



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108348221 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201680062053.3

奥利维尔·罗伊 埃里克·韦斯特

(22)申请日 2016.09.01

(74)专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

(30)优先权数据

62/212,983 2015.09.01 US

62/294,360 2016.02.12 US

代理人 郑霞

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.23

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/13(2006.01)

G06T 11/40(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/050014 2016.09.01

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/040866 EN 2017.03.09

(71)申请人 戴尔菲纳斯医疗科技公司

地址 美国密歇根州

(72)发明人 古尔沙兰·辛格·桑迪胡

内博伊沙·杜里奇 李翠萍

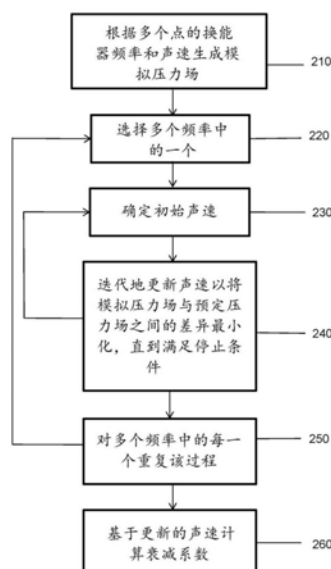
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

使用超声波波形断层成像的组织成像和分析

(57)摘要

本申请提出了使用超声波波形断层成像来分析组织体积的系统和相关方法。通过使用频域波形断层成像技术和梯度下降算法,所述系统可以将具有变化的密度和不同类型病变的组织体积如乳房组织的声速分布重建。通过允许声速具有表征声音衰减的虚分量,所述系统可以以较细的粒度来分类不同类型的病变。



1. 一种分析组织体积的计算机实现的方法,包括:

从换能器接收一组声信号,所述一组声信号来源于通过所述组织体积传输的声波波形,

其中所述换能器包括被配置成围绕所述组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列;

生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的声速分布;

从所述声信号组提取一组频率分量;

根据频率分量和所述声速模型生成模拟波场;

针对所述一组频率分量中的每一个频率分量,相对于所述模拟波场迭代地细化所述声速模型的值,直到满足阈值条件,从而产生所述声速模型的最终值;

从所述声速模型的所述最终值计算一衰减表示;以及

基于所述衰减表示来描绘所述组织体积的一个或多个图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,

其中生成所述模拟波场包括根据表达为下式的亥姆霍兹运算对通过所述组织体积传输的声波的传播进行建模

$$[\nabla^2 + \omega^2 / c(r)^2] u(r, \omega) = s(r, \omega),$$

其中 $\nabla^2$ 为拉普拉斯算子,并且 $[\nabla^2 + \omega^2 / c(r)^2]$ 为亥姆霍兹算子,包括 $\omega$ 作为频率分量, $c$ 作为所述声速模型, $u$ 作为所述频率分量 $\omega$ 在所述换能器的位置 $r$ 处获得的预期数值波场,以及 $s$ 作为所述换能器的空间超声源。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述声速模型包括在不考虑平面外的声波波形散射的情况下,生成与通过所述组织体积的一组冠状片段相关联的一组声学机械参数片段。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中所述声音衰减为介质的固有衰减。

5. 根据权利要求1所述的方法,

其中所述声速模型表示为 $c = c_R + i c_I$ ,

其中 $c_R$ 为对应于相速度的实部,并且 $c_I$ 为与所述声音衰减成比例的虚部。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述细化包括应用误差成本函数的梯度,该误差成本函数包括所述模拟波场与给定波场之间的差异。

7. 根据权利要求6所述的方法,

$$\text{其中所述应用被表示为 } c^2 = c^1 - \beta \nabla S(\omega, c^1),$$

其中 $c^2$ 为所述声速模型的更新值, $c^1$ 为所述声速模型的当前值, $\beta$ 为步长, $\nabla S$ 为所述误差成本函数的所述梯度,并且 $\omega$ 为所述一组频率分量中的一个频率分量。

8. 根据权利要求6所述的方法,其中所述细化包括:

对所述一组频率分量中的一个频率分量的实部应用所述梯度以获得所述实部的值;

使用实部的所述值,对所述一个频率分量的虚部应用所述梯度;以及

转到所述一组频率分量中的另一个频率分量。

9. 根据权利要求6所述的方法,其中所述细化包括:

对所述一组频率分量中每一个频率分量的所述实部应用所述梯度以获得所述实部的值;以及

使用实部的所述值,对所述一组频率分量中每一个频率分量的所述虚部应用所述梯度。

10.根据权利要求1所述的方法,其中在对较高频率分量执行所述细化之前,对较低频率分量执行所述细化。

11.根据权利要求1所述的方法,还包括:

将迭代的总次数分配给所述频率分量组,

其中,对所述频率分量中的每一个,执行分配给所述频率分量的迭代次数的所述细化。

12.根据权利要求11所述的方法,其中分配给所述频率组中较低频率的迭代次数不小于分配给所述频率组中较高频率的次数。

13.根据权利要求5所述的方法,其中所述描绘包括基于所述声速模型的所述实部的最终值生成图像。

14.根据权利要求5所述的方法,还包括基于所述声速模型的所述实部的最终值,对所述组织体积中的不同类型的病变进行分类。

15.根据权利要求14所述的方法,还包括使用所述衰减表示来细化所述分类。

16.一种在其上存储有指令的非暂时性计算机可读存储介质,当所述指令由计算系统执行时,使所述计算系统执行分析组织体积的方法,所述方法包括:

从换能器接收一组声信号,所述一组声信号来源于通过所述组织体积传输的声波波形,

其中所述换能器包括被配置成围绕所述组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列;

生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的声速分布;

从所述声信号组提取一组频率分量;

根据频率分量和所述声速模型生成模拟波场;

针对所述一组频率分量中的每一个频率分量,相对于所述模拟波场迭代地细化所述声速模型的值,直到满足阈值条件,从而产生所述声速模型的最终值;

从所述声速模型的所述最终值计算一衰减表示;以及

基于所述衰减表示来描绘所述组织体积的图像。

17.根据权利要求16所述的非暂时性计算机可读存储介质,所述方法还包括:

将迭代的总次数分配给所述频率分量组,

其中对所述频率分量中的每一个,执行分配给所述频率分量的迭代次数的所述细化。

18.根据权利要求17所述的非暂时性计算机可读存储介质,其中分配给较低频率的迭代次数不小于分配给较高频率的次数。

19.根据权利要求16所述的非暂时性计算机可读存储介质,

其中所述声音模型包括对应于相速度的实部和对应于所述声音衰减的虚部,并且

其中所述细化包括:

对所述频率分量组中的一个频率分量的所述实部应用误差成本函数的梯度,以获得所述实部的值;

其中所述误差成本函数包括所述模拟波场与给定波场之间的差异，  
使用实部的所述值，对所述一个频率分量的所述虚部应用所述梯度；以及  
转到所述频率分量组中的另一个频率分量。

20. 一种用于分析组织体积的系统，包括：

换能器，其包括超声发射器阵列和超声接收器阵列并且被配置成围绕所述组织体积；

其中所述超声发射器阵列朝向所述组织体积发射一声波波形，该声波波形将会由所述  
超声收发器阵列接收；并且

其中所述换能器将所接收的声波波形转换为一组声信号；

处理器，包括：

生成单元，其被配置用于生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的  
声速分布；

识别单元，其被配置用于从所述声信号组识别一组频率；

创建单元，其被配置用于根据频率和所述声速模型创建模拟波场；

细化单元，其被配置用于对所述一组频率中每一个频率的所述模拟波场，迭代地细化  
所述声速模型的值，直到满足停止条件，从而产生所述声速模型的最终值；

计算单元，其被配置用于从所述声速模型的所述最终值计算衰减表示；以及

描绘单元，其被配置用于基于所述衰减表示来描绘所述组织体积的一个或多个图像；  
以及

显示器，其被配置用于显示所述一个或多个图像。

## 使用超声波波形断层成像的组织成像和分析

### 交叉引用

[0001] 本申请要求提交于2015年9月1日的美国临时专利申请号62/212,983(代理人案卷号50174-732.101)和提交于2016年2月12日的美国临时专利申请号62/294,360(代理人案卷号50174-732.102)的权益,所述申请通过引用并入本文。本申请与美国专利申请号14/817,470(代理人案卷号50174-728.201)相关,该申请通过引用并入本文。

### 关于联邦资助研究的声明

[0002] 本发明在由国立卫生研究院(National Institutes of Health,NIH)通过国立癌症研究所授予的基金R43CA171601和R44CA165320的政府支持下完成。政府对本发明享有一定权利。

### 援引并入

[0003] 本说明书中提到的所有出版物、专利和专利申请均通过引用并入本文,其程度如同特别地且单独地指出每一个单独的出版物、专利或专利申请均通过引用而并入。

### 发明背景

[0004] 乳腺癌是癌症死亡的主要原因之一,其在较早诊断和检测时具有较低的死亡率。乳房X线照相术(mammography)是乳腺癌筛查的当前标准,但并非不存在问题。这导致了对其他用于检测和筛查乳腺癌的方法的兴趣。超声断层成像通过将断层成像的原理与环形超声换能器阵列相结合,成为了乳房成像中的新技术。

[0005] 常规的超声涉及从源发射器发射沿着聚焦路径的声波或声束,以及允许该波从其路径中的组织或其他边界散射(例如,以反射、折射、衍射、透射的形式)。散射波返回到一个或多个接收元件的表面,该一个或多个接收元件可以以发射器为中心和/或包括发射器。

### 发明内容

[0006] 本申请提出了对组织体积(a volume of tissue)进行成像和分析以用于筛查和诊断目的的系统和相关方法。在一些实施方式中,所述系统通过使所述组织体积经受环形换能器设置来生成声信号、针对所述声信号计算所述组织体积的声学性质如声音衰减,并基于所述声学性质提供关于所述组织体积的诊断信息。通过经由所述环状换能器设置生成广泛且系统性的声信号,所述系统可以提高对所述组织体积的声学性质进行计算的准确性。通过对除声速之外的声音衰减进行建模,所述系统可以进一步提高所述计算的准确性并最终提高所述生成诊断信息的有效性。

[0007] 在一个方面,根据本发明的其他方面提供了分析组织体积的计算机实现的方法。所述方法包括从换能器接收来源于通过所述组织体积传输的声波波形的一组声信号。所述换能器包括被配置成围绕所述组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列。所述方法还包括生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的声速分布;从所述声信号组提取一组频率分量;根据频率分量和所述声速模型生成模拟波场;针对所述频率分量组中的每一个频率分量相对于所述模拟波场迭代地细化所述声速模型的值,直到满足阈值条件,从而产生所述声速模型的最终值;从所述声速模型的所述最终值计算衰减表示;以及

基于所述衰减表示来描绘(render)所述组织体积的一个或多个图像。

[0008] 在一些实施方式中,生成所述模拟波场包括根据表达为 $[\nabla^2 + \omega^2 / c(r)^2] u(r, \omega) = s(r, \omega)$ 的亥姆霍兹运算(Helmholtz operation)对通过所述组织体积传输的声波的传播进行建模。 $\nabla^2$ 为拉普拉斯算子(Laplacian operator),并且 $[\nabla^2 + \omega^2 / c(r)^2]$ 为亥姆霍兹算子(Helmholtz operator),包括 $\omega$ 作为频率分量, $c$ 作为所述声速模型, $u$ 作为所述频率分量 $\omega$ 在所述换能器的位置 $r$ 处获得的预期数值波场,以及 $s$ 作为所述换能器的空间超声源。

[0009] 在一些实施方式中,生成所述声速模型包括在不考虑平面外的声波波形散射的情况下生成与通过所述组织体积的一组冠状片段(coronal slices)相关联的一组声学机械参数片段(acoustomechanical parameter slices)。

[0010] 在一些实施方式中,所述声音衰减为介质的固有衰减。

[0011] 在一些实施方式中,所述声速模型表示为 $c = c_R + i c_I$ ,其中 $c_R$ 为对应于相速度的实部,并且 $c_I$ 为与所述声音衰减成比例的虚部。继而,所述细化包括应用误差成本函数的梯度,该误差成本函数包括所述模拟波场与给定波场之间的差异。所述应用表示为 $c^2 = c^1 - \beta \nabla S(\omega, c^1)$ ,其中 $c^2$ 为所述声速模型的更新值, $c^1$ 为所述声速模型的当前值, $\beta$ 为步长, $\nabla S$ 为所述误差成本函数的所述梯度,并且 $\omega$ 为所述频率分量组中的一个频率分量。继而,所述细化还可以包括对所述频率分量组中的一个频率分量的实部应用所述梯度以获得所述实部的值;使用所述实部的值对所述一个频率分量的所述虚部应用所述梯度;以及转到所述频率分量组中的另一个频率分量。或者,所述细化还可以包括对所述频率分量组中每一个频率分量的所述实部应用所述梯度以获得所述实部的值;以及使用实部的所述值对所述频率分量组中每一个频率分量的所述虚部应用所述梯度。

[0012] 在一些实施方式中,在对较高频率分量执行所述细化之前对较低频率分量执行所述细化。

[0013] 在一些实施方式中,所述方法还包括将迭代的总次数分配给所述频率分量组。随后对所述频率分量中的每一个执行分配给所述频率分量的迭代次数的所述细化。分配给所述频率组中的较低频率的迭代次数可以不小于分配给所述频率组中的较高频率的次数。

[0014] 在一些实施方式中,所述声速模型表示为 $c = c_R + i c_I$ ,其中 $c_R$ 为对应于相速度的实部,并且 $c_I$ 为与所述声音衰减成比例的虚部。继而,所述描绘包括基于所述声速模型的所述实部的最终值来生成图像。

[0015] 在一些实施方式中,所述声速模型表示为 $c = c_R + i c_I$ ,其中 $c_R$ 为对应于相速度的实部,并且 $c_I$ 为与所述声音衰减成比例的虚部。继而,所述方法还包括基于所述声速模型的所述实部的最终值对所述组织体积中的不同类型的病变(lesion)进行分类。所述方法还包括使用所述衰减表示来细化所述分类。

[0016] 在另一个方面,根据本发明的其他方面提供了在其上存储有指令的非暂时性计算机可读存储介质,当所述指令由计算系统执行时,使所述计算系统执行分析组织体积的方法。所述方法包括从换能器接收来源于通过所述组织体积传输的声波波形的一组声信号。所述换能器包括被配置成围绕所述组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列。所述方

法还包括生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的声速分布;从所述声信号组提取一组频率分量;根据频率分量和所述声速模型生成模拟波场;针对所述频率分量组中的每一个频率分量相对于所述模拟波场迭代地细化所述声速模型的值,直到满足阈值条件,从而产生所述声速模型的最终值;从所述声速模型的所述最终值计算衰减表示;以及基于所述衰减表示来描绘所述组织体积的图像。

[0017] 在一些实施方式中,所述方法还包括将迭代的总次数分配给所述频率分量组。对所述频率分量中的每一个执行分配给所述频率分量的迭代次数的所述细化。分配给较低频率的迭代次数可以不小于分配给较高频率的次数。

[0018] 在一些实施方式中,所述声音模型包括分别对应于相速度和所述声音衰减的实部和虚部。所述细化包括对所述频率分量组中的一个频率分量的所述实部应用误差成本函数的梯度以获得所述实部的值。所述误差成本函数包括所述模拟波场与给定波场之间的差异。所述细化还包括使用实部的所述值对所述一个频率分量的所述虚部应用所述梯度;以及转到所述频率分量组中的另一个频率分量。

[0019] 在另一个方面,根据本发明的其他方面提供了一种用于分析组织体积的系统。所述系统包括换能器,该换能器包括超声发射器阵列和超声接收器阵列并且被配置成围绕所述组织体积。所述超声发射器阵列朝向所述组织体积发射将会由所述超声收发器阵列接收的声波波形;并且所述换能器将所接收的声波波形转换为一组声信号。所述系统还包括处理器,所述处理器包括生成单元,其被配置用于生成表征声音衰减的声速模型以表示跨所述组织体积的区域的声速分布;识别单元,其被配置用于从所述声信号组识别一组频率;创建单元,其被配置用于根据频率和所述声速模型创建模拟波场;细化单元,其被配置用于对所述频率组中每一个频率的所述模拟波场迭代地细化所述声速模型的值,直到满足停止条件,从而产生所述声速模型的最终值;计算单元,其被配置用于从所述声速模型的所述最终值计算衰减表示;以及描绘单元,其被配置用于基于所述衰减表示来描绘所述组织体积的一个或多个图像。所述系统还包括显示器,其被配置用于显示所述一个或多个图像。

## 附图说明

[0020] 本发明的新颖特征在所附权利要求中具体阐述。通过参考对在其中利用到本发明原理的说明性实施方式加以阐述的以下详细描述和附图,将会对本发明的特征和优点获得更好的理解;在附图中:

[0021] 图1A-图1C图示了用于实现超声波波形断层成像法的系统。

[0022] 图2图示了使用频域波形断层成像确定声音衰减并生成对应的组织图像的示例过程。

[0023] 图3A-图3C图示了模仿组织的异质乳房体模的重建。

[0024] 图4图示了可以被配置用于实现本申请中公开的任何计算系统的计算机系统。

## 具体实施方式

[0025] 尽管本文中已经示出和描述了本发明的各种实施方式,但对于本领域技术人员显而易见的是,这样的实施方式仅以示例的方式提供。本领域技术人员在不脱离本发明的情况下可想到多种变化、改变和替代。应当理解,可以采用本文所描述的本发明实施方式的各

种替代方案。

[0026] 本申请提出了改善组织成像以用于筛查和诊断目的的系统和相关方法。虽然下文的讨论集中于乳房组织,但该系统可以应用于其他类型的组织或团块。

[0027] 使用超声波波形断层成像与环形超声换能器阵列,患者可以将其乳房放入浸没在充满水的腔室中的环形换能器阵列中。在从胸壁到乳头扫描患者后,重建乳房的冠状图像。在扫描过程中,环形阵列的每个换能器元件顺序地充当超声源,同时所有换能器充当接收器。

[0028] 为了更好地定量介质的声速和衰减性质,本申请提出了频域超声波波形断层成像技术。与使用对波动方程进行无限频率近似的射线技术相比,频域波形断层成像技术通过考虑复杂波现象如衍射和多重散射而更准确地模拟波传播的物理学。这允许梯度下降反演算法通过迭代地将成本函数(定义为测量的声压场与合成生成的声压场之间的差异)最小化来重建声穿透介质的更准确的声速和衰减分布。通过使用波形断层成像技术,乳房的声速重建可以给出潜在乳房疾病的详细形态学评估。

[0029] 声速和衰减通常有助于区分脂肪、纤维-腺体组织、良性团块和恶性癌。这些性质的准确评估可以通过提高灵敏度和特异性来帮助诊断。虽然声速有助于区分乳房中的各种组织,但诸如囊肿、纤维腺瘤和癌等组织的声速值存在一些重叠。通常可以使用衰减进一步对具有类似声速的这些病变进行分类。例如,相比实体团块如癌,充满流体的囊肿通常具有更低的衰减。通过允许声速具有虚分量,波形断层成像技术可以模拟介质的固有衰减。介质的固有衰减是由导致介质加热的摩擦造成的能量损失,其与由反射、散射和速度不均匀性造成的能量损失形成对比。这两种类型的能量或衰减之和——总衰减通常通过射线断层成像法来测量。由于固有衰减与未知组织的物理性质有关,因此其可以用于更好地表征和区分病变类型。

[0030] 本申请中公开的系统基于频域超声波波形断层成像技术,利用发射的超声信号来定量乳房的声速和衰减性质。

#### 超声波波形断层成像设备

[0031] 图1A-图1C图示了用于实现超声波波形断层成像法的系统。如图1A-图1C中所示,用于确定组织体积内的刚度参数分布的系统100包括:换能器120,其被配置用于接收组织体积,并且其包括超声发射器阵列和超声接收器阵列,该超声发射器阵列被配置成朝向组织体积发射声波波形,并且该超声接收器阵列被配置用于检测来源于通过组织体积传输的声波波形的一组声信号;与换能器通信的计算系统110,该计算系统110包括:第一模块112,其被配置用于生成表示声学机械参数跨组织体积区域的分布的模拟波场模型,以及声速模型;第二模块114,其被配置用于从该组声信号提取一组频率分量;第三模块116,其被配置用于针对每个频率分量相对于模拟波场迭代地细化声速模型值;第四模块,其被配置用于基于最终模型值计算声学机械参数中的一个的表示;以及第五模块119,其被配置用于从每个频率分量的最终模型值生成增强的图像;以及与计算系统110通信并且被配置用于描绘组织体积的增强图像的显示器190。

[0032] 系统100用于描绘超声图像和/或生成可以用于生成存在于组织体积内的结构的高分辨率图像的经变换的超声数据。在一些实施方式中,系统100可以用于产生符合医学成像的监管标准(例如,如美国食品药品监督管理局(Food and Drug Administration,FDA))

所规定的)的图像。系统100优选地被配置用于实现本申请中所述的实施方式或变型的至少一部分;然而,系统100可以附加地或备选地被配置用于实现任何其他合适的方法。

[0033] 如图1A和图1B中所示,换能器120、计算机处理器110和显示器190优选地耦合至扫描仪台105,其中扫描仪台105具有开口106,该开口106提供对患者的组织体积10的接近。该台可以由耐用的柔性材料(例如,柔性膜、织物等)制成,优选符合患者身体的轮廓,由此增加对乳房的腋窝区域的扫描接近并增加患者舒适度。台上的开口106允许乳房(或其他附器)突出穿过该台,并浸没在充满水或作为传播声波的声耦合介质的另一种合适流体的成像箱130中。

[0034] 如图1B和图1C中所示,具有换能器元件122的环形换能器120可以位于成像箱130内并环绕或以其他方式围绕乳房,其中换能器元件122中的每一个均可以包括与一个超声接收器阵列配对的一个超声发射器阵列。将安全的非电离超声脉冲导向组织的多个超声发射器以及接收和记录从组织散射和/或通过组织传输的声信号的多个超声接收器分布在环形换能器120周围。在一种配置中,如图1C中所示,换能器120可以被布置成使得每个超声发射器元件与对应的超声接收器元件配对,每个超声发射器元件被两个相邻的超声发射器元件包围,每个超声接收器元件被两个相邻的超声接收器元件包围,并且换能器是轴对称的。在扫描期间,环形换能器120优选以不连续的扫描步骤或冠状“片段”沿着组织(诸如,在胸壁与乳房的乳头区域之间的前后方向上)行进,从而获取包括诸如声反射、声衰减和声速等测量值在内的声学数据集。换能器120可被配置成从胸壁朝向乳头和/或从乳头朝向胸壁渐进地逐步扫描。然而,换能器120可以附加地和/或备选地在扫描期间并且以任何合适的方向接收关于组织的任何合适的生物力学性质的数据。

[0035] 在一些实施方式中,扫描仪台可以包括于2014年3月13日提交的题为“Patient Interface System”的美国申请序列号14/208,181中所述的患者接口系统的实施方式、变型或实例,该申请通过引用全文并入本文。此外,在具体实例中,系统100可以实现与具有512个接收通道、512个发射通道、3MHz的操作频率、14比特的数据分辨率、0.7mm的图像分辨率、2.5mm的片段厚度、15秒的每片段重建时间,以及容纳直径为22cm的组织体积的能力的超声断层成像扫描仪100协作的具有2048个换能器元件的环形换能器120。然而,系统100可以附加地或备选地包括任何其他合适的患者接口系统或与任何其他合适的患者接口系统耦合。

[0036] 计算系统110可以至少部分地以云的方式和/或作为被配置用于接收计算机可读指令的机器(例如,计算机、服务器等)来实现。附加地或备选地,计算机处理器可以在一个或多个计算机网络、计算机系统或应用服务器等上实现,其中所述计算机系统可以包括以下的一个或多个:基于云的计算机、主机系统、网格计算机系统或任何其他合适的计算机系统。在一个变型中,计算系统110的第一模块112、第二模块114、第三模块116、第四模块118和第五模块119作为在耦合至扫描仪台105并与显示器190通信的计算机上执行的软件模块实现;然而,可以附加地或替代地使用任何其他合适的计算系统架构来实现计算系统110。

[0037] 系统100可以包括有助于以提供组织体积内的刚度表示的方式检测、处理和/或分析从用户的组织体积生成的声信号的任何其他合适的元件。此外,如本领域技术人员将会从先前的详细描述以及从附图和权利要求中意识到的,可以对系统100的优选实施方式进行修改和改变,而不脱离系统100的范围。

### 频域波形计算

[0038] 在0.5-10MHz的典型诊断范围内,软组织中超声波的声衰减大致与频率线性相关。在一些实施方式中,对于软组织,假设声音相速度没有分散。为了对由超声能量损失造成的衰减(即,固有衰减)进行建模,计算系统允许声速模型具有虚分量: $c = c_R + i c_I$ ,其中 $c_R$ 表示相速度,且 $c_I$ 与衰减成比例。计算系统将特定频率的声速分布更新可配置的次数,然后转到下一个感兴趣的频率以再次开始更新。以这种方式,声速图像以更精细的比例逐渐改善,直到重建过程结束。

[0039] 图2图示了使用频域波形断层成像确定声音衰减并生成对应的组织图像的示例过程。在一些实施方式中,起初,计算系统从所述声信号组识别一组频率,该频率通常在0.5-10MHz的范围内。在步骤210中,计算系统根据给定组织片段的频率和声速而生成模拟声压场,但该模拟压力场可以包括其他声学机械参数,如密度、压缩率、反射率、吸收率或声阻抗。计算系统可以通过解出亥姆霍兹方程的复杂声速模型 $c$ 和频率分量 $\omega$ 来生成模拟压力场,从而产生正演模拟压力场数据 $u_{obs}(\omega, c)$ 。亥姆霍兹方程的解通常忽略粘度,并且由于几何扩展仅在幅度上减小。因此可以通过使用有限差分法来利用矩阵表示对亥姆霍兹算子进行建模而完成对亥姆霍兹方程求解

$$\left( \nabla^2 + \frac{\omega^2}{c^2} \right) u_{obs}(\omega, c) = f(\omega) \quad \longleftrightarrow \quad Su = f,$$

其中 $\nabla^2$ 为拉普拉斯算子, $f(\omega)$ 为源函数, $S$ 为亥姆霍兹算子的矩阵表示, $u$ 为量子化正演模拟压力场,并且 $f$ 为量子化源函数。

[0040] 在步骤220-步骤250中,计算系统迭代地更新声速模型的值以降低每个所识别频率的误差成本函数(下文讨论)的值。在步骤220中,计算系统选择所识别频率中的一个。通常,较低频率先于较高频率考虑,然而初始频率的适当选择可以使得对随后频率的选择更加灵活。在步骤230中,如下文进一步讨论的,计算系统为所选择的频率选择初始声速。

[0041] 在步骤240中,计算系统迭代地更新声速以将模拟压力场值与预定压力场之间的差异最小化,直到满足停止条件。在一些实施方式中,在解出结式方程组的正演模拟压力场数据 $u_{obs}(\omega, c)$ 后,计算系统创建定义为 $u_{obs}(\omega, c)$ 与实际压力场数据 $d_{obs}(\omega)$ 之间的差异的数据残差失配 $e(\omega, c)$ 。

$$e(\omega, c) = u_{obs}(\omega, c) - d_{obs}(\omega).$$

可以通过提取每个给定超声发射器/接收器对的超声波波形的 $f(\omega)$ 获得实际压力场数据 $d_{obs}(\omega)$ 。特别地,这可以通过对波形应用时域窗口、计算其傅里叶变换并选择期望的频率来实现。

[0042] 在一些实施方式中,每个频率给出独特的向量 $d_{obs}(\omega)$ 。然后可以使用梯度下降法将定义为数据残差失配的内积的实际值均方误差成本函数 $S(\omega, c)$ 最小化

$$S(w, c) = \frac{1}{2} e^H(w, c) e(w, c),$$

其中 $H$ 表示埃尔米特转置。通过取成本函数的梯度,计算系统获得声速模型的实部或虚部的更新方程

$$*c^{(i+1)} = c^{(i)} - \beta \nabla S(w, c^{(i)}),$$

其中步长 $\beta$ 由行搜索法或步长近似法选择,并且 $\nabla = \partial/\partial c_R$ 或 $\partial/\partial c_I$ ,取决于 $\nabla$ 是正在更新的声速模型的实部还是虚部。计算系统可以重复该迭代过程直到满足特定条件。

[0043] 在一些实施方式中,计算系统以可配置的方式确定声速模型的实部和虚部。通常,计算系统起初通过假设虚部不存在或为常数来聚焦于声速模型的实部。一旦确定实部,计算系统可以将虚部重新引入声速模型中。计算系统可以计算当前频率的实部并随后计算同一频率的虚部,然后转向下一个频率。在该情况下,一旦确定当前频率的最后的 $c_R^{i+1}$ 、 $c_R'$ ,计算系统获得星号方程中的 $c^{i+1}$ ,其中对于每个 $i$ 来说, $c_R^i$ 等于 $c_R'$ 且 $\nabla = \partial/\partial c_I$ 。当前频率的结果可以用作下一频率的初始值。系统还可以计算所有频率的实部,随后计算所有频率的虚部。在该情况下,一旦确定最后频率的最后的 $c_R'$ ,计算系统获得星号方程中的 $c^{i+1}$ ,其中对于每个 $i$ 来说, $c_R^i$ 等于最后的 $c_R'$ 且 $\nabla = \partial/\partial c_I$ 。本领域普通技术人员会理解,不同频率的实部和虚部可以以其他顺序来计算。

[0044] 在一些实施方式中,计算系统以可配置的方式确定针对每个频率进行的迭代次数。计算系统可以为每个频率分配特定的步长。计算系统还可以分配阈值,使得特定条件是实部或虚部的当前值或与先前值之差小于该阈值。另外,测试和实验已经示出,环形配置的对称性质倾向于产生相对稳定的结果,其中在所有频率下进行的获得高精度声速或高质量图像所需的总迭代次数趋于稳定。因此,计算系统可以主要控制在所有频率下进行的总迭代次数,然后将其分配给不同频率。通常,对于相比于较高频率而言具有较低计算要求的较低频率,可执行梯度下降过程。因此,计算系统可以将较多的迭代次数分配给较低频率以降低整体计算要求。迭代次数可以在一个频率到下一个频率之间变化,或者频率的次数可以逐步改变,在某一时刻对于几个频率是恒定的。可以对于实部和虚部使用相似或不同的总迭代次数,并且可以对实部和虚部使用相似或不同的分配。普通技术人员应当理解,可以以有利于有效资源利用和有效输出生产的其他方式来确定每个频率的迭代次数。参考回图2,在步骤250中,计算系统随后对每个所识别的频率重复该过程。

[0045] 在步骤260中,计算系统基于声速模型的更新最终值来计算衰减系数。在一些实施方式中,根据在以频率 $w$ 振荡的平面波的周期中的能量损失 $\Delta E$ 来定义将能量损失与实际和虚拟声速相关联的频率无关品质因子 $Q$

$$\frac{1}{Q} = -\frac{\Delta E}{2\pi E}.$$

[0046] 在一些实施方式中,在具有声速模型 $c = c_R + i c_I$ 和品质因子 $Q$ 的介质中的具有以频率 $w$ 振荡的初始振幅 $A_0$ 的平面波的位置 $x$ 处的振幅 $A(x)$ 可以由下式给出

$$A(x) = A_0 \exp \left[ \frac{-\omega x}{2c_R Q} \right], \quad c_I = \frac{c_R}{2Q},$$

以dB/(mm·MHz)为单位的超声衰减系数 $\alpha$ 可以由下式给出

$$A(x) = A_0 \exp [-\alpha x], \quad \alpha = \frac{20}{\ln 10} \frac{2\pi c_I}{c_R^2}.$$

#### 组织体积成像

[0047] 在一些实施方式中,可以标绘声速模型的计算值以便于使组织结构可视化。对于

频域波形断层成像衰减算法的体内能力测试,使用模仿异质组织的乳房体模。模仿组织的体模模拟乳房组织和疾病,由大量腺体组织中心组成,该腺体组织中心由皮下脂肪层包围,该皮下脂肪层进一步由薄皮肤层包裹。具有不同声速和衰减特征的模拟癌、囊肿和纤维腺瘤的不同病变被嵌入腺体组织内。体模重建使用在500kHz至1010kHz之间的频率,频率间隔为30kHz。使用具有1024个换能器元件并且中心频率为2.5MHz的两个环形阵列换能器来获取模仿组织的体模的数据。反演使用射线断层成像声速模型作为初始声速模型,并为初始衰减模型使用0.1dB/(mm·MHz)的恒定衰减系数。

[0048] 图3A-图3C图示了模仿组织的异质乳房体模的重建。图3A图示了对应于重建的波形声速(通常为声速公式的实部)的图像,其中重叠条以mm/ $\mu$ s为单位。图3B图示了对应于重建的波形衰减系数的图像,其中重叠条以dB/(mm·MHz)为单位。图3C图示了对应于射线衰减的图像,其中重叠条以dB/mm为单位。从图3A中的声速图像可以看出,该系统能够恢复中心腺体组织层330、周围皮下脂肪层340、外皮肤层350以及分别模仿囊肿310(10点钟方向)、纤维腺瘤330(2点钟方向)和癌320(6点钟方向)的三个嵌入的病变。波形衰减与声速图像之间存在相关性。三个病变的位置在图像之间密切相关,并且在衰减图像内还可以显现出中心腺体组织层330由一层不同的材料围绕的事实。这些相关性不仅仅是复杂声速的参数空间内串扰的结果。这通过观察囊肿310和癌320得以观察,囊肿310和肿瘤320均表现为较高声速的物体,但分别具有较低和较高的衰减值。

[0049] 波形衰减图像与射线衰减图像的比较示出了波形衰减法有效性的希望。可以看出,三个病变的位置和极性,以及内部腺体组织层330与周围皮下脂肪层340之间的相对对比度是一致的。具体而言,在基于射线的图像中显现为围绕有低衰减光晕的高衰减物体的理想低衰减囊肿310在波形反演过程中被转换为相当均匀的低衰减物体。在波形和射线衰减重建中都看到的一个问题是脂肪腺体界面的成像。由于各层之间的阻抗失配,反射阻碍了对衰减参数空间内的界面进行成像的能力。这导致在理应是低衰减时恢复出错误的高衰减脂肪层340。然而,此问题影响界面区域的重建数值,但不影响界面边界和皮肤层的可视化。如果对比度得到改进,则界面边界和皮肤层在图3B中可以很好地可视化。模仿组织的体模的重建的波形衰减值似乎是合理的,并且可能说明了真相。由于通过具有2.5MHz的中心频率的超声阵列来扫描模仿组织的体模,因此将图3C除以2.5将会将其转换为图3B中使用的相同单位比例。通过该转换,两个衰减图像的衰减值相对相同。尽管如此,仍然期望总衰减射线图像具有更高的总体衰减,因为总体衰减解释了固有衰减和散射衰减。

[0050] 通过将测量的波形声速和衰减值与制造商报告的规格进行比较,重建的声速值似乎在很大程度上与制造商一致。然而,应当注意较小的病变,较小的病变可能尚未完全聚集并且其数值因具有较低声速的相邻组织的部分体积平均的影响而偏离。对于衰减重建,似乎与所报告的值部分一致,这相比于由其他系统先前产生的重建是显著改善。采用具有更合适的中心频率的超声换能器可能会进一步改善衰减重建的准确性。

#### 计算机系统化

[0051] 图4示出了可被配置用于实现本申请中公开的任何计算系统的计算机系统401。计算机系统401可以包括移动电话、平板计算机、可穿戴设备、膝上型计算机、台式计算机、中央服务器等。

[0052] 计算机系统401包括中央处理单元(CPU,本文中也称“处理器”和“计算机处理器”)

405,其可以是单核或多核处理器,或是用于并行处理的多个处理器。计算机系统401还包括存储器或存储器位置410(例如,随机存取存储器、只读存储器、闪速存储器)、电子存储单元415(例如,硬盘)、用于与一个或多个其他系统通信的通信接口420(例如,网络适配器)以及外围设备425,如缓存、其他存储器、数据存储和/或电子显示适配器。存储器410、存储单元415、接口420和外围设备425通过通信总线(实线)如母板与CPU 405通信。存储单元415可以是用于存储数据的数据存储单元(或数据储存库)。计算机系统401可以借助通信接口420可操作地耦合至计算机网络(“网络”)430。网络430可以是因特网、互联网和/或外联网,或与因特网通信的内联网和/或外联网。在一些情况下,网络430为电信和/或数据网络。网络430可以包括可以实现分布式计算如云计算的一个或多个计算机服务器。在一些情况下,网络430借助计算机系统401可以实现对等网络,该对等网络可以使得耦合至计算机系统401的设备能够充当客户端或服务器。

[0053] CPU 405可以执行一系列机器可读指令,该机器可读指令可以体现在程序或软件中。该指令可以存储在存储器位置如存储器410中。该指令可以针对CPU 405,并且可以随后编程或以其他方式配置CPU 405以实现本公开内容的方法。由CPU 405执行的操作的实例可以包括提取、解码、执行和回写。

[0054] CPU 405可以是电路如集成电路的一部分。系统401的一个或多个其他组件可以包括在电路中。在一些情况下,电路为专用集成电路(ASIC)。

[0055] 存储单元415可以存储文件,如驱动程序、库和保存的程序。存储单元415可以存储用户数据,例如,用户偏好和用户程序。在一些情况下,计算机系统401可以包括一个或多个附加数据存储单元,该附加数据存储单元在计算机系统401外部,如位于通过内联网或因特网与计算机系统401通信的远程服务器上。

[0056] 计算机系统401可以通过网络430与一个或多个远程计算机系统通信。例如,计算机系统401可以与用户的远程计算机系统通信。远程计算机系统的实例包括个人计算机、平板或平板PC、智能电话、个人数字助理等。用户可以经由网络430访问计算机系统401。

[0057] 如本文所述的方法可以通过存储在计算机系统401的电子存储位置上(诸如例如,存储器410或电子存储单元415上)的机器(例如,计算机处理器)可执行代码来实现。机器可执行代码或机器可读代码可以以软件的形式提供。在使用期间,代码可以由处理器405执行。在一些情况下,可以从存储单元415检索该代码并且将其存储在存储器410中以备由处理器405获取。在一些情况下,可以排除电子存储单元415,而将机器可执行指令存储在存储器410上。

[0058] 代码可以被预先编译并配置用于与具有适合于执行代码的处理器器的机器一起使用,或者可以在运行期间被编译。代码可以以编程语言提供,可以选择编程语言以使代码能够以预编译或即时编译(as-compiled)的方式执行。

[0059] 本文提供的系统和方法(如计算机系统401)的方面可以在编程中体现。本技术的各个方面可以被认为是“产品”或“制品”,其通常呈携带在一种类型的机器可读介质上或在该介质中体现的机器(或处理器)可执行代码和/或相关数据的形式。机器可执行代码可以存储在电子存储单元,如存储器(例如,只读存储器、随机存取存储器、闪速存储器)或硬盘上。“存储”型介质可以包括计算机的任何或全部有形存储器、处理器等,或其相关模块,诸如各种半导体存储器、磁带驱动器、磁盘驱动器等,其可以在任何时间为软件编程提供非暂

时性存储。该软件的所有或部分有时可以通过因特网或各种其他电信网络进行通信。例如，这样的通信可以使软件能够从一个计算机或处理器加载到另一计算机或处理器，例如，从管理服务器或主机加载到应用服务器的计算机平台中。因此，可以承载软件元素的另一类介质包括光波、电波和电磁波，诸如跨本地设备之间的物理接口、通过有线和光学陆线网络以及通过各种空中链路而使用。携带诸如有线或无线链路、光学链路等这样的波的物理元件也可以被认为是承载该软件的介质。如本文所使用的，除非限于非暂时性有形“存储”介质，否则诸如计算机或机器“可读介质”等术语是指参与向处理器提供指令以供执行的任何介质。

[0060] 因此，机器可读介质如计算机可执行代码可以采取多种形式，包括但不限于有形存储介质、载波介质或物理传输介质。非易失性存储介质包括例如光盘或磁盘，如任何计算机中的任何存储设备等，诸如其可以用于实现附图中所示的数据库等。易失性存储介质包括动态存储器，如这样的计算机平台的主存储器。有形传输介质包括同轴电缆；铜线和光纤，包括构成计算机系统内的总线的导线。载波传输介质可以采取电信号或电磁信号或者声波或光波的形式，诸如在射频 (RF) 和红外 (IR) 数据通信期间产生的那些。因此，计算机可读介质的常见形式包括例如：软盘、柔性盘、硬盘、磁带、任何其他磁性介质、CD-ROM、DVD或DVD-ROM、任何其他光学介质、穿孔卡纸带、任何其他具有孔洞图案的物理存储介质、RAM、ROM、PROM和EPROM、FLASH-EPROM、任何其他存储器芯片或匣盒、传送数据或指令的载波、传送这样的载波的电缆或链路，或计算机可以从中读取编程代码和/或数据的任何其他介质。这些计算机可读介质形式中的许多可以参与将一个或多个指令的一个或多个序列携带至处理器以供执行。

[0061] 计算机系统401可以包括电子显示器435或与其通信，该电子显示器435包括用于提供例如管理界面的用户界面440。UI的实例包括但不限于图形用户界面 (GUI) 和基于网络的用户界面。

[0062] 本公开内容的方法和系统可以通过一个或多个算法来实现。算法可以通过软件在由中央处理单元405执行时实现。

### 结论

[0063] 除了上文提到的实例之外，可以在不脱离本发明的情况下对本发明进行各种其他修改和改变。因此，上述公开内容不应被认为是限制性的，并且所附权利要求应该解释为包含本发明的真实精神和全部范围。

[0064] 虽然本发明的各种特征可以在单个实施方式的上下文中描述，但是这些特征也可以单独提供或以任何合适的组合提供。相反，虽然为了清楚起见，本发明可以在单独实施方式的上下文中于本文中描述，但本发明还可以在单个实施方式中实现。

[0065] 说明书中对“一些实施方式”、“实施方式”、“一个实施方式”或“其他实施方式”的提及意味着与该实施方式有关的特定特征、结构或特性包括在本发明的至少一些实施方式中，但不一定包括在本发明的所有实施方式中。

[0066] 应当理解，本文采用的措辞和术语不应解释为限制，而是仅用于描述性目的。

[0067] 应当理解，本文阐述的细节并非解释为限制本发明的应用。

[0068] 此外，应当理解，本发明可以以各种方式执行或实践，并且本发明可以在除以上说明书中概述的实施方式之外的实施方式中实现。

[0069] 应当理解,术语“包括”、“包含”、“组成”及其语法变体不排除添加一个或多个组件、特征、步骤,或整体或其组合,并且这些术语将被解释为具体说明组件、特征、步骤或整体。

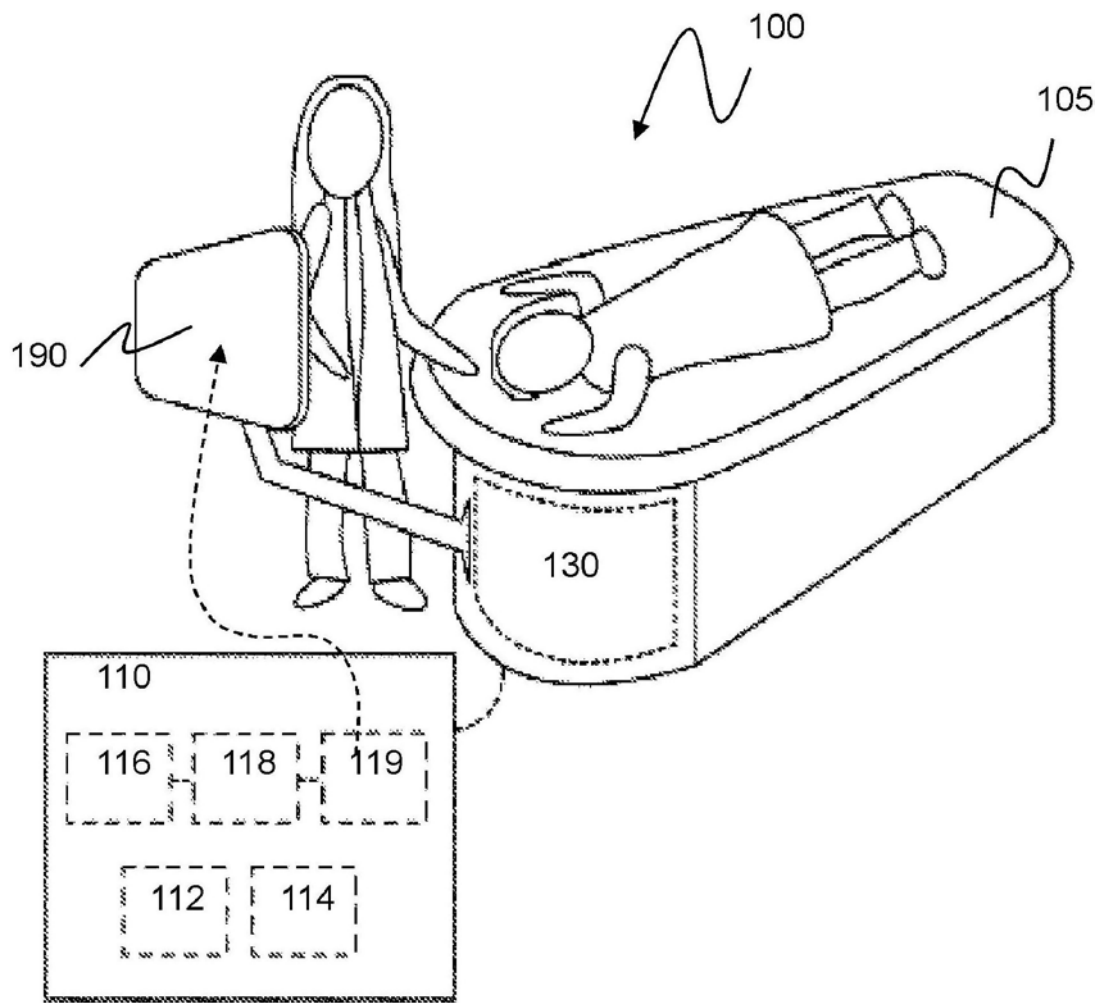


图1A

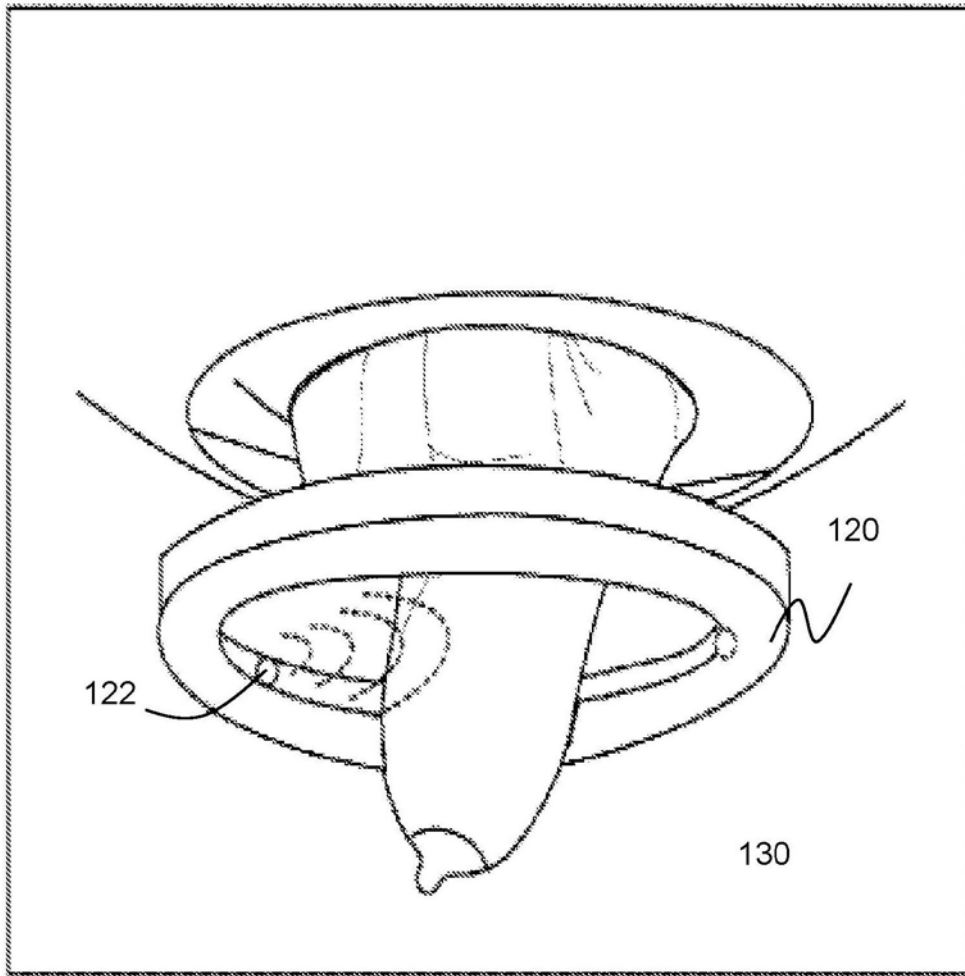


图1B

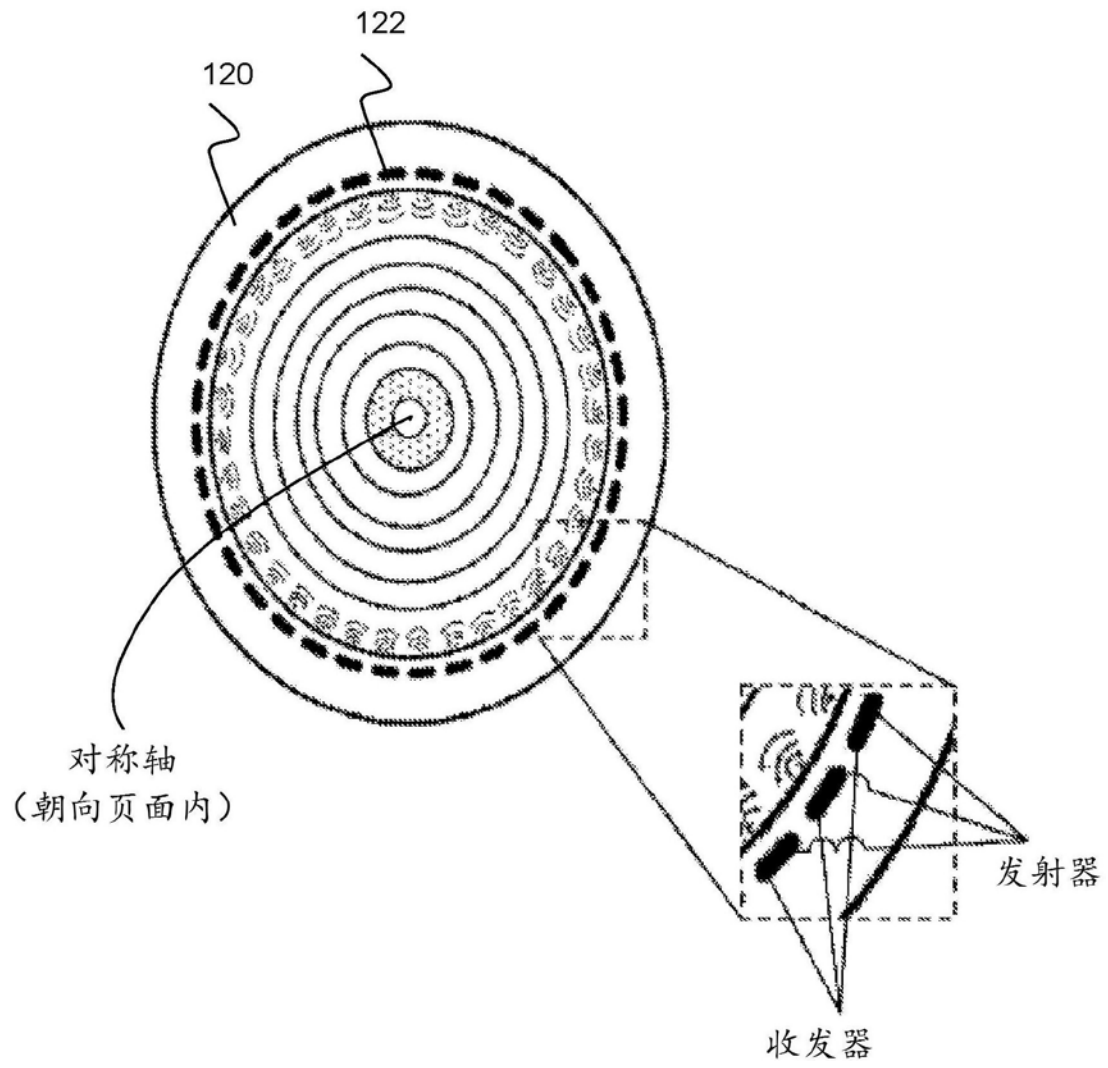


图1C

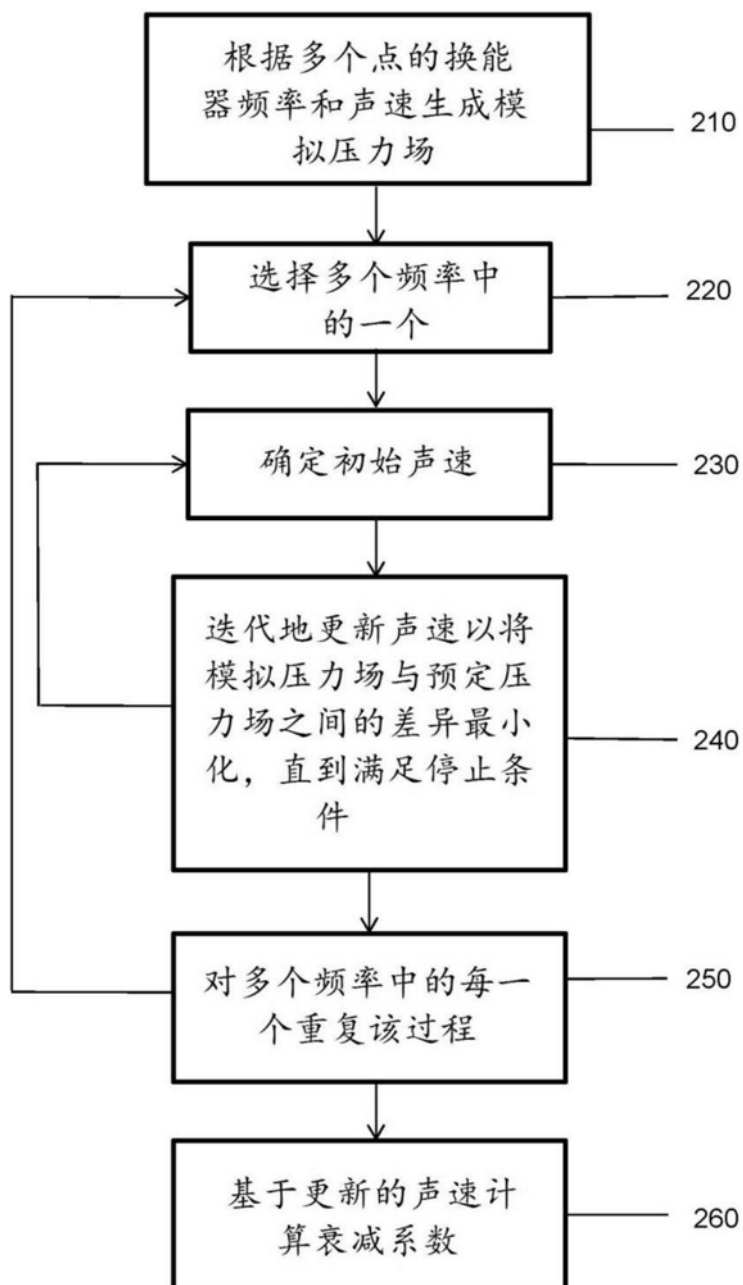


图2

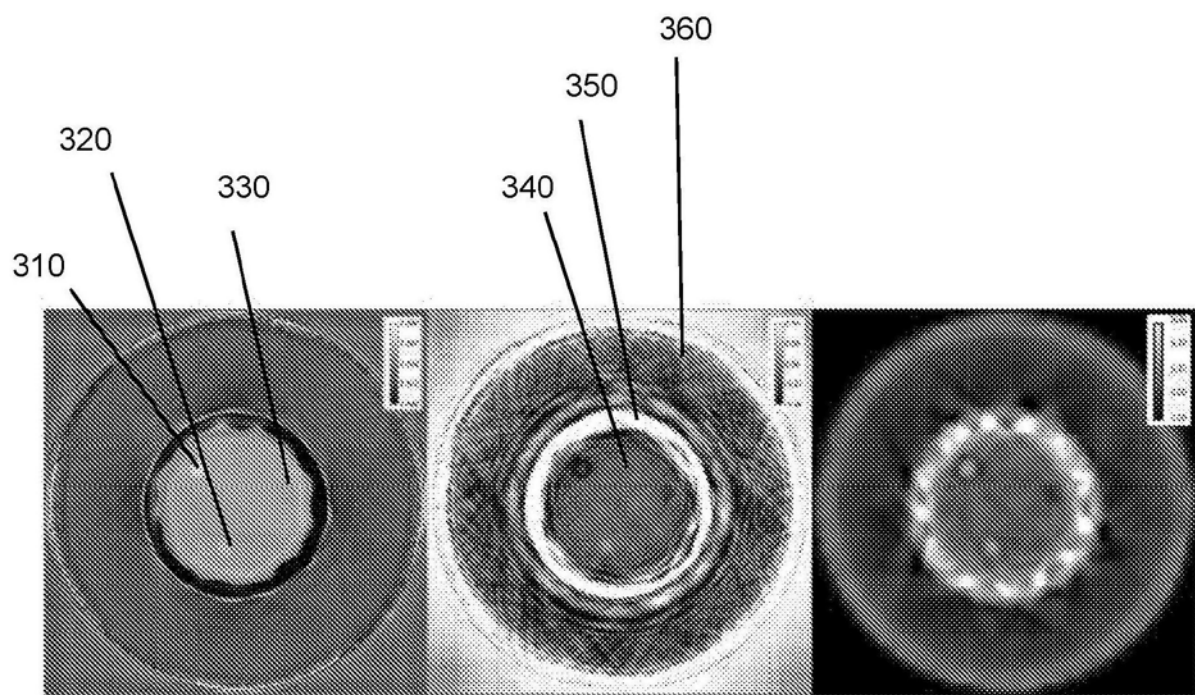


图 3A

图 3B

图 3C

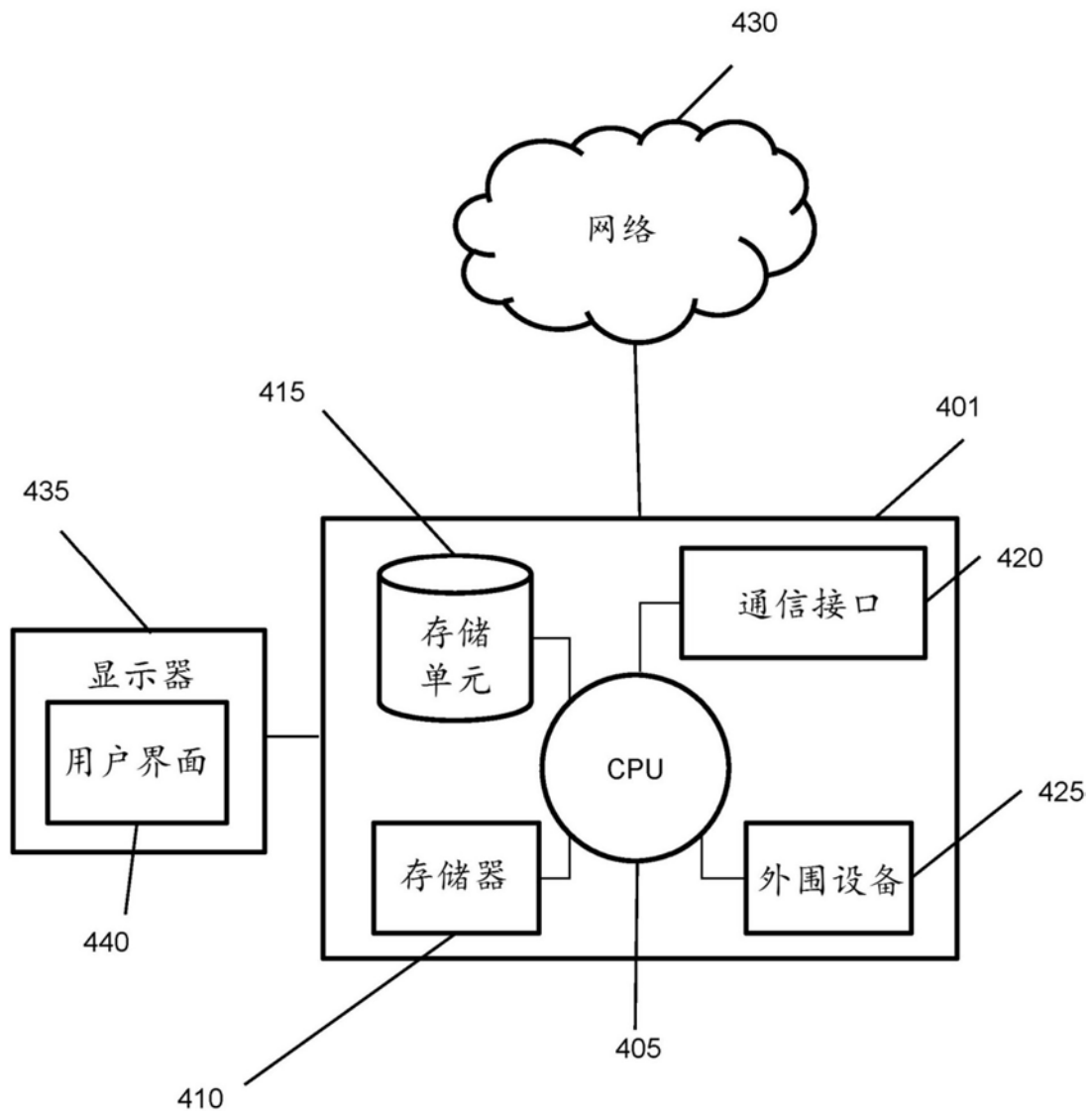


图4

|         |                                                                                                                                                                              |         |            |
|---------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 使用超声波波形断层成像的组织成像和分析                                                                                                                                                          |         |            |
| 公开(公告)号 | <a href="#">CN108348221A</a>                                                                                                                                                 | 公开(公告)日 | 2018-07-31 |
| 申请号     | CN201680062053.3                                                                                                                                                             | 申请日     | 2016-09-01 |
| [标]发明人  | 古尔沙兰·辛格·桑迪胡<br>内博伊沙·杜里奇<br>李翠萍<br>奥利维尔·罗伊<br>埃里克·韦斯特                                                                                                                         |         |            |
| 发明人     | 古尔沙兰·辛格·桑迪胡<br>内博伊沙·杜里奇<br>李翠萍<br>奥利维尔·罗伊<br>埃里克·韦斯特                                                                                                                         |         |            |
| IPC分类号  | A61B8/08 A61B8/13 G06T11/40                                                                                                                                                  |         |            |
| CPC分类号  | A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/15 A61B8/406 A61B8/4209 A61B8/4281 A61B8/483 A61B8/485 A61B8/52 A61B8/5223 G06T11/003 G16H50/30 G06T11/40 A61B8/13 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/466 |         |            |
| 代理人(译)  | 郑霞                                                                                                                                                                           |         |            |
| 优先权     | 62/212983 2015-09-01 US<br>62/294360 2016-02-12 US                                                                                                                           |         |            |
| 外部链接    | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                               |         |            |

#### 摘要(译)

本申请提出了使用超声波波形断层成像来分析组织体积的系统和相关方法。通过使用频域波形断层成像技术和梯度下降算法，所述系统可以将具有变化的密度和不同类型病变的组织体积如乳房组织的声速分布重建。通过允许声速具有表征声音衰减的虚分量，所述系统可以以较细的粒度来分类不同类型的病变。

