采集的超声数据进行标准化,以便提供对独立于用于采集基础数据的超声系统的声学特性(例如,衰减系数、反向散射系数、或两者)的估计。例如,可以通过功率谱中的不同频率对每个频率分量的振幅进行标准化,以消除系统依赖的效应。因为本公开中描述的方法是系统独立的,所以它们可以应用于任何换能器几何形状(例如,线性或曲线阵列),并且可以使用任何波束图案(例如,聚焦的或非聚焦的)。

[0015] 在超声成像中,可以将反向散射RF信号的功率谱建模为:

$$S(f_i, z_k) = G(f_i) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_i, z_k) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k) \quad (1);$$

[0016] 其中 $G(f_i)$ 表示在频率 f_i 下的发射和接收换能器响应,其中 i 是频率分量指数); $TGC(z_k)$ 是时间增益补偿(“TGC”),作为深度 z_k 的函数而变化,其中 k 是深度指数); $D(f_i, z_k)$ 是聚焦、波束形成和衍射的组合效应; $BSC(f_i)$ 是被假设在感兴趣区域(“ROI”)中均匀的反向散射系数;而 $A(f_i, z_k)$ 是频率依赖的衰减,可以表示为:

$$A(f_i, z_k) = e^{-4af_i z_k} \quad (2);$$

[0017] 其中 a 是衰减系数。在许多情况下,可假设 $A(f_i, z_k)$ 在ROI中是均匀的,并且具有线性频率依赖性。ROI的形状是灵活的,且在一些情况下可以是矩形,正方形,扇形等。这种类型的模型通常可应用于所有超声系统,而不管波束图案如何(例如,非聚焦的或聚焦的)。

[0018] 为了估计衰减系数 a ,可以首先消去如等式(1)中的某些乘法项。本公开中描述的方法的教导是,这可以通过将相邻频率 f_{i-1} 视为参考频率并计算 $S(f_i, z_k)$ 和 $S(f_{i-1}, z_k)$ 之间的比率来实现,如下:

$$\begin{aligned} Rs(f_i, z_k) &= \frac{S(f_i, z_k)}{S(f_{i-1}, z_k)} \\ &= \frac{G(f_i) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_i, z_k) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k)}{G(f_{i-1}) \cdot TGC(z_k) \cdot D(f_{i-1}, z_k) \cdot BSC(f_{i-1}) \cdot A(f_{i-1}, z_k)} \end{aligned} \quad (3).$$

[0019] 等式(3)中的相邻频率 f_{i-1} 只是一个非限制性示例。更一般而言,相邻频率可以是 $f_{i \pm n}$,其中 i 和 n 是在给定频率范围中指出(index)频率的频率指数。尽管 i 和 n 是整数(例如, $i \geq 0$ 且 $n \geq 1$),但频率 $f_{i \pm n}$ 的值不需要是整数,而可以是任何实值频率。例如,在一个示例中, f_i 可以等于5MHz,并且 $f_{i \pm n}$ 可以等于5.1MHz。在另一个示例中, f_i 可以等于5MHz,并且 $f_{i \pm n}$ 可以等于6MHz。因此应理解,本公开中描述的方法可以被概括为计算响应于第一发射频率而

采集的信号与响应于不同于第一发射频率的第二发射频率而采集的信号之间的比率。因此,尽管为了提供示例,在本公开中将相邻频率称为 f_{i-1} ,但是应当理解的是,可以使用除 f_{i-1} 以外的频率作为被视为参考频率的相邻频率。

[0020] 通常可以假设,在相同深度下, f_i 和 f_{i-1} 之间的波束形成和衍射效应的不同可以忽略,从而使得,

$$D(f_i, z_k) = D(f_{i-1}, z_k) \quad (4)。$$

[0021] 此外,TGC(z_k)独立于频率 f_i 。因此,这两项可以在取如等式(3)中的比率后消去,这导致,

$$Rs(f_i, z_k) = \frac{G(f_i) \cdot BSC(f_i) \cdot A(f_i, z_k)}{G(f_{i-1}) \cdot BSC(f_{i-1}) \cdot A(f_{i-1}, z_k)} \quad (5)。$$

[0022] 对等式(5)的两边取自然对数后,可获得以下线性关系式:

$$\ln(Rs(f_i, z_k)) = \ln(G(f_i)) - \ln(G(f_{i-1})) + \ln(BSC(f_i)) - \ln(BSC(f_{i-1})) - 4a_i(f_i - f_{i-1})z_k \quad (6)。$$

[0023] 相对于自变量 z_k ,等式(6)中 z_k 的斜率是,

$$\text{斜率} = -4a_i(f_i - f_{i-1}) \quad (7);$$

[0024] 并且因此,

$$a_i = \frac{\text{斜率}}{-4(f_i - f_{i-1})} \quad (8);$$

[0025] 其中 a_i 是在频率分量 f_i 下的估计衰减系数。应当理解的是,尽管上面及本公开的后面部分中使用了自然对数,但是也可以执行其他对数,诸如以10为底的对数。

[0026] 图1A示出了在5MHz、6MHz和7MHz的三个示例频率分量 f_i 下作为深度的函数的在应用自然对数(即, $\ln(S(f_i, z_k))$)之后的频率功率谱的示例。图1B示出了在相同的频率分量下作为深度的函数的在应用自然对数(即, $\ln(Rs(f_i, z_k))$)之后的频谱的比率。取所述比率后,针对诸个不同的频率而言,频率曲线以相似的斜率衰减,直到 z_k 为4cm。然而,6MHz频率曲线在约6cm深度处开始上升,而7MHz频率曲线在约4cm处开始上升。这是因为与较低频率相比,较高频率的信号随着深度衰减得更快,并且因为在一定深度之后电噪声开始占主导地位(即,导致错误地提高了衰减系数估计)。每个频率的线性拟合用虚线表示,其中衰减系数值显示在图1B的左上角。所述值被转换为dB/cm/MHz的单位。

[0027] 针对不同频谱比率衰变曲线的线性度相对深度(linearity versus depth)可用作质量控制,以确定衰减估计的可靠性。例如,线性拟合的残留误差可用作度量以指示给定频率下频谱比率衰变曲线的衰减估计的可靠性。

[0028] 在质量控制的另一个示例中,给定频率下的频谱比率衰变曲线的有效线性拟合的最大深度可以被确定为一深度,超过该深度,曲线不再随深度而线性下降。然后,此信息可被用于确定用于给定深度处的最终衰减估计的频率分量。例如,作为一个示例,可对不同频率下的估计求平均值。

[0029] 在质量控制的另一个示例中,可以基于不同软组织所预期的衰减范围(例如,基于来自文献的所报道的值范围)来选择超声衰减的现实边界,然后将该现实边界用于拒绝不现实的估计。例如,如果频谱比率在某个频率 f_i 下呈现正斜率,则相应的衰减 a_i 将变为

负值,这是不现实的,并且因此应从最终的平均过程中消除。

[0030] 从诸如图1B所示的曲线图,可以通过组合整个功率谱上的所有估计斜率来估计每个频率下的各种衰减系数值。作为一个非限制性示例,可以通过对不同频率下的所有估计求平均值来计算最终衰减系数 a ,如下,

$$\bar{a} = \frac{\sum_{i=2}^I a_i}{I-1} \quad (9);$$

[0031] 其中 I 是要在衰减系数估计中使用的频率分量的总数。在等式(9)的示例中,在频率分量 f_i 下估计的衰减系数 a_i 在组合期间具有相同的权重。还可以考虑衰减系数值 a_i 的加权平均,诸如通过对中心频率施加较大的权重且对接近带宽限值的频率施加较小的权重,或者通过对随深度具有较好线性拟合的频率(例如,那些具有较小拟合误差的频率)下的估计施加较大的权重。

[0032] 在另一个非限制性示例中,可以首先对不同频率下的频谱比率衰变曲线求平均值。所述平均值可以是加权平均值,或非加权平均值。然后,可以沿着深度估计平均化衰变曲线的斜率,以计算最终衰减系数。

[0033] 在如等式(5)中的频谱比率 $R_s(f_i, z_k)$ 的表达式中,如果可以预先校准每个频率下的换能器响应 $G(f_i)$,则此项成为该等式中的已知参数。

[0034] 作为一个非限制性示例,可以在水下用水听器测量换能器响应。由换能器发射并由水听器接收的信号功率谱对应于在不同频率分量下的单向(即,发射)换能器响应。然后,通过假设换能器的接收响应与发射响应相同,可以对此频谱进行平方以计算双向换能器响应。

[0035] 用于校准换能器响应 $G(f_i)$ 的另一个非限制性示例是,换能器直接向空气发射,或换能器向水中的强反射界面发射,然后接收回波。换能器本身所接收的回波的功率谱说明了发射和接收换能器响应二者。

[0036] 在校准的换能器响应的情况下,可以与衰减系数同时估计等式(5)中的反向散射系数 $BSC(f_i)$ 的频率依赖性。反向散射系数可以被建模为,

$$BSC(f_i) = bf_i^{n_b} \quad (10);$$

[0037] 其中 b 是常数系数且 n_b 是频率依赖性。将(10)代入等式(5)中得出,

$$R_s(f_i, z_k) = R_G(f_i) \cdot \frac{bf_i^{n_b}}{bf_{i-1}^{n_b}} \cdot \frac{e^{-4af_i z_k}}{e^{-4af_{i-1} z_k}} \quad (11);$$

[0038] 其中 $R_G(f_i)$ 是换能器频率响应比率 $G(f_i)/G(f_{i-1})$ 。对等式(11)的两边取自然对数导致,

$$\ln(R_s(f_i, z_k)) = \ln(R_G(f_i)) + n_b(f_i - f_{i-1}) - 4az_k(f_i - f_{i-1}) \quad (12)。$$

[0039] 然后可以执行 $\ln(R_s(f_i, z_k))$ 相对(versus)深度的线性拟合,如图1B所示,以找到具有垂直轴的截距: $y_{\text{截距}}$ 。然后,频率依赖的反向散射系数可被估计为:

$$n_{b,i} = \frac{y_{\text{截距}} - \ln(R_G(f_i))}{(f_i - f_{i-1})} \quad (13);$$

[0040] 其中 $n_{b,i}$ 是在 f_i 下的估计反向散射系数。之后,可以将功率谱上估计的所有的 $n_{b,i}$ 值组合,用于反向散射系数的最终估计。组合的一个示例是加权或未加权平均。在另一个示例中,可以将 $n_{b,i}$ 值绘制为频率的函数,并且作为一阶近似值, $n_{b,i}$ 相对(versus)频率的斜率可以用作用于表征组织的参数。

[0041] 由于组织通常可具有更复杂且不均匀的小结构,从而导致频谱比率衰变曲线中较大的振荡,因此在一些情况下,频率斜率拟合方法可具有较低的估计精度。在这些情况中,可应用最小二乘法(“LSM”)来提高估计精度。在LSM中,自然对数后的频谱比率(即, $\ln(R_s(f_i, z_k))$)可以适合单参数模型或多参数模型。模型可以自动搜索最佳的解,以最小化估计误差。双参数模型和单参数模型可被提供为两个非限制性示例。

[0042] 在双参数模型中,可以预先测量或校准每个频率下的换能器响应。然后,根据等式(12),可以推导出以下表达式:

$$(f_i - f_{i-1}) \cdot (n_b - 4az_k) = \ln(R_s(f_i, z_k)) - \ln(R_G(f_i)) \quad (14)。$$

[0043] 等式(14)可以基于以下表达式进行简化,

$$A(f_i, z_k) = [(f_i - f_{i-1}) - 4(f_i - f_{i-1})z_k] \quad (15);$$

$$\mathbf{U} = \begin{bmatrix} n_b \\ a \end{bmatrix} \quad (16);$$

$$V(f_i, z_k) = [\ln(R_s(f_i, z_k)) - \ln(R_G(f_i))] \quad (17);$$

[0044] 其中A是大小为 $N_{i,k} \times 2$ 的矩阵,针对估计中使用的总数为 $N_{i,k}$ 的频率分量 f_i 和深度 z_k ;U是列向量,具有针对要估计的参数 n_b 和 a 的两个元素;且V是大小为 $N_{i,k} \times 1$ 的列向量。

[0045] 使用等式(15)-(17)中的表达式,等式(14)可被写成:

$$\mathbf{AU} = \mathbf{V} \quad (18)。$$

[0046] 为了求解等式(18)中的两个未知数 n_b 和 a , $V(f_i, z_k)$ 的两个或更多个测量值可以是足够的。作为一个示例,可以通过在两个不同的值(例如, $f_i = f_1, f_2$)处改变频率分量、或通过改变测量深度(例如, $z_k = z_1, z_2$)、或通过两者,来获得两个测量值。当使用具有大频率范围的宽带换能器时,或者当ROI具有相对大的深度范围时(即, $N_{i,k} > 2$),可以估计 n_b 和 a 的多个值。这些 n_b 和 a 值可被组合以生成最终估计。例如,所述组合可以包括加权平均和未加权平均或其他合适的组合。

[0047] 将估计缩小到单个解的另一种方法是应用最小二乘法,诸如,

$$[\hat{n}_b, \hat{a}] = \arg \min_{n_b, a} \sum_{k=1}^K \sum_{l=1}^I \left\{ \ln(R_s(f_l, z_k)) - \ln(R_G(f_l)) - (f_l - f_{l-1}) \cdot (n_b - 4az_k) \right\}^2 \quad (19);$$

[0048] 其中K和I分别是LSM拟合中使用的深度和频率分量的总数。

[0049] 在两个测量值(即, $N_{i,k} = 2$)的情况下,等式(19)的解将对应于等式(18)中的直接逆结果,如下:

$$U=A^{-1}V \quad (20)。$$

[0050] 对于多于两个的测量值(即, $N_{i,k} > 2$), 等式(19)将对应于等式(18)中的伪逆结果, 如下:

$$U=[A^*A]^{-1}A^*V \quad (21);$$

[0051] 其中 A^* 是矩阵 A 的转置或共轭转置。

[0052] 在此双参数模型中, 可以同时估计反向散射系数 n_b 和衰减系数 a 的频率依赖性。

[0053] 如果换能器频率响应仍然未知, 则会需要消去此项以便估计衰减系数。在这种情况下, 可使用单参数模型。在单参数模型中, 首先可以通过在参考深度 z_r 处获得的值(即, $\ln(R_s(f_i, z_r))$), 其中 r 是参考深度指数)对频谱比率 $R_s(f_i, z_k)$ 进行标准化。之后, 由于等式(5)中的换能器频率响应和反向散射系数二者均独立于深度, 因此它们可以被消去。多个参考深度 z_r 可被用于平均化由噪声(诸如电噪声)引起的误差。标准化步骤可描述为:

$$R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r) = \frac{R_s(f_i, z_k)}{R_s(f_i, z_r)} = \frac{A(f_i, z_k)}{A(f_i, z_r)} \cdot \frac{A(f_{i-1}, z_r)}{A(f_{i-1}, z_k)} \quad (22)。$$

[0054] 对等式(22)的两边取自然对数导致,

$$\ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r)) = -4af_iz_k + 4af_iz_r - 4af_{i-1}z_r + 4af_{i-1}z_k = -4a(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r) \quad (23);$$

[0055] 当 $z_k \neq z_r$ 时。

[0056] 为了简化等式(23), 在此单参数模型中, 可使用以下表达式:

$$V(f_i, z_k, z_r) = [\ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r))] \quad (24);$$

$$A(f_i, z_k, z_r) = [-4(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r)] \quad (25);$$

$$U=a$$

[0057] 在此单参数模型中, V 和 A 二者是大小为 $N_{i,k,r} \times 1$ 的两个列向量, 其中 $N_{i,k,r}$ 是估计模型中使用的 f_i 、 z_k 和 z_r 的总数, 且 U 是具有等于衰减系数 a 的单个元素的标量。然后, 等式(24)可被写成:

$$V=AU \quad (26)。$$

[0058] 在这个单参数组织模型中, 只有一个未知数 a 要求解。 $V(f_i, z_k, z_r)$ 值中的一个值应生成衰减系数 a 的一个估计。如果有多个测量值可用, 则可估计多个衰减系数值并且可组合多个衰减系数值以生成衰减系数的最终估计, 诸如通过使用加权或未加权组合或求平均值。

[0059] 在一些实现方式中, 可以应用LSM方法将估计缩小到单个解, 诸如,

$$[\hat{a}] = \arg \min_a \sum_{r=1}^R \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^I \left\{ \ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r)) + 4a(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r) \right\}^2 \quad (27);$$

[0060] 当 $z_k \neq z_r$ 时; 且其中 R 是最小二乘拟合中使用的参考深度的总数。在一个测量值(即, $N_{i,k,r} = 1$)的情况下, 等式(27)的解将对应于等式(26)中的直接逆结果, 如下:

$$U=A^{-1}V \quad (28)。$$

[0061] 对于多于一个的测量值(即, $N_{i,k,r} > 1$), 等式(27)将对应于等式(26)中的伪逆结果, 如下:

$$U=[A^*A]^{-1}A^*V \quad (29)。$$

[0062] 为了稳定LSM中的估计,模型可受到某些约束,如下:

$$a_{\min} \leq a \leq a_{\max} \quad (30)。$$

$$n_{b,\min} \leq n_b \leq n_{b,\max}$$

[0063] 可以基于不同物理介质(诸如软组织)的物理特性为 a 和 n_b 选择现实边界。例如,肝脏衰减系数约束的相对安全范围可被选择为:

$$0 \leq a_{\text{liver}} (\text{dB/cm/MHz}) \leq 2 \quad (31)。$$

[0064] 还可以基于所采集的数据适应性地确定最大和最小约束。例如,当使用单参数模型时,由于 $V(f_i, z_k, z_r)$ 的一个值可生成一个衰减系数值 a ,因此首先可以使用所有测量值来计算所有可能的衰减系数值,如下:

$$a = \frac{\ln(Rs_{\text{nor}}(f_i, z_k, z_r))}{-4(f_i - f_{i-1})(z_k - z_r)} \quad (32);$$

[0065] 或,

$$U = V ./ A \quad (33);$$

[0066] 其中“./”代表按元素划分。作为非限制性示例,可通过所有衰减系数值的直方图来获得衰减系数值的分布。

[0067] 图2示出了从0.5dB/cm/MHz体模获得的直方图示例。在此示例中,直方图的面元宽度(bin width)被设置为0.1dB/cm/MHz。两侧上的截止边界被选择在最大值的75%处(通过红色虚线表示)。在图2中, $a_{\min} = 0.3 \text{ dB/cm/MHz}$ 且 $a_{\max} = 0.8 \text{ dB/cm/MHz}$ 。然后,这些值可用作单参数模型LSM中的用于搜索范围的约束。

[0068] 在实践中,可以灵活地调整面元宽度和截止边界以适应不同条件。也可以应用不同的截止确定方法,诸如将曲线拟合应用于直方图。作为非限制性示例,可将高斯函数拟合到图2中的直方图。拟合的高斯函数的峰值位置可被视为衰减系数的最佳估计值(从而提供用于估计衰减系数的另一种方法),并且可以从拟合的高斯函数确定用于LSM搜索的衰减系数的下限和上限(例如,当高斯函数降至其峰值的75%时)。

[0069] 双参数模型约束可以类似方式确定。

[0070] 作为一个非限制性示例,对于质量控制而言,单参数或双参数最小二乘模型的残留误差可被用作度量以指示衰减估计的可靠性。

[0071] 临床上,在超声扫描期间,体壁通常对下面的软组织引起混响伪影。在存在这些混响伪影的情况下,精确的衰减系数估计可能具有挑战性。在这些情况下,本公开中描述的方法可以与谐波成像组合以减少混响伪影。例如,可以使用具有专门设计的脉冲(例如,脉冲反转、振幅调制、脉冲反转振幅调制、或其他合适的方法)的谐波成像模式或使用基于滤波器的谐波成像来采集B模式图像。在脉冲重组之后,本公开中描述的方法可被应用于估计衰减系数、反向散射系数、或两者。

[0072] 也可以将杂波滤波器与多个帧采集一起使用,以抑制混响伪影。作为非限制性示例,可以使用共同未决专利申请(PCT/US 2017/016190,美国专利申请No.15/887,029,该专利申请通过引用以其整体并入本文)中所描述的基于奇异值分解的杂波滤波器来拒绝不希望的信号。来自体壁的混响通常会具有不同的运动图案(例如,由于呼吸而导致的与实际组织运动相比较少的运动)。当对目标成像时,超声波检查医师还可以指示小的运动,诸如通

过稍微平移换能器。与下面的组织相比,由于相对于换能器表面更固定的位置,来自体壁的混响会具有更固定的运动图案。在两个示例中,混响都可以被杂波滤波器识别并拒绝。

[0073] 对于更一般的模型,组织衰减可被写为:

$$A(f_i, z_k) = e^{-4af_i^{n_a} z_k} \quad (34);$$

[0074] 其中 n_a 是衰减频率依赖性。上述示例假设 $n_a = 1$;然而,所述方法也可容易地适用于 $n_a \neq 1$ 的非线性情况。例如,在频率斜率拟合方法中,可将等式(8)修改为:

$$a_i = \frac{\text{斜率}}{-4(f_i^{n_a} - f_{i-1}^{n_a})} \quad (35)。$$

[0075] 不存在用于求解等式(35)的闭合形式的解。作为一个非限制性示例,可变投影(“VARPRO”)方法可用于估计衰减系数。以单参数LSM模型为例,可在等式(22)中替换等式(34)以得出:

$$R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r) = \frac{A(f_i, z_k)}{A(f_i, z_r)} \cdot \frac{A(f_{i-1}, z_r)}{A(f_{i-1}, z_k)} = \frac{e^{-4af_i^{n_a} z_k} \cdot e^{-4af_{i-1}^{n_a} z_r}}{e^{-4af_i^{n_a} z_r} \cdot e^{-4af_{i-1}^{n_a} z_k}} \quad (36)。$$

[0076] 对等式(36)的两边取自然对数导致,

$$\begin{aligned} \ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r)) &= -4af_i^{n_a} z_k + 4af_i^{n_a} z_r - 4af_{i-1}^{n_a} z_r + 4af_{i-1}^{n_a} z_k \\ &= -4a(f_i^{n_a} - f_{i-1}^{n_a})(z_k - z_r) \end{aligned} \quad (37)。$$

[0077] 在单参数非线性情况下,这导致:

$$AU = V \quad (38);$$

[0078] 其中,

$$V(f_i, z_k, z_r) = \ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r)) \quad (39);$$

$$A(f_i, z_k, z_r, n_a) = -4(f_i^{n_a} - f_{i-1}^{n_a})(z_k - z_r)$$

$$U = a$$

[0079] 由于等式(38)中 U 和 n_a 二者均未知,因此它们的联合估计对应于非线性最小二乘估计。但是,由于等式(38)的可分离结构,这些未知的参数可使用VARPRO技术来顺序地确定。

[0080] 在这样的实现方式中,对于给定的 n_a ,首先使用普通(例如,线性)最小二乘法将 U 分析确定为 n_a 的函数:

$$[\hat{a}] = \arg \min_a \sum_{r=1}^R \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^I \left\{ \ln(R_{s_{nor}}(f_i, z_k, z_r)) + 4a(f_i^{n_a} - f_{i-1}^{n_a})(z_k - z_r) \right\}^2 \quad (40);$$

[0081] 或

$$U(n_a) = (A^*(n_a) A(n_a))^{-1} A^*(n_a) V \quad (41)。$$

[0082] 作为一个非限制性示例,等式(41)对应于等式(40)中的伪逆结果(即,多于一个测量值)。

[0083] 然后,将得到的表达式 $U(n_a)$ 嵌入到非线性最小二乘残差 $J(n_a)$ 中,以得出,

$$\begin{aligned} \mathbf{J}(n_a) &= \left\| \mathbf{A}(n_a) \mathbf{U}(n_a) - \mathbf{V} \right\|_2^2 \\ &= \left\| \mathbf{A}(n_a) \left(\mathbf{A}^*(n_a) \mathbf{A}(n_a) \right)^{-1} \mathbf{A}^*(n_a) \mathbf{V} - \mathbf{V} \right\|_2^2 \end{aligned} \quad (42)。$$

[0084] 然后, n_a 可以以小步长 Δn_a 移动, 以得出更新值,

$$n'_a = n_a + \Delta n_a \quad \#。$$

[0085] 更新值 n'_a 会如上所述地被重复更新, 直到它覆盖整个预定义搜索范围 $n_{a, \min} \leq n_a \leq n_{a, \max}$ 为止。可以基于软组织的已知特性为 n_a 选择实际搜索范围, 诸如 $1 \leq n_a \leq 2$ 。对于非限制性示例, n_a 可以从最小限值移动到最大限值, 或沿相反方向移动。

[0086] 在预定义搜索范围内线性搜索 n_a 之后, 当残差 $J(n_a)$ 达到最小值时, 可以识别 n_a 的最小值。一旦已经识别 n_a 的最佳值, 就可选择用该 n_a 值估计的对应的衰减系数 a 作为最终估计。对于双参数 LSM 模型, 可类似地经由 VARPRO 确定 n_a , 并且然后将 n_a 用于 n_b 和 a 的最佳估计的推导中,

$$[\hat{n}_b, \hat{a}] = \arg \min_{n_b, a} \sum_{k=1}^K \sum_{i=1}^I \left\{ \ln(R_s(f_i, z_k)) - \ln(R_G(f_i)) - (f_i^{n_a} - f_{i-1}^{n_a}) \cdot (n_b - 4az_k) \right\}^2 \quad (43)。$$

[0087] 现在参考图3, 流程图被示为阐述用于使用参考频率方法估计物理介质的声学特性值的示例方法的步骤。物理介质可以是组织, 诸如受试者中的软组织, 并且声学特性值可以是衰减系数值、反向散射系数值、或两者。

[0088] 该方法包括向计算机系统提供超声数据以进行处理, 如步骤302处所指示。提供超声数据可包括从存储器或其他数据存储中检索先前采集的数据, 或者可包括利用超声系统采集数据并将该数据传送到计算机系统, 所述计算机系统可形成超声系统的一部分。

[0089] 一般而言, 如上所述, 超声数据包括在第一频率下采集的第一超声数据和在频谱上与第一频率相邻的第二频率下采集的第二超声数据。在包含至少一个物理介质(将对该物理介质的声学特性值进行估计)的感兴趣区域中的多个不同深度位置上采集第一超声数据和第二超声数据二者。可在不同频率值(诸如多个不同的第一和第二频率值)的范围内采集超声数据。

[0090] 如步骤304处所指示, 使用第一和第二超声数据来计算频谱比值。例如, 频谱比值可计算为从相同深度位置采集的第一超声数据与第二超声数据之间的比率。如步骤306处所指示, 计算每个频谱比值的对数以生成对数值, 并且如步骤308处所指示, 至少部分地基于对数值计算声学特性值。如上所述, 对数值可以是自然对数值; 然而, 应当注意, 在本公开描述的方法中可以使用除自然对数以外的对数。例如, 在上述方法中, 可使用以10为底的对数来代替自然对数, 用于以类似的方式估计衰减系数和反向散射系数。

[0091] 在一些实现方式中, 声学特性值包括衰减系数值, 并且估计衰减系数值包括通过绘制作作为深度的函数的自然对数值来形成频谱比率衰变曲线。可计算此曲线的斜率, 并基于所述斜率估计衰减系数值。可使用线性拟合或非线性拟合来计算斜率。当使用非线性拟合时, 可执行诸如VARPRO方法之类的方法。

[0092] 可以为基于在不同频率下采集的超声数据计算的频谱比值计算多个这样的曲线,

并且可以将为这些多个不同的曲线计算的衰减系数值进行组合以生成衰减系数的最终估计。可以例如利用平均来组合衰减系数值,所述平均可以是加权平均。

[0093] 可以计算此类曲线的y截距,并且可以基于y截距值来估计反向散射系数。在这些实现方式中,还可将换能器响应提供给计算机系统,并将其用于加权频谱比值。

[0094] 在一些其他实现方式中,估计声学特性值包括将自然对数值拟合到频谱比率的参数模型。参数模型可以是单参数模型,在这种情况下,声学特性值可以包括衰减系数。参数模型也可以是双参数模型,在这种情况下,声学特性值可以包括衰减系数和反向散射系数。也可以实现其他参数模型。使自然对数值拟合到参数模型可包括使用最小二乘估计。最小二乘估计可使用一个或多个约束来约束,诸如对物理介质的预期声学特性值的约束、或适应性数据生成的约束。

[0095] 以上提供的描述假设发射的超声波束垂直于换能器表面。然而,本公开中描述的方法可应用于转向超声波束。在转向波束的情况下,上述“沿深度的标准化”可被理解为沿超声路径的更一般的标准化。也就是说,深度和深度位置可被理解为意味着沿着超声路径的位置。

[0096] 作为另一个示例,可使用以不同角度转向的超声波束来估计相同物理区域的声学特性。这些估计可被组合(例如,使用加权或未加权平均值),以提供声学特性的最终估计。

[0097] 在已经估计声学特性值之后,可基于声学特性值来生成报告,如步骤310处所指示。作为一个示例,报告可包括数字图像,所述数字图像描绘了感兴趣区域中声学特性值的空间分布。作为另一个示例,报告可包括数据图、文本信息、或其他形式的可视地描绘或表示声学特性值。

[0098] 图4示出了可以实现本公开中所描述的方法的超声系统400的示例。超声系统400包括换能器阵列402,换能器阵列402包括多个分别驱动的换能器元件404。换能器阵列402可包括任何合适的超声换能器阵列,包括线性阵列、曲线阵列、相控阵列等等。类似地,换能器阵列402可包括1D换能器、1.5D换能器、1.75D换能器、2D换能器、3D换能器等。

[0099] 当被发射器406激励时,给定的换能器元件404产生一阵超声能量。从被研究的对象或受试者反射回换能器阵列402的超声能量(例如,回波)由各个换能器元件404转换成电信号(例如,回波信号),并且可以通过一组开关410分别施加到接收器408。发射器406、接收器408和开关410在控制器412的控制下操作,控制器412可包括一个或多个处理器。作为一个示例,控制器412可包括计算机系统。

[0100] 发射器406可被编程以发射非聚焦或聚焦的超声波。在一些配置中,发射器406也可以被编程以发射发散波、球面波、圆柱波、平面波、或其组合。此外,发射器406可被编程以发射空间或时间编码的脉冲。

[0101] 接收器408可被编程以对手头的成像任务执行合适的检测序列。在一些实施例中,检测序列可包括逐行扫描、复合平面波成像、合成孔径成像和复合发散波束成像中的一个或多个。

[0102] 在一些配置中,发射器406和接收器408可被编程以实现高帧频(high frame rate)。例如,可实现与至少100Hz的采集脉冲重复频率(“PRF”)相关联的帧频。在一些配置中,超声系统400可在时间方向上采样和存储至少一百组回波信号。

[0103] 如本领域中已知的,控制器412可被编程以设计成像序列。在一些实施例中,控制

器412接收用户输入,所述用户输入定义在成像序列的设计中使用的各种因素。

[0104] 可通过将开关410设置到它们的发射位置来执行扫描,从而根据成像序列在单个发射事件期间指示发射器406暂时被导通以激励换能器元件404。然后可将开关410设置到它们的接收位置并且测量由换能器元件404响应于一个或多个检测到的回波而产生的后续回波信号并且将后续回波信号施加到接收器408。来自换能器元件404的分别的回波信号可在接收器408中被组合以产生单个回波信号。

[0105] 回波信号被传送到处理单元414,以处理回波信号或从回波信号生成的图像,处理单元414可由硬件处理器和存储器实现。作为示例,处理单元414可使用本公开中描述的方法来估计诸如软组织之类的物理介质的声学特性。由处理单元414从回波信号产生的图像可被显示在显示系统416上。

[0106] 现在参考图5,示出了可执行本公开中所描述的方法的计算机系统500的示例的框图。计算机系统500通常包括输入502、至少一个硬件处理器504、存储器506和输出508。因此,计算机系统500通常用硬件处理器504和存储器506实现。在一些示例中,计算机系统500还可通过工作站、笔记本计算机、平板设备、移动设备、多媒体设备、网络服务器、大型机、一个或多个控制器、一个或多个微控制器、或任何其他通用或专用计算设备来实现。

[0107] 计算机系统500可自主地或半自主地操作,或者可从存储器506或计算机可读介质(例如,硬盘驱动器、CD-ROM、闪存)读取可执行软件指令,或者可以经由输入502从用户或逻辑上连接到计算机或设备的任何其他源(诸如另一个联网的计算机或服务器)接收指令。因此,在一些实施例中,计算机系统500还可包括用于读取计算机可读存储介质的任何合适的设备。

[0108] 通常,计算机系统500被编程或以其他方式配置以实现本公开中描述的方法和算法。例如,计算机系统500可被编程以使用本公开中描述的方法来估计诸如软组织之类的物理介质的声学特性。

[0109] 输入502可根据需要采取任何合适的形状或形式,以用于计算机系统500的操作,包括用于选择、输入、或以其他方式指定与执行任务、处理数据或操作计算机系统500相符的参数的能力。在一些方面,输入502可以被配置用于接收数据,诸如利用超声系统采集的数据。这样的数据可如上所述进行处理,以估计声学特性,诸如衰减系数、反向散射系数、或两者,或者物理介质,诸如软组织。此外,输入502还可被配置用于使用上述方法接收被认为对估计诸如软组织之类的物理介质的声学特性有用的任何其他数据或信息。例如,如上所述,输入502也可被配置用于接收换能器响应数据或参考深度数据。

[0110] 在用于操作计算机系统500的处理任务中,一个或多个硬件处理器504还可被配置用于对通过输入502接收的数据执行任何数量的后处理步骤。

[0111] 存储器506可包含软件510和数据512,诸如利用超声系统采集的数据,并且可被配置用于存储和检索经处理的信息、指令和待由一个或多个硬件处理器504处理的数据。在一些方面,软件510可包含指示从超声数据估计诸如软组织之类的物理介质的声学特性的指令。

[0112] 此外,输出508可根据需要采取任何形状或形式,并且可被配置用于除了显示其他希望的信息之外还显示图像、映射、数据图、文本信息、或声学特性的其他视觉描绘或表示。

[0113] 本公开已经描述了一个或多个优选实施例,并且应当理解,除了明确说明的那些

之外的许多等效例、替代例、变化例和修改例是可能的并且在本发明的范围内。

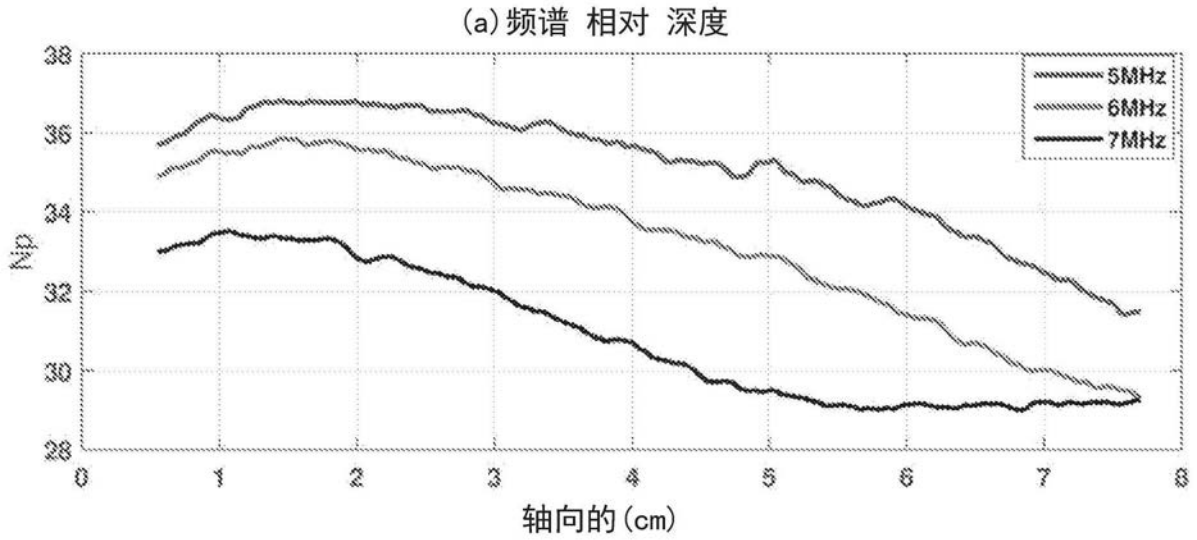


图1A

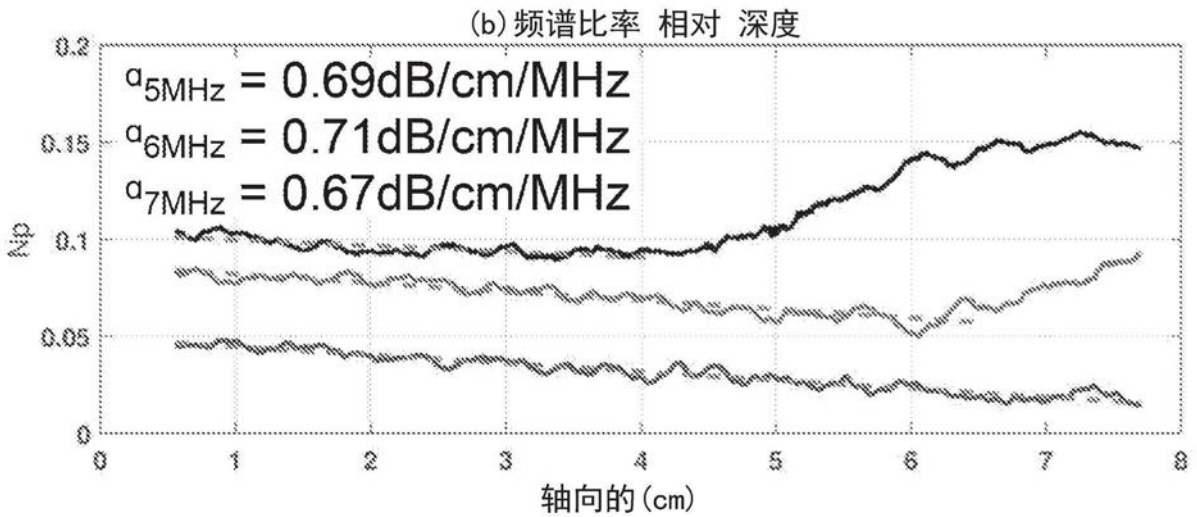


图1B

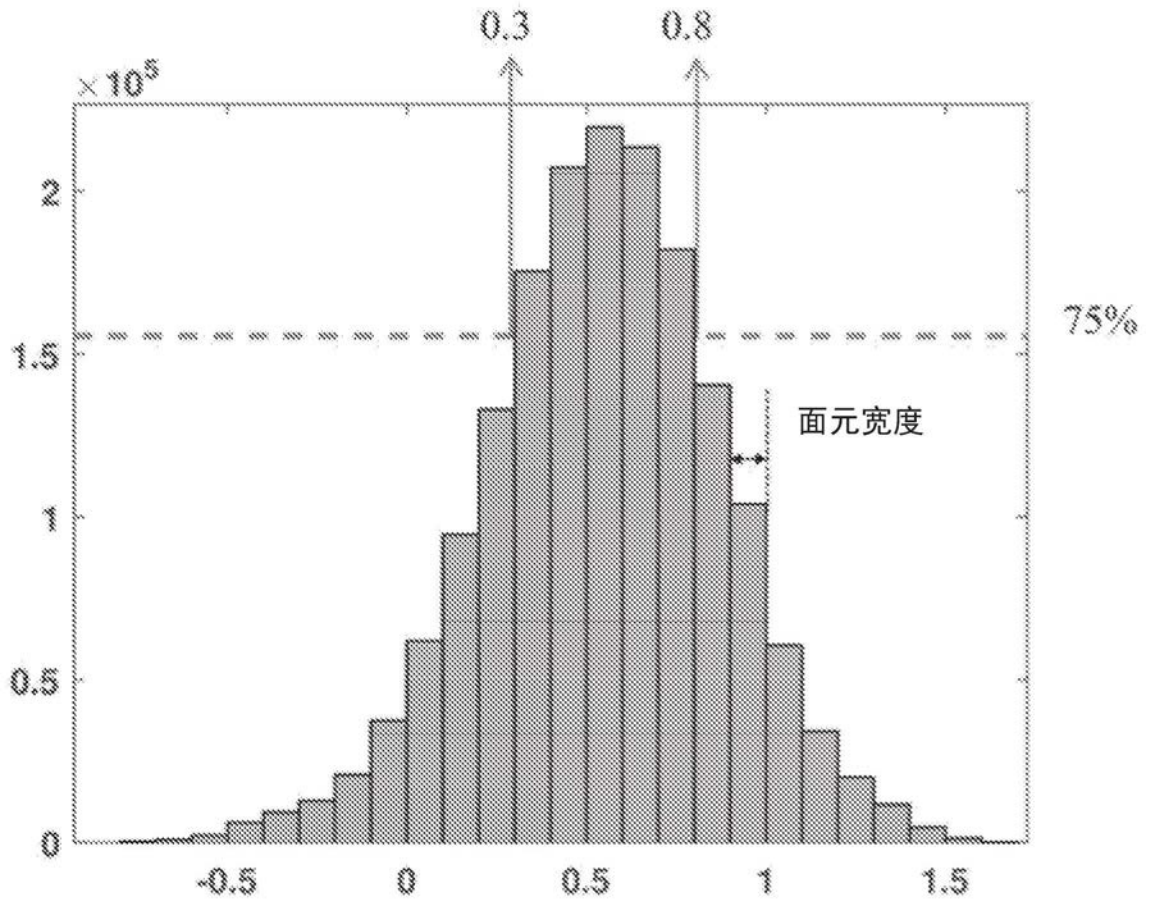


图2

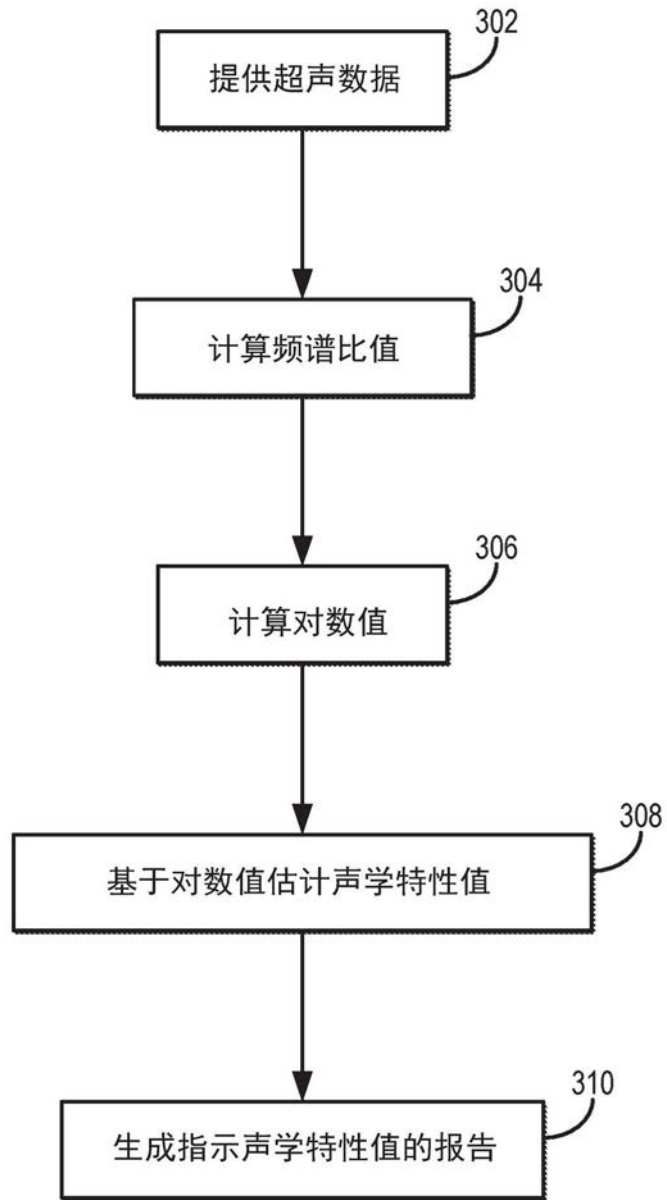


图3

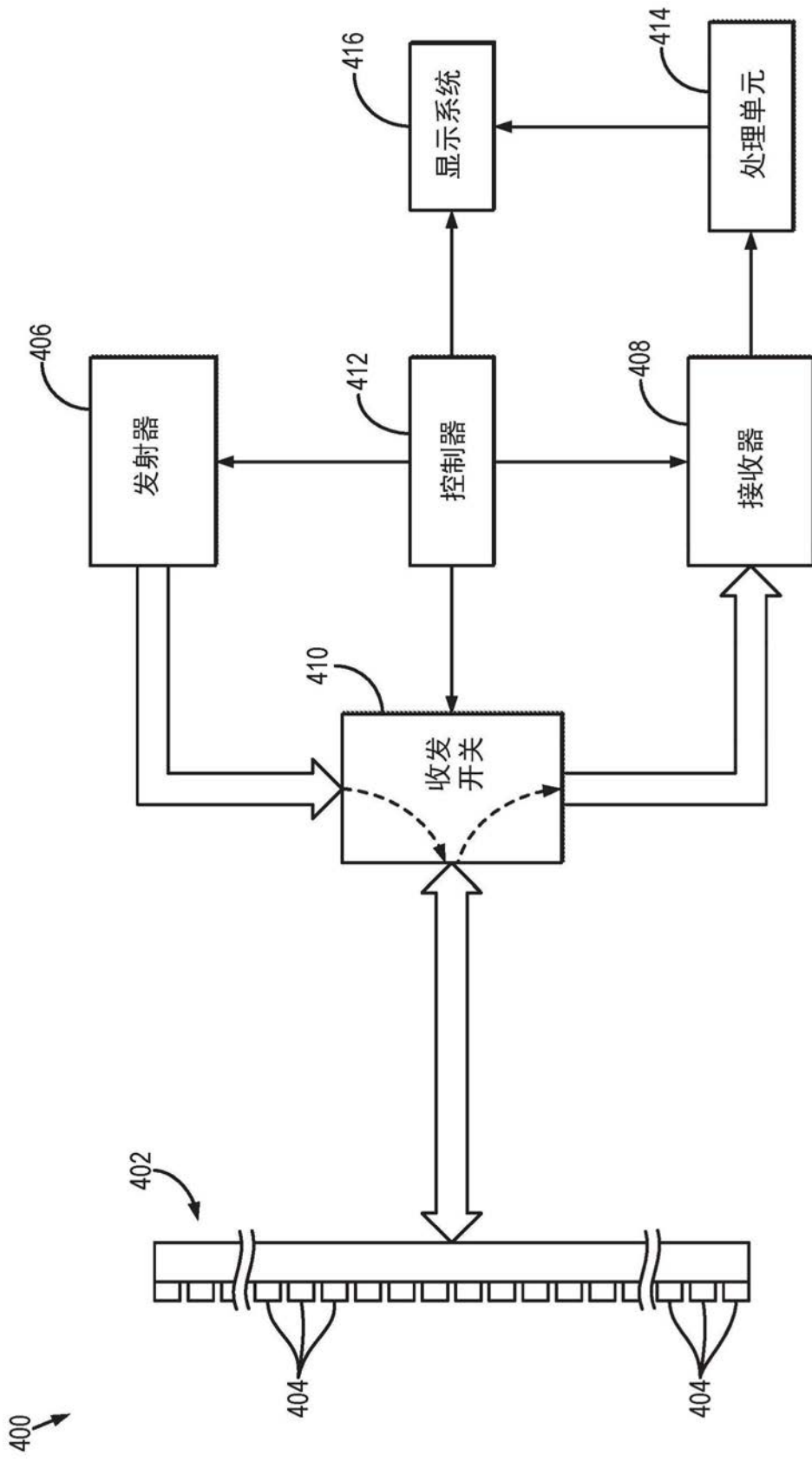


图4

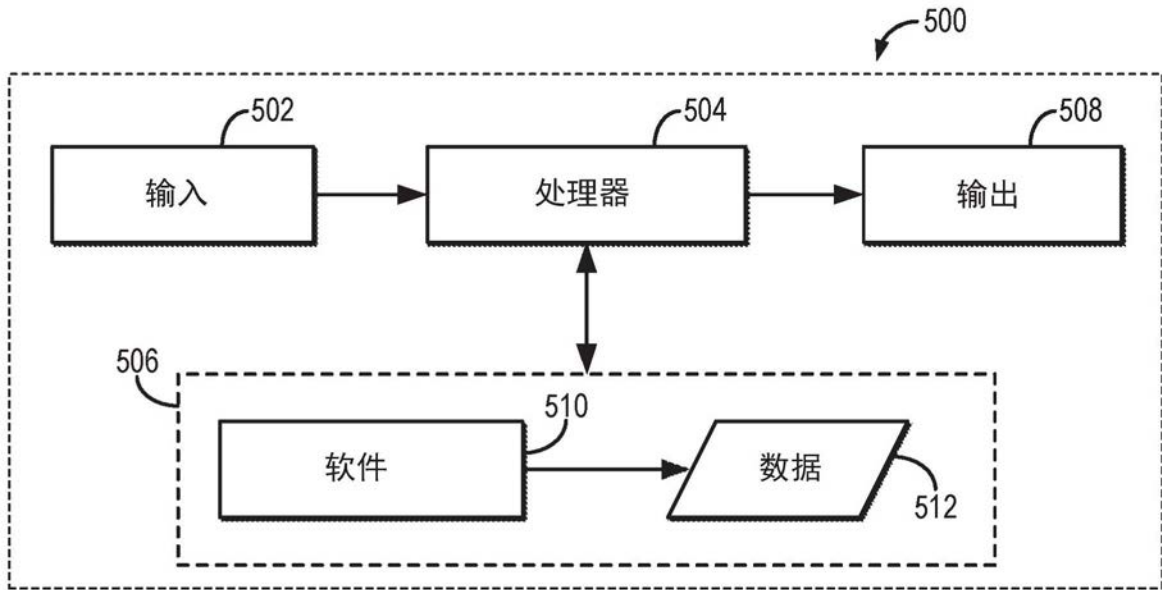


图5

专利名称(译)	用于超声系统独立衰减系数估计的方法		
公开(公告)号	CN110785126A	公开(公告)日	2020-02-11
申请号	CN201880042117.2	申请日	2018-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
当前申请(专利权)人(译)	梅约医学教育与研究基金会		
[标]发明人	公平 P宋 S陈 J D 奇萨思科		
发明人	公平 P·宋 S·陈 J·D·奇萨思科		
IPC分类号	A61B8/08 G01N29/11 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/5223 G01N29/4472 G01N29/46 G01N2291/015 G01N2291/02475 G01S7/52036 G01S7/52039 G01S15/8915 G16H50/30 G01S15/892		
代理人(译)	杨学春 张鑫		
优先权	62/524043 2017-06-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

描述了用于使用参考频率方法(“RFM”)估计正被成像的受试者或其他对象的感兴趣区域中的声学特性的系统和方法。使用此RFM技术,通过在不同频率(例如,相邻频率或其他频率)下采集的超声数据对在给定频率下采集的超声数据进行标准化,以便提供对独立于用于采集基础数据的超声系统的声学特性(例如,衰减系数、反向散射系数、或两者)的估计。例如,每个频率分量的振幅可通过功率谱中的不同频率进行标准化,以消除系统依赖的效应。因为本公开中描述的方法是系统独立的,所以它们可应用于任何换能器几何形状(例如,线性或曲线阵列)并且可使用任何波束图案(例如,聚焦的或非聚焦的)。

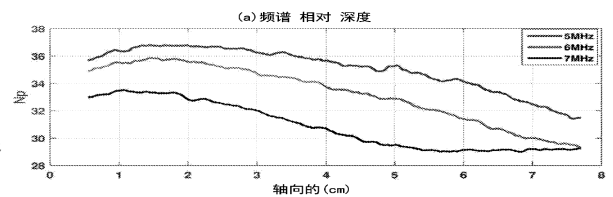


图 1A

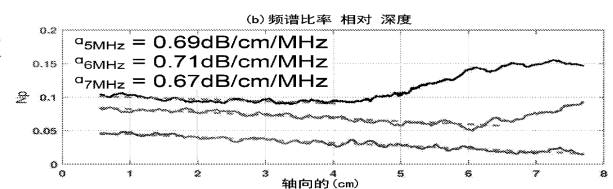


图 1B