



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108135580 A

(43)申请公布日 2018.06.08

(21)申请号 201680058124.2

(22)申请日 2016.08.29

(30)优先权数据

15182877.9 2015.08.28 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.04.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/070321 2016.08.29

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/037023 EN 2017.03.09

(71)申请人 ETH苏黎世公司

地址 瑞士苏黎世

(72)发明人 O·戈克塞尔 S·萨那布里亚

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 张丰豪

(51)Int.Cl.

A61B 8/15(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

G06T 11/00(2006.01)

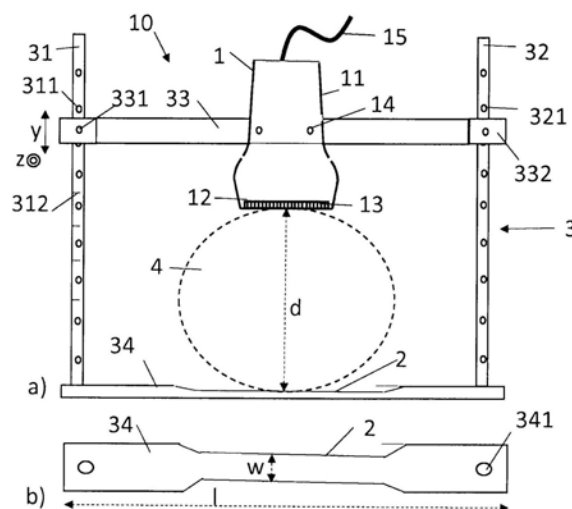
权利要求书4页 说明书24页 附图9页

(54)发明名称

手持式医疗超声设备和用于确定断层图像的系统

(57)摘要

一种手持式医疗超声设备(10),其特别地用于乳房的超声计算断层成像,该医疗超声设备包括超声换能器(1)、反射器(2)和指示器(21,22,311,312),该指示器使得能够指示换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。在第一实施例中,换能器和反射器附接至一机械结构,该机械结构包括第一框架(33)和第二框架(34),第一和第二框架允许调整换能器和反射器之间的距离(d),以便适应乳房的形状。在第二实施例中,换能器和反射器不机械地连接,并且提供了位置和/或取向传感器来确定换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。在第三实施例中,薄的共振反射器层被应用于在所追踪的反射器信号中引入声波标记。本公开还涉及用于确定断层图像的方法。



1. 一种手持式医疗超声设备(10),其包括:
用于发射超声的超声换能器(1);和
用于反射所发射的超声的至少一部分的反射器(2)。
2. 根据权利要求1所述的设备,其包括:
指示器(21,22,311,312),所述指示器能够指示所述换能器(1)和所述反射器(1)之间的相对位置和/或取向。
3. 根据权利要求1或2所述的设备(10),
其中,所述换能器(1)和所述反射器(2)彼此对置地附接到机械结构(3)。
4. 根据权利要求3所述的设备(10),
其中,所述机械结构(3)包括距离调整部,所述距离调整部用于改变所述换能器(1)与所述反射器(2)之间的距离,所述距离调整部的至少一部分用作指示器(311,312)。
5. 根据权利要求3或4所述的设备(10),
其中,所述机械结构(3)包括:第一框架(33),所述换能器(1)附接到所述第一框架;第二框架(34),所述反射器(2)附接到所述第二框架、或集成到所述第二框架、或由所述第二框架组成;至少第一杆(31),所述第一和第二框架(33,34)都安装到所述第一杆上,并且
其中,所述第一和第二框架中的至少一个框架(33)能够滑动地安装在所述第一杆(31)上。
6. 根据权利要求4或5所述的设备(10),
其中,所述第一杆(31)包括用于将所述至少一个框架(33)保持在预定位置处的定位器件。
7. 根据权利要求6所述的设备(10),
其中,所述定位器件包括在所述第一杆(31)中的预定位置处的孔(311),
其中,所述至少一个框架(33,34)包括销(331),所述销能够至少部分地插入到所述孔(311)中,以将所述至少一个框架(31)保持在所述第一杆(31)处的所述预定位置中。
8. 根据权利要求7所述的设备(10),
其中,所述销(331)安装在所述至少一个框架(33)中,以占据至少部分到达所述孔(311)中的任意一个孔内的第一位置以及从所述孔(311)中出来的第二位置,所述第二位置用于使所述框架(33)在所述第一杆(31)的两个相邻的孔(311)之间滑动,并且,
特别地,其中,所述销(331)能够克服弹性力而从所述第一位置移动到所述第二位置。
9. 根据权利要求5所述的设备(10),
其中,所述机械结构(3)包括第二杆(32),
其中,所述第一框架(33)安装到所述第一和第二杆(31,32)两者上,
其中,所述第二框架(34)安装到所述第一和第二杆(31,32)两者上,
其中,所述第一和第二框架中的至少一个框架(33)能够滑动地安装在所述第一和第二杆(33,34)两者上,
其中,所述第一和第二杆(31,32)中的每一个均包括定位器件,所述定位器件用于将所述至少一个框架(33)保持在预定位置处。
10. 根据权利要求9所述的设备(10),
其中,所述定位器件包括在所述第一和第二杆(31,32)中的每个中的所述预定位置处

的孔(311,321),并且

其中,所述至少一个框架(33)包括能够至少部分地插入所述第一杆(31)的所述孔(311)中的销(311)和能够至少部分插入所述第二杆(32)的所述孔(321)中的另一个销(321),以将所述至少一个框架(33)保持在所述预定位置中。

11.根据前述权利要求中的任意一项所述的设备(10),

其中,所述指示器包括位置和/或取向传感器(5),以相应地确定所述换能器(1)和所述反射器(2)之间的位置和/或取向,并且

特别地,其中,所述位置和/或取向传感器(51)是磁性传感器或光学传感器。

12.根据权利要求11所述的设备(10),

其中,所述换能器(1)和所述反射器(2)机械地断开连接,并且

特别地,其中,所述反射器(1)附接到平面框架(34)、或者集成在所述平面框架中、或者由所述平面框架构成。

13.根据前述权利要求中的任意一项所述的设备(10),

其中,所述指示器包括所述反射器(2),所述反射器(2)包括单层、或包括具有不同超声反射性能的多层(21,22)。

14.根据前述权利要求中的任意一项所述的设备(10),

其中,所述第一框架(33)和所述第二框架(34)均具有宽度(w)和长度(l),所述长度(l)超过所述宽度(w),

其中,每个框架(33,34)的宽度(w)至少在指定用于接触待检查的组织(4)的区域中小于2cm。

15.一种医疗超声系统,其包括:

-根据前述权利要求中的任意一项所述的设备(10);

-处理器(51),

其中,所述换能器(1)电连接到所述处理器(51),并且

其中,所述处理器(51)构造成确定承受由所述超声换能器(1)接收的反射超声波(usr)的基于超声的断层图像。

16.根据权利要求15所述的医疗超声系统,

其中,所述超声换能器(1)包括一组发射器元件(Tx)和一组接收器元件(Rx),

其中,对于一组发射器元件(Tx)-接收器元件(Rx)的组合来说,所述处理器(51)构造成触发相应的发射器元件(Tx),以发射超声波(usr),所述超声波行进通过布置在所述换能器(1)和所述反射器(2)之间的组织(4)、抵达所述反射器(2)、并且从所述反射器(2)返回通过所述组织(4)而抵达所述接收器元件(Rx),

其中,对于所述一组发射器元件(Tx)-接收器元件(Rx)的组合中的每一个组合来说,所述处理器(51)构造成确定所述超声波(usr)从所述反射器元件(Tx)行进至所述接收器元件(Rx)的飞行时间值(t_p),

其中,所述处理器(51)构造成根据所述飞行时间值(t_p)确定由所述换能器(1)和所述反射器(2)限定的平面(x,y)中的单元($c_{i,j}$)的所述超声波(usr)的超声参数值(σ, α),并且

其中,所述处理器(51)构造成将所述超声参数值(σ, α)转换成图像。

17.根据权利要求16所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成根据相邻单元($c_{i,j}$)的超声参数值(σ, α)的梯度确定一组超声参数值中的超声参数值(σ, α)。

18. 根据权利要求16或17所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成根据沿着平面(x, y)中的至少两个方向的相邻单元($c_{i,j}$)的超声参数值的梯度确定一组超声参数值中的超声参数值(σ, α)。

19. 根据权利要求18所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成根据沿着平面(x, y)中的第一方向的超声参数值的梯度并且根据沿着平面(x, y)中的不同于所述第一方向的第二方向的超声参数值的梯度确定所述一组超声参数值中的超声参数值(σ, α)。

20. 根据权利要求19所述的医疗超声系统,

其中,所述第一方向是正交于所述反射器(2)和/或所述换能器(1)的纵向延伸的方向(y),并且其中,所述第二方向(x)正交于所述第一方向(y)。

21. 根据权利要求17或18所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成根据沿着所述平面(x, y)中的第一方向的超声参数值的梯度、根据沿着所述平面(x, y)中的第二方向的超声参数值的梯度、以及根据沿着所述平面(x, y)中的第三方向的超声参数值的梯度来确定所述一组超声参数值中的超声参数值(σ, α)。

22. 根据权利要求21所述的医疗超声系统,

其中,所述第一方向(y)是正交于所述反射器(2)和/或所述换能器(1)的纵向延伸的方向,

其中,所述第二方向由相对于所述第一方向的最大角度(φ_{\max})限定,所述最大角度由 $\varphi_{\max} = \arctan(W / (2 * d))$ 限定,其中, W 是所述换能器(1)的换能器元件的线性阵列的宽度, d 是所述换能器(1)和反射器(2)之间的距离,

其中,所述第三方向由负的最大角度(φ_{\max})限定。

23. 根据前述权利要求17至22中的任意一项所述的医疗超声,

其中,所述处理器(51)构造成根据沿着平面(x, y)中的至少两个方向的相邻单元($c_{i,j}$)的超声参数值的加权梯度确定一组超声参数值中的超声参数值(σ, α)。

24. 根据权利要求23所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成将同一权重(k)应用于同一方向的所有梯度,并且每个方向应用不同的权重($k, 1-k$)。

25. 根据权利要求19或20所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成将第一权重(k)应用于所述第一方向的所有梯度,将第二权重($1-k$)应用于所述第二方向的所有梯度,其中,所述第一权重(k)大于所述第二权重($1-k$)。

26. 根据权利要求21或22所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成将第一权重应用于所述第一方向的所有梯度,将第二权重应用于所述第二方向的所有梯度,并且将第三权重应用于所述第三方向的所有梯度。

27. 根据前述权利要求15至26中的任意一项所述的医疗超声系统,

其中,所述超声参数 (σ, α) 是声速 (σ) ,

其中,所述处理器(51)构造成确定每个单元 $(c_{i,j})$ 的声速值 (σ) ,优选地要么为单一值、要么为频率的函数、要么为施加到所述组织的任何扰动的函数。

28.根据前述权利要求15至26中的任意一项所述的医疗超声系统,

其中,所述超声参数 (σ, α) 是声衰减 (α) ,

其中,所述处理器(51)构造成确定每个单元 $(c_{i,j})$ 的声衰减 (α) ,优选地要么为单一值、要么为频率的函数、要么为施加到所述组织的任何扰动的函数。

29.根据前述权利要求16至28中的任意一项所述的医疗超声系统,

其中,在发射的超声的多个频率条件下识别所述超声参数值 (σ, α) ,从而允许重建基于频率的该参数。

30.根据前述权利要求14至18中的任意一项所述的医疗超声系统,

其中,所述处理器(51)构造成根据响应于在所述换能器(1)处触发超声波的飞行时间值 (t_p) 确定所述换能器(1)和所述反射器(2)之间的距离。

31.根据权利要求14所述的医疗超声系统,

其中,所述处理单元构造成在断层超声图像的计算中应用全变差正则化,并且

特别地,其中,在所述全变差正则化中,待求解的方程式遵循形式 $\operatorname{argmin}_{\sigma} \{ \|\Delta t - L\sigma\|_2 + \lambda \|\sigma\|_1 \}$ 或这种形式的任何组合,其中, Δt 是被测量的量的矢量, σ 是待重建的未知矢量, L 是考虑设置的几何结构而几何计算的矩阵, D 是梯度矩阵、 λ 是常数,并且

特别地,其中,利用凸优化来求解所述方程式。

手持式医疗超声设备和用于确定断层图像的系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种手持式医疗超声设备以及一种医疗超声系统。

背景技术

[0002] 在传统的B型超声系统中并非总是可以检测到乳腺组织中的肿瘤和某些其他异常。然而,这些病症可能存在关于其他超声特征(例如超声传播速度和衰减)的高对比度。与X射线计算机断层扫描(CT)类似,为了获得这些参数的空间分辨图像,在多个角度取向上传输和记录超声波。目前,这需要高端的专用超声计算机断层扫描(USCT)设备,该设备基于定位在乳房周围的大量静止超声传感器,参见“Breast density measurements with ultrasound tomography:A comparison with film and digital mammography”,Duric等,Med.Phys.40(1),2013年1月;或者通过机械地旋转乳房周围的超声传感器,参见“Imaging of Sound Speed Using Reflection Ultrasound Tomography”,Nebeker等,Ultrasound Med 2012,31,第1389-1404页,这两种系统都需要将乳房浸入水箱中并用庞大的定制超声系统进行扫描。尽管结果准确,但这些系统在日常临床使用中是繁重的,其需要在诊所中存在额外空间并且要求专业人员执行,而且通常成本高昂,只能用于给定的特定目的。

[0003] 已经研究了当前的用于超声声速和衰减成像的X射线乳房照相系统的扩展,例如参见“Limited-angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast.Krueger et al.IEEE Ultrasonics Symposium 1998,第1345-1348页”。在这种情况下,乳房被完全压缩在两块固定压缩板之间,并且超声换能器被定位在压缩板之上和/或之下。在其他实施方式中,消除了其中一块板,并且乳房被压缩在换能器和一固定板之间,参见例如“Reconstruction of ultrasonic sound velocity and attenuation coefficient using linear arrays:clinical assessment.Chang et al.2007,1681-1687”。根据这些设置对乳房进行压缩导致类似于X射线乳房照相术的痛苦诊断过程。这也降低了灵活性,原因在于超声换能器或为固定的、或被局限平行于压缩板(只能接近冠状面)移动。小尺寸乳房和胸壁附近的超声成像也被证实是难以实施的。对于USCT设备,乳房照相设置仅允许通过有限的角度取向进行传输和记录,这导致如果事先不了解异常(例如肿瘤)的位置和几何结构,则获得的超声图像中存在强烈的伪像。而且,小的气隙在压缩板和乳房之间难以避免,并且在超声图像中引起强烈的伪像。结果,用这些系统获得的诊断质量目前很差,并且因此没有一个达到商业实施的级别。

发明内容

[0004] 因此,本发明要解决的问题是使得能够广泛使用超声计算机断层扫描设备(USCT)。

[0005] 通过手持式医疗超声设备来解决该问题,该手持医疗超声设备包括用于发射超声的超声换能器、用于反射所发射的超声的至少一部分的反射器、以及优选地指示器,该指示

器使得能够指示换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。

[0006] 该设备不必要包含全尺寸超声计算机断层扫描系统,但是该设备可以是这种系统的断层扫描单元的一部分和/或与其连接。

[0007] 超声设备是一种医疗设备,这意味着在医学背景下使用该医疗设备:该设备可用于医学筛查、诊断、分期(例如癌症分期)、术前计划、术中指导、和术后随访中的一项或多项。

[0008] 在这种背景下,手持表示是便携式的或可移动的。在检查患者期间,该设备可以由诸如医师或护士的超声医师持有。因此,该设备的重量和其延伸被设计成适当尺寸,以在任何地方应用该设备,而同时又没有被绑定到用于换能器的固定设置。

[0009] 超声换能器至少包括用于发射超声的元件,所述超声优选地介于1MHz和40MHz之间的范围内,并且更优选地介于3MHz和14MHz之间的范围内。超声换能器优选地例如借助于压电转换器这样的元件将电信号转换成超声波。在一个非常优选的实施例中,超声换能器还包括至少一个接收器元件并且优选地多个接收器元件,该接收器元件用于接收超声波,而且特别地用于接收被反射的超声波(将在下面进行解释),并且用于将所接收的超声波转换成电信号。

[0010] 该设备还包括反射器,所述反射器用于反射由换能器发射并穿过被检查组织的超声波。因此,反射器具有超声反射特性,所述超声反射特性可以通过选择处于与组织不同的声阻抗条件下的反射器、或者通过在反射器中或上施加反射超声的材料来实现,所述材料例如为金属(例如铝、钢)、聚合物/塑料(例如PMMA、聚碳酸酯、ABS、橡胶、硅树脂)、夹带的空气或流体层、玻璃、陶瓷、矿物聚集体和其他复合材料或超材料。

[0011] 在操作中,优选地设想将待检查的身体组织(其优选为女性乳房)布置在换能器和反射器之间。优选的是,反射器和换能器相对于彼此布置,使得在行进通过组织之后,该反射器至少暴露于由换能器发射的超声的一部分中。优选地,换能器和反射器被布置为彼此对置,其中,该反射器直接面向或大致朝向换能器。

[0012] 超声波从一个或多个发射元件依序传输、透射通过乳房目标、在反射器板处反射和/或散射、并由接收元件中的一个或多个重新获取。这允许测量超声参数,特别是沿不同角度取向的超声传播速度和/或超声衰减,并且允许重建设备与其连接的断层扫描单元中的USCT图像。断层扫描单元被理解为例如将由设备提供的信号转换为显示给超声医师的图像。

[0013] 设备的指示器(如果有的话)使得能够指示换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。不需要总是指示位置和取向两者,其中,该位置优选指的是换能器和反射器之间的距离,而取向指的是换能器和反射器之间的角度。这两种度量中的一种就可以足够,尤其是当例如通过设备中的换能器和反射器的布置方案预定义了另一个度量时。指示器不一定需要在设备自身显示位置和/或取向,其仅仅是可以这样。在一个实施例中,在设备自身处提供了由用户以特殊方式导出位置和/或取向信息的器件。这样的器件可以优选地包括允许评估例如换能器和反射器之间的距离的标度或其他视觉指示器。在另一个实施例中,该设备可以包含用于确定位置和/或取向中的一个或多个的传感器。在此,可以评估对应的传感器信号,并且可以在远程单元(例如传感器信号可以传送到的断层扫描单元)中确定位置和/或取向。在第三变体中,可以以这样的方式制备反射器自身,以允许识别由换能器接收的反

射超声导出的图像中的反射器-换能器位置/取向并且最终显示在断层扫描单元的显示器上。

[0014] 优选的是,该设备用在医疗领域的超声计算机断层扫描设备(USCT)中,以检测乳房组织中的肿瘤包含物,该肿瘤包含物可能在传统的B型图像中不可见、或者可能是可见的但在单独的B型图像中可能未被诊断或分类。优选地,该设备被准备成允许在从换能器到反射器并返回换能器的途中测量超声的速度。通过使超声波传输通过已知位置和取向的超声换能器和反射器之间的组织并且通过组织返回到换能器,可以获得USCT图像。可以根据超声行进的路径的长度并且根据行进该路径所花费的时间来计算超声波的超声参数,所述路径长度在最简单的情况下等于换能器和反射器之间的距离的两倍,所述时间是在发射超声脉冲和接收超声脉冲的反射部分之间测量的时间。因此,本设备优选地可以被认为是USCT断层扫描单元的手持式扩展。

[0015] 优选地,每个单元的确定的超声参数可以是(超)声速、声衰减,频率相关声量、声频散速度中的一个。尽管以下实施例主要是指被确定为超声参数的声速,但是应当理解的是,在以下实施例中的任意一个中,可以由作为相关超声参数的声衰减或所列出的任何其他参数中的任意一个代替声速。

[0016] 测量的超声参数可进而被组合,以评估其他组织特性,例如组织温度(例如,在消融治疗期间)、或质量密度、或一般健康或患病组织的任何特性,所述其他组织特性与测量的超声参数相关。可以使用重复的超声测量来实时监测组织变化。

[0017] 也可以根据施加到组织的外部扰动确定测量的超声参数,所述外部扰动为诸如机械激励(例如,预压缩或振动场,如声震颤)或温度场(例如,在消融治疗期间)等等。

[0018] 优选地,包括根据实施例中的任意一个的手持设备和用于确定断层图像的处理单元的本超声系统被实施为识别来自反射器的超声回波,并且检测相关声学参数中的扰动,诸如由存在如肿瘤的组织异质引发的声速或衰减。

[0019] 为此目的,超声换能器包括一组发射器元件和一组接收器元件。尽管该两组元件可以是不同的元件,使得发射器元件仅能够发射超声,而接收器元件仅能够接收超声,但在不同实施例中,单个换能器元件可以构造成发射和接收超声。这种换能器元件被分别称为发射器元件和接收器元件。每组均优选地包括两个或更多个元件,并且优选地多于一百个元件。

[0020] 优选地,发射器元件和接收器元件的组合(也称为对)同时操作,即,处理器触发相应的发射器元件以发射超声波,而接收器元件以一定延迟接收所发射的和反射的超声波。在其轨迹上,超声波从发射器元件穿过布置在换能器和反射器之间的组织,抵达反射器并且通过组织返回到接收器元件,从而限定射线路径。在接收器元件处,所接收的反射超声波随时间被转换成电信号,也被称为射频(RF)轨迹。

[0021] 因此,以从发射器元件发射超声波的时间和在接收器元件处接收到所反射的超声波的时间之间的时间差的形式来测量时间延迟。这个时间延迟也被称为飞行时间。考虑到处理器按照顺序触发各种发射器-接收器元件组合,优选的是对于每个组合而言,记录相应的RF轨迹。优选地,触发所有可能的发射器元件-接收器元件组合并且限定该组组合。然而,在不同实施例中,在该组组合中仅限定了所有可能组合中的选择部分。

[0022] 在优选实施例中,采用具有N个换能器元件的单个换能器,并且记录具有RF轨迹的

“多静态矩阵”和/或针对所有可能的 $N \times N$ 发射器元件-接收器元件组合的对应飞行时间值。那么优选的是,为了识别特定路径 p ,使用了用于换能器发射器元件 e 和换能器接收器元件 r 的指数,使得飞行时间 t_p 和 $t_{e,r}$ 相等。

[0023] 其他变化也是可行的:例如,可以同时或者以增量时间延迟激发几个相邻的发射器元件,从而产生所谓的“平面波”发射,以增加耦合到所测量的组织中的声强度水平,和/或者可以以任何形式平均或组合几个相邻换能器的RF轨迹以减少噪声。因此,图像重建的优选起点是在特定发射器激发时由各个接收器元件获取的一组数字化RF轨迹,因此每个数字化RF轨迹均对应于发射器元件-接收器元件位置对。例如,通过分析RF轨迹,从该RF轨迹矩阵可以生成对应的飞行时间矩阵 t_p 。这个处理步骤也被称为描绘(delineation)。

[0024] 假定射线路径 p 处于由换能器和反射器限定的平面内。该平面优选地离散成由对应于不同发射器元件-接收器元件对的有限组射线路径 p 所遍历的单元。在操作中,当组织被布置在换能器和反射器之间时,这些单元反应受检平面中的组织中的位置。该单元结构支持可被认为是肿瘤的组织部分的定位,该组织部分也被称为包含物。单元的大小被预先限定并且确定了图像的分辨率。基于飞行时间值确定每个单元的超声参数的过程也被称为重建。最后,处理器被构造成将所确定的超声参数值转换成图像,所述图像优选地在系统屏幕上显示给医务人员。转换可以包括例如将超声参数值编码为彩色或者编码成灰度。

[0025] 在一个实施例中,利用每个从相应发射器元件到反射器并返回到接收器元件的射线路径 p 的已知路径长度 l_p [m],在该实施例中,根据每个单元 c 的声速(SoS)增量 σ_c (也被称为慢度增量)计算飞行时间值 Δt_p (也称为延迟),即:

$$[0026] \quad \Delta t_p = \sum_{c=1}^C l_{p,c} \sigma_c \quad p = 1 \dots P, P \geq C \quad (1)$$

[0027] 这个方程(1)说明了对于沿着受检路径 p (其具有每个单独的单元 c 的路径长度 $l_{p,c}$ 的部分)行进的单元的数量 C 而言,用于某一路径 p 的飞行时间值 Δt_p 为每个单元 c 的各自的声速值 σ_c 之和。

[0028] 对于确定的线性系统而言,路径的总数 P 优选等于或大于单元的数量 C 。对于代表一组发射器元件-接收器元件组合的所有路径 p 而言,由方程式(1)代表的系统能够以矩阵的形式表示为 $\Delta t = L\sigma$,其中,路径长度 $l_{p,c}$ 被组装在矩阵 L 中并且表示几何信息,所述几何信息取决于换能器-反射器布置的设置以及单元的大小和形状,特别是它们的粒度/分辨率。

[0029] 找出 σ (其包含每个单元 c 的慢度 σ_c)是逆问题。所得到的矩阵 σ 因此表示跨越单元 c 的声速分布,即,对于虚拟单元而言,受检平面中的组织被划分成特别为受包含物影响的单元 c ,假定该单元中的声速不同于覆盖非肿瘤组织的单元中的声速。

[0030] 优选的是,为了识别该平面中的单元 c ,使用笛卡尔坐标 x 和 y ,优选地沿着这样的方向,其中, x 平行于平面反射器(也称为水平方向), y 垂直于平面反射器(也称作竖直方向)。然后,索引 i 和 j 分别用于枚举 x 和 y 方向上的单元。

[0031] 优选的是,如方程式(1)中所写的延迟 Δt_p 和慢度增量 σ_c 表示由包含物相对于均质组织(即,其中不存在包含物的组织模型)所引起的扰动。优选地,然后使用预先步骤估计所测量的飞行时间矩阵 t_p 中的平均声速 v_B 。然后 Δt_p 对应于在从 t_p 减去由均质组织引起的延迟之后的延迟残差,即,

$$[0032] \quad \Delta t_p = t_p - \sum_{c=1}^C l_{p,c} / v_B \quad (2)$$

[0033] 稍后将结合图8更详细地介绍用于本发明的特定实施例的 v_B 计算的细节。由针对平面中的坐标 x 和 y 寻址的单个单元 c 的 v_B 和慢度增量 σ [s/m]计算定量的声速图像 v [m, s]

$$[0034] \quad v(x, y) = v_B (1 + \sigma(x, y))^{-1} \quad (3)$$

[0035] 如果对于每个单元 c 来说完整的射线路径 p 的角度集合是可用的,则这个逆问题是适定的。换句话说,射线路径 p 的集合是可用的,其以所有可能的取向 $[-180, 180]$ ($^\circ$)遍历每个单元。然而,这只能分别通过包含 360° 换能器或旋转换能器的高端超声计算机断层扫描(USCT)设备来实现。然而,利用在此描述的设备的手持式实施例,对于设备的给定取向来说,只有有限的角度方向的集合可以被射线路径覆盖,因此,只有有限的射线角度方向的集合对于每个单元来说是可用的。

[0036] 这导致由本发明人识别的两种图像失真:

[0037] a) 沿着缺失的角度方向的分辨率损失:例如,由于丢失了与反射器平行的射线路径,因此在该水平方向上提供了非常好的分辨率,但是在垂直方向上仅提供了低分辨率。

[0038] b) 强烈的条纹状伪影:这是在有限的角度取向 $\Phi = \Phi_{\max}$ 处陡峭过渡的结果,其中,对于 $\Phi = \Phi_{\max} + \epsilon$ 而言,不存在信息,式中, ϵ 为任意的小量。

[0039] 因此,需要根据方程式(2)解决不完全重建问题,这本质上是不适定的。这意味着对应的数学方程不能唯一求解。声速矩阵 σ 或更一般的超声参数矩阵的若干潜在解是可能的。然而,在求解方程(2)时,优选并期望的是,在提供包含物的最佳几何轮廓以及包含物中的声速值的最佳准确度的可能解的集合中找到解。然而,可能解的集合不用被确定:从可能解的集合中确定解就足够了,而无需知道其他的可能解。

[0040] 优选地,通过下式来实施该优化方法:

$$[0041] \quad \hat{\sigma} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_2 \right\} \quad (4)$$

[0042] 其中,可能声速值 σ 中的特定声速值 $\hat{\sigma}$ 的误差函数 $\Delta t - L\sigma$ 被确定,并且优选地其第二范数被最小化。不过,任何范数都可以用于这个代价项,例如1-范数 L_1 。然而,在一些情景下,在这个数值求解问题中 σ 的解仍然可能导致低图像质量,其中,能够观察到垂直方向上的低分辨率,而伪影可能会妨碍肿瘤的认识和细分。

[0043] 因此,优选地引入数学正则化来获得数值有界解,所述数值有界解允许令人满意地重建在均质组织中的一个或多个肿瘤包含物的位置和几何结构。

[0044] 在第一实施例中,根据下式针对SoS-图像的平滑度引入正则化假设:

$$[0045] \quad \hat{\sigma}_{TV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\sigma\|_2 + \lambda \|D\sigma\|_n \right\} \quad (5)$$

[0046] 因此,不仅误差函数 $\Delta t - L\sigma$ 被最小化,而且误差函数和附加项 $D\sigma$ 的和被最小化。 D 是梯度矩阵,其引入了哪些单元是彼此相邻的,对应地, $D\sigma$ 表示平面中相邻单元的声速 σ 的梯度。基于以下见解而使用了项 $D\sigma$:方程(2)的理想解示出了均质组织背景中的一个或多个封闭的包含物的几何结构。因此,在求解方程(2)的可能的SoS值的集合中,选择这些值:所述值至少结合使用分段常数单元值使误差函数最小化,所述分段常数单元值在必要时具有突然过渡。

[0047] 然而,在另一个实施例中,D可以是任何其他相关特性,诸如曲率矩阵(用于正则化二阶导数)、用于正则化频率分量的DFT/DCT、或任何小波变换等。因此,超声参数值可以取决于“其他线性组合”D(例如超声参数值的曲率、离散傅立叶/余弦变换、小波变换),并因此取决于它们的导数。

[0048] 在优选实施例中, $\|D\sigma\|_n$ 最小化了重建图像的水平 and 垂直梯度的和,并且 λ 是常数。

[0049] 平滑度项 $D*\sigma$ 的范数 n 严重影响重建结果。例如,如果L2-范数($n=2$) (对于任意向量 x_q 来说,其定义为 $\|x\|_2 = \sqrt{\sum_q (x_q)^2}$) 被应用于 $D*\sigma$,则能够找到方程(5)的闭合线性解(Tikhonov正则化),但相对于急剧的梯度,平滑的梯度是有利的。相邻单元(可能包含不同的组织)的SoS值的大幅跳跃会不必要地受到L2-范数的不利影响,从而产生不切实际的平滑结果。

[0050] 然而,如果使用了L1-范数 $n=1$ ($\|x\|_1 = \sum_q |x_q|$),在正则化的背景下其称作全变差(TV)正则化或压缩传感,则急剧的和平滑的梯度具有相等权重,这导致分段均质区域的重建。当 $n=1$ 时,方程(5)变成凸问题,特别是二阶锥规划问题,优选地利用优化方法迭代地求解所述二阶锥规划问题,所述优化方法比如为内点法以及交替方向乘子法(ADMM)。

[0051] 根据本发明的各种实施例,能够由示出了TV行为的一个范数(例如,L1-范数(方程6)或L2,1-范数(方程7))计算优选地有助于优化的正则化项:

$$[0052] \quad \|D\sigma\|_1 = \sum_{i,j} |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}| \quad (6)$$

$$[0053] \quad \|D\sigma\|_{2,1} = \sum_{i,j} \sqrt{|\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}|^2 + |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|^2} \quad (7)$$

[0054] 通常,在平面(其中,单元在水平方向上彼此相邻地布置成行,这样在垂直方向上形成单元的列)中的单元的该网格状组织中,每个单元均在水平方向上具有至少一个相邻单元以及在垂直方向上具有至少一个相邻单元。因此,这种正则化项引入了方向梯度,具体地说,引入沿着x轴的梯度以及沿着y轴的另一个梯度。每个单元 c 的索引 i 和 j 分别指沿着x轴和y轴的位置。得到的基于SoS的图像成功地过滤掉有限角度的伪影并描绘出封闭的包含物几何结构。因此,每个角度方向上的可用信息的量均并入到平滑度重建中。

[0055] 如上所述,由于换能器的非 360° 设置而丢失角度取向会导致重建的SoS图像失真。然而,由于波传播/射线路径是由手持设备定义的,因此除了由肿瘤引发的小扰动之外,预先已知了对于每个单元而言哪些角度取向是可用的。因此,非常优选的是在不同的角度取向上、并且优选地根据这些方向中的每个方向上的射线信息的可用性和/或影响来加权SoS梯度贡献。得到的正则化可以被称为“各向异性加权空间正则化”。在一个具体实施例中,该概念与总变差方法相结合,并且在下文中称为“各向异性加权总变差”(AWTV)。

[0056] 因此,在针对两个方向(例如上面提到的正交方向 x 和 y)的最基本形式中,在正则化项中引入常数 κ 作为权重,其根据每个方向上的可用射线信息来平衡水平梯度和垂直梯度:

$$[0057] \quad \|D\sigma\|_{AWTV} = \sum_{i,j} \kappa |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + (1-\kappa) |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}| \quad (8)$$

[0058] 这可以类似地通过用参数 κ 不同地加权轴向分量来实现方程式7。注意的是,也可以通过将方程式6和7中的导数分量映射到张量上来实现非轴对准加权,虽然我们在此偏好轴对准加权。可以针对每个单独的单元 c 调整权重 κ 。然而,在优选实施例中,针对整个图像

定义单个值 κ ,即,相同的权重 κ 被应用于一个轴的全部梯度,而权重 $1-\kappa$ 被应用于另一个轴y的所有梯度。在 $\kappa \neq 0.5$ 的假设下,沿着一个方向/轴的梯度比沿着另一个方向/轴的梯度更突出。在非常优选的实施例中, $\kappa=0.9$ 。

[0059] 在另一个实施例中,在正则化中使用的梯度方向不限于正交方向。可以在空间正则化项中引入两个以上的梯度方向,其然后可以被称为“多角度AWTV”(MA-AWTV):

$$[0060] \quad \|\mathbf{D}\sigma\|_{MA-AWTV} = \sum_{i,j} \sum_{\alpha=\{\alpha_1,\alpha_2,\dots,\alpha_N\}} \kappa_\alpha |D_\alpha \sigma| \quad (9)$$

[0061] 其中, $D_\alpha \sigma = D\sigma \cdot e_\alpha$ 是沿着具有倾角 α 的单位矢量的方向导数。假定最大可用角度为:

$$[0062] \quad \phi_{\max} = \arctan(0.5W/d) \quad (10)$$

[0063] 在手持设备中, W 是换能器中的换能器元件的线性阵列的宽度, d 是换能器和反射器之间的距离,优选地通过下式选择对于总共 N_α 个不同方向的梯度方向 α :

$$[0064] \quad \{\alpha\} = \{\phi_i, 180^\circ - \phi_i\}, \quad \phi_i \in \left\{ 0, \phi_{\max} \frac{1}{N_\alpha/2-1}, \phi_{\max} \frac{2}{N_\alpha/2-1}, \dots, \phi_{\max} \right\} \quad (11)$$

[0065] 并且优选地用以下算法计算权重 κ_α :

[0066] 1) 初始化权重 $\kappa_\alpha = \{0\}$;

[0067] 2) 针对穿越单元 c 的每个波路径 p :

[0068] a. 计算波路径的倾斜度 $\phi = \pm \arctan(0.5(x_c - x_r)/d)$,其中 x_c ,

[0069] x_r 是组合的对应发射器元件Tx和接收器元件Rx的水平位置, d

[0070] 是反射器深度;

[0071] b. 通过路径 p 与单元 c 的几何重叠来增加最接近的梯度方向 $\{\alpha\}$

[0072] 相对于 ϕ 的权重 κ_α 。如果 $|\phi| > \phi_{\max}$,则参见方程(10),不增加 κ_α ;

[0073] 3) 在所有单元上平均 $\{\kappa_\alpha\}$ 。

[0074] 如果省略步骤3,则也可以使用特定单元的 κ_α 值。在优选实施例中,使用了三个梯度方向,优选地: $[0, \phi_{\max}, -\phi_{\max}]$,其中, 0° 被定义为沿着y轴的第一方向y,即,正交于沿着由反射器和/或换能器的纵向延伸限定的x轴的第二方向。在方程式(10)中定义 ϕ_{\max} 。

[0075] 在一个优选实施例中,方程式(5)实施为:

[0076]

$$\hat{\sigma}_{AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - \mathbf{L}\sigma\|_2 + \lambda \sum_{i,j} \sqrt{\kappa |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}|^2 + [(1-\kappa) |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}|]^2} \right\} \quad (12)$$

[0077] 在一个不同实施例中,方程式(5)实施为:

$$[0078] \quad \hat{\sigma}_{AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - \mathbf{L}\sigma\|_1 + \lambda \sum_{i,j} \kappa |\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}| + (1-\kappa) |\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}| \right\} \quad (13)$$

[0079] 并且在又一个实施例中,方程式(5)具体实施为:

$$[0080] \quad \hat{\sigma}_{MA-AWTV} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - \mathbf{L}\sigma\|_1 + \lambda \sum_{i,j} \sum_{\alpha=\{\alpha_1,\alpha_2,\dots,\alpha_N\}} \kappa_\alpha |D_\alpha \sigma| \right\} \quad (14)$$

[0081] 为了使方程式 (12) 和方程式 (13) 保持相同的正则化常数, 权重优选地被归一化, 以使得 $\sum \alpha \kappa \alpha = 1$ 。

[0082] 对于误差函数项 $\|\Delta t - L\sigma\|$, 也可以使用 $L_2, 1$ -范数 (方程7) 或显示TV行为的任何其他范数。

[0083] 在一个优选实施例中, 根据图像分辨率和图像宽高比中的一个或多个设定常数 λ (也被称为正则化常数)。图像宽高比被认为是 W/d 的比率, 其中, W 代表反射器和/或换能器的纵向延伸, d 表示换能器和反射器之间的距离。可以由参数 h 给出图像分辨率, 该参数 h 表示单元的高度, 并且优选地在正方形单元的情况下表示单元的宽度。在稍后根据图10和11详细描述的一个优选实施例中, 根据下式设置方程式13和方程式14中的常数 λ :

$$[0084] \quad \lambda = \lambda_{ref} \frac{h}{h_{ref}} \sqrt{\frac{W}{d}} \quad (15)$$

[0085] 其中, 在针对具有128个元素的超声阵列的一个具体示例中, $D=W=38E-3m$ 且 $h_{ref}=300E-6m$, 基准正则化常数为 $\lambda_{ref}=0.013$ 并且基准单元尺寸 $h_{ref}=300E-3$ 等于阵列间距 (换能器元件之间的平均间隔)。由于误差函数 (代价) 和空间正则化项一起缩放, 因此使用解项的总变差的另一个优点是 λ 不依赖于包含物对比度 $\max \sigma_c$ 。

[0086] 在一个优选实施例中, 针对若干发射的超声频率确定超声参数值, 从而允许重建该参数的频率依赖性。在超声设备中将发射器频率设置为不同值时, 优选地重复测量。这可以允许非线性 SoS 和衰减重建。然后, 不同的重建参数可以 (例如, 以他们的每频率的变化率) 显示信息。

[0087] 在一个优选实施例中, 对于特定的一行单元, 并且最优选地对于水平方向 x 上的最低行或最高行的单元, 不应用正则化。因此, 当为这一行的单元寻找最佳声速值时, 根据方程式 (4) 仅仅基于误差函数来找到针对那些单元的值。通过这种方式, 可以释放基线伪影: 慢度分布 σ 中的小DC分量可能导致产生用方程式 (12) 或方程式 (13) 重建的图像的竖直方向上的阶梯伪影。可以通过限定图像中的释放线 (即, 没有应用平滑正则化的一行单元) 来最小化这些伪影。通常, 这实施用于最低的水平线 ($j=1$)。释放线累积 σ 中的DC分量, 其然后均匀分布在图像上。方程式 (12) 于是被重写为:

[0088]

$$\mathbf{v} = \arg \min_{\sigma} \left\{ \|\Delta t - L\mathbf{v}\|_1 + \lambda \sum_{i=1, j=2}^{I, J} \kappa |\sigma_{i+1, j} - \sigma_{i, j}| + (1 - \kappa) |\sigma_{i, j+1} - \sigma_{i, j}| \right\}$$

$$\hat{\sigma}_{AWTV} = \mathbf{v} + (IJ)^{-1} \sum_{i=1}^I \sigma_{i, 1}$$

[0089]

(16)

[0090] 而且, 在重建图像的边缘中没有定义梯度。优选地, $\sigma_{I+1, j}=0, \sigma_{j, J+1}=0$ 被设置为边界条件, 这导致边缘慢度值的最小化, 并且在重建中提供良好的稳定性。

[0091] 在一个实施例中, 关于待检查的组织可获得先前信息。在这种情景下, 可以为重建的图像的一些区域指定不变的 SoS 值。例如, 在乳房组织的情况下, 恒定的声速值均可以被指定囊性区域或脂肪层中的一个或多个。优选指代组织中的区域的先前信息可以用以下优选算法引入:

[0092] 1) 误差函数 $\|\Delta t - L\sigma\|_m$

[0093] a) 将属于相同区域的先前信息(其可用于区域)的所有 σ 值集成单个值;

[0094] b) 计算对应于被集合的 σ 值的L的所有列的和;

[0095] 2) 正则化项 $\|D\sigma\|_n$

[0096] a) 将可用的属于相同区域的先前信息的所有 σ 值集成单个值;

[0097] b) 计算对应于所集合的 σ 值的D的所有列的和。

[0098] 在该实施例中,在平面中包括多个单元的区域被均匀地处理并且被指定已知的声速。这种集合的 σ 区域在L中显示出更长的相关相对路径长度 $l_{p,c}$ 。因此,所集合的区域的误差加权优选地与它们的表面成比例。

[0099] 由于梯度矩阵D优选包含相邻单元的形式差 $[+1, -1]$,因此对应于所集合的 σ 值的正则化约束将消失。然而,先前已知区域的边缘优选地将保留该正则化约束。

[0100] 作为在图像重建的实施例中使用的LI范数,总变差特别是在重建分段恒定图像区域(例如包含物,典型的是肿瘤及其周围)方面表现良好。然而,在一些情景中,可能需要重建平滑的SoS区域。在这些情况下,上述总变差可能会显示阶梯伪影。减轻这些影响的可能性是考虑平滑正则化中的更高阶差异。一个特别的示例是总广义变分:

$$[0101] \quad \|\mathbf{D}\sigma\|_{TGV} = \min_{\mathbf{v}} \left\{ \|\mathbf{D}\sigma - \mathbf{v}\|_1 + \|\mathbf{D}\mathbf{v} - \mathbf{D}\mathbf{v}^T\|_1 \right\} \quad (17)$$

[0102] 所述总广义变分在函数的一阶导数和二阶导数之间进行平衡。因此,在另一个实施例中,处理器构造成通过根据以下函数进行最小化来确定声速值:

[0103]

$$\|\mathbf{D}\sigma\|_{TGV-AWTV} = \min_{\mathbf{v}} \left\{ \sum_{i,j} \left| \kappa(\sigma_{i+1,j} - \sigma_{i,j}) - v_1 \right| + \left| (1 - \kappa)(\sigma_{i,j+1} - \sigma_{i,j}) - v_2 \right| + \|\mathbf{D}\mathbf{v} - \mathbf{D}\mathbf{v}^T\|_1 \right\} \quad (18)$$

[0104] 图像重建依赖于在测量的RF轨迹中识别的飞行时间值 t_p 。首先,优选地将在空间分辨图像的断层成像重建之前、在接收器元件处接收到的回波/RF轨迹中识别飞行时间值 t_p ,其中,累积路径扰动被重建/投影到组织坐标。这种预处理也被称为独立于重建的描绘。尽管在重建步骤中实现了包括更好的肿瘤描绘和定量SoS的图像改进,但是在描绘步骤中为重建步骤以自动方式提供合适的输入数据。

[0105] 典型地,在接收器元件处接收的RF轨迹是具有振荡压力模式的调制超声波形。记录的RF轨迹显示多个局部最大值,而不是对应于发射器元件处触发的脉冲的单个脉冲。此外,局部最大值根据射线路径显示变化的振幅。只在每个记录的RF轨迹中拾取最大峰值会产生不正确的飞行时间值,原因在于可以针对不同的发射器元件-接收器元件对选择不同的峰值。

[0106] 在本发明的一个优选实施例中,处理器构造成同时评估所有发射器-接收器元件组合的记录的RF轨迹,以描绘反射器回波/RF轨迹,以提供飞行时间矩阵 Δt ,所述飞行时间矩阵 Δt 也被称为延迟矩阵。该步骤优选地利用全局优化方法来执行,该方法使能量函数最小化并提供了在 Δt 中的最佳飞行时间值。正则化可以结合到该能量函数中,例如依据相邻的发射器-接收器对之间的延迟连续性、和/或关于允许的反射器位置和取向的约束。

[0107] 在一个实施例中,处理器仅同时考虑全部的RF轨迹数据集,即,每个接收器元件随

时间的数字化电信号。这意味着在分析之前记录RF轨迹/信号,假定同时以相同的时间基准分析全部RF轨迹预计会导致针对延迟 Δt 矩阵的改进量化的飞行时间值。

[0108] 在本发明的一个优选实施例中,处理器构造成检测RF轨迹中的振荡模式。此检测在所有RF轨迹上同时运行。该检测包括生成全局代价矩阵 $C(l, t_l)$, 该全局代价矩阵 $C(l, t_l)$ 针对 N 个时序候选值 $t_l = t_l^0, t_l^1, \dots, t_l^N$ 的列表(即,可以表示由发射器元件发射的脉冲的当前RF轨迹1中的可能时间样本/事件的列表)沿着连续RF轨迹1(邻近的发射器-接收器对)累积式构建,在该样本中识别最佳的候选值。轨迹标识符1等于先前使用的轨迹标识符 p 。优选地,存储矩阵 $M(l, t_l)$ 记录每个RF轨迹和其中的候选值的离散时刻决策。然后,通过最小化累积代价、并且与最佳反射器描绘 $T(1)$ 反向地遵循 $M(l, t_l)$ 来例如基于动态规划(DP)找到最佳的反射器时刻:

[0109]

$$\begin{pmatrix} C(l, t_l) \\ M(l, t_l) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \min_{t_{l-1}} \{C(l-1, t_{l-1}) + f_1(t_l, t_{l-1})\} + f_0(t_l) \\ \arg \min_{t_{l-1}} \{C(l-1, t_{l-1}) + f_1(t_l, t_{l-1})\} \end{pmatrix} \quad 0$$

[0110]

$$T(l) = \begin{cases} \arg \min_{t_l} C(l, t_l), & l = L; \\ M(l+1, T(l+1)), & l = 1 \dots L-1. \end{cases} \quad (19)$$

[0111] 其中: f_0 和 f_1 是非线性函数,其包含当前 t_l 的飞行时间和相邻 t_{l-1} 的RF轨迹。方程式(19)的一般公式将正则化引入到反射器时刻问题中,从而使得能够将可用的先前信息(例如振荡模式、平滑度、多重回波、路径几何结构中的一个或多个)自然地并入优化中。因此,在该实施例中,在对应于单个发射器-接收器组合的各RF轨迹中未按照顺序识别反射器超声回波的延迟,而是基于全局成本函数进行优化,这同时包含了所有记录的RF轨迹的信息。也可以使用本领域中的技术人员熟知的基于离散和图形化的优化技术(例如图形切割、马尔科夫随机场、和条件随机场)来最小化这样的代价。在本发明的一个实施例中,最佳反射器轮廓描述 $T(1)$ 等于先前定义的飞行时间矩阵 t_p 。在另一个实施例中,将反射器几何结构和组织中的平均声速 v_B 作为已知参数或优化变量引入代价函数中,使得最佳反射器轮廓描述 $T(1)$ 于是等同于先前定义的延迟残差 Δt_p 。

[0112] 关于描绘步骤并且具体涉及从对应RF轨迹识别飞行时间值所描述的实施例也可应用于RF轨迹的任意变换,例如相关因子的输出或信号包络的导数。

[0113] 每个单元确定的超声参数可以是以下之一:

[0114] - (超) 声速;

[0115] - 声衰减;

[0116] - 频率相关的声学量;

[0117] - 声频散的速度。

[0118] 在一个实施例中,断层图像重建基于声衰减。声衰减 α (dB/cm) 描述了由于在换能器和反射器之间的组织中的吸收和散射而引起的信号幅度损失。可以使用该设备和方法的任何实施例如下实施衰减测量。在定义了初始反射器轮廓描述的情况下,对于每条路径 p 而言,延迟 t_p 均是已知的,并且可以在 t_p 处由接收器元件供应的信号中提取信号幅度 a_p 。

[0119] 因此,在这些实施例中,不是识别飞行时间值,而是识别对应于测量的延迟值的波形样本处(周围)的RF波幅,还可以基于换能器和/或反射器入射角校正/缩放所述RF波幅。

[0120] 然后使用预先步骤、基于均质组织模型由测量的幅度 a_p 估计平均组织声衰减 α_B 。以对数尺度 $\log \Delta \alpha_p$ 表示的剩余振幅代表由包含物相对于均质组织引起的扰动,并且可以用于重构声衰减分布。可以应用关于声速描述的所有图像重建方法。

[0121] 在稍后在图8中详细描述的本发明的一个特定实施例中,考虑到在换能器和平面反射器之间传输的第一回波并假设在换能器元件、组织和反射器之间的不完美耦合,组织的平均声衰减 α_B 可以被描述为:

$$[0122] \quad a_{e,r} = S_e S_r R_{e,r} \exp(-\alpha_B d_{e,r}) \quad (20)$$

$$d_{e,r} = \sqrt{4d^2 + (\xi_r - \xi_e)^2 + 4 \sin^2 \theta (\xi_r \xi_e - d^2) - 2 \sin(2\theta) d (\xi_r + \xi_e)}$$

[0123] 其中, S_e 和 S_r 是发射器e和接收器r元件的灵敏度,其取决于在它们的位置处的信号耦合, $R_{e,r}$ 是给定e和r的反射系数, α_B 是组织中的平均声衰减, $d_{e,r}$ 是路径长度,其将结合图8更详细地介绍。项 $R_{e,r} = R^S_{(e+r)/2} + R^A_{(e-r)/2}$ 可以分解为:其对称的 R^S 分量,该 R^S 分量取决于入射反射器位置-耦合项;其不对称分量 R^A ,其取决于入射角度-

[0124] 反射项。在考虑 $d_{e,r}$ 时,可以由物理模型拟合或估计分量 R^A 。

[0125] 因此,方程式(20)可以以对数尺度重写为:

$$[0126] \quad \log a_{e,r} = \log S_e + \log S_r + \log R^S_{(e+r)/2} + \log R^A_{(e-r)/2} - \alpha_B d_{e,r} \log(\exp(1)) \quad (21)$$

[0127] 方程式(21)导致优化问题,可以用先前描述的方法解决该优化问题。特别地是,如果 $d_{e,r}$ 是可用的,则可以将方程式21作为基于N个发射器-接收器对的 $N \times N$ 个方程的超定线性系统,并且可以高达 $4N+1$ 个未知数($\log S_e$ 、 $\log S_r$ 、 $\log R^S_{(e+r)/2}$ 、 $\log R^A_{(e-r)/2}$),其例如可以用最小二乘法来求解。可以引入其他简化假设来减少未知数的数量。

[0128] 一旦获得组织中的平均声衰减 α_B 的估计,就可以使用对数尺度 $\log \Delta \alpha_{ij}$ 的剩余振幅来重建声衰减分布。所有与声速相关的图像重建方法都可以应用。

[0129] 在另一个实施例中,断层图像重建基于频率相关的声量。给定初始反射器描绘,其中,对于发射-接收对的每个元素而言,超声回波延迟 $t_{e,r}$ 是已知的,可以针对每个RF线 $RF_{er}(t)$ 提取根据时间t的超声反射器回声信号 $S_{e,r}(t)$:

$$[0130] \quad S_{e,r}(t) = RF_{e,r}(t-t_{e,r}) w(t) \quad (22)$$

[0131] 其中, $w(t)$ 是给定持续时间T的窗函数,例如矩形函数 $w(t) = \text{rect}((t-T/2)/T)$ 。可以使用其他窗函数,例如汉宁窗函数、高斯窗函数等,以减少边缘不连续性。然后例如用傅里叶变换、余弦变换或小波变换在频域f中表示记录的 $S_{e,r}(t)$,其具有分离的振幅 $a_{e,r}(f)$ 分量和相位 $\phi_{e,r}(f)$ 分量:

$$[0132] \quad s_{e,r}(f) = a_{e,r}(f) \exp(-i \hat{\phi}_{e,r}(f)) \quad (23)$$

[0133] 在另一个实施例中,断层图像重建基于声音分散速度 $x_c(f)$,其中,然后可以通过将方程式(2)重写为下式而从相位 $\phi_{e,r}(f)$ 直接计算获得 $v_B(f) = v_B(1+x_c(f))$:

[0134]

$$t_{e,r}(f) = t_{e,r} + \frac{\phi_{e,r}(f)}{2\pi f} + \Delta t_{e,r}(f) = (1 + x_c(f))^{-1} t_{e,r} + \Delta t_{e,r}(f) \quad (24)$$

[0135] 一旦组织中的平均SoS离差 $x_c(f)$ 已经利用方程(24)拟合,则延迟的残差 $\Delta t_{e,r}(f)$ 被用于重建基于频率的SoS图像 $\sigma(f)$ 。可以应用所有与声速确定相关的图像重建方法。类似地,可以通过用 $\alpha_{e,r}(f)$ 替换方程式(21)中的 $\alpha_{e,r}$ 来测量基于频率的衰减。然后可以估计平均的 $\alpha_B(f)$ 。类似地,可以使用残差 $\log \Delta \alpha_{e,r}(f)$ 来重建基于频率的声衰减图像。可以应用所有与声速确定相关的图像重建方法。

[0136] 在一个优选实施例中,换能器具有线性阵列的换能器元件,并因此具有沿着这些元件的平坦纵向延伸。优选地,反射器是具有纵向延伸的平坦反射器。然而,换能器和/或反射器的其他几何结构也是可能的,例如,用于一个或每个换能器和/或反射器的凸形实施。优选地,可以针对其他几何结构限定换能器对和反射器之间的几何路径,这对于任何任意的几何结构来说通常是可能的。为此,可以应用射线追踪方程或更高级的全波模拟方法,例如,有限差分时域模拟。

[0137] 优选的是,基于线性阵列换能器的二维重建(特别是图像的二维重建)处于由换能器和反射器限定的平面内。多个这样的二维测量可以联结在一起,以形成三维体积。在另一个实施例中,可以使用两个或更多个反射器或阵列换能器或其组合,以为了例如增加视野或丰富每个重建单元的更多路径方向的信息。在另一个实施例中,该设备可以包括具有二维阵列的换能器元件的矩阵换能器,其允许处理单元通过结合不同平面中的发射器-接收器对信息来重建三维图像。在一个不同的实施例中,可以多次使用二维手持设备,以便生成三维图像栈,每个所述二维手持设备均处于不同的平面中。这里概述的手持设备也可以结合到自动扫描系统,该自动扫描系统提供三维图像栈,但是沿着多个平面依序移动,该依序移动被自动地控制。在另一个实施例中,可以使用两个或更多个反射器(例如图153)或阵列换能器或其组合(例如,图14),以例如增加视野或丰富每个重建单元的更多路径方向的信息。在一个不同的实施例中,可以多次使用二维手持设备,以便生成三维图像栈,每个所述二维手持设备均处于不同平面中。这里概述的手持设备也可以结合到自动扫描系统中,所述自动扫描系统提供三维图像栈,但是沿着多个平面依序移动,该依序移动被自动地控制。

[0138] 本发明优选地提供一种用于手持和局部化乳房压缩的设备,其适用于USCT并同时能够精确地控制超声换能器和反射器之间的定位和取向。替代地,大多数其他已知的乳房USCT系统需要将乳房浸入水箱中,这增加了应用中的额外复杂性,而本设备系统是手持式,从而使其在使用中具有灵活性。

[0139] 另外,与已知系统的定制且昂贵的换能器机构相比,可以采用标准超声换能器,该标准超声换能器是已知的,例如传统的B型扫描,然后其通过简单地将设备的其他元件与其脱离还允许临床医生使用该换能器用于常规临床B型成像。

[0140] 在本发明的一个实施例中,换能器和反射器附接到机械结构或者是机械结构的组成部分。换能器和反射器优选地布置成彼此对置。该机械结构优选包括距离调整,以使得超声医师能够改变换能器与反射器之间的距离。距离调整的至少一部分起指示器作用。具体而言,机械结构包括:换能器附接到其上的第一框架;第二框架,反射器附接到所述第二框架或集成到第二框架或由第二框架组成;第一框架和第二框架都安装到其上的至少第一

杆。第一框架和第二框架中的至少一个框架可在第一杆上滑动,例如,通过每个框架提供杆插入其中的孔。该第一杆优选地包括用于将所述至少一个框架保持在诸如第一杆中的孔的预定位置处的定位器件。所述至少一个框架包括销,所述销一次至少部分地插入到一个所述孔中,以将所述至少一个框架保持在第一杆处的所述预定位置中。在这样的实施例中,销优选地安装在至少一个框架中,以占据到达任何孔中的第一位置以及从孔中出来的第二位置,其中,第二位置用于使框架在第一杆的两个相邻孔之间滑动。优选地,销可以克服弹性力从第一位置移动到第二位置。销优选地通过弹簧机构保持在孔中,所述弹簧机构被调节成使得可以通过手力实现到达第二位置的弹性力。除了销和孔,可以使用其他可释放的调节机构,例如卡扣配合,以针对杆调节框架。在一个不同的实施例中,第一杆可以是线性导轨的心轴,第一和/或第二框架可以例如通过手轮致动沿其移动。优选地,位置和/或距离可以在分配给设备的显示器上显示给用户,其中,例如,手轮的位置被检测并被转换为换能器与反射器之间的距离。或者,游标可以被连接到心轴并向超声医师提供距离读数。

[0141] 然而,为了增强机械稳定性,可以优选的是机械结构包括第二杆,其中,第一框架安装到第一杆和第二杆两者上,并且第二框架安装到第一杆和第二杆两者上。再次,框架中的至少一个现在可滑动地安装在第一杆和第二杆两者上。定位器件现在设置在第一和第二杆两者处,用于将至少一个框架保持在预定位置处。定位器件优选地在第一杆和第二杆中的每个中的预定位置处包括孔。所述至少一个框架包括至少部分地可插入第一杆的孔中的销和至少部分可插入第二杆的孔中的另一个销,以将所述至少一个框架保持在所述预定位置中。

[0142] 通过将换能器和反射器附接或集成到手持式可操作机械结构,乳房仅被局部地压缩。包含所述机械结构的设备确保换能器和反射器之间的固定相对取向,提供换能器和目标物(例如,乳房)之间的直接接触,优选地将压缩面积减小到超声换能器的有效横截面面积,并且允许手持操作,所述手持操作使得能够实现任意取向的扫描平面和快速调节反射器距离。手持式操作在传统超声成像中是标准的,并且在检查过程中对超声医师而言至关重要。

[0143] 在第二实施例中,在所述设备中提供了位置和/或取向传感器,以允许确定换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。优选地,部分传感器附接到换能器和反射器两者。在一个实施例中,使用磁性传感器,例如,包括用于感测磁场的磁体和感测元件。其他技术也是可行的,例如光学、电磁、惯性定位感测、或通常的可以记录相对位置和/或取向并同时保持换能器和反射器之间的大部分独立运动的任何传感器技术。一旦换能器和反射器的相对位置和/或取向满足USCT成像的要求,则可以基于传感器信息和从超声测量中提取的附加特征、利用图像处理算法来补偿额外的未对准。在该第二实施例中,优选的是,换能器和反射器非机械连接并且可以相对于乳房目标分别操纵(例如,利用不同的手)。然而,例如,换能器和反射器中的一个或两个可以被限制移动,并且例如,被允许仅在预定的方向和/或取向上移动。

[0144] 在第三实施例中,使用单层或多层连续反射器。单层可以是足够的,原因在于它可以允许在其前侧和后侧处均反射。可以应用薄的谐振反射器层,以在跟踪的反射器信号中引入声波标记,所述反射器信号可以与在不期望的结构(例如,在组织内、或在换能器/目标乳房/反射器之间的气隙)处观察到的反射分离开。这允许在USCT图像重建期间取消例如来

自俘获在超声凝胶中的空气界面的不期望的信息,并且提高重建/成像的质量。而且,可以应用更厚的反射器层,以从不同层获得良好分离的超声信号。考虑层的几何结构,两个分离开的超声信号的联合识别提供了不期望的反射结构的区分。这种层表面(或厚度)也可以被工程设计/微机械加工,例如具有频率波动图案,以便允许其在反射超声图像中的区别。应该注意的是,除了其可选的分层结构之外,反射器的几何结构不局限于目前引入的实施例。例如,可以构思弯曲的反射器。

[0145] 优选地,至少包括反射器的第二框架(并且如果可能的话包括换能器的第一框架)具有不会导致完全乳房压缩的几何结构。因此,优选的是,一个或多个框架各自均具有宽度 w 和长度 l ,其中长度 l 可以超过宽度 w ,并且其中,每个框架的宽度 w 均可以大致对应于至少在指定用于接触进行研究的组织的区域中的换能器的有效横截面宽度,例如,小于2厘米,并且特别地,小于1厘米或更小。因此,避免了如在现有乳房X射线照相系统中那样的在两个平板之间压缩整个乳房,在两个平板之间压缩整个乳房会转化为痛苦的诊断过程并降低了灵活性。相反,在检查期间便于病人呈现放松姿势,并实现了对乳房的手持和局部压缩并同时保持了相对于换能器的反射器位置和/或取向的准确跟踪。

[0146] 鉴于在所有实施例中,可精确地导出相对位置和/或取向,并且成像的质量高度依赖于换能器和反射器之间的精确定位和取向,因此能够实现优质的图像。而且,与乳房造影设置相比,换能器不限于沿着压缩板移动,只需访问冠状面即可。替代地,换能器是手动操作的并且与乳房直接接触,这使得能够灵活访问任意的乳房位置和取向。在相同的背景下,可以避免现有技术的压缩板和乳房之间的小气隙。这些气隙在USCT图像中引入强烈的伪影。而且,与以前的压缩板系统相比,现在可以方便调节小型乳房和胸壁附近的超声成像。

[0147] 总之,现在,乳房压缩被局限于超声换能器的横截面,这显著降低了与诊断有关的受检体疼痛。传感器能够相对于乳房任意取向和定位,这与传统的手动操作的B型换能器相比为USCT的超声医师提供了类似的灵活性。压缩板和乳房之间的小气隙通过减小压缩面积而被最小化。而且,如果可能的话,通过从反射器的分层结构中获益,可以识别并从图像中去除剩余的空气包含物。

[0148] 本发明为现有的高端超声断层成像系统提供了一种低成本的手持式选择。只需添加一些无源机械部件和专用软件,传统的B型系统便可以用于USCT。本设备可以用作常规B型超声设备的附加装置,特别是用于乳腺癌检测。然而,本发明还允许检测和区分受检组织的其他异常,例如损伤/纤维腺瘤/囊肿,也给出关于大小和/或深度和/或位置的信息。

[0149] 除了乳房扫描之外,可以构思在其中可以应用所描述的测试几何结构的其他应用和目标,例如,用于手指/腿/臂扫描的医学成像,或者通常用于生物或非生物材料的无损检测。此外,可以在医学成像中发现用于断层成像的反射器相对于超声换能器可重复定位的其他应用,或者其甚至用于材料特性(例如软的或可变形的固体材料,如泡沫)的无损检测。

[0150] 在从属权利要求中以及下面的描述中列出其他有利的实施例。

附图说明

[0151] 本发明的上述实施例和其它实施例、特征和优势还能够从下文描述的示例中得出并参照附图进行解释,其中:

[0152] 图1示出了根据本发明的一个实施例的设备的简图;

- [0153] 图2示出了根据本发明的另一个实施例的设备的简图；
- [0154] 图3示出了根据本发明的第三实施例的设备的简图；
- [0155] 图4示出了根据本发明的一个实施例的系统的框图；
- [0156] 图5示出了图1的实施例的细节；
- [0157] 图6在简图6a)中以透视图示出了一个设备,并且该设备在简图6b)中应用于模拟的乳房,图6的设备优选地与图1中示意性示出的设备一致；
- [0158] 图7以透视图示出了根据本发明的一个实施例的应用于模拟的乳房的设备,图7的设备优选地与图2中示意性示出的设备一致；
- [0159] 图8示出了图3的实施例的细节；
- [0160] 图9在简图9a)中以分解视图示出了根据本发明的一个实施例的设备的反射器装置,并且在简图9b)中以组装图示出了设备的反射器装置,所述反射器装置可以具体应用于图3中示出的设备；
- [0161] 图10示出了按照根据本发明的一个实施例提出的数据评估而重建的样本断层图像；
- [0162] 图11示出了按照根据本发明的一个实施例提出的数据评估而重建的样本断层图像；
- [0163] 图12至图14示出了根据本发明的实施例的设备的示意图；
- [0164] 图15示出了应用于乳房检查的根据本发明的一个实施例的设备的简图；
- [0165] 图16在列a)中示出了组织中的人工包含物的不同示例,并且在列b)至f)中示出了利用根据本发明的实施例的系统和/或方法实现的模拟结果的图像；
- [0166] 图17在曲线图a.2)至a.4)、b.2)至b.4)和c.2)至c.4)中示出了当在根据本发明的一个实施例的系统中使用的测量结果；
- [0167] 图18示出了设备的示意图,采用优选地与图16示出的方法一致的根据本发明的实施例的系统 and/或方法能够实现改进的声速图像。

具体实施方式

- [0168] 在所有图中,相同的元件用相同的附图标记表示。
- [0169] 图1a)示出了根据本发明的第一实施例的手持式医疗超声设备10的侧视图。设备10包括超声换能器1和反射器2。换能器1和反射器2布置成彼此对置。在换能器和反射器之间布置目标,用附图标记4表示待研究目标的组织,即,在本示例中为女性乳房。由超声发射器12的阵列发射的超声波穿过乳房的组织4,并且超声波的至少一部分由反射器2反射。换能器12还包括超声接收器13的阵列,其用于接收反射的超声波以及将它们转换成电信号。如图1所示,超声发射器12和接收器13可以由共同的阵列形成。
- [0170] 换能器1包括壳体11,壳体11通过诸如螺钉的固定器件14固定到第一框架33。如果换能器中没有螺丝孔,则固定器件14可以是精确地再现传感器几何结构的塑料模具。模具可以例如利用用于任意商业换能器几何结构的3D打印设备来制造。换能器然后被插入并固定到塑料模具中。优选地,换能器1经由电缆15连接到断层成像单元(优选为传统的医疗超声系统(未示出)),并且被构造成向其发送表示所接收的超声波的电信号、或从其产生的信号。

[0171] 第一框架33由刚性材料(例如金属或塑料)制成。第一框架33沿着y轴可滑动地安装在第一杆31和第二杆32上。第一杆31和第二杆32均由诸如金属或塑料的刚性材料制成,并且优选地采取圆筒形的中空形状。第一杆31和第二杆32中的每一个均包括孔311、321,所述孔优选地等距布置为用于第一框架33的定位器件。第一框架33在其每个端部处包括销331、332,所述销331、332能够至少部分地插入孔331、332中一个。每个销331、332可以例如是螺栓、螺钉或其他元件,只要其可插入到杆31、32的孔中即可。因此,孔311和销331一起提供了用于将第一框架33的左端保持在限定位置中的器件,而孔321和销322一起提供了用于将第一框架33的右端保持在限定位置中的器件。在销331和332没有被插入孔311、321中的任意一个中的情况下,第一框架33可在每根杆31、32的两个相邻孔之间沿着y轴移动。在图5a)中以剖视图并且针对销331示出了这种情况。替代地,图5b)以剖视图示出了如下情况:销331插入到孔311中的一个孔中。销331可在z方向上移动。优选地,销331和332抵抗弹性力(例如弹簧机构)而安装在第一框架33中,该弹簧机构使得相应的销一旦穿过它时便进入孔。为了从孔中释放第一框架33,两个销331和332沿z方向抵抗相应的弹性力(例如手动地)提升并滑动,用于允许第一框架33能够再次沿着杆31和32移动。因此,包括换能器1的第一框架33可以被手动操作地竖直滑动向包括反射器2的第二框架34。弹性力足够大以保持两个框架33和34在调整位置之后相对于目标4稳定,而且足够小以便当框架必须再次能够移动时用手释放。可以使用诸如夹紧环之类的其它元件来将框架33稳定在限定的销位置中。

[0172] 在它们的底端处,两根杆31和32附接到第二框架34,优选地焊接、螺纹连接或以其他方式可释放或不可释放地附接到第二框架34。在本示例中,通过使第一框架33相对于第二框架34移动,可以调整换能器1与反射器2之间的距离d。在另一个实施例中,第二框架34可以以与第一框架33相同的方式另外地在两根杆31和32上滑动,例如,通过在第二框架34的端部处提供相应的销。在一个不同的实施例中,第一框架33与杆31和32一起固定就位,并且只有包括反射器2的第二框架34可在杆31和32上滑动。

[0173] 因此,框架33和34以及杆31和32构成了机械结构3,该机械结构用于保持换能器1和反射器2,并且用于允许改变/调整换能器1和反射器2之间的距离d,而且用于确定换能器1与反射器2之间的调节距离。为了支持该目的,杆31、32中的一根或两根可以设置有标尺312,以允许超声医师读取、估计或者减去距离d,或者该距离可以由传感器自动读取。因此,销/孔机构用作距离调节器,该距离调节器一方面允许通过手动将第一框架33滑向第二框架34直到由进入其中一个孔的销限定的释放点为止来固定限定的压缩厚度。优选地,通过仅使得第一框架33向上滑动来释放压缩。在此过程中不需要拧松或拧紧螺丝。在一个实施例中,甚至不需要标尺,超声医师可以仅通过例如两个框架33、34之间的自由孔的数量以及了解相邻孔之间距离来确定距离。

[0174] 图1b)示出了图1a)所示设备的第二框架34的俯视图。在其端部处设有安装孔341,用于将第二框架34安装到杆31和32上,例如,在这些恰好位置处进行焊接。第二框架34具有长度l和宽度w,该宽度w被限定在第二框架34的预期将接触目标(即,乳房组织4)的位置处。第二框架34可以具有均匀的宽度,或者可以沿其长度l具有变化的宽度,如图1b)所示。宽度w优选地大致对应于换能器的有效横截面宽度,所述换能器的有效横截面宽度通常小于2cm,优选地等于或小于1cm。因此,第二框架34不是压缩板,而仅用于局部压缩乳房。优选地,第一框架33在压缩位置处具有相似的宽度,使得局部压缩概念不受阻碍。

[0175] 为了获取乳房4的超声读数,超声医师优选地使得第一框架33沿着进出投影平面的方向移动,从而能够调整换能器1与反射器2之间的距离 d 以适应乳房形状。超声医师可以在每个位置处记录超声图像,该超声图像可以通过连接到电缆15的断层成像单元收集并可视化。

[0176] 反射器2可以是附接到第二框架34、集成在第二框架中、或者由第二框架34表示。例如,在后一种情况下,第二框架34可以完全是金属的并且起到反射器2的作用。在一个不同的实施例中,反射器材料可以附接(例如,粘附)到第二框架34上,在这种情况下,该第二框架34可以不用超声反射材料制成,而是可以由塑料制成。

[0177] 图2示出了根据本发明的第二实施例的手持式医疗超声设备10的侧视图。设备10包括可与图1的换能器1相同的超声换能器1和可与图1的反射器相同的反射器2。换能器1和反射器2布置成彼此对置并且将被检查的目标布置(优选地,稍微压缩)在它们之间。然而,没有设置用于提供换能器1和反射器2之间的机械稳定性和限定的距离 d 和/或限定的取向的杆。然而,在不同实施例中,换能器和反射器中的一者或两者可以安装成允许仅沿着限定的方向或取向运动。例如,反射器可以枢转地安装在其端部中的一个处并且因此仅通过旋转改变其位置。在本实施例中,提供了位置和/或取向传感器6。这样的传感器6可以确定换能器1与反射器2之间的距离 d 或者它们之间的取向或者优选地两者的取向。传感器6可以包括布置在换能器1和反射器2两者上的元件。基于医学上认可的技术构建传感器6。例如,为了磁性位置跟踪,传感器6包括用于感生强磁场的基座和用于读取所感生的磁场的小型接收器线圈。基座和接收器线圈都连接(用电缆)到同一单元以推断位置。在这种情况下,接收器线圈可以布置在反射器2和换能器1两者上。另一种可能性是使用光学跟踪,例如,通过在反射器2和换能器1两者处布置无源或有源标记而利用红外或可见光进行跟踪。或者,根据感测原理,传感器6可以仅布置在换能器1和反射器2中的一者处。

[0178] 图3示出了根据本发明的第三实施例的手持式医疗超声设备10的侧视图。设备10包括可以与图1的换能器1相同的超声换能器1、以及反射器2。换能器1和反射器2布置成彼此对置,并且待检查的目标被布置在换能器1和反射器2之间(在图3中未明确示出)。此外,没有设置用于在换能器1和反射器2之间提供机械稳定性的杆。替代地,反射器2包括双层设置,其包括具有第二反射特性的第二层L2和位于第二层L2顶部上的第一层L1,所述第一层L1相对于超声具有第一反射特性,第二反射特性不同于第一反射特性。因此,发射的超声 us 的第一部分被第一层L1反射,并且作为反射的超声信号 $usr1$ 被换能器1中的接收器接收。发射的超声 us 的另一部分被第二层L2反射,并且作为反射的超声信号 $usr2$ 被换能器1中的接收器接收。第一层L1的厚度足够薄,以在被跟踪的反射器信号中引起声学标记,例如消除或增强所确定的超声频率。第二层L2的厚度足够大以获得良好分离的超声信号 $usr2$ 和 $usr1$ 。第一层L1和第二层L2两者提供了互补的区分器件,以消除在不期望的结构(例如组织和反射器2之间的气隙AG)处的反射 $usr3$ 。因此可以单独使用这些区分器件,例如反射器可以仅由第一层L1或第二层L2构成,或者为了更好的区别而用第一层L1和第二层L2的组合构成。如果需要,可以添加其他层。

[0179] 图8示出了其中仅使用单个反射器层L2的特定实施例。考虑换能器1的发射器元件 ξ_i (也称为发送器元件)与换能器1的接收器元件 ξ_o 之间的任意波传播路径,该元件 ξ_i 、 ξ_o 可以是任意的换能器元件对。换能器1与反射器2分开未知的距离 d ,反射器2相对于换能器1倾

斜未知的角度 θ 。 c_B 是换能器1和反射器2之间的乳房组织介质中未知的平均超声传播速度(未示出)。参数 ξ_i 、 ξ_o 、 c_B 分别等同于上文描述的参数 ξ_e 、 ξ_o 和 v_B 。已知了层L2中的厚度1和平均超声传播速度 c_L 。所测量的反射器2的顶部 $usr1$ 和底部 $usr2$ 接口处的超声反射信号的到达时间 t_1 、 t_2 是未知参数的函数。对于顶部 $usr1$ 表面处的反射,到达时间 t_1 的计算如下:

[0180]

$$t_1 = c_B^{-1} \sqrt{4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 + 4 \sin^2 \theta (\xi_i \xi_o - d^2)} - 2 \sin(2\theta) d (\xi_o + \xi_i) \quad (25)$$

[0181] 注意的是,如果 $\theta=0^\circ$,则方程式简化为:

$$t_1^2 - (c_B^{-2}) (4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2) \quad (26)$$

[0183] 可以通过线性最小二乘法优化对 d 和 c_B 两者进行优化。然而,前述方程式(25)不是线性的并且必须用非线性优化方法来求解,优选的是Nelder-Mead单纯形优化法或任何其他适当的方法。

[0184] 因此,利用方程式(25),从单个反射层记录的延迟 t_1 能够确定反射器距离 d 、倾角 θ 、和组织中的平均超声传播速度 c_B 。

[0185] 在另一个实施例中,通过引入未知的时偏 t_{off} 来修正方程式(25),该时偏 t_{off} 取决于数据采集的系统滞后时偏以及取决于确定从接收信号中选择哪个超声回波特征作为回波脉冲,特别是选择哪种振荡:

[0186]

$$t_1 = t_{off} + c_B^{-1} \sqrt{4d^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 + 4 \sin^2 \theta (\xi_i \xi_o - d^2)} - 2 \sin(2\theta) d (\xi_o + \xi_i) \quad (27)$$

[0187] 图17示出了根据一个优选实施例的与反射器2的估计值有关的曲线图,特别是其与换能器1相距的距离 d ,以及根据图8所示的设备与根据本发明的一个实施例的单个反射层 t_1 的延迟所成的角度 θ 。

[0188] 在此,包括换能器和反射器的设备在一介质(例如蒸馏水介质)中进行描述,对于该介质来说,可以精确地确定其声速 c_B 。根据图17

[0189] a.2)所示的图表,修改换能器1和反射器2之间的距离 d 。可以推导出的是,通过同时估计时偏值 t_{off} 、声速 c_B 、距离 d 和角度 θ 导致产生大误差(在 c_B 中,不确定性 $>10\%$)。因此,优选的是事先校准时偏值 t_{off} 。声速 c_B 可以安全地假定为对所有距离都是恒定的。因此,为拟合方程(27)假设一组假定的时偏值 t_{off} ,时偏值 t_{off} 选择为优选的,其值在所有测试距离上使声速 c_B 的标准偏差最小化,参见图17a.4)。一旦如上所述校准了时偏值 t_{off} ,就可以分析声速 c_B 基于距离 d 的不确定性,参见图17a.3)。声速 c_B 的不确定性在短的距离-换能器距离(例如介于5-10毫米之间)处最大,并且对于较长的距离来说减小,其中,对于短的距离-换能器距离来说,会发生近场效应。这些变化可以通过模拟辐射压力场来重现。对于粗略的和精密的校准测试来说,距离 d 的不确定性与传感器和反射器可以附接到其上的定位框架的机械精度有关,并且允许以 $<1\text{m/s}$ ($<0.1\%$)的精度重建声速。

[0190] 在图17b.2)-b.4)所示的另一步骤中,优选地,针对固定的反射器位置(即,固定的距离 d 和角度 θ),以不同的声速 c_B 值来校准设备。通过改变换能器和反射器之间的组织/流体的温度(因此在这里是蒸馏水的温度)可以获得不同的声速 c_B 值。为了确保均匀的温度分布,在冷却过程中可以用风扇搅拌水。

[0191] 最后并且如图17c.2)-c.4)所示,通过分析一组铝三角棱镜上的超声波反射来针

对恒定声速测试反射器2和换能器1之间的不同倾斜,例如,0°、1°、2°、5°、7.5°、10°、15°、和20°,所述一组铝三角棱镜位于反射器上或分离以产生面内和面外超声反射。面内反射被认为是由换能器和反射器限定的平面中的反射,例如,当反射器(或本例中的棱镜)相对于换能器的纵向延伸倾斜并且因此倾斜角度为 θ 时。当反射器(或棱镜)相对于与面内正交的平面倾斜时,即,当反射器围绕其纵轴倾斜时,实现面外反射。根据面内和面外倾角测量信号级,见图18c.3)和18c.4)。结果与针对每个换能器元件模拟的方向性函数进行比较。对于大倾角位移(例如20°)来说,面内倾角导致大约5dB的小信号损失。然而,超声换能器无法检测到的面外倾角具有更大的影响,例如,对于5°的未对准来说,信号损失20dB。这显示了良好的面外校准的重要性,面外校准可以通过定位框架或附加传感器器件(例如,光学或磁性跟踪传感器)来实现。如果替代如图17所示的线性换能器,使用具有二维阵列的换能器元件的矩阵换能器,则能够通过超声换能器检测面内和面外倾角两者。

[0192] 在关于图8的第二反射层 t_2 的情况下,即,对于在底表面usr2处的反射来说,根据方程式(28)通过求解4次多项式来计算到达时间 t_2 :

[0193]

$$t_2 = c_B^{-1} \sqrt{4\hat{d}^2 + x^2} + c_L^{-1} \sqrt{4l^2 + (t-x)^2} + c_B^{-1} \sqrt{[t \cos \theta - (\xi_o - \xi_i)]^2 + [t \sin \theta]^2}$$

$$[0194] \quad t = (\xi_o - \xi_i)(\cos \theta - \sin \theta)x / (2\hat{d})$$

$$[0195] \quad p_4 x^4 + p_3 x^3 + p_2 x^2 + p_1 x + p_0 = 0$$

$$[0196] \quad p_4 = (c_B^{-2} - c_L^{-2}) [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})]^2$$

$$[0197] \quad p_3 = -2(\xi_o - \xi_i)(c_B^{-2} - c_L^{-2}) [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})] \cos \theta;$$

$$[0198] \quad p_2 = c_B^{-2} [4l^2 + (\xi_o - \xi_i)^2 \cos^2 \theta] - c_L^{-2} [4\hat{d}^2 + 4\hat{d} \sin \theta (\xi_o - \xi_i) + (\xi_o - \xi_i)^2]$$

$$[0199] \quad p_1 = 8(\xi_o - \xi_i) c_L^{-2} \hat{d}^2 [1 + (\xi_o - \xi_i) \sin \theta / (2\hat{d})] \cos \theta$$

[0200] 其中 ξ_i 是已知的发射器横向位置, ξ_o 是已知的接收器横向位置, d 是换能器和板之间相对于第一换能器元件的未知距离, θ 是换能器和板之间的未知倾角, c_B 是被检测介质4中的未知平均超声传播速度, l 是板L2的已知厚度, c_L 是板中已知的平均超声传播速度。

[0201] 图8b)示出了针对发射器元件 ξ_i 的优选配置计算的反射延迟,其中,层L2是5mm厚的树脂玻璃板($c_L = 2670\text{m/s}$)。利用所选择的材料参数,实现了两个反射usr1和usr2之间的受控和近似恒定的延迟(约3 μs),这是连续超声反射信号的时间区分与第二回波usr2的信噪比之间的折中,所述第二回波usr2的信噪比越低,则反射器L2越厚。在图11b)中示出了实验结果。

[0202] 图8c)示出了同时检测两个回声usr1、usr2以改善反射器跟踪器的鲁棒性的适用性,同样针对第一换能器元件 ξ_i 。对于反射器2的每个侧面位置 y ,至少存在与在该位置处反射的超声信号usr1相对应的接收器位置,以及分别在位置 y 处入射和反射的超声信号usr2的两个接收器位置。对于相同的位置 y 来说应当可以同时检测到三个信号,而且可以根据以上所示的方程式提供一致的时间估计 t_1 和 t_2 。因此,如图3所示,在非线性优化算法中同时考虑多个反射信号可用于改善反射定时的准确性并滤除掉在不期望的结构处的反射usr3。

异常值检测算法(例如随机样本一致性(RANSAC))可用于从测量的时间矩阵中滤除掉这些不期望的结构。上面提供的方程式是简化的方程式,所述简化的方程式假定在换能器元件 ξ 和反射器2之间存在笔直的射线轨迹。在更一般的实施方式中,这些方程式被迭代细化直到与在不均匀组织介质内引起折射、衍射和散射现象的全波解趋同为止。类似地,与时间延迟(超声衰减、线性频率响应、非线性效应)不同的其他波特征可以用于利用所给出的实施例进行反射器跟踪和断层摄影重建。

[0203] 图4示出了根据本发明的一个实施例的系统的框图。该系统包括根据前述实施例中的任意一个实施例所述的便携式设备10、以及远离设备10的固定的断层成像单元50。设备的换能器1将表示反射的超声波usr的电信号传输到断层成像单元50的处理单元51,其中,信号usr被评估并且优选地转换成目标的剖视图图像。所产生的图像优选地显示在断层成像单元50的显示器52上。在由设备10中的对应传感器感测换能器1和反射器2之间的距离和/或取向的情况下,优选的是,根据传感器的设置,该位置信息ps要么通过换能器1、要么通过反射器2而传送到处理器单元51。

[0204] 在一个实施例中,断层成像单元50可以基于商业的FDA认证的研究超声机器,例如,加拿大卑诗省里士满的Ultrasonix Medi-cal公司的SonixTablet/SonixTouch。这种机器提供了编程接口,通过所述编程接口可以定义由用户定义的超声采集序列。可以从市场上的其他制造商获得类似的机器,例如,美国华盛顿州柯克兰的Verasonics有限公司;法国普罗旺斯地区艾克斯的SuperSonic。根据一个优选实施例,对于本超声断层成像来说,换能器1的发射器和接收器阵列通常以多静态模式操作,其中,每个元件均单独激发而其余的进行接收。这一概念在图10a)中示出,并且等同于利用一个元件的发射器和接收器设备的超声成像。为了在传输通过厚乳房组织时改善信噪比,可以使用更大的发射孔径,通常为2或4个元件。一般而言,只要反射的回波usr1、usr2以足够的时间分辨率进行采样,则任何允许定义发射器和接收器孔径的经临床批准的超声机器也可以用于根据本发明的超声断层成像。因此,射频数据RF通常是优选的,尽管B型图像也可用于反射器检测。

[0205] 通常地,不管上述实施例中的任何一个,特别地,所确定的换能器1和反射器2之间的距离可以用于确定超声行进通过目标的速度,该速度可以指示组织的不规则性。和/或,换能器1与反射器2之间的位置和/或取向可以用于识别切割图像中的由目标物占据的相关区域。

[0206] 因此,一般而言,在一个实施例中提出了一种基于全变差声速成像和乳房组织中分段均质包含物描绘的反射器,而不需要事先了解包含物的位置。例如,换能器中的128个发射和接收元件阵列以多静态模式操作,每个元件均单独激发而其余的进行接收。优选地,如上所述的全局优化方法(方程式19)测量从样品后面的反射器反射的回波的延迟。其他的基于图形理论或随机马尔可夫场的算法也可用于以连续方式跟踪回波的延迟。128×128延迟矩阵的非线性优化(例如Nelder-Mead单纯形优化和/或RANSAC异常滤波)提供了平均声速、板距离和倾角、以及由声速不均匀性引起的相对延迟 Δt 。利用已知的几何路径长度L(即,换能器与反射器之间的距离),优选地由病态线性系统 $\Delta t = L\sigma$ 求解相对慢度增量 σ (低:高声速/硬包含物;高:低声速/软包含物)。总变差正则化 $\operatorname{argmin}_{\sigma} \{ \|\Delta t - L\sigma\|_{1+\lambda} + D\sigma\|_{1} \}$ 或者如上所述的变量(其中,D为梯度矩阵)优选地用凸优化来求解。可以使用相同的方程结构或其迭代调整版本来求解其他波信号,例如超声衰减或其他线性或非线性特

征。

[0207] 图6在图6a)中以透视图示出了根据本发明的一个实施例的设备,并且该设备在图6b)中应用于模拟的乳房,图6的设备优选地与图1中示意性示出的设备一致,使得下面的公开内容特别也适用于图1的实施例。超声换能器1优选地是商业的线性阵列(在本文呈现的一个实施例中为加拿大卑诗省里士满的Ultrasonix Medical公司的L14-5)。它可以包括总共128个换能器元件,所述128个换能器元件可以交替地用作发射器或接收器,其中,元件之间的间距为300 μm ,元件高度为7mm,总孔径为38mm。换能器1在垂直于换能器元件的平面中提供二维超声成像,其中,图像的宽度对应于线性阵列方向,并且深度对应于垂直于换能器元件的垂直方向,沿着所述深度随时间而记录超声回波,见图1和图11。可以类似地使用其他换能器类型,例如凸阵列超声探头或二维超声阵列。

[0208] 反射器2优选是铝板,其在目标接触区域处的宽度w为10mm,反射器2布置成与换能器1相对。图6b)示出了在超声模型(美国弗吉尼亚州诺福克的计算机成像参考系统有限公司(CIRS)的Model1059)的检测期间的相同实施方式,其模拟了女性乳房4。固定器件14在此是用3D打印技术制造的换能器几何结构(聚碳酸酯)的塑料模具。第一框架33和第二框架34都由铝制成,其中,第二框架34同时作为反射器2。杆31和32是圆柱形且粗大的,而且由不锈钢制成。孔是在杆31、32中机械加工的90°埋头孔。以5毫米或10毫米的步距将孔等距地布置为定位参照物。销是带有滚珠轴承末端的螺丝,其用螺母附接到第二框架34。滚珠轴承利用管柱附接到螺丝(压力螺丝),并提供足够的弹性力以手持地固定和释放第一框架33。

[0209] 图7以透视图示出了根据本发明的一个实施例的应用于模拟的乳房的设备,图6的设备优选地与图2中示意性示出的设备一致,使得以下的公开内容特别地应当还能够适用于图2的实施例。换能器1、反射器2和乳房模型4与图6中的相同。可以用不同的手自由且独立地移动换能器1和反射器2。光学传感器包括附接到换能器1和反射器2两者的无源和有源标记物51和52,并且允许实时跟踪彼此之间的相对位移和取向。超声医师首先通过沿着乳房4移动换能器1、优选地接收关于在超声断层成像单元的显示器上的B型超声图像的实时反馈来搜索感兴趣区域。一旦已经确定了期望的位置,就用手移动反射器2,直到其大致对准成与换能器1相对。两个元件都略微压在乳房上,优选地在两个元件和乳房之间使用耦合剂(例如水、超声凝胶、蜂蜜、油),以实现良好的声学耦合。光学传感器5在显示器52上提供实时反馈,并通知对准在何时对于执行断层摄影成像来说是足够好的。此外,它提供了换能器1和反射器2相对于乳房模型的几何参考,从而允许通过在已知位置和取向处连续采集超声图像平面来构建体积式乳房扫描。

[0210] 图9示出了应用在本发明的一个实施例的设备中的反射器装置,该反射器装置可以特别地用于如图3所示的设备中,使得以下公开内容特别地应当适用于图3的实施例。反射器2可以包括如结合图8b)计算的特定材料几何结构。与图3相反,单个5mm厚、w=100mm宽的反射器层L2用作反射器2。反射器2由PlexiglasTM制成($c_L=2670\text{m/s}$, $\rho_L=1200\text{kg/m}^3$),其显示了与组织对比良好的声学对比度($c_B=1540\text{m/s}$, $\rho_B=1000\text{kg/m}^3$)。层L2的顶表面与检查的乳房组织接触,从而为反射的超声信号usr1提供反射系数(法向入射):就usr1而言, $R=(c_L*\rho_L-c_B*\rho_B)/(c_L*\rho_L+c_B*\rho_B)=0.35$ 。L2的底面与空气接触($c_{Air}=346\text{m/s}$, $\rho_{Air}=1.2\text{kg/m}^3$),从而为反射的超声信号usr2提供具有相反符号的强反射系数: $R=(c_{Air}*\rho_{Air}-c_L*\rho_L)/(c_{Air}*\rho_{Air}+c_L*\rho_L)=-0.9997$ 。对于usr2的可再现

的反射行为,层L2的底面优选保持清晰。为此,利用确保感兴趣区域中的有机玻璃-空气界面的雕刻部211将板21附接在反射器层L2的下方。安装的反射器装置在图9b)中示出,并且其可以另外通过螺丝孔212附接到例如第二框架34。

[0211] 图10示出了按照根据本发明的一个实施例提出的数据评估的超声断层成像示例。参见图11a),用换能器1检查含有两个5mm圆柱形包含物的胶凝模型4,其中,超声传播速度对比度 $<1\%$ 。包含物没有显示与背景相关的回声性对比,因此在B型图像中不可见,其对应图像在图11c)中示出。跟踪具有单个反射界面的反射器2的大板。上述自适应幅度跟踪成功测量了从样品后面的反射器2反射的回波延迟,参见图11b)。 128×128 延迟矩阵的Nelder-Mead单纯形优化根据多静态波轨迹实现时间轮廓的最小二乘(LS)拟合,并且提供反射器2的平均声速 c_0 、板距离 d_0 和倾角 θ 。平均声速 c_0 已经具有诊断价值,原因在于与一般乳房相比更容易出现某些病态的密度较高的乳房表现出更高的声速。提出的具有根据方程式14的“各向异性加权总变差正则化”的有限角度重建(其中,根据方程式11计算三个不同的梯度方向,并且根据方程式15计算正则化参数 λ)不会像先前技术中观察到的那样遭受强烈的条纹状伪影。相反,所述两种包含物在重建的声速图像中被轮廓清晰地且分段平滑地描绘,见图11b)。不需要事先了解包含物的位置或几何结构。

[0212] 图11展示了根据本发明的一个实施例所提出的手持设备用于检测癌性肿块。通过根据图6或图1的设备来研究乳房模型,参见图12a)。使用了图9所示的反射器系统。在反射器2处获得了两个良好分离的超声回波:usr1和usr2,所述超声回波usr1和usr2允许如图8中所述的稳健的反射跟踪,参见图12b)。由于有机玻璃-空气界面的负反射系数,因此第二反射信号usr2相对于第一反射信号usr1显示相反的符号。这种反射构造允许对超声信号进行非常稳健的跟踪,并且实现高质量的时间延迟矩阵 A_t ,参见图12b)。相比之下,清楚地观察到,如在现有技术的乳房X射线照相装置(Krueger等1998,Chang等2007)中所实施的那样,由于存在不受控的空气间隙以及由于存在虚假的平面外传播路径,使用宽反射器板和单个反射器层的测量导致显著具有更多噪声的时间延迟矩阵 A_t 。因此,本发明中描述的设备除了实现更高的诊断灵活性并减少诊断疼痛之外,还提供了所记录的超声信号的质量的明显改善。

[0213] 重建的声速图像显示声速强烈且局部地增加了约5%(慢度减小),从而在宽度=25mm,深度=12mm处显示硬包含物,见图12b)。硬包含物是癌性肿瘤的代表,并且因此在超声乳腺诊断中最受关注。对应区域的B型图像(见图12c)提供了该位置处的异质性的指示,但不提供关于其性质的确切诊断反馈。例如,B型图像中深度为20mm至30mm之间的其他疑似肿块表现出低得多的硬度对比,这表明其为囊性,并且在B型图像中未显示。根据方程式14的“各向异性加权总变差规则化方法”(其中,根据方程式11计算三个不同的梯度方向,并且根据方程式15计算正则化参数 λ)提供了分段平滑超声图像,所述分段平滑超声图像具有硬包含物与背景之间的良好对比。因此,该设备能够提供高质量的断层图像,在所述断层图像中可以描绘肿瘤包含物,从而允许将这些包含物与良性囊性肿块区分开。

[0214] 图12示出了根据本发明的一个实施例的设备的示意图,其示出了在重建超声图像中有用的度和尺寸。而且,换能器由1来表示,而反射器由2来表示。换能器1包括:多个发射器12,所述多个发射器12还由Tx1、Tx2、Tx3等表示;以及多个接收器13,所述多个接收器13还由Rx1、Rx2、Rx3等来表示,其中,优选地,每个发射器也可以被操作为接收器,例如由

“Tx2=Rx2”表示,并且由此表示换能元件。因此,该阵列包括N个换能器元件。相邻的换能元件之间的距离称为间距 p_t 。换能器元件12、13沿方向x(也称为水平方向x)的延伸被称为宽度W。换能器1和反射器2以彼此间隔距离d布置。在换能器1和反射器2之间布置有待检查的组织4。优选地,反射器2是平坦的,使得距离d适用于整个宽度W。

[0215] 由换能器1和反射器2限定的平面由笛卡尔坐标x和y定量,其中,y与x正交。这是用于期望重建的图像的平面x,y。在这个平面中取向也被称为角度方向 Φ 并且特别地与y取向有关。三条样本射线路径 p_1 、 p_2 、 p_3 在图12中示出在这个平面x,y中:为了产生射线路径 p_2 ,在发射器Tx2处发射超声波。在同一换能器元件Tx2=Rx2的接收器Rx2处接收其回波。在此,射线路径 p_2 具有角度方向 $\Phi_2 = 0^\circ$ 。为了产生射线路径 p_1 ,在发射器Tx1处发射超声波。在接收器Rx1处接收其回波,其中,Tx1和Rx1是元件的行内分离的最远的两个元件。因此,该对应射线路径 p_1 显示了这种设备可能具有的最大角度方向 $\Phi_3 = \Phi_{\max}$ 。该最大角度取向 Φ_{\max} 由 $\arctan(W/(2d))$ 确定并且因此取决于换能器元件的行的宽度W和换能器1与反射器2之间的距离。换能器1与反射器2之间的平面x,y被虚拟地划分成单元c的行和列,所述单元c的行和列沿着笛卡尔坐标x和y定向,优选地每个都是正方形大小h。对于与测量相关的这些单元中的每一个,例如特别是由宽度W和距离d限定的矩形内的单元(在测量期间组织存在于其中),确定(超)声速值,所述(超)声速值可能由于组织成分而在不同单元之间变化。然而,考虑到设备的设置以及射线路径可以采用的相关有限角度方向,每个单元c仅由有限数量的射线路径穿过,即,只能从该有限数量的对应角度方向信息能够被导出用于确定受检单元c的声速。例如,并且通常在这样的设置中,最大角度范围由 $[-\Phi_{\max}, \Phi_{\max}]$ 给出。对于1:1的SoS图像宽高比,即,宽度W=深度D,最大可用角度方向由 $\Phi_{\max} = \arctan(1/2) = 27^\circ$ 给出。 $[\Phi_{\max}, 180^\circ]$ 和 $[-180^\circ, -\Phi_{\max}]$ 之间的角度取向的图像信息是丢失的。然而,由于缺失射线路径以及平行于反射器2(即沿x方向)的对应角度方向,可沿着该水平方向x实现非常好的分辨率,且仅在正交的垂直方向y上为粗糙分辨率。如果应用如上所述的“各向异性加权空间正则化”,则显著改进了y方向上的解。特别地,使用AWSR,无正则化的典型垂直包含物的伸长率(>300%)降至<15%。

[0216] 在一个优选实施例中,单元大小h选择成等于间距 p_t 。这个测量值还限定了重建分辨率,原因在于它是平面中的确定不同声速值的最小单位,所述不同声速值最终指向不同种类的组织成分。给定具有由间距 p_t 分离的线性阵列的N个元件的换能器1,在该系统的操作中,处理单元控制并触发在相应发射器元件处的超声脉冲发射并且读取由接收器元件供应的对应信号。例如,图像宽高比W/d可以是1:1,其中,宽度为W,距离为d。考虑 $\Delta t_{P \times 1} = L_{P \times C} \sigma_{C \times 1}$ 的问题,记录的波径的数量为 $P = N^2$ 。优选地,没有重建低占据率的单元(即,穿过最大占据率单元的射线的小于10%所穿过的单元),使得在该示例中单元C的数量C为: $C \approx 0.96N^2$ 。

[0217] 在设备和系统的一个具体示例中, $N = 128$, $p_{\text{ref}} = h_{\text{ref}}$ 。对于方程式(13)和方程式(14)而言,正则化常数为 $\lambda_{\text{ref}} = 0.013$ 。

[0218] 图13示出了根据本发明的另一实施例的设备的示意图。在该实施例中,反射器2包括具有不同取向、特别是平面中的正交取向的两个反射器部分21和22(图12中引入的x/y坐标也应当应用于图13至15中的简图)。在这种布置中,可以增加单元c的角度取向集合 Φ 。

[0219] 在图14的实施例中,换能器1包括两个换能器部分100和102,并且反射器2包括两个彼此相对的反射器部分21和22,再次用于增加单元c的角度取向集合 Φ 。

[0220] 图15示出了根据本发明的一个实施例的设备在乳房检查中应用的简图。在该实施例中,第一杆可以是线性导轨(300)的心轴,第一和/或第二框架(301)可以沿着该心轴移动,例如,通过手轮(302)致动。优选地,可以在分配给设备的显示器上向用户显示位置和/或距离,其中,例如,检测手轮的位置并将其转换为换能器与反射器之间的距离。或者,可以将游标(303)连接到心轴并向超声医师提供距离读数。

[0221] 图16在列a)中示出了组织(灰色)中的人造包含物(黑色)的十三个不同示例。列b)至f)示出了基于在每个样本的顶部线处延伸的虚拟换能器和在每个样本的底部线处的虚拟反射器的仿真结果的图像,该虚拟设备回波样本,以及确定针对每个图像与相应图像中的虚拟单元的声速值的不同方式用于相应行中的样本P1至P13中的每一个。特别地,在正则化中用不同方法重建图像,特别地,其中,根据下面的方程式使用正则化项或所述正则化项包括在以下方程式中:

[0222] -b) 根据在“Limited-angle ultrasonic transmission tomography of the compressed female breast. Krueger et al. IEEE Ultrasonics Symposium 1998, 第1345-1348页”中实施的现有技术。

[0223] -c) 方程式(5),“总变差”(TV);

[0224] -d) 方程式(6),“各向异性加权总变差”(AWTV),其具有在如方程式(5)中的误差函数项中应用的L2范数;

[0225] -e) 方程式(13),“各向异性加权总变差(AWTV)”,具有在误差函数项中应用的L1范数,并且具有根据方程式(16)所包含的释放线;

[0226] -f) 方程式(14),“多角度各向异性加权总变差”(MA-AWTV),具有三个梯度方向 $[0, 25^\circ, -25^\circ]$ 。

[0227] 图18示出了一种设备,替代反射器,所述设备使用了两个相对的换能器(1,201),使得每个换能器的特定元件可以用作发射器或接收器元件。在这种情况下,超声波不需要这种返回路径,这将使信号损失最小化并且可能允许检查更厚的组织。通过应用根据本发明的实施例的系统和/或方法(优选地与图16中所示的方法一致),可以实现改进的声速图像。

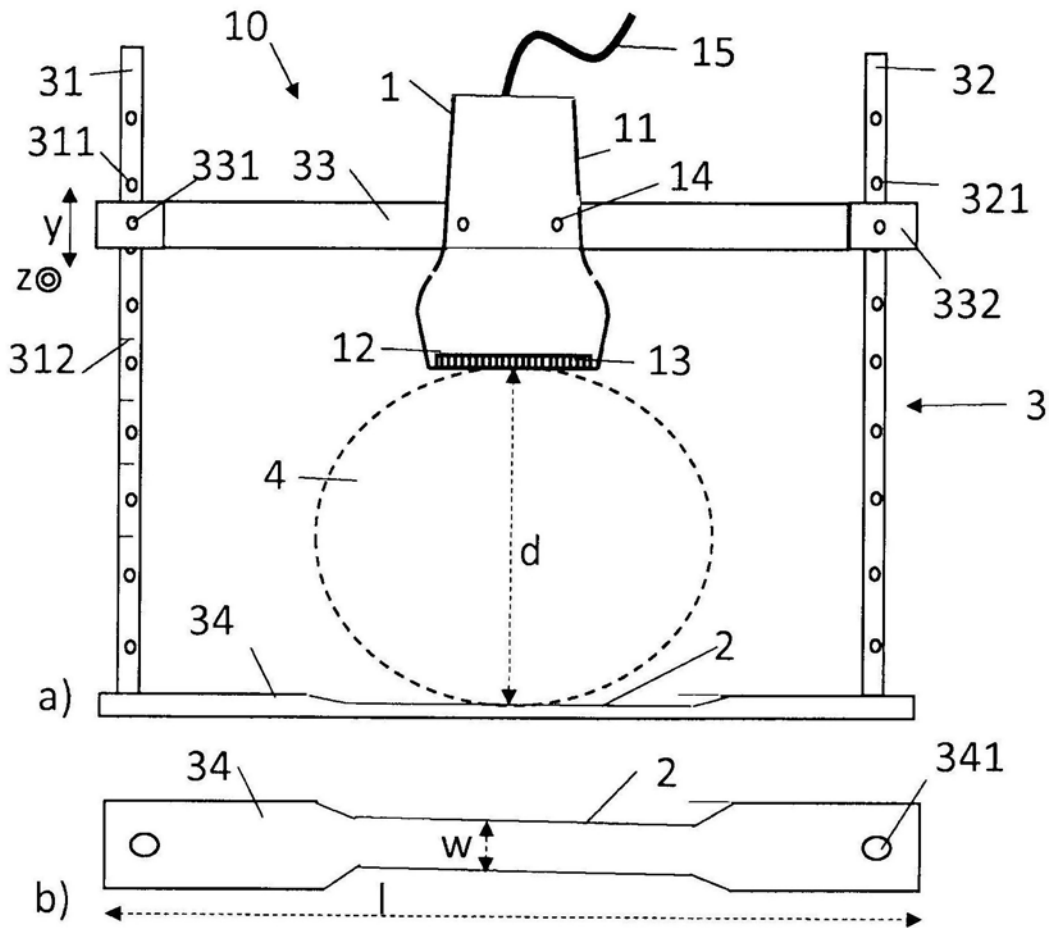


图1

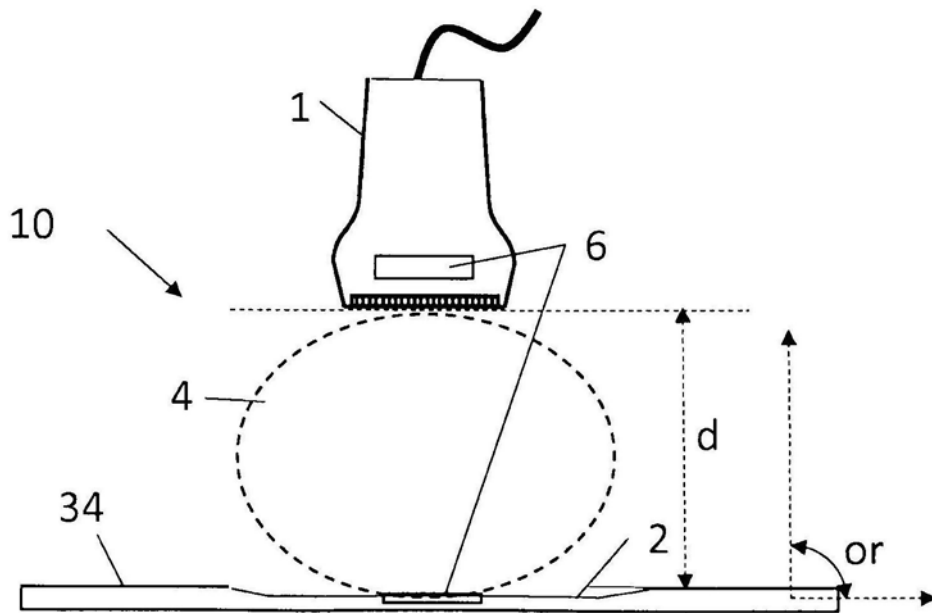


图2

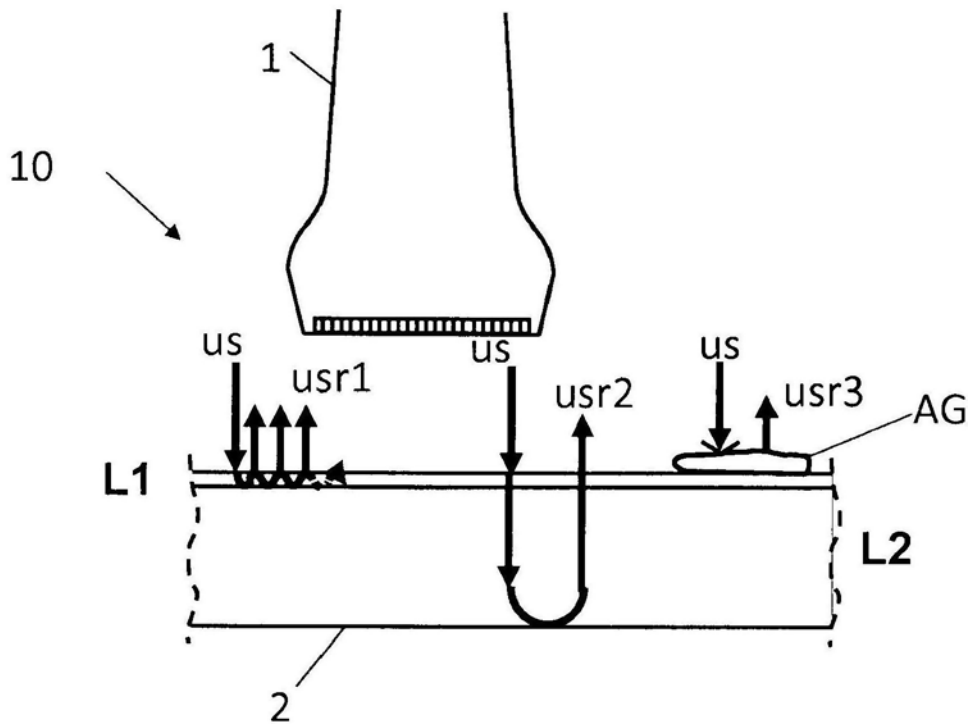


图3

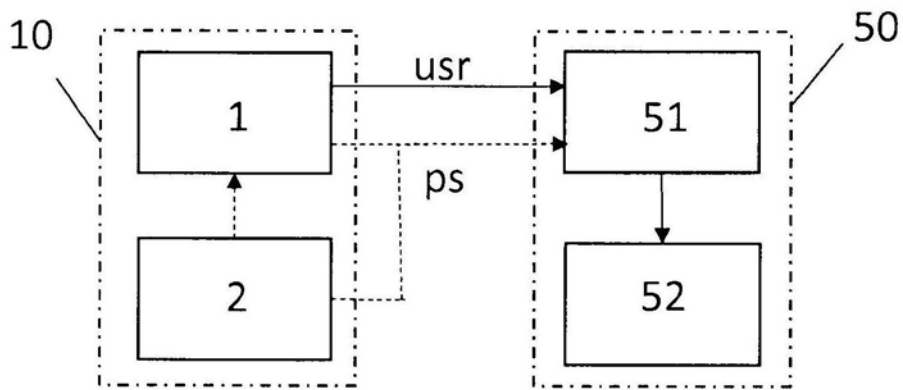


图4

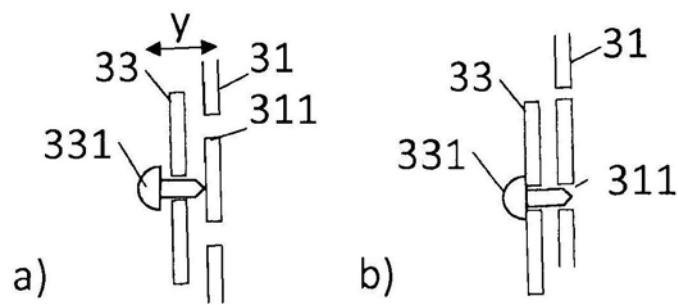


图5

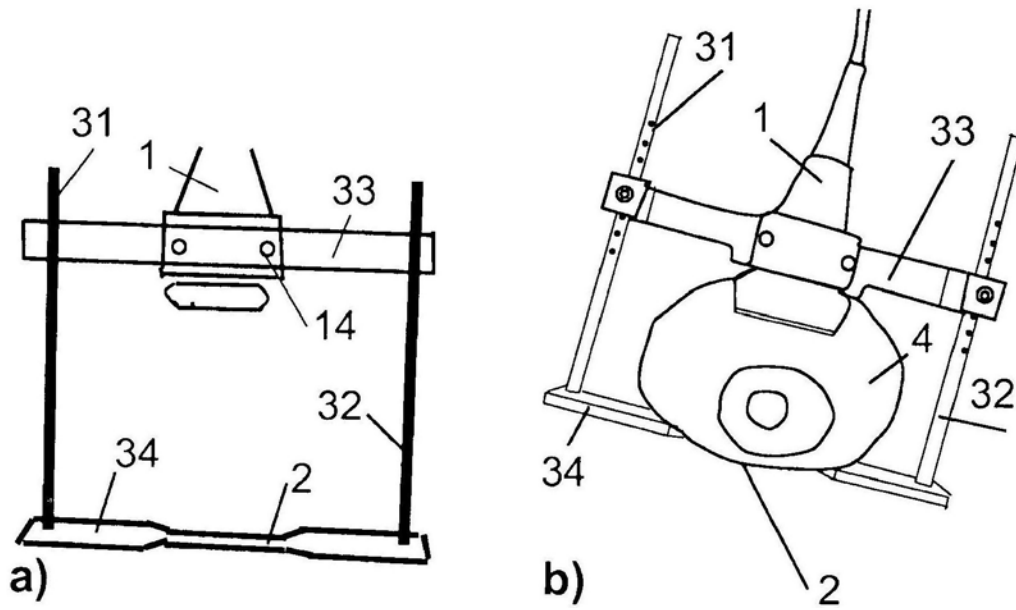


图6

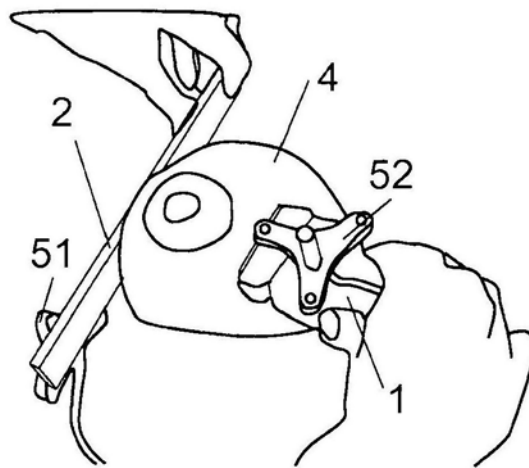


图7

$c_B: 1540\text{m/s}$, $c_L: 2670\text{m/s}$, $l=5\text{mm}$, $d=50\text{mm}$,
 $\theta=0$, #列=128, 间距=300 μm

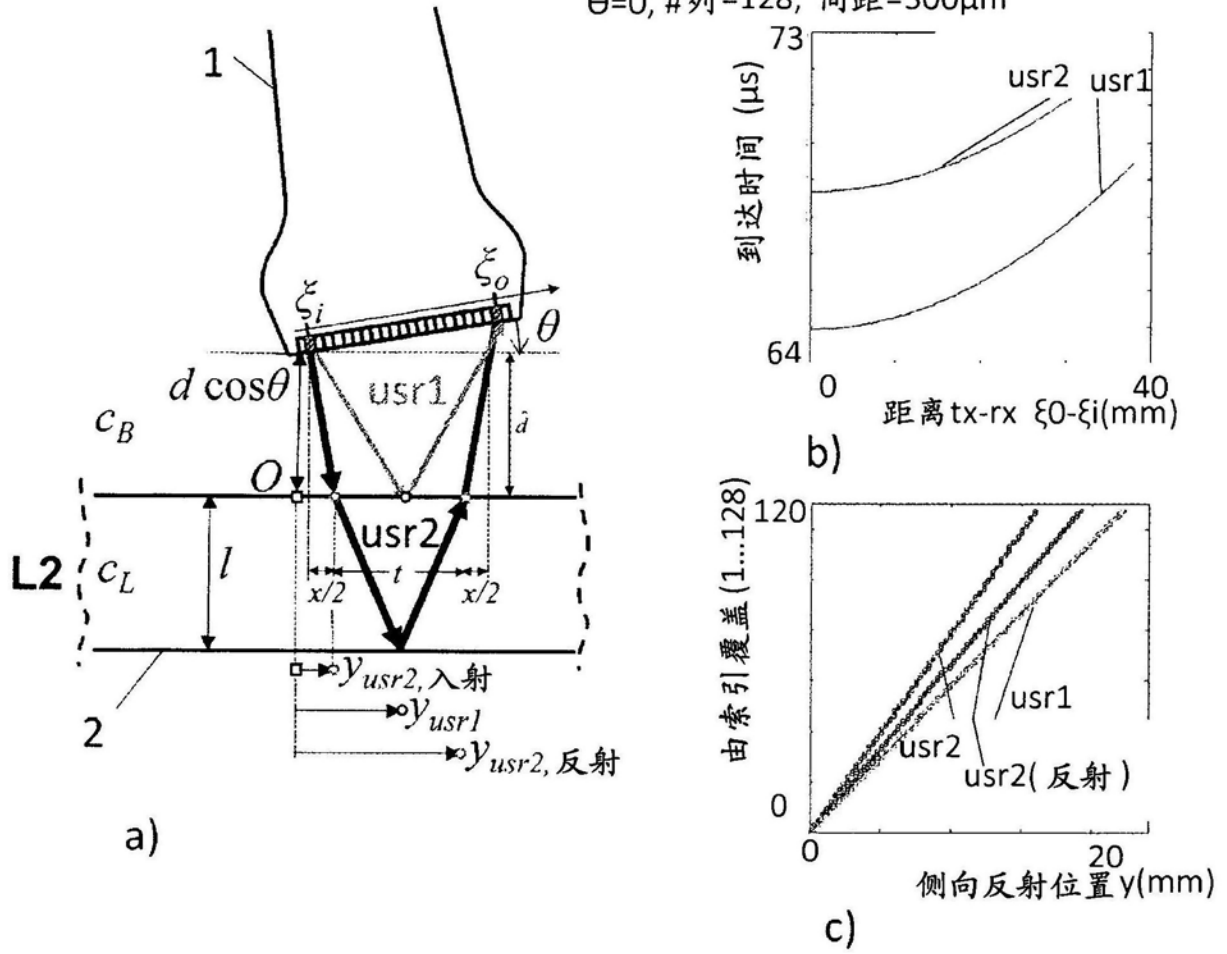


图8

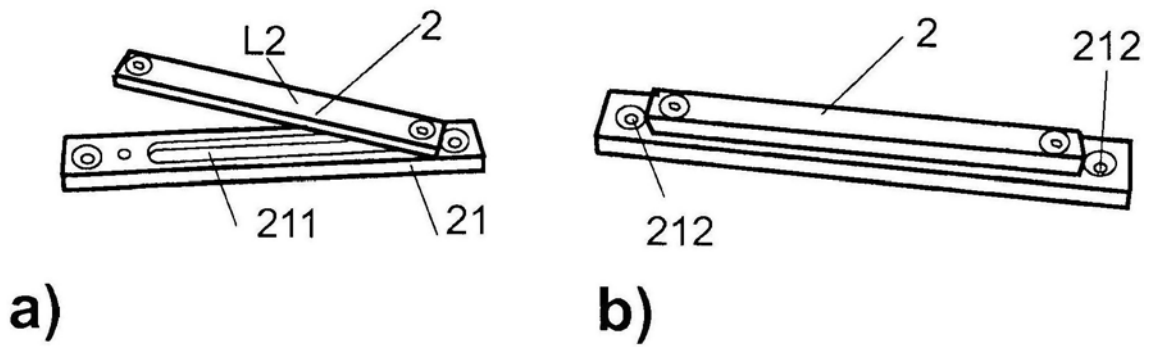


图9

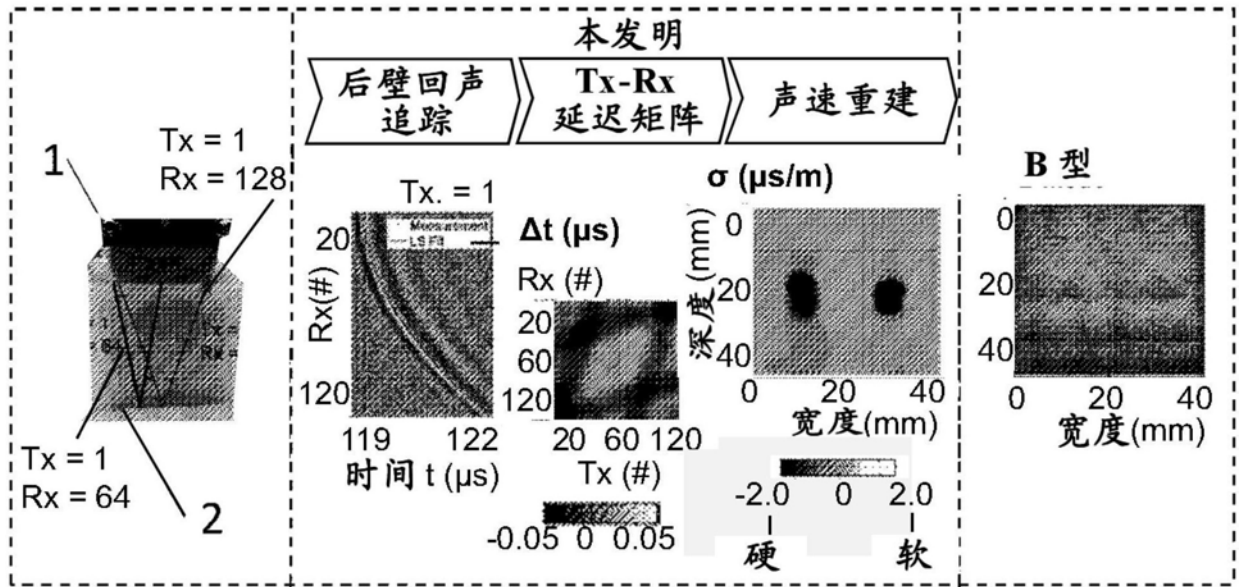


图10a

图10b

图10c

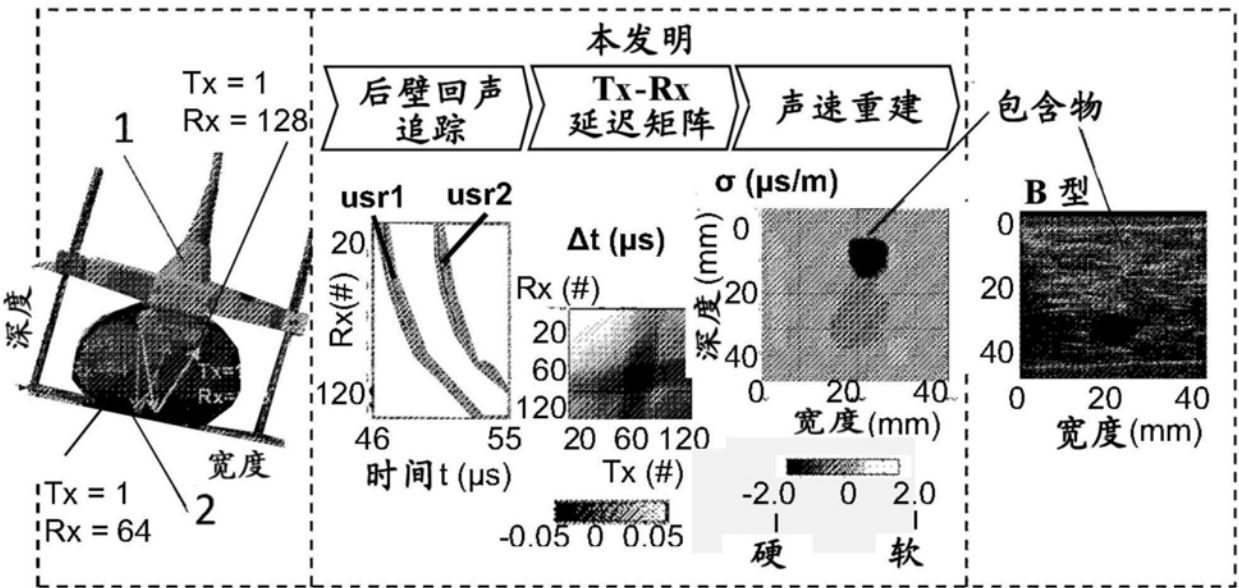


图11a

图11b

图11c

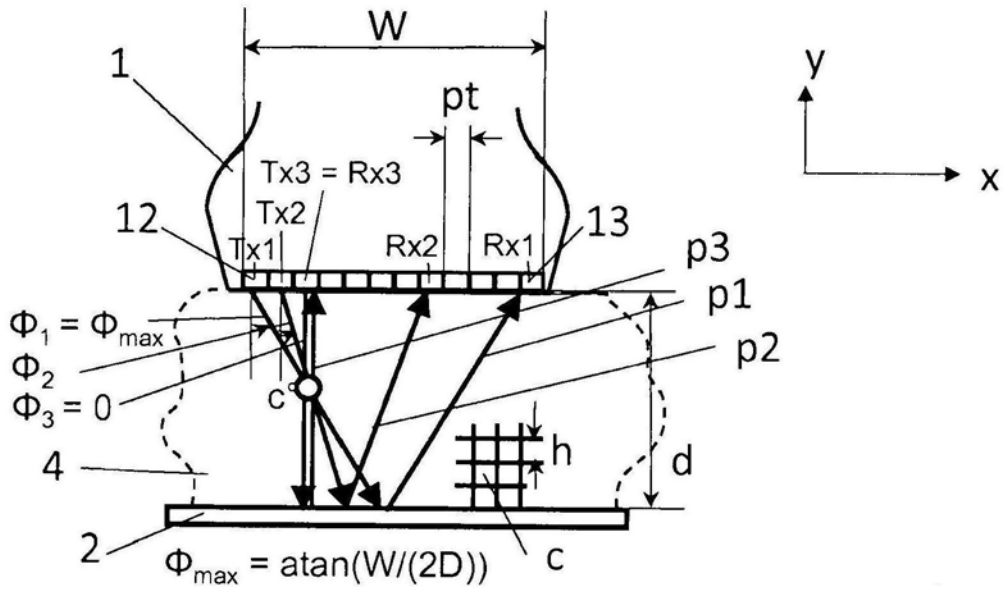


图12

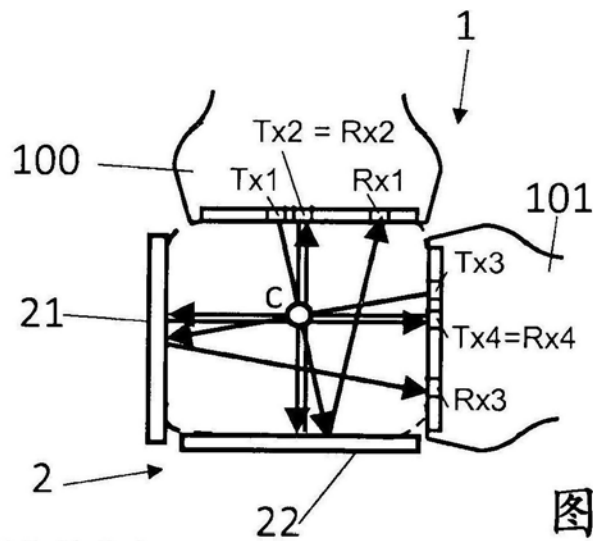


图14

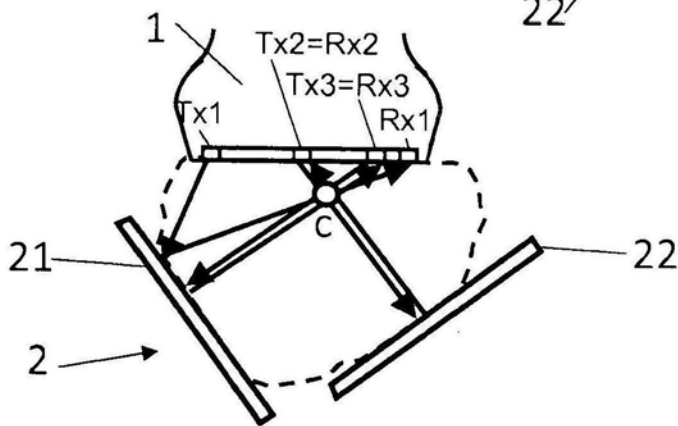


图13

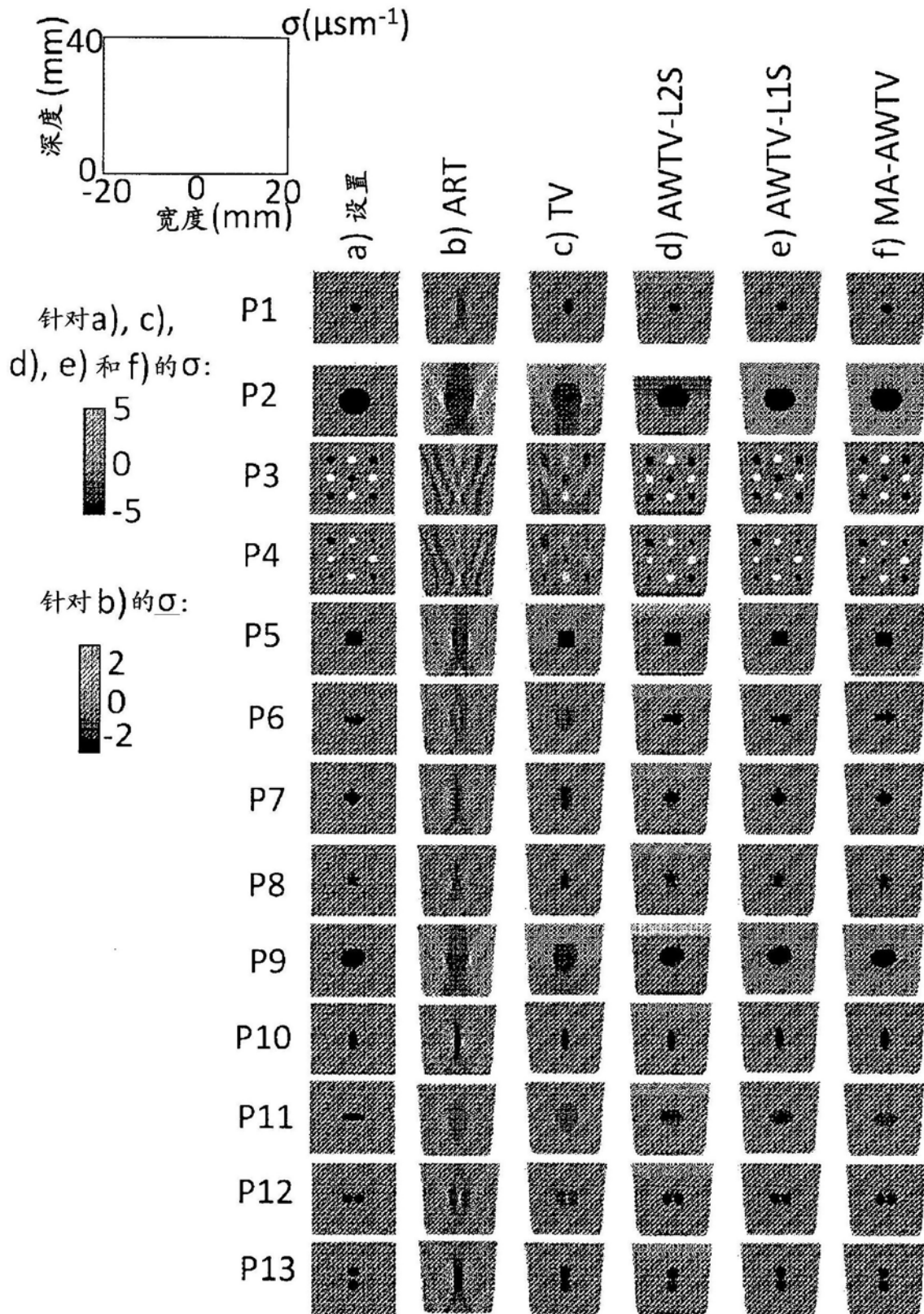


图16

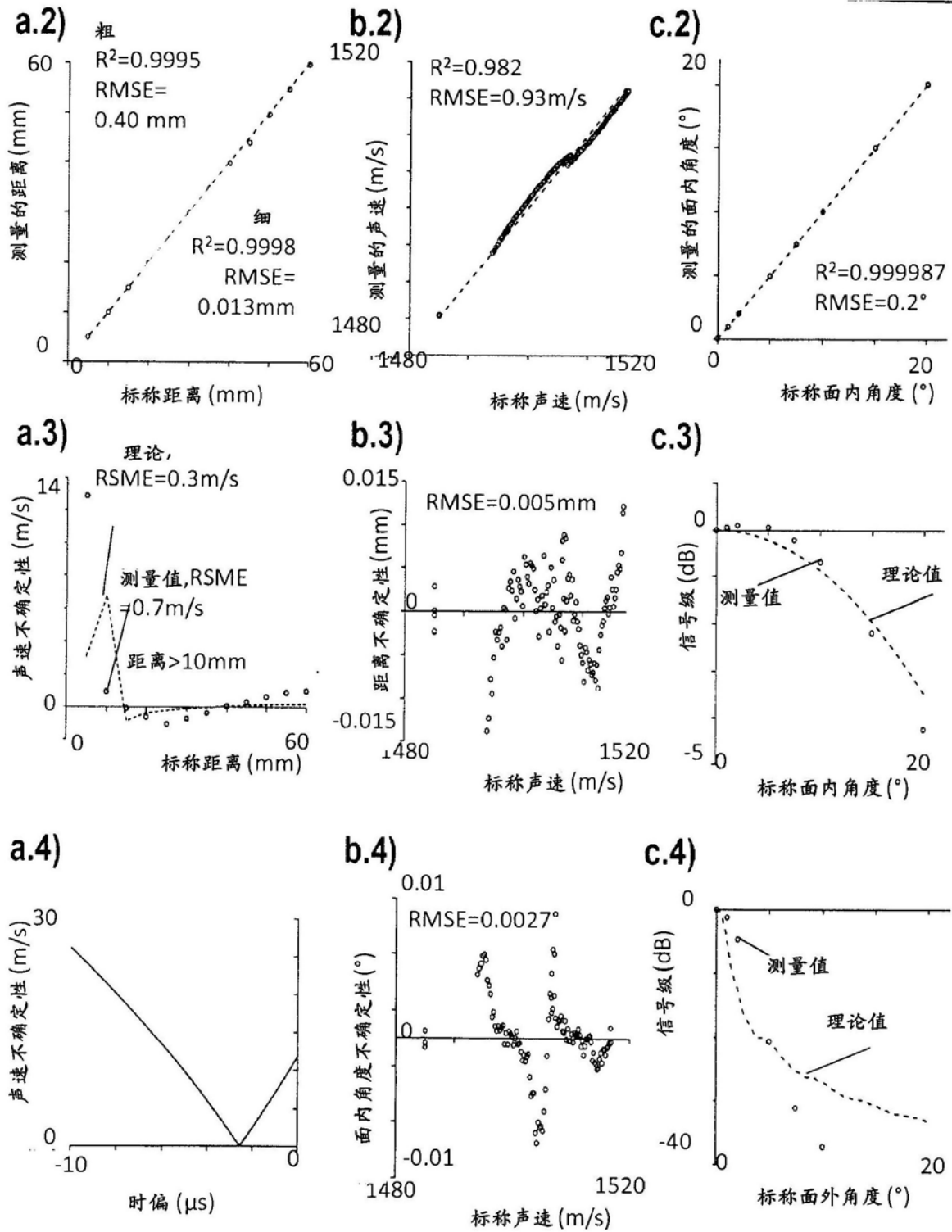


图17

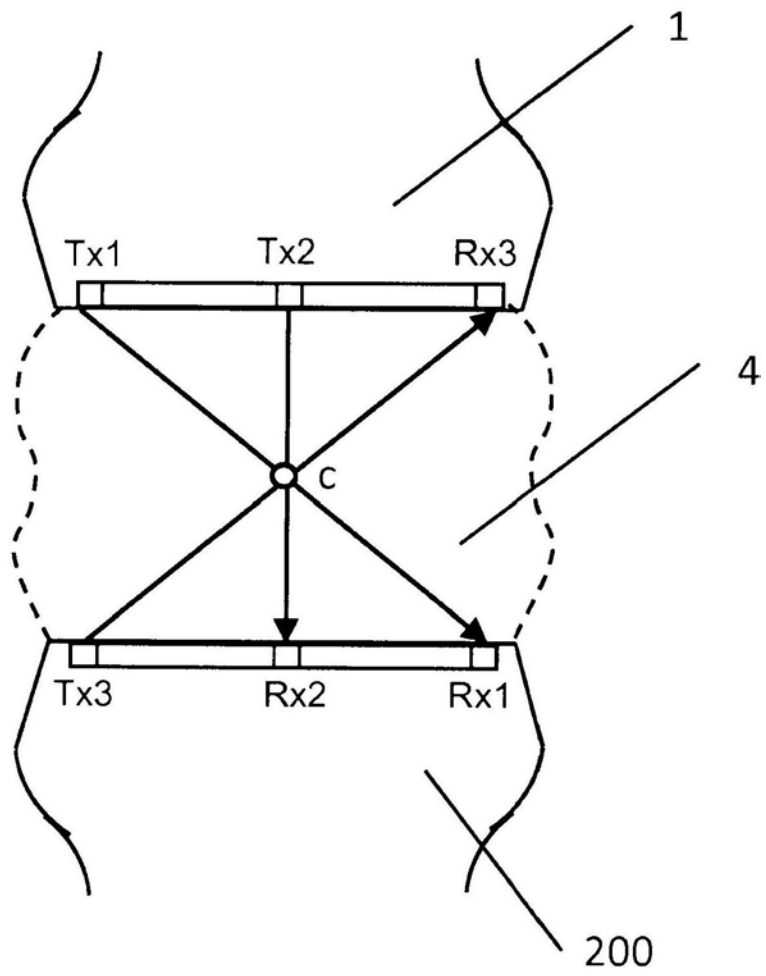


图18

专利名称(译)	手持式医疗超声设备和用于确定断层图像的系统		
公开(公告)号	CN108135580A	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201680058124.2	申请日	2016-08-29
申请(专利权)人(译)	ETH苏黎世公司		
当前申请(专利权)人(译)	ETH苏黎世公司		
[标]发明人	O 戈克塞尔 S 萨那布里亚		
发明人	O·戈克塞尔 S·萨那布里亚		
IPC分类号	A61B8/15 A61B8/08 G06T11/00		
CPC分类号	A61B8/15 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4209 A61B8/4254 A61B8/4263 A61B8/4427 A61B8/4488 A61B8/48 A61B8/483 A61B8/5207 A61B8/5269 A61B8/587 G06T11/005 G06T2210/41		
代理人(译)	张丰豪		
优先权	2015182877 2015-08-28 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种手持式医疗超声设备(10)，其特别地用于乳房的超声计算断层成像，该医疗超声设备包括超声换能器(1)、反射器(2)和指示器(21, 22, 311, 312)，该指示器使得能够指示换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。在第一实施例中，换能器和反射器附接至一机械结构，该机械结构包括第一框架(33)和第二框架(34)，第一和第二框架允许调整换能器和反射器之间的距离(d)，以便适应乳房的形状。在第二实施例中，换能器和反射器不机械地连接，并且提供了位置和/或取向传感器来确定换能器和反射器之间的相对位置和/或取向。在第三实施例中，薄的共振反射器层被应用于在所追踪的反射器信号中引入声波标记。本公开还涉及用于确定断层图像的方法。

