



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110430819 B

(45) 授权公告日 2022.08.23

(21) 申请号 201780085489.9

古尔沙兰·辛格·桑迪胡

(22) 申请日 2017.12.01

马克·克里西亚 马克·萨克

(65) 同一申请的已公布的文献号

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

申请公布号 CN 110430819 A

专利代理人 刘晓杰

(43) 申请公布日 2019.11.08

(51) Int.CI.

(30) 优先权数据

A61B 8/08 (2006.01)

62/429,542 2016.12.02 US

A61B 8/14 (2006.01)

62/429,563 2016.12.02 US

A61B 8/15 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

G06T 5/00 (2006.01)

2019.08.02

(86) PCT国际申请的申请数据

(56) 对比文件

PCT/US2017/064350 2017.12.01

US 2016038123 A1, 2016.02.11

(87) PCT国际申请的公布数据

US 2011201932 A1, 2011.08.18

W02018/102776 EN 2018.06.07

CN 102256537 A, 2011.11.23

(73) 专利权人 戴尔菲纳斯医疗科技公司

CN 101031244 A, 2007.09.05

地址 美国密歇根州

CN 101697230 A, 2010.04.21

(72) 发明人 内博伊沙·杜里奇

US 2016030000 A1, 2016.02.04

彼得·J·利特鲁普

审查员 林施

权利要求书3页 说明书31页 附图15页

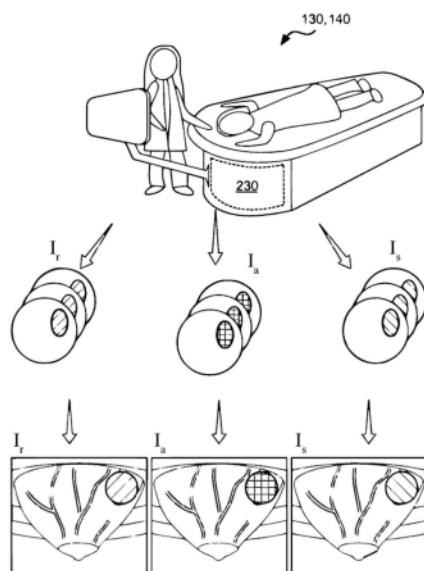
(54) 发明名称

用于超声断层成像的波形增强反射和边缘
边界表征

(57) 摘要

CN 110430819 B

本发明提供了用于生成组织体积的增强图像的方法和系统。在一个方面，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多个声信号；从所述声信号生成表征声音反射的第一反射呈现，所述第一反射呈现包括跨所述组织体积的区域的反射值的第一分布；从所述声信号生成表征声速的声速呈现，所述声速呈现包括跨所述区域的声速值的分布；从所述声速呈现生成表征声音反射的第二反射呈现，所述第二反射呈现包括跨所述区域的反射值的第二分布；以及基于所述第一反射呈现和所述第二反射呈现来呈现一个或多个组合图像。



1. 一种用于生成组织体积的增强图像的方法,所述方法通过包括一个或多个处理器和包括指令的计算机可读介质的计算机实现,所述方法包括:

从换能器接收多个声信号,该多个声信号来源于穿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;

从所述多个声信号生成表征声音反射的第一反射呈现,所述第一反射呈现包括跨所述组织体积的区域的反射值的第一分布;

从所述多个声信号生成表征声速的声速呈现,所述声速呈现包括跨所述组织体积的所述区域的声速值的分布;

从所述声速呈现生成表征声音反射的第二反射呈现,所述第二反射呈现包括跨所述组织体积的所述区域的反射值的第二分布;以及

通过组合所述第一反射呈现和所述第二反射呈现来呈现一个或多个组合图像,从而生成所述组织体积的所述增强图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增强包括所述图像的分辨力从大于1 mm增大到小于0.7 mm。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少2倍。

4. 根据权利要求3所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少3倍。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少4倍。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少5倍。

7. 根据权利要求6所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少6倍。

8. 根据权利要求7所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少7倍。

9. 根据权利要求8所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少8倍。

10. 根据权利要求9所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少9倍。

11. 根据权利要求10所述的方法,其中所述增强包括所述图像的对比度增加至少10倍。

12. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少2倍。

13. 根据权利要求12所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少3倍。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少4倍。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少5倍。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少6倍。

17. 根据权利要求16所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少7倍。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少8倍。

19. 根据权利要求18所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少9倍。

20. 根据权利要求19所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少10倍。

21. 根据权利要求1所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所述特异性为至少75%。

22. 根据权利要求21所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所述特异性为至少80%。

23. 根据权利要求22所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所述特异性为至少85%。

24. 根据权利要求23所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所述特异性为至少90%。

25. 根据权利要求24所述的方法,其中所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所述特异性为至少95%。

26. 根据权利要求1所述的方法,其中所述组织包括乳房组织。

27. 根据权利要求1所述的方法,其中所述组织体积包括以下一种或多种的分布:脂肪组织、实质组织和异常组织。

28. 根据权利要求27所述的方法,其中所述异常组织包括癌组织。

29. 根据权利要求27所述的方法,其中所述脂肪组织包括脂肪实质或皮下脂肪。

30. 根据权利要求27所述的方法,其中所述异常组织包括纤维囊性组织或纤维腺瘤。

31. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第一反射呈现包括生成与穿过所述组织体积的多个冠状片段相关联的多个声学机械参数片段。

32. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第一反射呈现包括生成声反射信号的分布,其中所述声反射信号表征所述声波波形的反射强度与发射强度之间的关系,其中所述关系选自总和、差异和比率。

33. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第一反射呈现包括生成声反射信号的分布,其中所述声反射信号表征所述组织体积的声阻抗的变化。

34. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第一反射呈现包括生成从第一换能器阵列接收的声反射信号的分布,所述第一换能器阵列以第一频率进行发射和接收,所述第一频率大于用于生成所述声速呈现的第二换能器阵列的第二频率。

35. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第一反射呈现包括生成从第一换能器阵列接收的声反射信号的分布,所述第一换能器阵列以第一频率进行发射和接收,所述第一频率小于用于生成所述声速呈现的第二换能器阵列的第二频率。

36. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述声速呈现包括生成与穿过所述组织体积的多个冠状片段相关联的多个声学机械参数片段。

37. 根据权利要求1所述的方法,其中所述声速呈现包括对应于相速度的实部和对应于声音衰减的虚部。

38. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述声速呈现包括基于根据时距断层成像算法的模拟波形生成初始声速呈现,并且其中迭代地优化所述初始声速呈现,直至射线伪像减小到预定阈值。

39. 根据权利要求38所述的方法,其中针对多个声音频率分量中的每一个优化所述模

拟波形。

40. 根据权利要求1所述的方法,其中生成所述第二反射呈现包括计算所述声速呈现的梯度。

41. 根据权利要求40所述的方法,其中计算所述梯度包括执行选自下组的一个或多个算法:Sobel-Feldman算子、Scharr算子、Prewitt算子和Roberts Cross算子。

42. 根据权利要求40所述的方法,其中计算所述声速呈现的梯度包括执行选自下组的计算关系:平均化、舍位、归一化、平滑化、加法、减法、乘法和除法。

43. 根据权利要求42所述的方法,其中平滑化包括与高斯函数或洛伦兹函数的卷积、邻近平均化或傅里叶滤波。

44. 根据权利要求1所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素平均或加权平均。

45. 根据权利要求1所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素求和或加权求和。

46. 根据权利要求1所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素乘积或加权乘积。

47. 根据权利要求1所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的卷积。

48. 根据权利要求44-47中任一项所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括对所述第一反射呈现和所述第二反射呈现执行计算关系,所述计算关系选自平均化、舍位、归一化、平滑化、加法、减法、乘法和除法。

49. 根据权利要求44-47中任一项所述的方法,其中呈现所述一个或多个组合图像包括对所述第一反射呈现或所述第二反射呈现执行计算关系,所述计算关系选自平均化、舍位、归一化、平滑化、加法、减法、乘法和除法。

50. 一种在其上存储有指令的非暂时性计算机可读存储介质,所述指令当由处理器执行时,使处理器执行权利要求1所述的方法。

51. 一种用于生成组织体积的增强图像的系统,所述系统包括:

换能器阵列,该换能器阵列包括超声发送器阵列和超声接收器阵列,所述换能器阵列被配置成围绕组织体积,

其中所述超声发射器阵列被配置用于朝向所述组织体积发射声波波形,其中所述超声接收器阵列被配置用于接收所发射的声波波形并将所接收的声波波形转换为多个声信号;

处理器,其包括配置有指令的计算机可读介质,所述指令在被执行时使所述处理器执行权利要求1所述的方法;以及

用户可见的显示器,其被配置用于显示一个或多个组合图像。

用于超声断层成像的波形增强反射和边缘边界表征

[0001] 交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年12月2日提交的名称为“Waveform Enhanced Reflection for Ultrasound Tomography”的临时专利申请美国临时申请序列号62/429,542(代理人案卷号50174-735.101)以及于2016年12月2日提交的名称为“Margin Boundary Characterization and Region of Interest Diagnostics for Ultrasound Tomography”的美国临时申请序列号62/429,563(代理人案卷号50174-736.101)的权益,所述申请各自通过引用以其全文并入本文。

[0003] 本申请的主题涉及以下专利申请:名称为“Method for Generating an Enhanced Image of A Volume of Tissue”的美国专利申请号14/817,470(代理人案卷号50174-725.201);名称为“Ultrasound Waveform Tomography Method and System”的美国专利申请号14/819,091(代理人案卷号50174-728.201);以及名称为“Tissue Imaging and Analysis Using Ultrasound Waveform Tomography”的PCT国际申请公开号W02017040866(代理人案卷号50174-732.601),所述申请各自通过引用以其全文并入本文。

[0004] 关于联邦政府资助研究的声明

[0005] 本发明在美国国家癌症研究所基金号R44 CA165320下由美国政府支持完成。政府对本发明享有一定的权利。

背景技术

[0006] 用于超声反射成像的当前方法在一些方面可能不太理想。例如,用于超声反射成像的当前方法可以基于脉冲回波信号的相干求和。虽然基于脉冲回波方式的方法在主要是脂肪组织的乳房中效果较好,但是在对致密的乳房进行成像时可能存在限制。这些限制可能起因于(i)在照射较大组织体积(例如,患者运动)时信号相干性的丧失,(ii)由致密乳房组织中的多重散射事件引起的相干性丧失(模型不匹配),和/或(iii)无法深入穿透到致密的高衰减组织中。

[0007] 用于成像和诊断乳房以及其他类型的癌症的常规技术,例如乳房X线照相术、磁共振成像(MRI)或超声在至少一些方面可能不太理想。例如,MRI对于常规使用而言可能过于昂贵。在另一个示例中,乳房X线照相术涉及电离辐射,这可能限制患者筛查的频率,并且可能缺乏识别各种肿块类型,例如更致命的侵袭性癌和/或不太致命的原位导管癌的特异性。这种特异性的缺乏可导致过度的患者活检和/或最初的误诊。另外,乳房X线照相术对于具有致密乳房组织的患者可能具有低灵敏度,导致漏掉致命的侵袭性癌症。在另外的示例中,常规超声技术在癌症的成像和诊断中的功效可能受到操作者的限制。另外,常规超声可能未被以最佳地配置或用于成像整个器官,其分辨率和/或图像质量不足以充分区分各种类型的组织或者正确地给出诊断。

[0008] 鉴于上述情况,可能需要改善组织成像质量和肿块表征特异性的成像和诊断方法。理想地,这样的方法可以通过廉价且不使用电离辐射的成像模式(例如,超声成像)提供增强的图像质量(例如,具有高分辨率),从而实现以足够的临床灵敏度和特异性对各种类

型的乳房肿块的准确识别和分类。

发明内容

[0009] 认识到需要对组织进行高质量成像,本公开内容提供了用于增强组织体积的反射图像的改进方法和系统。传统的反射成像,如包络检测(ERF)成像,为病变的检测和表征提供了回声对比。另一种方法,REF成像(原始RF信号),有助于定义边缘和癌症特异性毛刺和结构变形。本公开内容的实施方式提供波形重构的使用,其可以利用ERF成像和REF成像的益处,同时减轻上述传统方法的限制。通过波形解释多重散射并提供深度穿透(凭借所使用的较低频率)同时保持高空间分辨率的能力,可以实现这样的减轻。

[0010] 本文所述的方法可以利用从声速图像收集的声阻抗信息,通过该方法可以将波形数据添加至脉冲回波数据。由于声阻抗的变化可以产生反射,因此该方法可以使用声速图像的梯度来计算反射信息。与声速波形重构相关的低频率(约1MHz)可以提供关于镜面反射的信息(低至约1mm)。由于脉冲回波成像可以在较高频率(约1-5MHz)下发生,因此后者可以能够更好地对提供关于散斑模式的信息的亚毫米粒度进行成像。

[0011] 由于RF信号可以表示固有反射(突出显示组织边缘)并且可以为进一步的操纵和调节提供最大的灵活性,因此本文公开的方法提供了将来自REF图像的贡献与波形分量进行组合的手段。这样的方法可以保持高空间分辨率和对边缘的灵敏度,同时还保持反射图像的总体外观。另外,本文公开的方法可以充分地改善用于精确肿块检测的图像质量,并且促进肿块辨别以避免不必要的患者活检。

[0012] 本公开的一个方面提供了基于分类器模型用于乳房组织的高特异性表征的改进方法,所述分类器模型识别感兴趣区域并开发预后参数(prognostic parameter),所述预后参数包括对所述感兴趣区域内部和外部的声音传播的测量、肿瘤形态学的定性评估(例如,感兴趣区域的边界的形状)和半定量参数(例如,边缘边界的整体尺度的得分)。本文公开的方法可以充分地改善肿块表征的特异性,所述方法促进肿块辨别以避免过度的患者活检。

[0013] 本公开的另一个方面提供了用于生成组织体积的增强图像的方法,所述方法通过包括一个或多个处理器和包括指令的计算机可读介质的计算机实现。所述方法可以包括:从换能器(transducer)接收来源于通过所述组织体积传输的声波波形的多个声信号,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;从所述多个声信号生成表征声音反射的第一反射呈现(reflection rendering),所述第一反射呈现包括跨所述组织体积的区域的反射值的第一分布;从所述多个声信号生成表征声速的声速呈现,所述声速呈现包括跨所述组织体积的所述区域的声速值的分布;从所述声速呈现生成表征声音反射的第二反射呈现,所述第二反射呈现包括跨所述组织体积的所述区域的反射值的第二分布;以及响应于所述第一反射呈现和所述第二反射呈现来呈现一个或多个组合图像,从而生成所述组织体积的所述增强图像。

[0014] 在一些实施方式中,所述增强包括所述图像的分辨率从大于约1mm增加到小于约0.7mm。在一些实施方式中,所述增强包括所述图像的对比度增加至少约2倍到至少约10倍。在一些实施方式中,所述增强包括所述组织体积中病变的醒目性增加至少约2倍到至少约10倍。在一些实施方式中,所述增强包括所述组织体积中病变表征的特异性的增加,使得所

述特异性为至少约75%到至少约95%。在一些实施方式中,所述组织包括乳房组织。

[0015] 在一些实施方式中,所述组织体积包括以下一种或多种的分布:脂肪组织、实质组织、癌组织和异常组织。在一些实施方式中,所述脂肪组织包括脂肪实质、实质脂肪或皮下脂肪。在一些实施方式中,所述异常组织包括纤维囊性组织或纤维腺瘤。在一些实施方式中,生成所述第一反射呈现包括生成与通过所述组织体积的多个冠状片段相关联的多个声学机械参数片段 (acoustomechanical parameter slice)。在一些实施方式中,生成所述第一反射呈现包括生成声反射信号的分布,其中所述声反射信号表征所述声波波形的反射强度与发射强度之间的关系,其中所述关系选自总和、差异和比率。在一些实施方式中,生成所述第一反射呈现包括生成声反射信号的分布,其中所述声反射信号表征所述组织体积的声阻抗的变化。在一些实施方式中,生成所述第一反射呈现包括生成从第一换能器阵列接收的声反射信号的分布,所述第一换能器阵列以第一频率进行发射和接收,所述第一频率大于用于生成所述声速呈现的第二换能器阵列的第二频率。在一些实施方式中,生成所述第一反射呈现包括生成从第一换能器阵列接收的声反射信号的分布,所述第一换能器阵列以第一频率进行发射和接收,所述第一频率小于用于生成所述声速呈现的第二换能器阵列的第二频率。在一些实施方式中,生成所述声速呈现包括生成与通过所述组织体积的多个冠状片段相关联的多个声学机械参数片段。在一些实施方式中,所述声速呈现包括对应于相速度的实部和对应于声音衰减的虚部。

[0016] 在一些实施方式中,生成所述声速呈现包括基于根据时距断层成像算法的模拟波形生成初始声速呈现,并且迭代地优化所述初始声速呈现,直至射线伪像 (ray artifact) 减小到预定阈值。在一些实施方式中,针对多个声音频率分量中的每一个优化所述模拟波形。在一些实施方式中,生成所述第二反射呈现包括计算所述声速呈现的梯度。在一些实施方式中,计算所述梯度包括执行选自下组的一个或多个算法:Sobel-Feldman算子、Scharr算子、Prewitt算子和Roberts Cross算子。在一些实施方式中,计算生成第二反射呈现包括执行选自下组的计算关系:平均化、舍位、归一化、平滑化、加法、减法、乘法和除法。在一些实施方式中,平滑化包括与另一函数的卷积、邻近平均化或傅里叶滤波。

[0017] 在一些实施方式中,呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素平均 (element-wise average) 或加权平均。在一些实施方式中,呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素求和或加权求和。在一些实施方式中,呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的逐个元素乘积或加权乘积。在一些实施方式中,呈现所述一个或多个组合图像包括执行所述第一反射呈现和所述第二反射呈现的卷积。在一些实施方式中,呈现所述一个或多个组合图像包括对所述第一反射呈现和/或所述第二反射呈现执行计算关系,所述计算关系选自平均化、舍位、归一化、平滑化、加法、减法、乘法和除法。

[0018] 在一些实施方式中,所述方法还包括基于所述一个或多个组合图像将所述组织体积中的不同类型的病变分类为癌性肿瘤、纤维腺瘤、囊肿、非特异性良性肿块和不可识别肿块中的至少一种。

[0019] 在一些实施方式中,本公开内容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,所述指令当由处理器执行时,使处理器执行所公开的方法。

[0020] 在一些实施方式中,本公开内容提供了用于生成组织体积的增强图像的系统。所述系统可以包括:包括超声发送器阵列和超声接收器阵列的换能器阵列,所述换能器阵列被配置成围绕组织体积,其中所述超声发射器阵列被配置用于朝向所述组织体积发射声波波形,其中所述超声接收器阵列被配置用于接收所发射的声波波形并将所接收的声波波形转换为多个声信号;处理器,其包括配置有指令的计算机可读介质,所述指令在被执行时使所述处理器执行所公开的方法;以及用户可见的显示器,其被配置用于显示一个或多个组合图像。

[0021] 本公开内容的另一个方面提供了用于表征患者的乳房组织体积的方法。所述方法可以包括: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多个声信号,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;从所述多个声信号生成表征所述组织体积内的声音传播的三维声学呈现;从用户接收对应于用户选择的兴趣区域的输入;从所述声学呈现生成对应于所述用户选择的兴趣区域内部的声音传播的第一多个预后参数;从所述声学呈现生成对应于所述用户选择的兴趣区域外部的声音传播的第二多个预后参数;以及使用所述第一多个内部预后参数和所述第二多个外部预后参数表征所述组织体积内的病变。

[0022] 在一些实施方式中,所述三维声学呈现包括声衰减呈现、声反射呈现和声学声速呈现。在一些实施方式中,所述方法还包括生成所述声反射呈现、所述声衰减呈现和所述声学声速呈现的合并的三维呈现。在一些实施方式中,所述第一多个预后参数包括声衰减的体积平均值、声速的体积平均值和声反射率的体积平均值。在一些实施方式中,所述第二多个预后参数包括声衰减的体积平均值、声速的体积平均值和声反射率的体积平均值。在一些实施方式中,所述用户选择的兴趣区域选自声衰减呈现、声反射呈现和声学声速呈现中的至少一种。在一些实施方式中,所述用户选择的兴趣区域选自所述合并的三维呈现。在一些实施方式中,通过计算机实现的算法辅助或优化所述用户选择的兴趣区域的选择。

[0023] 在一些实施方式中,所述组织体积中的病变被分类为癌性肿瘤、纤维腺瘤、囊肿、非特异性良性肿块和不可识别肿块中的至少一种。在一些实施方式中,对所述组织体积中的病变进行分类包括使用所述第一多个预后参数或所述第二多个预后参数的阈值。在一些实施方式中,所述第一多个预后参数或所述第二多个预后参数中的至少一个预后参数包括根据整体尺度(integer scale)对所述兴趣区域的边缘的用户选择的分类。在一些实施方式中,所述第一多个预后参数或所述第二多个预后参数中的至少一个预后参数包括所述兴趣区域内部的声学参数与所述兴趣区域外部的声学参数之间的差异。在一些实施方式中,所述第一多个预后参数包括声衰减的体积标准偏差值、声速的体积平均值和声反射率的体积平均值。在一些实施方式中,所述第一多个预后参数包括声衰减的体积标准偏差值、声速的体积平均值和声反射率的体积平均值。在一些实施方式中,所述组织体积中病变分类的特异性增加,使得所述特异性为至少约75%到至少约95%。

[0024] 在一些实施方式中,本公开内容提供了用于生成组织体积的增强图像的系统。所述系统可以包括:包括超声发送器阵列和超声接收器阵列的换能器阵列,所述换能器阵列被配置成围绕组织体积,其中所述超声发射器阵列被配置用于朝向所述组织体积发射声波波形,其中所述超声接收器阵列被配置用于接收所发射的声波波形并将所接收的声波波形

转换为多个声信号；处理器，其包括配置有指令的计算机可读介质，所述指令在被执行时使所述处理器执行所公开的方法；以及用户可见的显示器，其被配置用于显示一个或多个组合图像。

[0025] 本公开内容的另一个方面提供了乳房超声成像和分析的方法。所述方法可以包括：用超声断层成像对乳房进行扫描；基于所述扫描确定肿瘤声速和声音反射；计算所述肿瘤声速的梯度；基于所述梯度和对所述声音反射的射频分量的响应确定肿瘤声音反射率；以及基于所述肿瘤声音反射率输出所述乳房的图像。

[0026] 本公开内容的另一个方面提供了乳房超声成像和分析的方法。所述方法可以包括：用超声断层成像对乳房进行扫描；基于所述扫描确定肿瘤声速、声音反射和声音衰减；基于所述肿瘤声速和衰减生成反射得分；基于所述反射得分表征所述乳房的肿块边缘；以及识别所述乳房内感兴趣的肿瘤区域或肿瘤周围区域。

[0027] 本公开内容的另一个方面提供了包括机器可执行代码的非暂时性计算机可读介质，所述机器可执行代码在由一个或多个计算机处理器执行时实现上文或本文其他各处的任何方法。

[0028] 通过以下在其中仅示出和描述了本公开内容的说明性实施方式的详细描述，本公开内容的其他方面和优点将会对本领域技术人员而言变得显而易见。如将认识到的，本公开内容能够具有其他的和不同的实施方式，并且其若干细节能够在各个明显的方面进行修改，所有这些均不脱离本公开内容。因此，附图和说明书在本质上将被视为是说明性而非限制性的。

[0029] 援引并入

[0030] 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。在通过引用并入的出版物和专利或专利申请与说明书中包含的公开内容相矛盾时，说明书旨在替代和/或优先于任何这样的矛盾材料。

附图说明

[0031] 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：

[0032] 图1示出了根据实施方式，生成组织体积的增强图像的方法。

[0033] 图2A是根据实施方式的示例性超声扫描仪的示意图。

[0034] 图2B是根据实施方式的在示例性超声扫描仪中的患者乳房的示意图。

[0035] 图2C是根据实施方式的超声扫描仪的示例性超声换能器的示意图。

[0036] 图3是示出根据实施方式，从三种声学数据类型的2D图像的堆叠生成3D呈现的示意图。

[0037] 图4示出了根据实施方式，在生成增强图像的方法中的各个步骤处，包括癌性病变的相同患者乳房的若干声学数据类型中的每一种的若干三维呈现的示例性冠状片段。

[0038] 图5示出了根据实施方式，来自图4的相同患者乳房的示例性冠状片段，其另外包括脂肪校正后的增强图像。

[0039] 图6A示出了根据实施方式,来自不同类型的声学呈现的包含癌性病变和恶性结节的相同患者乳房的示例性冠状片段。

[0040] 图6B示出了根据实施方式的图6A中的声学呈现的放大图像。

[0041] 图7示出了根据实施方式的用于表征患者的乳房组织体积的示例性方法。

[0042] 图8A示出了根据实施方式的示例性感兴趣区域,其包括具有变化的边界形态的各种边缘边界。

[0043] 图8B示出了根据实施方式的示例性椭圆体感兴趣区域,其具有边缘边界以及内部层和外部层。

[0044] 图9A示出了根据实施方式的示例性分类器模型,其包括单个预后参数的阈值。

[0045] 图9B示出了根据实施方式的示例性分类器模型,其包括内部预后参数和外部预后参数的阈值。

[0046] 图9C示出了根据实施方式的示例性分类器模型,其包括用于评估肿块的混合定性和定量度量。

[0047] 图10A示出了代表性乳房实质的UST声速图像与MR对比度增强的脂肪减影图像之间的冠状视图比较。

[0048] 图10B示出了使用半峰全宽标准来估计每个模态的空间分辨率的薄特征的轮廓切割。

[0049] 图11示出了对于许多囊肿、纤维腺瘤和癌症所记录的声速纹理和形态的基本差异。

[0050] 图12A示出了总结肿瘤ROI内的一阶声音反射统计学和与周围的肿瘤周围区域的比较的箱形图。

[0051] 图12B示出了总结肿瘤ROI内的一阶声速统计学和与周围的肿瘤周围区域的比较的箱形图。

[0052] 图12C示出了总结肿瘤ROI内的一阶衰减统计学和与周围的肿瘤周围区域的比较的箱形图。

[0053] 图13A示出了基于肿瘤周围肿块区域的平均声速和肿瘤内衰减的标准偏差的散点图。

[0054] 图13B示出了基于肿瘤内声速的标准偏差和肿瘤内衰减的标准偏差的散点图。

[0055] 图14示出了被编程或以其他方式配置用于实现本文提供的方法的计算机控制系统。

具体实施方式

[0056] 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容易理解的是,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。

[0057] 除非另有定义,否则本文使用的所有技术术语具有与本发明所属领域的普通技术人员所一般理解的相同的含义。除非上下文另有明确指示,否则如本说明书和所附权利要求中所用,单数形式“一个”、“一种”和“该”包括复数指代。除非另有说明,否则本文对“或”

的任何提及旨在涵盖“和/或”。

[0058] 在以下具体实施方式中,对形成该具体实施方式的一部分的附图进行了参考。在附图中,除非上下文另有指示,否则类似的符号通常标识类似的组分。在具体实施方式、附图和权利要求中描述的说明性实施方式并不意味着是限制性的。在不脱离本文提出的主题的范围的情况下,可以采用其他实施方式,并且可以进行其他改变。容易理解,如本文一般描述并且在附图中示出的本公开内容的方面可以以各种不同的配置进行布置、替换、组合、分离和设计,所有这些都明确地在本文考虑之内。

[0059] 在整个本说明书中对“一个实施方式”、“实施方式”或“一些实施方式”的提及意味着所描述的特定特征、结构或特性可包括在本发明的至少一个实施方式中,并且这些实施方式中的每一个可以与根据本公开内容的其他实施方式组合。因此,在整个本说明书出现的短语“在一个实施方式中”、“在实施方式中”或“在一些实施方式中”不一定都指代相同的实施方式。此外,特定特征、结构或特性可以在一个或多个实施方式中以任何合适的方式组合。

[0060] 本公开内容的实施方式提供了用于生成组织体积的增强图像的方法。该方法可以由包括一个或多个处理器和包括指令的计算机可读介质的计算机实现,该指令即执行用于生成组织体积的增强图像的方法。图1示出了根据一些实施方式,用于生成组织体积的增强图像的示例性方法100。方法100可以包括朝向组织体积发射多个声波波形,以及用换能器从组织体积检测多个声信号。该换能器可以包括被配置成围绕组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列110。方法100还可以包括从换能器接收来源于通过组织体积传输的声波波形的多个声信号120。方法100还可以包括从多个声信号生成表征声音反射的第一反射呈现。该第一反射呈现可以包括跨组织体积的区域的反射值的第一分布130。方法100还可以包括从多个声信号生成表征声速的声速呈现。该声速呈现可以包括跨组织体积的区域的声速值的分布140。方法100还可以包括从该声速呈现生成表征声音反射的第二反射呈现。该第二反射呈现可以包括跨组织体积的区域的反射值的第二分布150。方法100还可以包括基于该第一反射呈现和该第二反射呈现来呈现一个或多个组合图像,从而生成组织体积的增强图像160。

[0061] 在一些实施方式中,方法100可以用于呈现增强视野内的目标物体的超声图像,以便于表征组织体积(例如,整个乳房、另一个器官)。附加地或替代地,组织体积可以包括以下一种或多种的分布:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。

[0062] 附加地或替代地,方法100可以用于将反射图像的图像分辨率增强至多5倍(即,5X),例如,在以下值的任何两个之间限定的范围内:约1.05X、约1.1X、约1.2X、约1.5X和约5X。附加地或替代地,方法100可以用于将反射图像的图像对比度增强至多10X,例如,在以下值的任何两个之间限定的范围内:约1.05X、约1.1X、约2X、约5X和约10X。附加地或替代地,方法100可以用于增强反射图像中病变的醒目性。附加地或替代地,方法100可以用于产生图像,该图像可以符合例如由美国食品药品监督管理局(FDA)所规定的医学成像监管标准。方法100可以用于表征人乳房的组织,但是可以附加地或替代地用于表征人或其他动物的手臂、腿、其他附器和/或任何合适的组织体积的组织。相对于当前的超声方法和系统,方

法100可以改善检测声反射呈现内的可疑肿块的灵敏度,同时提供对肿块类型的表征的特异性。此类肿块可以包括但不限于:癌性肿瘤、纤维腺瘤、囊肿、非特异性良性肿块和不可识别肿块。然而,方法100可以用于以任何其他合适的方式实现组织体积的诊断、监测和/或表征。

[0063] 在一些实施方式中,方法100可以用于生成可用于检测人或其他动物中的异常(例如,癌组织)的一个或多个呈现。因此,在一个变化中,方法100可以用于表征组织以促进癌症的诊断、评估其类型并确定其程度(例如,以确定组织中的肿块是否可通过手术去除),或者评估癌症发展的风险(例如,测量乳房组织密度)。在又一个实施方式中,方法100可以用于表征和/或研究组织的特定方面,诸如以确定组织中的肿块是否可能是肿瘤、囊肿、纤维腺瘤或其他类型的肿块。方法100可以用于任何合适的应用,以对组织体积或其他合适的物体进行成像。方法100可以至少部分地通过以下名为“超声断层成像系统”的小节中描述的系统200的实施方式、变化和/或示例来实现;然而,方法100可以附加地或替代地使用任何其他合适的系统来实现。

[0064] 尽管图1示出了根据一些实施方式生成组织体积的增强图像的方法,但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外,可以删除或重复图1中所示的一个或多个步骤,可以添加另外的步骤,并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0065] 发射和接收声信号

[0066] 在方法100的步骤110处,可以朝向组织体积发射多个声波波形,并且可以利用换能器从组织体积检测多个声信号。换能器可以包括被配置成围绕组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列。在步骤120处,计算机可以从换能器接收来源于通过组织体积传输的声波波形的多个声信号。步骤110和120用于收集声学数据,在方法100的其他步骤中可以从该声学数据得到组织体积的呈现。发射和检测声波波形可以包括用超声发射器阵列和/或用包括超声发射器阵列的环形换能器围绕组织体积。声波波形的特征可以在于大约1MHz、大约2MHz、大约3MHz、大约4MHz、大约5MHz、大约6MHz、大约7MHz、大约8MHz、大约9MHz、大约10MHz、大约11MHz、大约12MHz、大约13MHz、大约14MHz、大约15MHz、大约16MHz、大约17MHz、大约18MHz、大约19MHz、大约20MHz的频率,或者用于医学成像或其他应用的任何合适的频率。发射器阵列可以包括配置成以多个频率发射的换能器元件。附加地或替代地,换能器阵列中的单个元件可以被配置成以由阵列发射的多个频率中的一个发射,使得换能器元件的频率可以针对特定类型的声学呈现进行优化。

[0067] 步骤110所检测的声信号可以来源于发射的声波波形与组织之间的相互作用,其中相互作用可以包括以下中的一种或多种:通过组织的声波的散射(例如,反射、折射、衍射、扩散等)和透射。声信号可以沿直的、弯曲的、锯齿形的或曲线的路径行进,或者沿由声波传播的物理学确定的任何合适形状的路径行进。检测声信号可以包括用超声接收器阵列和/或包括超声接收器阵列的环形换能器围绕组织体积。声信号的特征可以在于大约1MHz、大约2MHz、大约3MHz、大约4MHz、大约5MHz、大约6MHz、大约7MHz、大约8MHz、大约9MHz、大约10MHz、大约11MHz、大约12MHz、大约13MHz、大约14MHz、大约15MHz、大约16MHz、大约17MHz、大约18MHz、大约19MHz、大约20MHz的频率,或者用于医学成像或其他应用的任何合适的频率。接收器阵列可以包括被配置成以多个频率发射的换能器元件。附加地或替代地,阵列中的单个换能器可以被配置成以由阵列接收的多个频率中的一个接收,使得换能器元件的频

率可以针对特定类型的声学呈现进行优化。

[0068] 在方法100的步骤110处,发射声波波形和检测一组声信号可以用超声断层成像仪执行,例如,使用类似于美国专利号6,385,474;6,728,567;8,663,113;8,876,716;和9,113,835;以及美国公开号2013/0041261和2013/0204136中描述的那些方法,其各自通过引用以其全文并入。然而,可以使用任何合适的超声设备或扫描仪。

[0069] 图2A示出了根据实施方式的示例性超声扫描仪200的示意图。超声扫描仪可以用于发射声波波形并检测一组声信号,例如如图1中所讨论的。扫描组织和检测声信号的步骤可以在对胃向下俯卧在扫描仪台205上的患者的扫描期间执行,扫描仪台205具有提供对患者组织体积的接近的开口。该台可以由耐用的柔性材料如帆布制成,可以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。台中的开口可以允许乳房(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中。

[0070] 图2B和图2C示出了根据实施方式的在示例性超声扫描仪中的患者乳房的示意图和超声扫描仪的示例性超声换能器的示意图。图2B和2C示出了具有换能器元件222的环形换能器220。换能器220可以位于成像箱内并环绕或以其他方式围绕组织体积206。换能器元件222可以包括超声发射器阵列224和/或超声接收器阵列226。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226可以分布在环形换能器220周围。换能器元件可以包括被配置用于接收或发射较高频率的声波波形的那些换能器元件以及被配置用于接收或发射较低频率的声波波形的那些换能器元件。在示例性配置中,环形换能器可以被布置成使得每个超声发射器元件可以与对应的超声接收器元件配对,每个超声发射器元件可以被两个相邻的超声发射器元件包围,每个超声接收器元件可以被两个相邻的超声接收器元件包围,并且换能器可以是轴对称的,如图2C所示。在另一种配置中,超声换能器可以包括换能器单元,其中每个单元可以被配置成既用于发射又用于接收。

[0071] 在扫描期间,环形换能器220可以移动以对所有目标组织成像,诸如在胸壁与乳房的乳头区域之间的前后方向上移动,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。这些数据可以以不连续的扫描步骤或冠状“片段”获得。环形换能器220可被配置成从胸壁朝向乳头和/或从乳头朝向胸壁以一定增量逐步扫描和/或连续行进。然而,环形换能器220可以附加地和/或替代地在扫描期间接收关于组织的任何合适的生物力学性质的数据,并且可以在任何合适的方向上接收。

[0072] 在一些实施方式中,扫描仪台可以包括在本文并入的参考文献中,以及附加地或替代地在名称为“Patient Interface System”的美国申请序列号14/208,181、名称为“System for Providing Scanning Medium”的美国申请序列号14/811,316或名称为“System for Shaping and Positioning a Tissue Body”的PCT国际专利申请公开号W02017139389中描述的患者接口系统的实施方式、变化或示例,所述申请各自通过引用以其全文并入本文。然而,步骤110和/或120可以附加地或替代地使用任何其他合适的患者接口系统来实现。

[0073] 步骤110中的发射和检测可以以快速方式执行,诸如每个“片段”的数据采集时间为小于大约1秒,这可以有助于避免后续形态学呈现中的运动伪像并且实现造影剂的使用。

然而,如步骤110中的发射声波波形和/或检测声信号也可以以任何其他合适的采集时间为特征。发射的波形和/或检测的信号可以附加地或替代地在换能元件上波束成形。

[0074] 方法100的步骤110可以包括将多个声信号从换能器220传输到计算机210,计算机210包括一个或多个处理器、计算机可读介质和用户可见的显示器290,并且附加地或替代地包括将会在步骤120处由计算机接收的传输指令。在其他实施方式中,方法100的步骤110和/或120可以附加地或替代地包括从计算机可读存储介质如硬盘驱动器或在线服务器发送和/或检索声信号。此外,关于检测声信号,方法100可以附加地或替代地包括根据至少一种调节算法处理该组声信号。例如,对于换能器的给定发射器/检测器对,处理该组声信号可以包括以下中的一种或多种:读取和校正DC变化的原始数据(检测到的声信号);实施梯形滤波器以带通滤过有用频率并消减噪声;以及实施任何其他合适的滤波器(高通滤波器、低通滤波器等)以过滤期望的频率。附加地或替代地,信号处理还可以包括丢弃不可用信号、进一步的噪声消减过程和其他合适的信号处理步骤,该丢弃不可用信号是诸如“静音”,其中在传输波阵面前和/或在最长适用接收时间之后记录信号(例如,“顶部静音”或“底部静音”)。然而,可以附加地或替代地使用任何其他合适的调节过程。

[0075] 声学数据的处理

[0076] 在方法100的步骤120处,可以通过计算机从换能器接收来源于通过组织体积传输的声波波形的多个声信号。声信号可以由计算机处理为声学数据。声学数据可以用于生成对应于针对每个测量的声学机械参数的一系列组织体积“片段”的2D图像的一个或多个“堆叠”。每个2D图像数据堆叠可以包括与组织的特定参数或性质相关联的声学数据,例如,任何类型的声学数据,诸如声反射、声学声速和声衰减。处理器210可以附加地或替代地基于二维图像的堆叠生成三维体积呈现,和/或直接基于所接收的声学数据生成三维体积呈现。组织体积的任何部分的图像表示可以描绘组织体积的任何一个或多个声学机械性质。例如,图像表示可以描绘声衰减、声反射、声速和/或组织的任何合适的性质。

[0077] 在一个实施方式中,片段可以对应于以前后方式扫描的组织体积的区域(例如,呈冠状片段);然而,片段可以对应于任何其他方向(例如,相对于前-后方向的任何角度、在下-上方向上、相对于下-上方向的任何角度、在内侧-外侧方向上、相对于内侧-外侧方向的任何角度,等等)上的片段。声学片段内的每个声学数据点可以与网格上的特定值相关联,该特定值包括沿着片段化轴的位置,使得片段和数据可以相对于彼此进行排序以将组织体积成像。

[0078] 图3示出了根据实施方式,从三种声学数据类型的2D图像的堆叠生成3D呈现的示意图。图3示出了图2A的处理器、显示器、成像箱230和扫描仪台。对应于组织体积的片段堆叠的一组声反射数据 I_r 、一组声速数据 I_s 和一组衰减数据 I_a 均可以被收集。附加地,图3示出了对应于每种数据类型的组织体积的3D呈现。在另一个实施方式中,生成3D声学呈现可以包括将通过以3D方式扫描获得的3D声学数据集直接转换为3D呈现。

[0079] 可以整体或部分地组合或合并任何类型的声学数据的3D呈现。在一个实施方式中,合并呈现可以包括组合至少两种类型的图像数据的3D呈现。在另一个实施方式中,合并呈现可包括组合来自至少两种类型的图像数据的2D图像组的至少一部分。可以使用任何合适的公式或算法将各种呈现合并或融合成单个呈现。

[0080] 可以使用例如美国专利号8,663,113;美国专利号9,113,835;和美国专利申请号

13/756,851;美国专利申请号13/756,864;美国专利申请号14/015,459;美国专利申请号14/703,746;美国专利申请号14/817,470;美国专利申请号14/819,091;以及PCT国际专利申请公开号W02017040866中描述的方法对声学数据进行呈现,其各自通过引用以其全文并入本文。在方法100的步骤130处,可以从多个声信号生成表征声反射的第一反射呈现,该第一反射呈现包括跨组织体积的区域的反射值的第一分布。可以使用步骤110的超声断层成像扫描仪200所包括或耦合的处理器210来执行步骤130。附加地或替代地,可以在任何合适的处理器上执行步骤130。步骤130可以基于来自步骤110和120的一组声信号生成反射呈现。附加地或替代地,可以基于来自任何合适数据的一组声信号生成反射呈现。反射呈现可以利用包络检测反射数据(ERF)、原始射频反射信号(例如,REF图像数据、“射频”或RF数据),其可以被转换为闪光B型超声图像,和/或任何合适的超声图像。声反射信号的分布可以表征声波波形的反射强度与发射强度之间的关系(例如,总和、差异、比率等)、组织体积的声阻抗的变化和/或任何其他合适的声反射参数。

[0081] 2D声反射图像的堆叠可以来源于组织的声阻抗的变化,并且可以提供组织的回声纹理数据和解剖细节。生成声反射呈现可以附加地和/或替代地包括生成三维(3D)声反射呈现,其可以是组织体积的声反射率的体积表示。反射呈现可以表征具有以下一种或多种的分布的组织体积:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。

[0082] 在一些实施方式中,声反射呈现可以由从换能器元件阵列接收的声反射信号的分布来生成,该换能器元件阵列发射和接收的频率大于用于从另一种声学数据类型(包括例如声速呈现或衰减呈现)生成呈现的换能器元件阵列的频率。在其他实施方式中,声反射呈现可以由从换能器元件阵列接收的声反射信号的分布来生成,所述换能器元件阵列发射和接收的频率小于用于从另一种声学数据类型(包括例如声速呈现或衰减呈现)生成呈现的换能器元件阵列的频率。低频率(约1MHz)可以提供关于镜面反射的信息(低至约1mm);然而,在较高频率(约1-5MHz)下成像可以能够更好地对提供关于散斑模式的信息的亚毫米粒度进行成像。因此,以特定频率生成特定声学呈现可能是有益的。

[0083] 在一些实施方式中,可以通过以下方法生成方法100的步骤130的第一反射图像的脉冲回波贡献,如下所述:

- [0084] a. 指定路径并读入REF图像。
- [0085] b. 从REF图像去除所有负值,使得 $R_f = \text{REF} |_{>0}$ 。
- [0086] c. 执行RF图像的方差归一化。
- [0087] d. 减轻异常值对像素强度分布的影响。
- [0088] e. 平滑图像。
- [0089] f. 计算对数。
- [0090] g. 去除异常值。
- [0091] h. 归一化图像值。
- [0092] i. 去除环形特征(换能器边缘)。

[0093] 该方法可以包括计算多个数学关系,包括但不限于例如,平均化、舍位、归一化、平滑化、计算对数、加法、减法、乘法、除法,以及本领域普通技术人员已知的任何其他简单的

数学关系。该方法可以包括平滑图像数据。可以通过一种或多种算法来平滑图像,诸如但不限于例如与另一函数(如高斯函数或洛伦兹函数)卷积、邻近平均化、傅里叶滤波以及适合于平滑组织体积的图像的任何其他算法。

[0094] 尽管上文根据一些实施方式示出了用于处理第一反射图像的方法,但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外,可以删除或重复上文所示的一个或多个步骤,可以添加另外的步骤,并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0095] 在方法100的步骤140处,可以从多个声信号生成表征声速的声速呈现。声速呈现可以包括跨组织体积的区域的声速值的分布。可以使用步骤110的超声断层成像扫描仪200所包括或耦合的处理器210来执行步骤140。附加地或替代地,可以在任何合适的处理器上执行步骤140。步骤140可以基于来自步骤110和120的一组声信号生成声速呈现。附加地或替代地,可以基于来自任何合适数据的一组声信号生成声速呈现。除了来自组织体积的反向散射信号之外,还可以基于穿过组织体积的声音传输信号的处理来生成声速图。声速图可以表征组织体积的复值超声阻抗的一部分、波形通过组织体积的行进速率、随着传输与检测之间的时间通过组织体积的行进距离的比率,或者任何其他合适的声速参数。

[0096] 2D声学声速图像的堆叠可以来源于组织的复值阻抗,并且可以提供组织的解剖细节,其中阻抗包括对应于相速度的实部,以及对应于声音衰减的虚部。生成声学声速呈现可以附加地和/或替代地包括生成三维(3D)声学声速呈现,其可以是组织体积的声学声速的体积表示。声速呈现可以表征具有以下一种或多种的分布的组织体积:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。

[0097] 附加地或替代地,可以从波形声速方法生成声速呈现。这样的方法可以包括基于时距断层成像算法生成初始声速呈现。附加地或替代地,可以迭代地优化初始声速呈现,直至可以针对多个声音频率分量中的每一个将射线伪像减小到预定阈值。这样的方法可以包括美国申请号14/817,470中描述的方法,其通过引用以其全文并入本文。

[0098] 在方法100的步骤150处,可以从声速呈现生成表征声反射的第二反射呈现,该第二反射呈现包括跨组织体积的区域的反射值的第二分布。可以使用步骤110的超声断层成像扫描仪200所包括或耦合的处理器210来执行步骤150。附加地或替代地,可以在任何合适的处理器上执行步骤150。步骤150可以基于来自步骤110和120的一组声信号生成声速呈现。在步骤150处,可以使用涉及相对于声速像素或体素的位置的梯度的关系从声速呈现计算第二声反射呈现。声反射信号的分布可以表征声波波形的反射强度与发射强度之间的关系(例如,总和、差异、比率等)、组织体积的声阻抗的变化和/或任何其他合适的声反射参数。

[0099] 2D声反射图像的堆叠可以来源于组织的声阻抗的变化,并且可以提供组织的回声纹理数据和解剖细节。生成声反射呈现可以附加地和/或替代地包括生成三维(3D)声反射呈现,其可以是组织体积的声反射率的体积表示。反射呈现可以表征具有以下一种或多种的分布的组织体积:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。

[0100] 声阻抗(z)可以定义为 $z = \rho c$,其中 ρ 是密度, c 是声速。当声阻抗中存在空间梯度

(例如,变化)时发生反射。这样的梯度可以在数学上定义为声阻抗 z 相对于位置 $r=r(x,y)$ 的变化率:

$$[0101] \quad \frac{\partial z}{\partial r} = \frac{\partial \rho}{\partial r} c + \frac{\partial c}{\partial r} \rho$$

[0102] 密度以及声速的变化有助于梯度;然而,波形算法不能独立于声速来求解密度。波形算法进行了简化假设,即 ρ =常数。与该假设一致,对反射成像的波形贡献可定义为:

$$[0103] \quad R_w = \frac{\partial z}{\partial r} = \frac{\partial c}{\partial r} \rho = \text{常数} \cdot \frac{\partial c}{\partial r}$$

[0104] 因此, R_w 假定为与声速图像的梯度成线性比例。该贡献提供边缘定义和纹理对比度。替代地,波形算法可以求解 ρ 和 c 两者,以便可以计算梯度的完整形式。

[0105] 在一些实施方式中,声反射呈现可以由从换能器元件阵列接收的声学声速信号的分布来生成,该换能器元件阵列发射和接收的频率大于用于从另一种声学数据类型(包括例如第一反射速度呈现或衰减呈现)生成呈现的换能器元件阵列的频率。在其他实施方式中,声反射呈现可以由从换能器元件阵列接收的声反射信号的分布来生成,该换能器元件阵列发射和接收的频率小于用于从另一种声学数据类型(包括例如声速呈现或衰减呈现)生成呈现的换能器元件阵列的频率。低频率(约1MHz)可以提供关于镜面反射的信息(低至约1mm);然而,在较高频率(约1-5MHz)下成像可以能够更好地提供关于散斑模式的信息的亚毫米粒度进行成像。因此,以特定频率生成特定声学呈现可能是有益的。

[0106] 在一些实施方式中,可以通过以下方法生成第二反射图像,如下所述:

[0107] a. 读入波形声速图像并使其与第一反射图像大小相同

[0108] b. 定义不包括环的区域并计算梯度, $R_w = |\bar{\nabla}c|$

[0109] c. 消除异常值。

[0110] d. 平滑图像。

[0111] e. 计算对数。

[0112] f. 归一化图像值。

[0113] 该方法提供梯度的计算。梯度可以包括一个或多个算法,诸如可以用于在图像中“寻找边缘”的图像处理算法。这样的边缘寻找算法可以包括但不限于Sobel-Feldman算子、Scharr算子、Prewitt算子和Roberts Cross算子,以及用于在图像中寻找边缘的任何其他合适的方法。在一些实施方式中,可以使用Sobel-Feldman边缘检测器来计算梯度,从而突出显示所选定图像中强度的急剧变化。可以使用多个卷积核来生成垂直导数和水平导数。可以通过将水平导数和垂直导数组合来产生最终图像。

[0114] 该方法提供了多个数学关系的计算,包括但不限于例如,平均化、舍位、归一化、平滑化、计算对数、加法、减法、乘法、除法,以及本领域普通技术人员已知的任何其他简单的数学关系。该方法提供平滑图像数据。可以通过一种或多种算法来平滑图像,诸如但不限于例如与另一函数(如高斯函数或洛伦兹函数)卷积、邻近平均化、傅里叶滤波以及适合于平滑组织体积的图像的任何其他算法。

[0115] 尽管上文根据一些实施方式示出了用于处理波形声速图像的方法,但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外,可以删除或重复上文所示的一个或多个步骤,

可以添加另外的步骤，并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0116] 方法100的步骤130和步骤150的反射呈现可以各自由从换能器接收的声学数据生成，该换能器发射、检测不同频率和/或可以对不同频率敏感。步骤130的第一反射呈现可以由从较高频率(例如，射频)敏感型换能器接收的声学数据生成。较高频率的换能器可以增加声学数据的分辨率，允许分辨较小(例如，小于1mm)的特征；然而，较高频率声音的传输可能随着频率的升高而降低。步骤150的第二反射呈现可以由从较低频率的换能器接收的声学数据生成。较低的频率可以允许更大的超声穿透，增加组织体积的较低声速区域与较高声速区域之间的对比度。来自较低频率的换能器的第二反射呈现还可以在高反射率区域与低反射率的区域之间显示出较大的对比度。

[0117] 在方法100的步骤160处，可以基于第一反射呈现和第二反射呈现来呈现一个或多个组合图像，从而生成组织体积的增强图像。这两个图像可以通过这样的关系组合，该关系包括：逐个元素平均或加权平均、逐个元素求和或加权求和、逐个元素乘积或加权乘积、两个图像的卷积，或者足以呈现组合图像的任何其他数学关系。该关系可以另外包括其他步骤，包括例如平均化、舍位、重归一化、平滑化(诸如通过与另一个函数的卷积、邻近平均化、傅立叶滤波等)、加法、减法、乘法、除法或适合呈现组合图像的任何其他适当数学关系。

[0118] 在一些实施方式中，第一和第二反射呈现 R_f 和 R_w 可以通过以下方法组合，如下所述：

[0119] a. 减小 R_w 的权重

[0120] b. 增加这两个分量。

[0121] 尽管上文根据一些实施方式示出了用于组合两个反射图像的方法，但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外，可以删除或重复上文所示的一个或多个步骤，可以添加另外的步骤，并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0122] 图4示出了根据实施方式，在生成增强图像的方法100中的各个步骤处，包括癌性病变的相同患者乳房的若干声学数据类型中的每一种的若干三维呈现的示例性冠状片段。片段430示出了示例性RF反射图像，并且片段432示出了片段430中的组织体积中的病变的放大图像。方法100的步骤130可以包括将这样的RF反射图像生成为430或432。片段440示出了从上文并入的参考文献所描述的方法生成的示例性波形声速图像。方法100的步骤140可以包括将这样的波形声速图像生成为440。片段450示出了示例性的第二反射呈现，并且片段452示出了片段450中的组织体积中的病变的放大图像。方法100的步骤150可以包括将这样的第二反射呈现生成为450或452。片段460示出了示例性增强反射图像，并且片段462示出了片段460中的组织体积中的病变的放大图像。方法100的步骤160可以包括将这样的增强反射图像生成为460或462。

[0123] 放大图像432、452和462可以分别对应于方法100的步骤130、150和160处的图像。图像432、452和462示出了对病变周围的毛刺的对比度、分辨率和醒目性的改善增加。

[0124] 例如，分辨率的增强可以包括图像分辨率的增加，从大于约1mm、大于约2mm、大于约3mm、大于约4mm、大于约5mm、大于约6mm、大于约7mm、大于约8mm、大于约9mm或大于约10mm的初始分辨率；到小于约1.0mm、小于约0.9mm、小于约0.8mm、小于约0.7mm、小于约0.6mm、小于约0.5mm、小于约0.4mm、小于约0.3mm、小于约0.2mm或小于约0.1mm的增强分辨率。例如，对比度的增强可以包括将图像的对比度增加至少约2倍、至少约3倍、至少约4倍、至少约5

倍、至少约6倍、至少约7倍、至少约8倍、至少约9倍或至少约10倍。例如,增强可包括组织体积中病变的醒目性增加至少约2倍、至少约3倍、至少约4倍、至少约5倍、至少约6倍、至少约7倍、至少约8倍、至少约9倍或至少约10倍。例如,增强可包括组织体积中病变表征的特异性的增加,使得该特异性为至少约75%、至少约80%、至少约85%、至少约90%或至少约95%。在一些实施方式中,组织包括乳房组织。

[0125] 由于癌性病变可能显示更频繁的毛刺,因此组合图像462可以改善癌性肿块与纤维腺瘤或其他良性肿块的分类。组合的反射图像可以改善病变周围的边界的醒目性。例如,增强可包括组织体积中病变的醒目性增加至少约2倍、至少约3倍、至少约4倍、至少约5倍、至少约6倍、至少约7倍、至少约8倍、至少约9倍或至少约10倍。由于癌性病变可能显示不规则的边界,因此组合的图像可以改善癌性肿块与纤维腺瘤的分类,后者可以具有更平滑和更规则的边界。如图4所示,随着方法的进行,反射图像显示增加的对比度和分辨率。另外,图4中癌性病变的边缘和乳房体积中的毛刺变得明显更加醒目。

[0126] 在其他实施方式中,生成组织体积的增强图像的方法可以附加地包括针对来自脂肪组织的贡献校正增强的反射图像。用于产生脂肪组织的反射图像的一些频率可能是相对无回声的。对于评审放射科医师而言,这可能不太理想,因为脂肪组织可能在醒目性方面与病变竞争。在一些实施方式中,该方法提供了将脂肪区域的亮度人工增大至与乳房中的其他高回声结构相当的水平的方法。在一些实施方式中,该方法依赖于从声速图像获得的乳房中脂肪分布的独立知识。使用数值阈值化脂肪可以通过其低声速与乳房的其他组织成分区分开。阈值化方法可以使脂肪组织与更致密的组织具有大致相同的回声性,使得图像堆叠中仅病变保持低回声。

[0127] 图5示出了根据实施方式,来自图4的相同患者乳房的示例性冠状片段,其另外包括脂肪校正后的增强图像。片段430示出了示例性RF反射图像,并且片段432示出了片段430中的组织体积中的病变的放大图像。片段460示出了示例性增强反射图像,并且片段462示出了片段460中的组织体积中的病变的放大图像。片段570示出了脂肪校正后的示例性增强反射图像,并且片段572示出了片段570中的组织体积中的病变的放大图像。

[0128] 在一些实施方式中,可以通过以下方法实现针对来自脂肪的贡献校正增强的反射图像,如下所述:

- [0129] a. 读入波形声速图像
- [0130] b. 定义脂肪声速的阈值和致密组织的阈值
- [0131] c. 相对于脂肪声速的阈值进行归一化
- [0132] d. 定义变换,该变换对于低于阈值的c值产生较大系数,并且对于高于阈值的c值保持一致
- [0133] e. 读入增强的反射图像
- [0134] f. 将变换应用于该增强的反射图像。

[0135] 在一些实施方式中,定义变换的数学运算可以具有高斯函数的一般形式,诸如由下式给出的函数:

$$[0136] R_{corr} = R_{wafer} \cdot \left[1 + e^{-\frac{(c-c_f)^2}{\sigma^2}} \right]$$

[0137] 其中 c =来自声速图像的声速, c_f 是脂肪的声速。因此, R_{wafer} 图像中的每个像素可以被一个值进行修改, 该值取决于相应的 c 可能与脂肪的 c 的差距。因此, 对于 $c=c_f$ 的值, R_{wafer} 可以乘以2, 而对于 c 的远处值($c \gg c_f$), 倍率可以下降到1(例如, 不对像素值进行修改)。比例常数 σ 可以控制最终 R_{corr} 图像中脂肪相对于更致密组织的对比度。

[0138] 在其他实施方式中, 定义变换的数学运算可以具有阶梯函数的形式。在其他实施方式中, 数学运算可以包括可以表示单个随机变量的概率分布的任何类型的函数, 诸如但不限于, 例如洛伦兹分布; Voigt分布; 逻辑斯蒂分布; 拉普拉斯分布; 兰道分布; 学生t分布; 误差函数; 狄拉克 δ 函数; 以及韦布尔分布。

[0139] 尽管上文根据一些实施方式示出了用于处理波形声速图像的方法, 但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外, 可以删除或重复上文所示的一个或多个步骤, 可以添加另外的步骤, 并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0140] 在其他实施方式中, 生成组织体积的增强图像的方法可以附加地包括基于所述一个或多个组合图像将组织体积中的不同类型的病变分类为癌性肿瘤、纤维腺瘤、囊肿、非特异性良性团块和不可识别团块中的至少一种。分类方法可以包括基于本文所述的兴趣区域内部和外部的多个预后参数来表征乳房组织体积的方法, 该方法可以将病变表征的特异性提高至多10%, 例如, 在以下值的任何两个之间限定的范围内: 约0.1%、约1%、约5%和约10%。附加地或替代地, 可以根据现有的分类方法, 诸如乳房成像报告和数据系统(BI-RADS), 基于熟练用户的定性观察来执行病变的分类。附加地或替代地, 可以使用反射图像基于任何公认的分类方法来执行病变的分类。

[0141] 图6A示出了根据实施方式, 来自不同类型的声学呈现的包含癌性病变和恶性结节的相同患者乳房的示例性冠状片段。图6A示出了本文所述的生成增强的反射图像的方法可以如何有助于病变的分类。片段610是“弯曲射线”声速图像; 片段620是“波形”声速图像; 片段630是“B模式”反射图像; 并且片段640是基于本文公开的方法的增强反射图像。图6B分别示出了根据实施方式的620、620和640中的声学呈现的放大图像622、632和642。图像610和620突出显示了在基于波形的声速图像(如图像620)相对于飞行时间声速图像(如图像610)的分辨率改善。在放大的图像中, 增强的反射图像642相对于“B模式”反射图像显示出癌症(CA)和恶性淋巴结周围的更醒目的边缘、癌症周围更醒目的毛刺以及增加的图像对比度。

[0142] 边缘边界选择

[0143] 本公开内容的实施方式提供了用于表征患者的乳房组织体积的方法。该方法可以由包括一个或多个处理器以及包括指令的计算机可读介质的计算机实现。图7示出了根据一些实施方式的用于表征患者的乳房组织体积的示例性方法700。方法700可以包括朝向组织体积发射多个声波波形, 以及利用换能器从组织体积检测多个声信号, 其中换能器可以包括被配置成围绕组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列710。方法700还可以包括从换能器接收来源于通过组织体积传输的声波波形的多个声信号720。方法700还可以包括从多个声信号生成表征组织体积内的声音传播的三维声学呈现730。方法700还可以包括从用户接收对应于用户选择的兴趣区域的输入740。方法700还可以包括从声学呈现生成对应于用户选择的兴趣区域内部的声音传播的第一多个预后参数750。方法700还可以包括从声学呈现生成对应于用户选择的兴趣区域外部的声音传播的第二多个预后参数760。方法700还可以包括使用第一多个内部预后参数和第二多个外部预后参数表征组织体积内

的病变770。

[0144] 在一些实施方式中,方法700可以用于根据增强视野内的目标物体的超声图像呈现来表征组织体积(例如,整个乳房、另一个器官)。附加地或替代地,组织体积可以包括以下一种或多种的分布:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。方法700可以用于表征人乳房的组织,但是可以附加地或替代地用于表征人或其他动物的手臂、腿、其他附器和/或任何合适的组织体积的组织。相对于当前的超声方法和系统,方法700可以将肿块类型的表征的特异性提高至多10%,例如,在以下值的任何两个之间限定的范围内:约0.1%、约1%、约5%和约10%。此类肿块可以包括但不限于:癌性肿瘤、纤维腺瘤、囊肿、非特异性良性肿块和不可识别肿块。然而,方法700可以用于以任何其他合适的方式实现组织体积的诊断、监测和/或表征。

[0145] 在一些实施方式中,方法700可以用于表征组织以促进癌症的诊断、评估其类型并确定其程度(例如,以确定组织中的肿块是否可以通过手术去除),或者评估癌症发展的风险(例如,测量乳房组织密度)。在又一个实施方式中,方法700可以用于表征和/或研究组织的特定方面,诸如以确定组织中的肿块是否可能是肿瘤、囊肿、纤维腺瘤或其他类型的肿块。方法700可以用于任何合适的应用,以对组织体积或其他合适的物体进行成像。方法700可以至少部分地通过以下名为“超声断层成像系统”的小节中描述的系统200的实施方式、变化和/或示例来实现;然而,方法700可以附加地或替代地使用任何其他合适的系统来实现。

[0146] 尽管图7示出了根据实施方式生成组织体积的增强图像的方法,但是本领域普通技术人员将认识到许多改变和变化。此外,可以删除或重复图7中所示的一个或多个步骤,可以添加另外的步骤,并且可以以任何顺序执行这些步骤。

[0147] 在方法700的步骤710处,可以朝向组织体积发射多个声波波形,并且可以利用换能器从组织体积检测多个声信号。换能器可以包括被配置成围绕组织体积的超声发射器阵列和超声接收器阵列。在方法700的步骤720处,计算机可以从换能器接收来源于通过组织体积传输的声波波形的多个声信号。步骤710和720用于收集声学数据,在方法700的其他步骤中可以从该声学数据得到组织体积的呈现。在方法700的步骤710处,可以利用例如在名为“超声断层成像系统”的小节中描述的超声断层成像扫描仪200并且使用与所并入的参考文献中描述的方法类似的方法执行发射声波波形和检测一组声信号。然而,可以使用任何合适的超声设备或扫描仪。附加地或替代地,可以使用在名为“发射和接收声信号”的小节中描述的方法来执行步骤710和步骤720。

[0148] 在方法700的步骤730处,可以从多个声信号生成表征组织体积内的声音传播的三维声学呈现。声信号可以由计算机处理为声学数据。声学数据可以用于生成对应于针对每个测量的声学机械参数的组织体积的一系列“片段”的2D图像的一个或多个“堆叠”。每个2D图像数据堆叠可以包括与组织的特定参数或性质相关联的声学数据,例如,任何类型的声学数据,诸如声反射、声学声速和声衰减。处理器210可以附加地或替代地基于二维图像的堆叠生成三维体积呈现,和/或直接基于所接收的声学数据生成三维体积呈现。组织体积的任何部分的图像表示可以描绘组织体积的任何一个或多个声学机械性质。例如,图像表示可以描绘声衰减、声反射、声速和/或组织的任何合适的性质。

[0149] 附加地或替代地,可以使用用于生成本文所述的组织体积的增强图像的方法100来执行步骤730。附加地或替代地,可以使用在名为“声学数据的处理”的小节中描述的方法以及在本文并入的参考文献中的方法来执行步骤730。这样的方法可以包括生成波形声速呈现以及生成第一反射呈现。

[0150] 在一个实施方式中,片段可以对应于以前后方式扫描的组织体积的区域(例如,呈冠状片段);然而,片段可以对应于任何其他方向(例如,相对于前-后方向的任何角度、在下-上方向上、相对于下-上方向的任何角度、在内侧-外侧方向上、相对于内侧-外侧方向的任何角度,等等)上的片段。声学片段内的每个声学数据点可以与网格上的特定值相关联,该特定值包括沿着片段化轴的位置,使得片段和数据可以相对于彼此进行排序以将组织体积成像。

[0151] 附加地或替代地,生成一组2D声衰减图像可以来源于组织的声阻抗的虚部,并且可以产生组织的解剖细节。生成声衰减呈现可以附加地和/或替代地包括生成三维(3D)声衰减呈现,其可以是组织体积的声衰减的体积表示。衰减呈现可以表征具有以下一种或多种的分布的组织体积:脂肪组织(例如,脂肪实质、实质脂肪、皮下脂肪等)、实质组织、癌组织、异常组织(例如,纤维囊性组织、纤维腺瘤等),以及组织体积内的任何其他合适的组织类型。附加地或替代地,生成声衰减呈现可以包括本文并入的参考文献中描述的方法。

[0152] 可以整体或部分地组合或合并任何类型的声学数据的3D呈现。在一个实施方式中,合并呈现可以包括组合至少两种类型的图像数据的3D呈现。在另一个实施方式中,合并呈现可包括组合来自至少两种类型的图像数据的2D图像组的至少一部分。可以使用任何合适的公式或算法将各种呈现合并或融合成单个呈现。

[0153] 在方法700的步骤740处,可以从用户接收对应于用户选择的兴趣区域的输入。可以由用户基于包括声衰减、声学声速和声反射在内的任何形式的声学数据的3D呈现(另外包括组合或合并的呈现)来识别兴趣区域(ROI)。ROI可以对应于例如乳房组织内的肿块。肿块可以是例如癌性肿块、良性纤维腺瘤、囊肿、另一种良性发现、不可识别肿块(例如,可能没有发现),或任何合适的表征或分类。在一个实施方式中,ROI可以由用户选择,例如,通过“徒手”追踪ROI或绘制简单形状,如圆形或椭圆形。

[0154] 附加地或替代地,可以通过计算机实现的算法来辅助或优化ROI的选择,其中计算机包括具有用于实现算法的指令的处理器。处理器可以基于任何声学数据类型和/或包括数据类型组合的多种数据类型的阈值来辅助或优化ROI的选择。处理器可以基于已知的形态来辅助或优化ROI的选择,诸如通过使用图像识别算法。

[0155] ROI可以包括ROI与周围组织之间的边缘边界。图8A示出了根据实施方式的示例性ROI,其包括用户选择的和/或计算机选择的各种边缘边界,并且另外包括变化的边界形态。边缘边界可在分析开始时完整识别;然而,附加地或替代地,边缘边界在分析开始时可能是不完整的并且由计算机程序优化。在图8A中,左侧三个边缘边界在分析开始时显示不同程度的完整性。边缘边界810的完整性大于三分之二;边际边界820的完整性为三分之一到三分之二;边缘边界830的完整性小于1/3。

[0156] 边缘边界还可以包括可以在分类器模型中使用的形态学。这样的形态学可以包括,例如,具有光滑边缘的那些、具有不规则和/或粗糙边缘的那些(例如具有一个或多个细长要素的那些或可以推测的那些)、可以主要是圆形或椭圆形的那些,或者组织中的病变可

以合理采取的任何其他形状。边缘边界840和850是完整的并且显示出边缘边界的示例性形态学。边缘边界840显示不规则边缘边界。边缘边界850显示出重要的推测,诸如可能指示癌性病变。

[0157] 从具有识别的边缘边界的选定ROI可以识别感兴趣的一个或多个内部和外部区域。感兴趣的内部区域可以包括从边缘边界开始并且在ROI内部进一步延续的一个或多个层。感兴趣的外部区域可以包括从边缘边界开始并且在ROI外部进一步延续的一个或多个层。ROI的内部层和外部层可各自包括分类为“近”和“远”的层。“近”层可以被分类为接近边界。“远”层可以被分类为远离边界。例如,感兴趣区域的内部层可包括接近边界和远离边界的层。例如,感兴趣区域的外部层可包括接近边界和远离边界的层。

[0158] 图8B示出了根据实施方式的示例性椭圆形ROI 860,其具有边缘边界以及内部和外部层。边缘边界可以由用户选择,并且附加地或替代地由用户选择并且借助于计算机实现的算法进行优化。图8B中的示例性ROI是椭圆形的;然而,ROI可以具有病变可以采取的任何形态学,其中一些参考图8A列出。附加地或替代地,图8B中的ROI可以对应于由用户选择的初始ROI,其将由计算机程序优化或辅助。ROI 860具有灰色的内部和白色的外部870。ROI的外部可以比图8B中围绕ROI绘制的线延伸得更远。

[0159] 在一些实施方式中,ROI 860的内部可以被分割成多层,以灰色区域内绘制的实线显示。图8B示出了已被分割成10层的感兴趣区域的内部;然而,ROI的内部可以分割成任何数目的层。这些层可以均匀地间隔开,或者可以从内部到外部变得更小或更大。附加地或替代地,ROI 860的外部可以被分割成剥成,以ROI 860外部绘制的实线显示。图8B示出了已被分割成10层的感兴趣区域的外部;然而,ROI的外部可以分割成任何数目的层。这些层可以均匀地间隔开,或者可以从内部到外部变得更小或更大。ROI可以在ROI定型之前或之后被分割成多个层。

[0160] 附加地或替代地,感兴趣区域内部或外部的一组层可以被分类为“近”或“远”。图8B中的外部区域870具有被分类为“近”的五个层872和被分类为“远”的五个层874。被分类为近或远的层的数目可以包括感兴趣区域内部或外部的层的任何子集。附加地或替代地,这些层可以均匀地或者不均匀地分成近或远。附加地或替代地,分类成近和远的层可以重叠,使得单个层可以落入近分类和远分类两者中。这些层可以在ROI定型之前或之后被分类为近或远。

[0161] 预后参数

[0162] 可以使用基于一组预后参数的分类器模型来表征所选择的ROI。一组预后参数可以包括对应于组织体积中的声音传播的一种或多种类型的声学数据。这样的类型的声学数据包括但不限于,例如:定量声学数据(例如,声学声速、声衰减和声反射)、定量形态学数据(例如,ROI的面积、直径、椭圆度等)和定性形态学数据(例如,用户评估的参数)。附加地或替代地,分类器模型可以使用任何预后参数的阈值和/或预后参数的倍数。预后参数的阈值可以选自病变类型固有的已知值。可以由用户选择预后参数的阈值。可以基于计算机实现的算法来选择预后参数的阈值。可以通过这样的算法优化选定的阈值和/或阈值组合,以便改善病变的表征。

[0163] 在方法700的步骤750处,从声学呈现生成对应于用户选择的感兴趣区域内部的声音传播的第一多个预后参数。在方法700的步骤760处,可以从声学呈现生成对应于用户选

择的兴趣区域外部的声音传播的第二多个预后参数。每个层、层的子集、层的分类和/或ROI可以具有一个或多个相关的定量预后参数。定量预后参数可以包括例如任何声学数据类型的均值、中值、众数、标准偏差及其体积平均值。可以从数据类型的组合计算定量预后参数。例如，定量预后参数可以包括ROI内部区域与ROI外部区域之间的预后参数的差异。在另一个示例中，定量预后参数可以包括感兴趣区域、层、层分类等之间的差异。定量预后参数可以包括预后参数与例如另一预后参数、已知生物性质等的比率。附加地或替代地，可以通过空间分布对定量预后参数进行加权。附加地或替代地，定量预后参数可以声学数据类型在例如感兴趣区域、单层、多个层、层分类等上的体积平均值进行计算。

[0164] 每个层、层分类和/或ROI可以具有一个或多个相关的定性预后参数。可以组合使用一个或多个定性预后参数以生成其他定性预后参数。定性预后参数可以包括形态学呈现的形状、清晰度、结构和/或其他特征中的一个或组合。定性预后参数可以表征生物力学性质呈现的任何合适的方面。定性预后参数可以由用户或计算机转换成半定量预后参数，诸如对于声反射呈现中的感兴趣区域，模糊边缘是“1”，清晰边缘是“2”。作为另一个示例，定性预后参数可以由用户或计算机转换成半定量参数，诸如整数量表（例如，1到5）上的值，该量表对定性方面所表达的程度进行分类。例如，声反射呈现中感兴趣区域的边缘清晰度可以用反射指数分类为“1”（如果其非常清晰）、“3”（如果其中等模糊）或“5”（如果其非常模糊）。

[0165] 可以组合定性、定量和半定量预后参数以生成其他扩展的预后参数。这些扩展的预后参数可以包括现有的乳房成像报告和数据系统（BI-RADS），其中病变按照从1到5的整数量表进行表征，但也可以包括包含声学数据的其他扩展的预后参数。本文公开的预后参数可以是时间依赖性的。一个或多个预后参数的时间依赖性可以包括预后参数。尽管可以确定全部这些定量和定性预后参数，但是也可以仅确定这些参数的一部分。

[0166] 表1示出了用于通过感兴趣区域和感兴趣区域的分类来组织预后参数的示例性字段，包括组织体积上特定声学数据类型A、B和C的均值（例如，体积平均值）和标准偏差（例如，体积标准偏差）的字段。该表还包括与有关感兴趣区域的层分类之间的差异相关联的预后参数。

区域	A	B	C
肿瘤 (T)	均值		
	标准偏差		
肿瘤周围 (P)	均值		
	标准偏差		
近肿瘤周围 (nP)	均值		
	标准偏差		
[0167] 远肿瘤周围(dP)	均值		
	标准偏差		
相对肿瘤周围 (T-P)	均值		
	标准偏差		
相对近肿瘤周围 (T-nP)	均值		
	标准偏差		
相对远肿瘤周围(T-dP)	均值		
	标准偏差		

[0168] 区域“肿瘤”表征与感兴趣区域内部的声学数据相关联的一组预后参数。区域“肿瘤周围”表征与感兴趣区域外部的声学数据相关联的一组预后参数。区域“近肿瘤周围”表征与层的分类相关联的一组预后参数,该层可以接近感兴趣区域的边缘边界并且可以在感兴趣区域的外部。区域“远肿瘤周围”表征与层的分类相关联的一组预后参数,该层可以远离感兴趣区域的边缘边界并且可以在感兴趣区域的外部。区域“相对肿瘤周围”表征与一组内部预后参数减去一组外部预后参数的差值相关联的一组预后参数。区域“相对近肿瘤周围”表征与一组内部预后参数减去一组外部预后参数的差值相关联的一组预后参数,该预后参数可以与层的分类相关联,该层可以接近感兴趣区域的边缘边界并且可以在感兴趣区域的外部。区域“相对远肿瘤周围”表征与一组内部预后参数减去一组外部预后参数的差值相关联的一组预后参数,该预后参数可以与层的分类相关联,该层可以远离感兴趣区域的边缘边界并且可以在感兴趣区域的外部。

[0169] 表1还示出了用于通过各种声学数据类型来组织预后参数的示例性字段。在一些实施方式中,个体的预后参数可以对应于诸如由区域、层或层分类限定的体积上的统计学度量,诸如均值或标准偏差。此类数据类型可以包括但不限于例如边缘边界得分、平均增强反射 (ErfMean)、ROI 内部和外部的增强反射的相对均值 (ErfRelDist)、增强反射的标准偏差 (Erf_SD)、平均声速 (SSMean)、ROI 内部和外部的相对平均声速 (SSRelDist)、声速的标准偏差 (SS_SD)、平均衰减 (AtMean)、衰减的标准偏差 (At_SD)、对边缘边界得分进行了校正的衰减均值 (Corr_At_Mean) 以及对边缘边界得分进行了校正的衰减标准偏差 (Corr_At_SD)。

[0170] 分类器模型

[0171] 在方法700的步骤770处,可以使用第一多个内部预后参数和第二多个外部预后参数表征组织体积内的病变。预后参数可以在分类器模型内使用,以便对感兴趣区域进行分类、预测或以其他方式表征。该分析可以预测感兴趣区域是否可能是癌性肿块、良性纤维腺瘤、囊肿、另一种良性发现、不可识别肿块(例如,可能没有发现),或任何合适的表征或分类。然而,该分析可以附加地和/或替代地监测一个或多个预后参数随时间的趋势,或者用于任何合适的应用。分析预后参数的步骤可以包括分析多个预后参数,该分析可以是定量的、半定量的、定性的和/或扩展的。

[0172] 图9A示出了根据实施方式的示例性分类器模型910,其包括单个预后参数的阈值。在一些实施方式中,预后参数 P_1 可以是扩展的预后参数,其包括根据整数量表对感兴趣区域的边缘边界的用户选择的分类。在一些实施方式中,分类器模型910可以完全基于与组织体积中的声音传播相关联的定性或定量预后参数。在其他实施方式中,分类器模型910可以与另一分类器模型诸如920或930结合使用,使得一个分类器模型的输出可以用作另一个分类器模型的输入中的预后参数。

[0173] 在一些实施方式中,用户选择的分类可以由熟练的操作员(诸如医学专业人员)执行,并且在其他实施方式中,用户选择的分类可以由计算机实现的方法或算法辅助。在一些实施方式中,可以结合波形声速呈现的观察来执行分类;然而,可以使用任何声学数据类型(诸如声学声速、声衰减、声反射)的图像或呈现,以及由声速、声衰减和声反射生成的增强图像来执行分类。

[0174] 在一些实施方式中,可以从现有分类方法如BI-RADS标准来评估用户选择的分类,该标准可以主要用于评估肿瘤形状、边缘和与相邻组织的相互作用。此类标准如BI-RADS中的“遮蔽”或“通过传输增强”可能不适用于本文所述的超声断层成像方法;然而,其他标准可以使用超声断层成像更灵敏地检测,如良性肿块囊状物的镜面反射,或者许多癌症的毛刺和/或结构变形。在其他实施方式中,可以实现经适应的用户选择的分类系统,其已经针对超声断层摄影成像进行了优化。这样的方法可以基于5点量表(边缘边界得分),该量表结合了针对肿瘤边缘的US-BI-RADS标准以及肿瘤周围组织相互作用。

[0175] 分类器模型910的示例性使用包括操作者评估的得分在值a处的阈值,使得如果 $P_1 \geq a$,则肿块可以被诊断为癌性。例如,实施例1包括临床数据,该临床数据包括使用从针对预后参数 P_1 和阈值3的波形声速图像评估的边缘边界评分的诊断结果。

[0176] 分类器模型910的另一示例性使用包括操作者评估的得分在值a处的阈值,使得如果 $P_1 > a$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型910的另一示例性使用包括操作者评估的得分在值a处的阈值,使得如果 $P_1 \leq a$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型910的另一示例性使用包括操作者评估的得分在值a处的阈值,使得如果 $P_1 < a$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型910的另一示例性使用包括评估值a的函数以及基于值a的评估函数来将肿块诊断为癌性。

[0177] 图9B示出了根据实施方式的示例性分类器模型920,其包括内部预后参数和外部预后参数的阈值。在一些实施方式中,分类器模型920可以完全基于与组织体积中的声音传播相关联的定量预后参数。在其他实施方式中,分类器模型920可以基于定量、半定量和/或扩展预后参数(例如,边缘边界得分)的组合。在其他实施方式中,分类器模型920可以与另一分类器模型如910或930结合使用,使得一个分类器模型的输出可以用作另一个分类器模

型的输入中的预后参数。

[0178] 分类器模型920的示例性使用包括值b处的内部预后参数 P_2 和值c处的外部预后参数 P_3 的阈值,使得如果 $P_2 \geq b$ 且 $P_3 \leq c$,则肿块可以被诊断为癌性。例如,实施例1包括临床数据,该数据包括使用阈值为0.0347的预后参数 P_2 的声衰减的体积标准偏差以及使用阈值为1.51的预后参数 P_3 的兴趣区域外部(例如,在肿瘤周围区域中)的声速的体积平均值的诊断结果。

[0179] 分类器模型920的另一示例性使用包括值b处的内部预后参数 P_2 和值c处的外部预后参数 P_3 的阈值,使得如果 $P_2 > b$ 且 $P_3 > c$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型920的另一示例性使用包括值b处的内部预后参数 P_2 和值c处的外部预后参数 P_3 的阈值,使得如果 $P_2 \leq b$ 且 $P_3 \leq c$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型920的另一示例性使用包括值b处的内部预后参数 P_2 和值c处的外部预后参数 P_3 的阈值,使得如果 $P_2 < b$ 且 $P_3 < c$,则肿块可以被诊断为癌性。分类器模型920的另一示例性使用包括评估两个或更多个变量(b,c,...)的函数或分段函数,以及基于所评估的两个或更多个变量的函数将肿块诊断为癌性。例如,实施例1包括用于基于两个变量的函数进行诊断的临床数据,这两个变量为衰减的体积标准偏差和肿瘤区域中声速的体积标准偏差。

[0180] 图9C示出了根据实施方式的示例性分类器模型930,其包括用于评估肿块的混合定性和定量度量。在一些实施方式中,分类器模型930可以完全基于与组织体积中的声音传播相关联的定量预后参数。在其他实施方式中,分类器模型920可以基于定量、半定量和/或扩展的预后参数(例如,边缘边界得分)的组合。在其他实施方式中,分类器模型930可以与另一分类器模型如910或920结合使用,使得一个分类器模型的输出可以用作另一个分类器模型的输入中的预后参数。

[0181] 分类器模型930的示例性使用包括:操作者评估的得分 P_1 ,其在a和d处具有两个阈值;值e处的内部预后参数 P_2 ;以及根据内部和外部预后参数的差异计算的值f处的相对预后参数 P_4 。如果操作者评估的得分 P_1 大于或等于a,则肿块可以表征为癌性。如果感兴趣区域的操作者评估的得分大于d且小于a,则可以在评估中进一步包括相对预后参数 P_4 。如果 P_4 的值大于f,则病变可以表征为癌性。如果操作者评估的得分 P_1 小于或等于d,则可以在模型中进一步包括内部预后参数 P_2 。如果 P_2 的值大于或等于a,则病变可以分类为癌性。

[0182] 在上述分类器930的使用中, P_1 可以是边缘边界得分,其阈值为2和4。如果 P_1 的值为3,则 P_4 可以是对应于肿瘤中的体积平均增强反射比减去远肿瘤周围区域中的体积平均增强反射比的预后参数。如果差值 ≥ -34.6 ,可以将肿块评估为癌性。如果 P_1 是1或2,则 P_3 可以是感兴趣区域中的校正声衰减的体积标准偏差。如果标准偏差 ≥ 0.15 ,可以将癌症诊断为癌性。虽然分类器模型910、920和930在模型之间共享预后参数,但是所示的共享预后参数是一个可能实施方式的示例,并且每个分类器模型中的示例性预后参数可以是任何声学数据类型,诸如本文公开的那些。

[0183] 示例1

[0184] 进行临床研究以开发生成组织体积的增强图像的方法以及用于表征患者的乳房组织体积的方法。结果由利用基于超声断层成像的乳房成像的临床研究来表示,该乳房成像对组织特性进行定量,同时还产生乳房解剖结构的3D图像,本文描述的方法可将其包括在内。

[0185] 根据HIPAA指南,从在IRB批准的方案中前瞻性地招募的所有患者获得知情同意书。通过针对反射、声速和衰减的断层成像算法产生冠状图像。所有图像均由在乳房成像和美国技术开发方面具有超过20年经验的经委员会认证的放射科医师进行评审。在研究的第一阶段,将UST图像与多模态成像进行比较,以确定病变和乳腺实质的外观。在研究的第二阶段,使用与磁共振(MR)乳房成像的相关比较来建立超声断层成像(UST)系统的基本操作能力,包括实质模式的识别和表征、UST的空间分辨率的确定以及可以用UST成像的乳房体积的估计。研究的第三阶段注重于病变表征。使用所有三种UST图像类型对所有识别的病变进行感兴趣区域(ROI)分析。使用ROI生成值的组合来表征研究中的所有肿块。

[0186] 研究证明了乳房组织结构相对于脂肪减影对比度增强MRI的高度相关性,以及在冠状平面中以0.7mm的分辨率扫描乳房体积的约90%的能力。扫描持续时间为约1-3分钟,未观察到明显的运动伪像。初始临床结果表明了使用边缘边界得分结合声速和衰减参数来表征病变的能力。

[0187] UST和MR成像在彼此数周内进行。UST成像利用SoftVue系统(Delphinus Medical Technologies)进行,而MR检查使用Philips Achieva 3T系统进行。所得图像序列定性和定量地评估UST的成像性能。如上所述,UST图像与MR图像的相关性最佳。进一步检查显示,在三种UST图像类型中,声速图像与MR的相关性最佳。图10A示出了代表性乳房实质的UST声速图像与MR对比度增强脂肪减影图像之间的冠状视图比较。

[0188] 实质图案非常相似,唯一主要差异与乳房形状有关。该差异可以通过以下事实来解释:SoftVue系统利用水使得浮力使乳房回缩,而在MR的情况下,重力使乳房在AP尺寸上拉长(例如,俯卧)。如上所述,UST图像与MR图像的相关性最佳。进一步检查显示,在三种UST图像类型中,声速图像与MR的相关性最佳,如图10A所示。

[0189] 使用配对t检验比较MRI乳房体积与UST乳房体积。在第一步中,将k均值分割算法应用于 T_1 乳房MR图像以自动分离出非组织背景。在第二步中,手动绘制乳房组织与胸壁之间的边界并去除胸壁,仅留下乳房组织。

[0190] 在UST图像中,使用半自动化工具在每个冠状片段中绘制围绕乳房组织的边界,并且去除边界外的所有部分(水信号)。还去除掉包含胸壁信号的任何片段。

[0191] 使用半峰全宽标准,使用薄特征的轮廓切割(profile cut)来估计每个模态的空间分辨率,如图10B中所示。空间分辨率分析的结果如下表所示。发现空间分辨率依赖于MRI的重投影类型,并且在冠状面上UST优于MRI,而在其他投影中MRI优于UST。(然而,使用各向同性体素的MR采集在冠状平面中将显示与UST相当的分辨率)。UST图像体素不是各向同性的,并且数据采集不能像MR那样容易地调整,使得在轴向和矢状面中重构的UST此时具有接近2.5mm片段厚度的分辨率。

[0192]	分辨率	UST	MRI
冠状	0.7+/-0.1mm	1.6+/-0.3mm	
轴向/矢状	2.5+/-0.5mm	0.8+/-0.1mm	

[0193] US-BI-RADS标准主要用于评估肿瘤形状、边缘和与邻近组织的相互作用。但是,诸如遮蔽或通过传输增强等标准不适用于UST的圆形几何结构。此外,以3MHz操作的UST似乎对良性肿块囊状物的镜面反射器或者许多癌症的毛刺和/或结构变形更敏感。因此,我们开发了一个5点量表(边缘边界得分),其结合了针对肿瘤边缘的US-BI-RADS标准以及肿瘤周

围组织相互作用的可能性。

[0194] 最终目标可以是生成纹理分析,该纹理分析可以较少依赖于操作者并且通过简单地要求放射科医师绘制椭圆形ROI而用作所检测的肿块的适当诊断辅助。图11示出了对于许多囊肿、纤维腺瘤和癌症所记录的声速纹理和形态学的基本差异。基于边缘边界得分的五点量表,可以使用分类器模型910来实现分类器模型,其中等于或高于阈值3的边缘边界得分可以被诊断为癌症。显示病变类型、被调查患者(包含107名良性病变患者和31名癌症患者)的区域的经评估边缘边界得分的第一个表格如下所示:

SS 边缘边界	癌症	纤维 腺瘤	囊肿	良性
1	2	32	26	2
2	1	16	11	8
3	6	5	3	3
4	19	0	0	1
5	3	0	0	0
总计	31	53	40	41

[0195] [0196] 显示诊断结果的第二个汇总表如下所示:

[0197]

灵敏度	90%	总阳性	28
特异性	88.8%	假阳性	12
PPV	70%	总阴性	95
NPV	96.9%	假阴性	3
准确性	90.3%	总计	138

[0198] 另外,质量通过(i)边缘边界得分,(ii)反射率,(iii)定量SS评估和(iv)ATT评估来表征。使用半自动感兴趣区域(ROI)工具来确定每个肿块的定量性质。在识别感兴趣的肿块之后,可以在肿块周围绘制简单的椭圆形ROI。然后ROI算法生成20个径向椭圆——肿块内部10个,外部10个。然后测量20个环中每一个的定量信息以供后续分析。使用所有三种UST图像类型对所有识别的病变进行感兴趣区域(ROI)分析。使用ROI生成值的组合来表征研究中的所有肿块。

[0199] 我们最近的数据突出了肿瘤ROI内的一阶统计(例如,标准偏差)以及与周围的肿瘤周围区域的比较的显著影响。图12A-图12C示出了总结所述一阶统计的箱形图,包括:平均增强反射(ErfMean)、ROI内部和外部的相对平均增强反射(ErfRelDist)、增强反射的标准偏差(Erf_SD)、平均声速(SSMean)、ROI内部和外部的相对平均声速(SSRelDist)、声速的标准偏差(SS_SD)、平均衰减(AtMean)、衰减的标准偏差(At_SD)以及对边缘边界得分进行了校正的衰减标准偏差(Corr_At_SD)。每个箱形图还包含汇总表,其显示各种类型的病变的统计学的相关值。箱形图基于获取107个良性病变和31个癌症的平均值。

[0200] 使用最佳方法的散点图和箱形图来图示表征潜力。图12C中的箱形图显示了当使用边界得分与标准偏差的一阶统计相结合时所实现的区分,而基于从ATT图像提取的肿瘤

ROI的一种更粗略的异质性测量具有仅略高于SS的显著性。通过简单地在肿块周围绘制椭圆形ROI并确定ROI中的标准偏差,再次获得这些ROI。

[0201] 进一步研究后,发现肿瘤周围肿块区域(由紧挨肿块边界ROI外部的环形区域限定)的SS进一步使良性肿块与癌症分离。使用分类器方法920生成以下数据。基于所有这些参数的散点图在图13A中示出。散点图分别显示了癌症、纤维腺瘤和囊肿。癌症在图的左上角紧密成组,指示高边界得分、高异质性(声音衰减的标准偏差 ≥ 0.0347)和较低的肿瘤周围声速(肿瘤周围区域中的平均声速 ≤ 1.51)。通过这些量度,囊肿与纤维腺瘤之间没有太多分离,但它们与癌症之间存在显著分离。散点图中表示的数据的ROC分析表明当灵敏度为97%时PPV为91%。显示结果的汇总表如下所示:

[0202]	灵敏度	97%	总阳性	30
	特异性	94.4%	假阳性	6
	PPV	83%	总阴性	101
	NPV	99.0%	假阴性	1
	准确性	96.8%	总计	138

[0203] 图13B示出了基于肿瘤内声速的标准偏差和肿瘤内衰减的标准偏差的散点图。使用两个预后参数的线性函数的分类器模型920的说明性示例由划过散点图的线示出。如果图13B中绘制的两个预后参数中的每一个的患者值在该线的上方和右侧,则该病变被诊断为癌性。

[0204] 这是相对于包括更多定量边缘分析的正在进行的扩展研究的数据子集。该方法还可以用作用于识别肿瘤和周围的肿瘤周围区域内的非常明显的纹理差异的教学工具。

[0205] 超声断层成像系统

[0206] 图2A-图2C分别示出了根据实施方式的示例性超声扫描仪的示意图、示例性超声扫描仪中的患者乳房的示意图和超声扫描仪的示例性超声换能器的示意图。如图2A-图2C所示,超声断层成像扫描仪200可以包括换能器220,其被配置用于接收组织体积并包括超声发射器阵列224和超声接收器阵列226。超声发射器阵列可以被配置用于朝向组织体积发射声波波形,并且超声接收器阵列226可以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。超声断层成像扫描仪200还可以包括与换能器通信的计算机210,其包括一个或多个处理器以及在其上存储有指令的非暂时性计算机可读介质,该指令在被执行时可以被配置用于执行生成组织体积的增强图像的方法、表征乳房组织体积的方法以及本文描述的实施方式和变化。超声断层成像扫描仪200还可以包括与数字处理设备210通信的显示器290,并且被配置用于呈现组织体积的增强图像。

[0207] 系统200用于呈现超声图像和/或生成变换的超声数据,该变换的超声数据可以用于生成组织体积内存在的结构的高分辨率图像。在一些实施方式中,系统200可以用于产生可以符合例如由美国食品药品监督管理局(FDA)所规定的医学成像监管标准的图像。系统200可以被配置用于实现上述方法100的实施方式、变化或示例的至少一部分;然而,系统200可以附加地或替代地被配置用于实现任何其他合适的方法。

[0208] 换能器220、计算机处理器210和显示器290可以耦合到扫描仪台205,如图2A和图2B所示,其中扫描仪台205具有提供对患者组织体积的接近的开口206。该台可以由耐用的柔性材料(例如,柔性膜、织物等)制成,可以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。台中的开口206可以允许乳房(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230中。

[0209] 图2B和图2C示出了根据实施方式的示例性超声扫描仪中的患者乳房的示意图和超声扫描仪的示例性超声换能器的示意图。如图2B和图2C所示,具有换能器元件222的环形换能器220可以位于成像箱230内并且环绕或以其他方式围绕乳房,其中每个换能器元件222可以包括与超声接收器阵列226中的一个超声接收器配对的超声发射器阵列224中的一超声发射器。将安全的非电离超声脉冲导向组织的多个超声发射器224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226可以分布在环形换能器220周围。在一个实施方式中,换能器220可以被布置成使得每个超声发射器元件可以与对应的超声接收器元件配对,每个超声发射器元件可以被两个相邻的超声发射器元件包围,每个超声接收器元件可以被两个相邻的超声接收器元件包围,并且换能器可以是轴对称的,如图2C所示。

[0210] 在扫描期间,环形换能器220可以沿着组织行进,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。该数据集可以以不连续的扫描步骤或冠状“片段”获得。换能器220可以被配置成从胸壁朝向乳头和/或从乳头朝向胸壁以一定增量逐步扫描。然而,换能器220可以附加地和/或替代地在扫描期间接收关于组织的任何合适的生物力学性质的数据,并且以任何合适的方向接收。

[0211] 在一些实施方式中,扫描仪台可以包括在本文并入的任何参考文献中描述的患者接口系统的实施方式、变化或示例。然而,系统200可以附加地或替代地包括任何其他合适的患者接口系统或与之耦合。

[0212] 数字处理设备

[0213] 在一些实施方式中,本文所述的平台、系统、介质和方法包括数字处理设备或其使用。在另外的实施方式中,数字处理设备包括执行设备的功能的一个或多个硬件中央处理单元(CPU)、通用图形处理单元(GPGPU)或现场可编程门阵列(FPGA)。在更进一步的实施方式中,数字处理设备还包括被配置用于执行可执行指令的操作系统。在一些实施方式中,数字处理设备可以任选地与计算机网络连接。在进一步的实施方式中,数字处理设备任选地与因特网连接,使得其访问万维网。在更进一步的实施方式中,数字处理设备任选地与云计算基础设施连接。在其他实施方式中,数字处理设备任选地与内联网连接。在其他实施方式中,数字处理设备任选地与数据存储设备连接。

[0214] 根据本文的描述,举非限制性示例而言,合适的数字处理设备包括服务器计算机、台式计算机、膝上型计算机、笔记本计算机、小型笔记本计算机、上网本计算机(netbook computer)、上网平板计算机(netpad computer)、机顶计算机、流媒体设备、手持计算机、因特网应用器、移动智能电话、平板计算机、个人数字助理、视频游戏控制台和载具。本领域技术人员将认识到,许多智能电话适于在本文所述的系统中使用。本领域技术人员还将认识到,选择具有任选的计算机网络连接性的电视机、视频播放器和数字音乐播放器适于在本文所述的系统中使用。合适的平板计算机包括本领域技术人员已知的具有手册、平板和可转换配置的平板计算机。

[0215] 在一些实施方式中,数字处理设备包括被配置用于执行可执行指令的操作系统。

操作系统是例如包括程序和数据的软件,其管理设备的硬件并提供用于执行应用的服务。本领域技术人员将认识到,合适的服务器操作系统举非限制性示例而言包括FreeBSD、OpenBSD、NetBSD[®]、Linux、Apple[®] Mac OS X Server[®]、Oracle[®] Solaris[®]、Windows Server[®]和Novell[®] NetWare[®]。本领域技术人员将认识到,合适的个人计算机操作系统举非限制性示例而言包括Microsoft[®] Windows[®]、Apple[®] Mac OS X[®]、UNIX[®]和类似于UNIX的操作系统如GNU/Linux[®]。在一些实施方式中,操作系统由云计算提供。本领域技术人员还将认识到,合适的移动智能电话操作系统举非限制性示例而言包括Nokia[®] Symbian[®] OS、Apple[®] iOS[®]、Research In Motion[®] BlackBerry OS[®]、Google[®] Android[®]、Microsoft[®] Windows Phone[®] OS、Microsoft[®] Windows Mobile[®] OS、Linux[®]和Palm[®] WebOS[®]。本领域技术人员还将认识到,合适的流媒体设备操作系统举非限制性示例而言包括Apple TV[®]、Roku[®]、Boxee[®]、Google TV[®]、Google Chromecast[®]、Amazon Fire[®]和Samsung[®] HomeSync[®]。本领域技术人员还将认识到,合适的视频游戏控制台操作系统举非限制性示例而言包括Sony[®] PS3[®]、Sony[®] PS4[®]、Microsoft[®] Xbox 360[®]、Microsoft Xbox One、Nintendo[®] Wii[®]、Nintendo[®] Wii U[®]和Ouya[®]。

[0216] 在一些实施方式中,所述设备包括存储和/或存储器设备。存储和/或存储器设备是用于临时或永久存储数据或程序的一个或多个物理装置。在一些实施方式中,所述设备是易失性存储器,并且需要电力来维持存储的信息。在一些实施方式中,所述设备是非易失性存储器,并且当数字处理设备未通电时也保留存储的信息。在进一步的实施方式中,非易失性存储器包括闪速存储器。在一些实施方式中,非易失性存储器包括动态随机存取存储器(DRAM)。在一些实施方式中,非易失性存储器包括铁电随机存取存储器(FRAM)。在一些实施方式中,非易失性存储器包括相变随机存取存储器(PRAM)。在其他实施方式中,所述设备是存储设备,举非限制性示例而言包括CD-ROM、DVD、闪速存储器设备、磁盘驱动器、磁带驱动器、光盘驱动器和基于云计算的存储。在进一步的实施方式中,存储和/或存储器设备是诸如本文所公开的设备的组合。

[0217] 在一些实施方式中,数字处理设备包括向用户发送视觉信息的显示器。在一些实施方式中,显示器是阴极射线管(CRT)。在一些实施方式中,显示器是液晶显示器(LCD)。在进一步的实施方式中,显示器是薄膜晶体管液晶显示器(TFT-LCD)。在一些实施方式中,显示器是有机发光二极管(OLED)显示器。在各种进一步的实施方式中,OLED显示器是无源矩阵OLED(PMOLED)或有源矩阵OLED(AMOLED)显示器。在一些实施方式中,显示器是等离子体显示器。在其他实施方式中,显示器是视频投影仪。在更进一步的实施方式中,显示器是诸如本文公开的设备的组合。

[0218] 在一些实施方式中,数字处理设备包括从用户接收信息的输入设备。在一些实施方式中,输入设备是键盘。在一些实施方式中,输入设备是定点设备,举非限制性示例而言,

包括鼠标、轨迹球、轨迹板、操纵杆、游戏控制器或触针。在一些实施方式中，输入设备是触摸屏或多点触摸屏。在其他实施方式中，输入设备是捕捉语音或其他声音输入的麦克风。在其他实施方式中，输入设备是摄像机或者捕捉运动或视觉输入的其他传感器。在进一步的实施方式中，输入设备是Kinect、Leap Motion等。在更进一步的实施方式中，输入设备是诸如本文所公开的设备的组合。

[0219] 参考图14，在特定实施方式中，示例性数字处理设备210用指令编程或以其他方式配置用于实现生成组织体积的增强图像的方法和用于表征患者的乳房组织体积的方法，如本文所述。设备210可以调节本公开内容的超声断层成像系统、成像方法和表征方法的各个方面，例如，执行处理步骤。在该实施方式中，数字处理设备210包括中央处理单元(CPU，本文中也称“处理器”和“计算机处理器”)1405，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。数字处理设备210还包括存储器或存储器位置1410(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1415(例如，硬盘)、用于与一个或多个其他系统通信的通信接口1420(例如，网络适配器)以及外围设备1425，如缓存、其他存储器、数据存储和/或电子显示适配器。存储器1410、存储单元1415、接口1420和外围设备1425通过通信总线(实线)如母板与CPU 1405通信。存储单元1415可以是用于存储数据的数据存储单元(或数据储存库)。数字处理设备210可以借助通信接口1420可操作地耦合至计算机网络(“网络”)1430。网络1430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1430为电信和/或数据网络。网络1430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1430借助设备210可以实现对等网络，该对等网络可以使得耦合至设备210的设备能够充当客户端或服务器。

[0220] 继续参考图14，CPU 1405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1410中。该指令可以针对CPU 1405，并且可以随后编程或以其他方式配置CPU 1405以实现本公开内容的方法。由CPU 1405执行的操作的示例可以包括提取、解码、执行和回写。CPU 1405可以是电路如集成电路的一部分。设备210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)或现场可编程门阵列(FPGA)。

[0221] 继续参考图14，存储单元1415可以存储文件，如驱动程序、库和保存的程序。存储单元1415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，数字处理设备210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外部，如位于通过内联网或因特网通信的远程服务器上。

[0222] 继续参考图14，数字处理设备210可以通过网络1430与一个或多个远程计算机系统通信。例如，设备210可以与用户的远程计算机系统通信。远程计算机系统的示例包括个人计算机(例如，便携式PC)平板或平板型PC(例如，Apple[®] iPad、Samsung[®] Galaxy Tab)、电话、智能电话(例如，Apple[®] iPhone、支持Android的设备、Blackberry[®])或个人数字助理。

[0223] 如本文所述的方法可以通过存储在数字处理设备210的电子存储位置上(诸如例如，存储器1410或电子存储单元1415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

1405执行。在一些情况下,可以从存储单元1415检索该代码并且将其存储在存储器1410中以备由处理器1405获取。在一些情况下,可以排除电子存储单元1415,而将机器可执行指令存储在存储器1410上。

[0224] 数字处理设备210可以包括电子显示器290或与之通信,电子显示器290包括用户界面(UI)1440。UI的示例包括但不限于图形用户界面(GUI)和基于网络的用户界面。在一些情况下,电子显示器290可以经由网络(例如,经由网络1430)连接到计算机系统210。

[0225] 非暂时性计算机可读存储介质

[0226] 在一些实施方式中,本文公开的平台、系统、介质和方法包括一个或多个非暂时性计算机可读存储介质,其编码有包括由任选地联网的数字处理设备的操作系统可执行的指令的程序。在进一步的实施方式中,计算机可读存储介质是数字处理设备的有形组件。在更进一步的实施方式中,计算机可读存储介质任选地从数字处理设备可移除。在一些实施方式中,计算机可读存储介质举非限制性示例而言包括CD-ROM、DVD、闪速存储器设备、固态存储器、磁盘驱动器、磁带驱动器、光盘驱动器、云计算系统和服务等。在一些情况下,程序和指令被永久、基本上永久、半永久或非暂时地编码在介质上。

[0227] 计算机程序

[0228] 在一些实施方式中,本文公开的平台、系统、介质和方法包括至少一种计算机程序或其使用。计算机程序包括被编写以执行指定任务的在数字处理设备的CPU中可执行的指令序列。计算机可读指令可以作为执行特定任务或实现特定抽象数据类型的程序模块,诸如函数、对象、应用编程接口(API)、数据结构等实现。根据本文提供的公开内容,本领域技术人员将认识到可以以各种语言的各种版本来编写计算机程序。

[0229] 计算机可读指令的功能可以在各种环境中根据需要进行组合或分布。在一些实施方式中,计算机程序包括一个指令序列。在一些实施方式中,计算机程序包括多个指令序列。在一些实施方式中,计算机程序从一个位置提供。在其他实施方式中,计算机程序从多个位置提供。在各种实施方式中,计算机程序包括一个或多个软件模块。在各种实施方式中,计算机程序部分或全部地包括一个或多个网络应用、一个或多个移动应用、一个或多个独立应用、一个或多个网络浏览器插件、扩展项、加载项(add-in)或附加组件(add-on)或其组合。

[0230] 在一些实施方式中,计算机程序包括独立应用,该应用是作为独立计算机进程运行的程序,而不是现有进程的附加组件(例如,不是插件)。本领域技术人员将认识到,独立应用经常被编译。编译器是将以编程语言编写的源代码转换为二进制目标代码如汇编语言或机器代码的计算机程序。合适的编译编程语言举非限制性示例而言包括C、C++、Objective-C、COBOL、Delphi、Eiffel、JavaTM、Lisp、PythonTM、Visual Basic和VB.NET或其组合。编译通常至少部分地被执行以创建可执行程序。在一些实施方式中,计算机程序包括一个或多个可执行编译应用。

[0231] 在一些实施方式中,本文公开的平台、系统、介质和方法包括软件、服务器和/或数据库模块或其使用。鉴于本文提供的公开内容,通过本领域技术人员已知的技术,使用本领域已知的机器、软件和语言来创建软件模块。本文公开的软件模块以多种方式实现。在各种实施方式中,软件模块包括文件、代码段、编程对象、编程结构或其组合。在进一步的各种实施方式中,软件模块包括多个文件、多个代码段、多个编程对象、多个编程结构或其组合。在

各种实施方式中,一个或多个软件模块举非限制性示例而言包括网络应用、移动应用和独立应用。在一些实施方式中,软件模块在一个计算机程序或应用中。在其他实施方式中,软件模块在多于一个计算机程序或应用中。在一些实施方式中,软件模块被托管在一个机器上。在其他实施方式中,软件模块被托管在多于一个机器上。在进一步的实施方式中,软件模块被托管在云计算平台上。在一些实施方式中,软件模块被托管在位于一个位置的一个或多个机器上。在其他实施方式中,软件模块被托管在位于多于一个位置的一个或多个机器上。

[0232] 在一些实施方式中,本文公开的平台、系统、介质和方法包括一个或多个数据库或其使用。鉴于本文提供的公开内容,本领域技术人员将认识到,许多数据库适于信息的存储和检索。在各种实施方式中,合适的数据库举非限制性示例而言包括关系型数据库、非关系型数据库、面向对象的数据库、对象数据库、实体关系模型数据库、关联数据库和XML数据库。进一步的非限制性示例包括SQL、PostgreSQL、MySQL、Oracle、DB2和Sybase。在一些实施方式中,数据库是基于互联网的。在进一步的实施方式中,数据库是基于网络的。在更进一步的实施方式中,数据库是基于云计算的。在其他实施方式中,数据库基于一个或多个本地计算机存储设备。

[0233] 虽然本文已经显示和描述了本发明的优选实施方式,但对于本领域技术人员而言容易理解的是,这样的实施方式仅以示例的方式提供。在不脱离本发明的情况下,本领域技术人员现将想到许多变化、改变和替换。应当理解,在实施本发明的过程中可采用本文描述的本发明实施方式的各种替代方案。以下权利要求旨在限定本发明的范围,并由此涵盖这些权利要求范围内的方法和结构及其等同物。

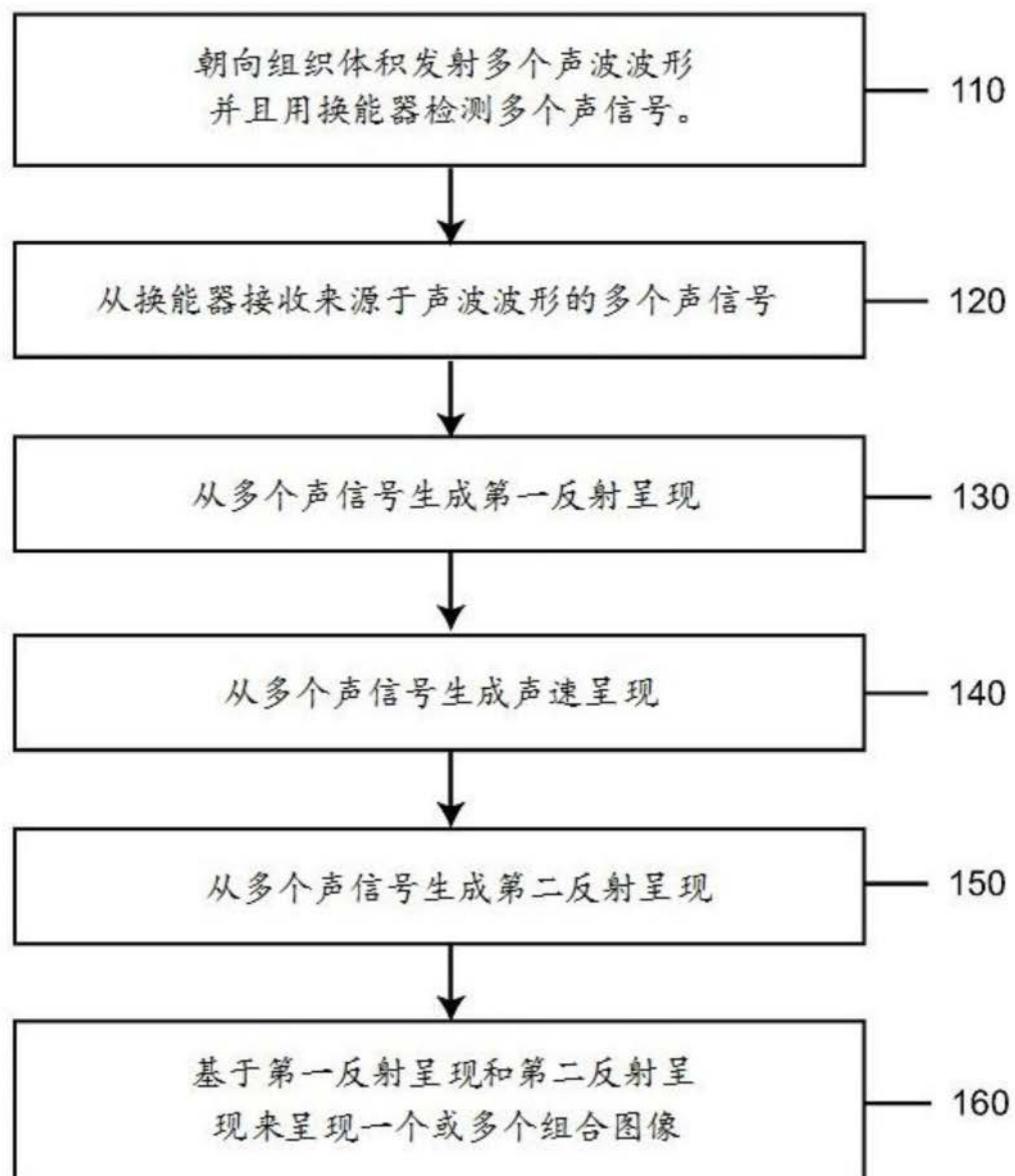
100

图1

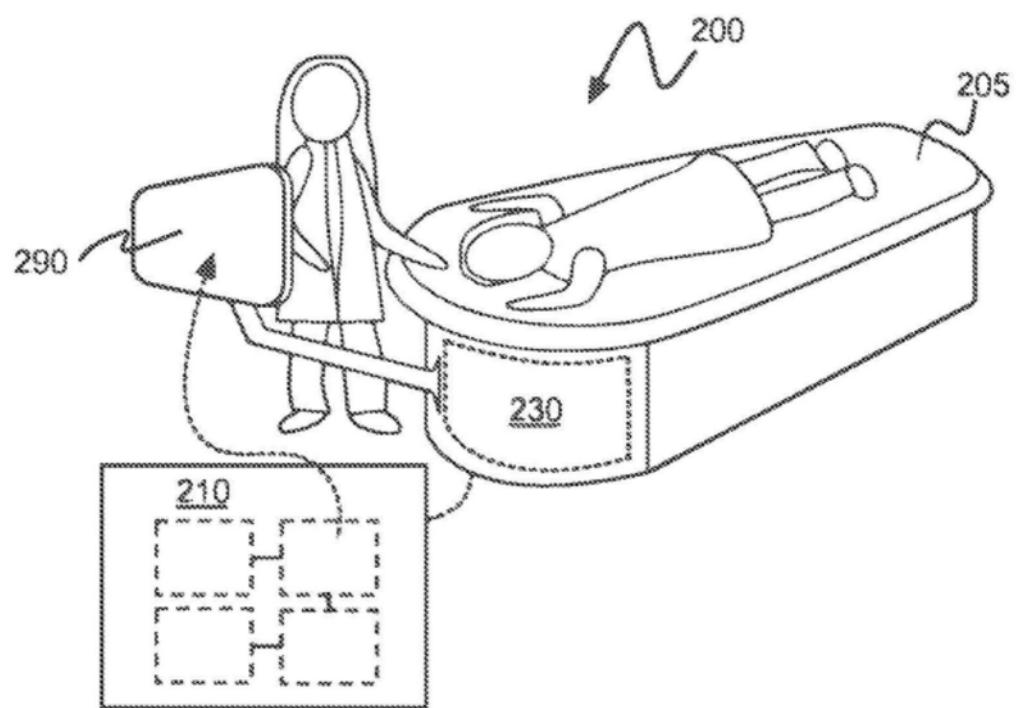


图2A

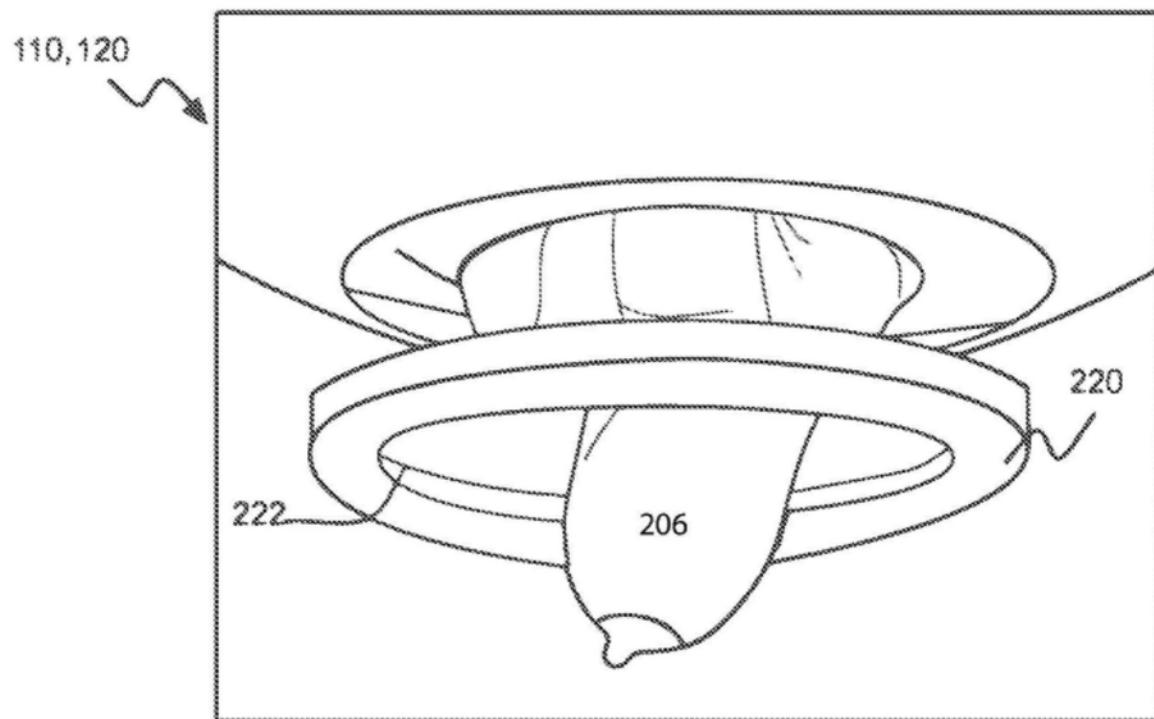


图2B

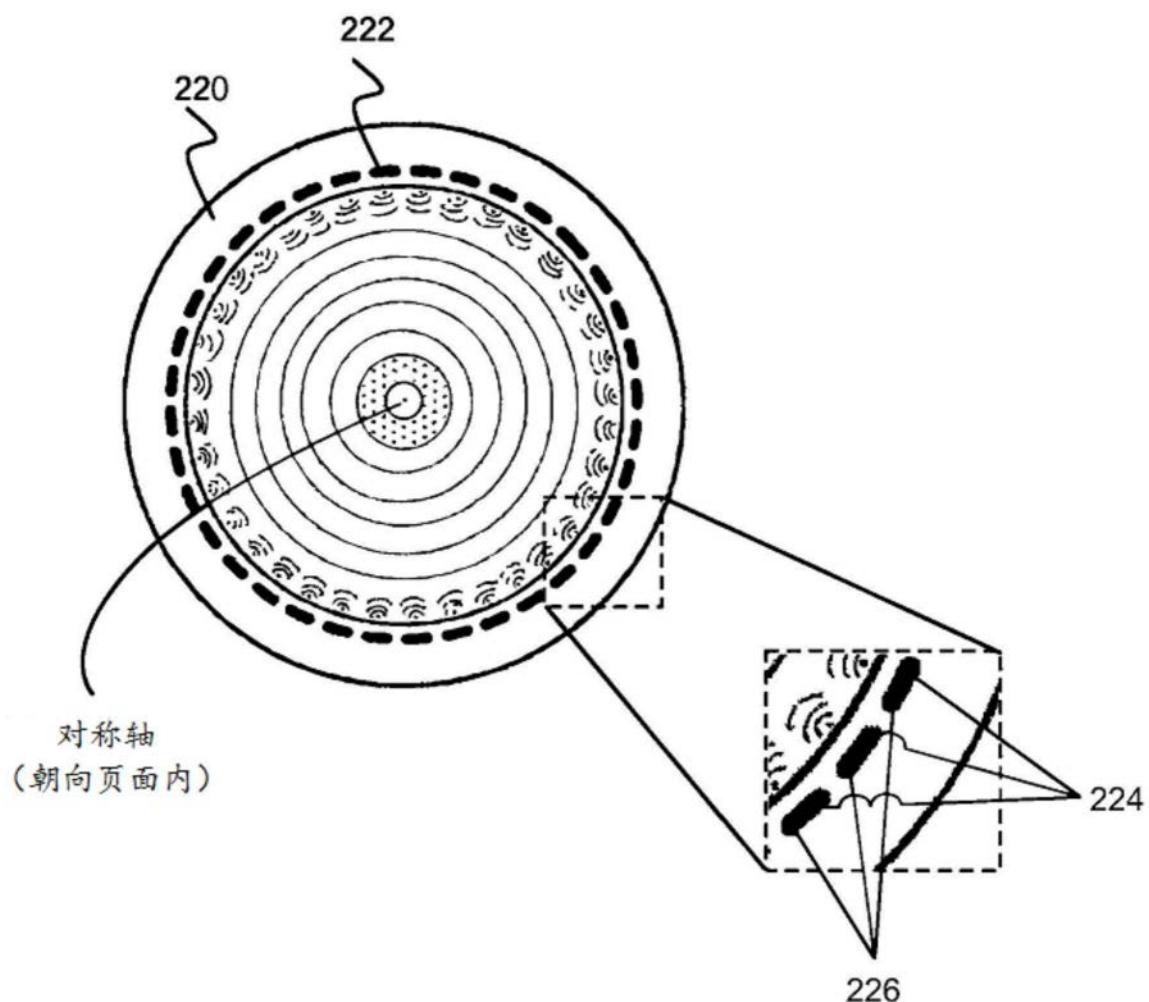


图2C

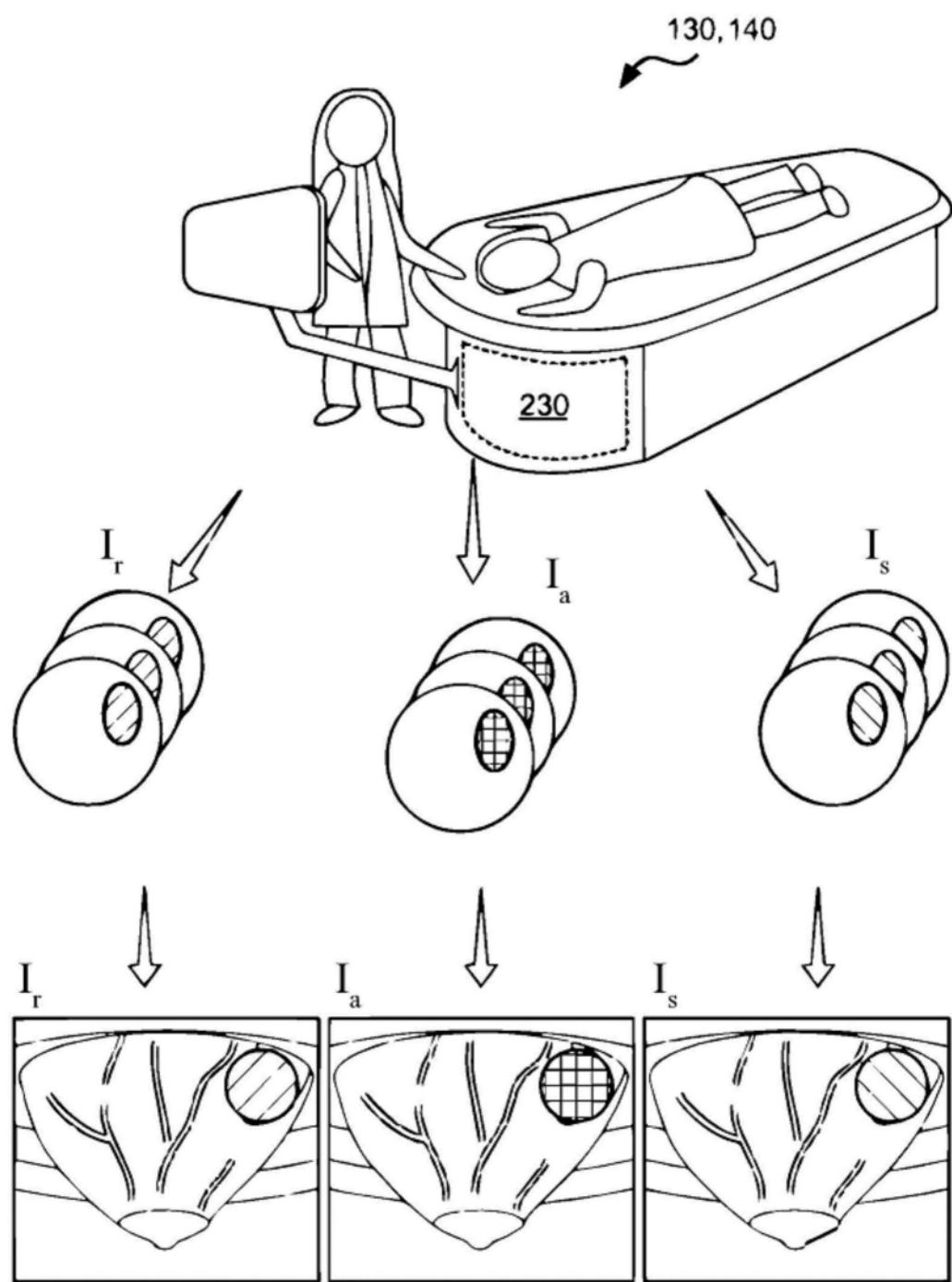


图3

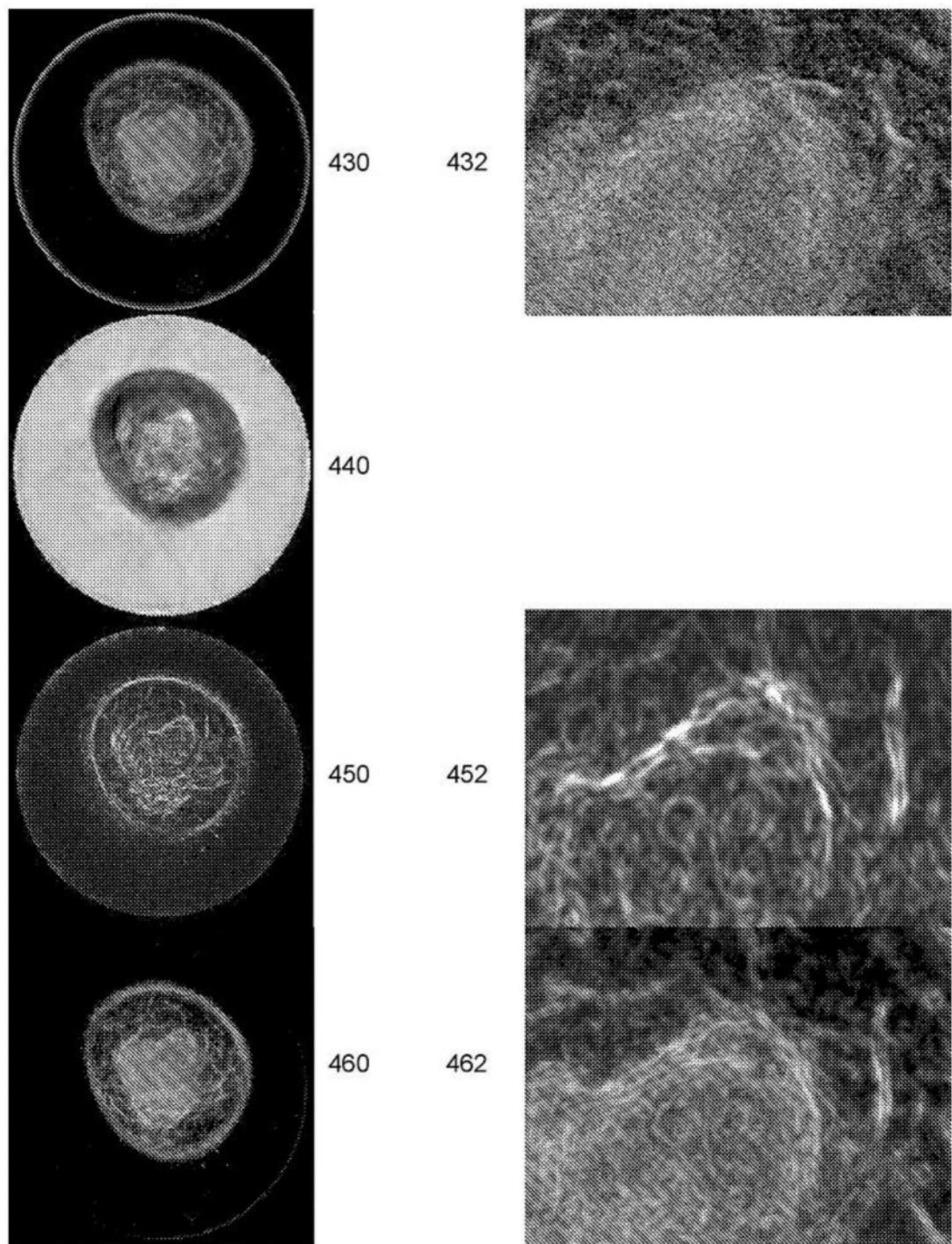


图4

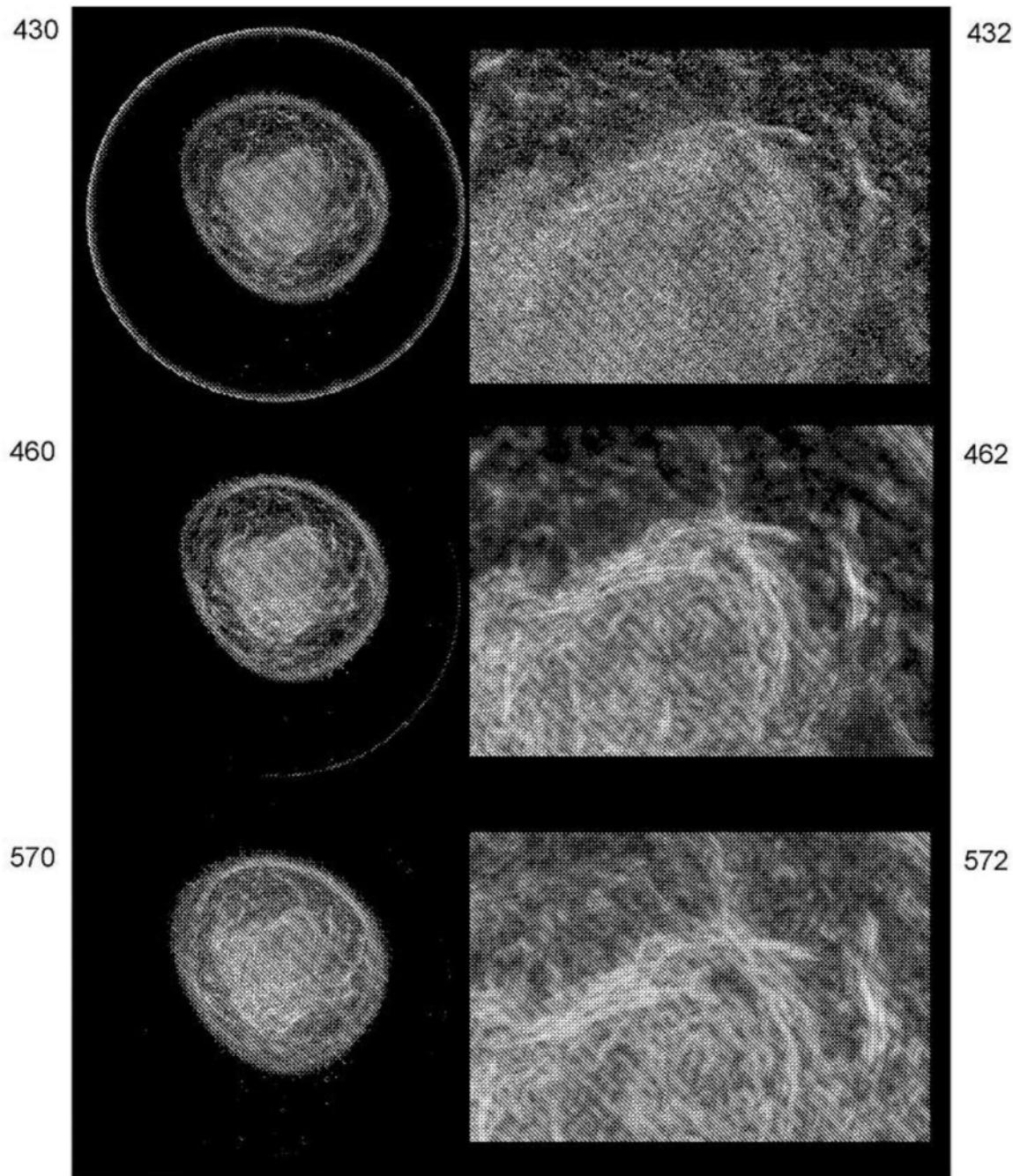


图5

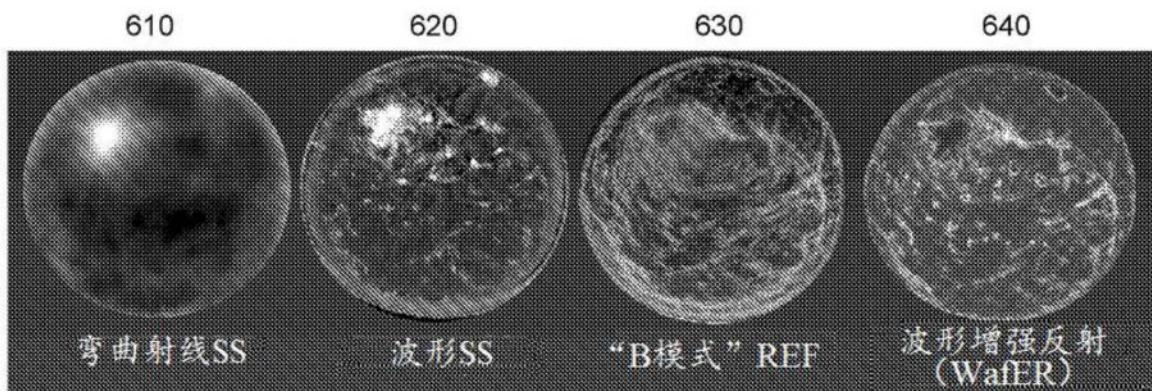


图6A

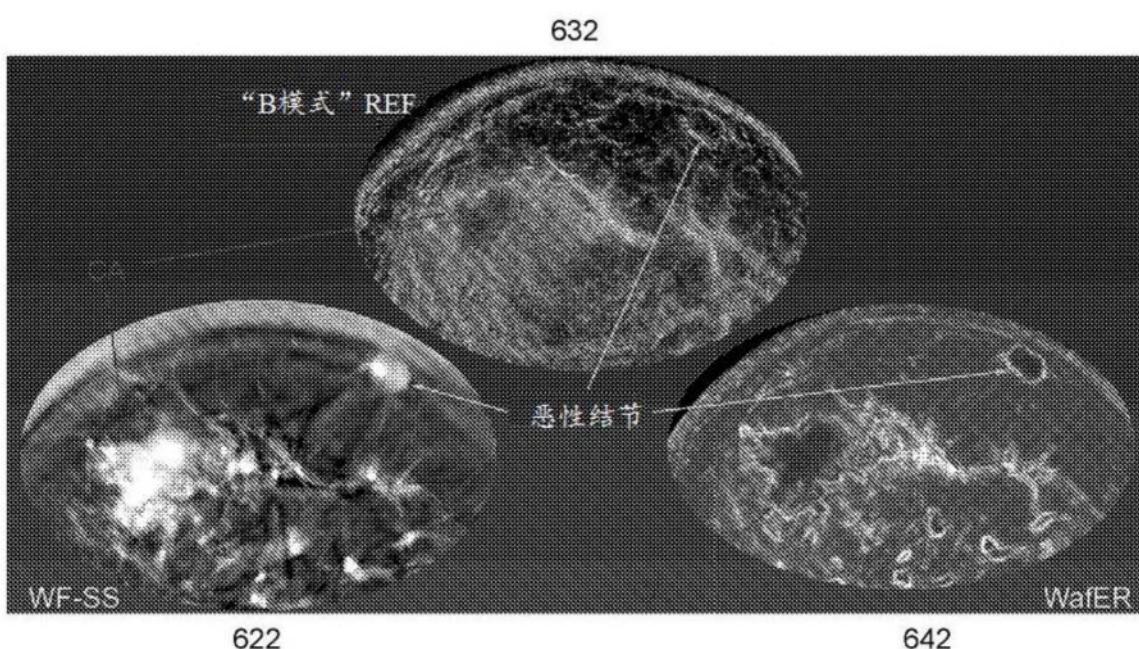


图6B

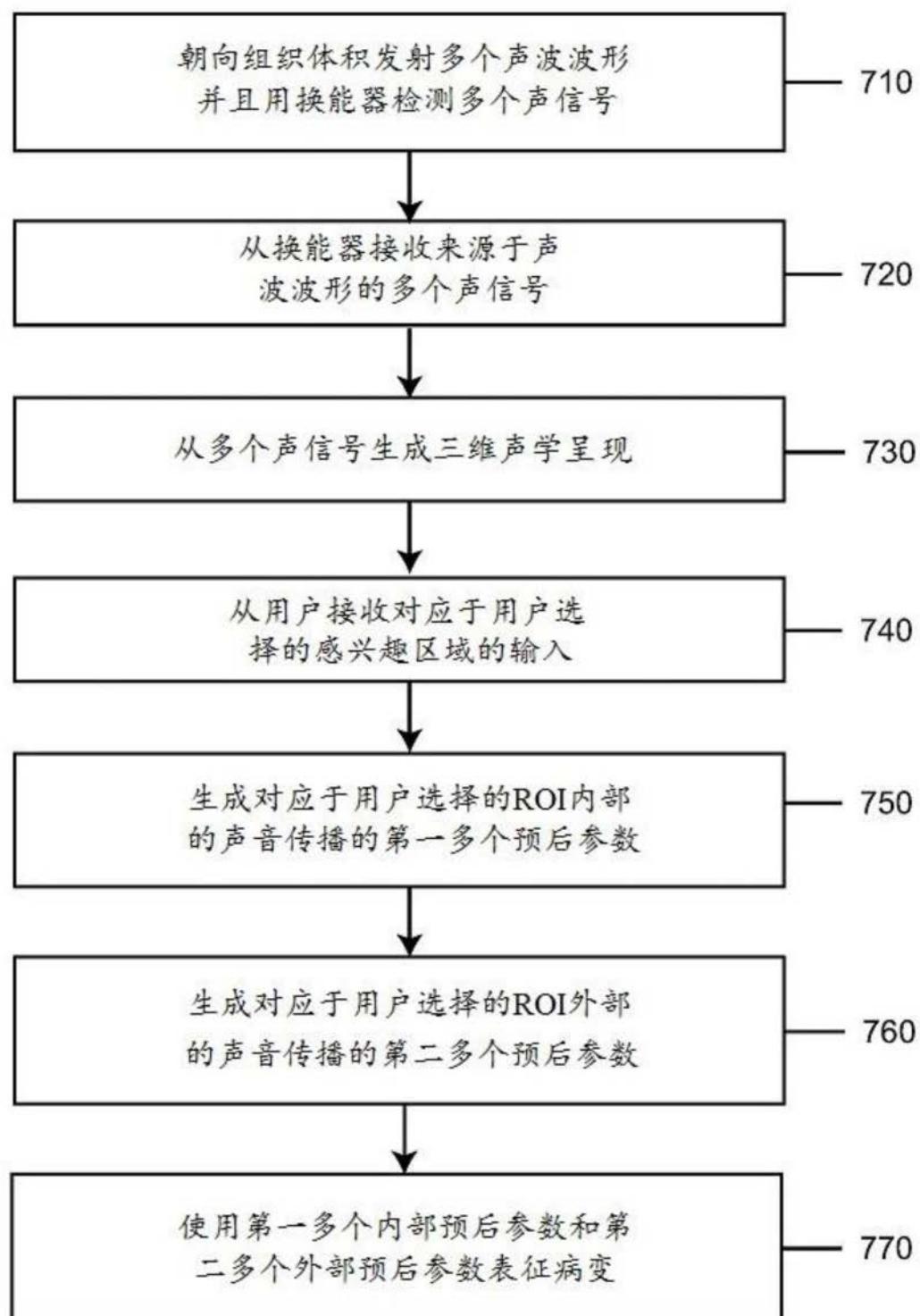
700

图7

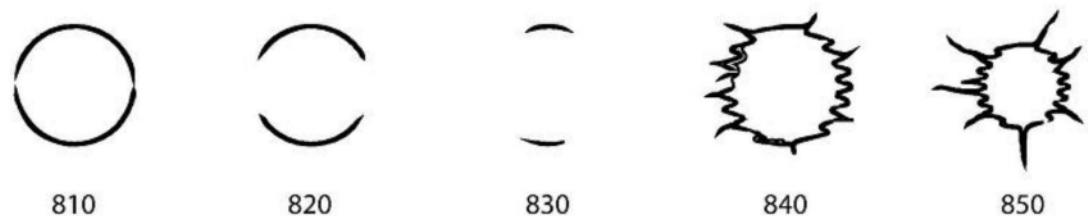


图8A

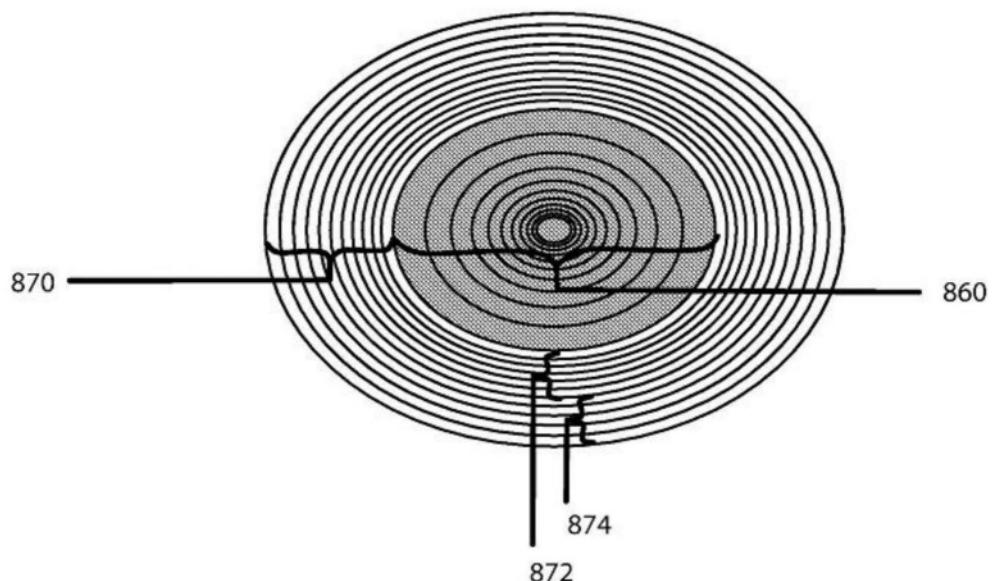


图8B

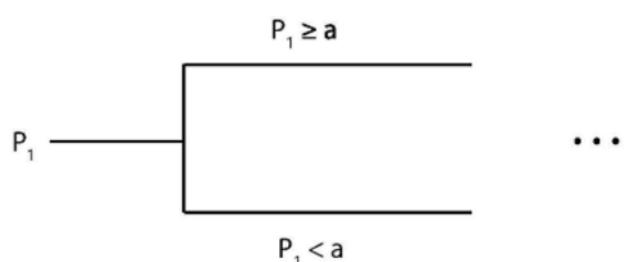


图9A

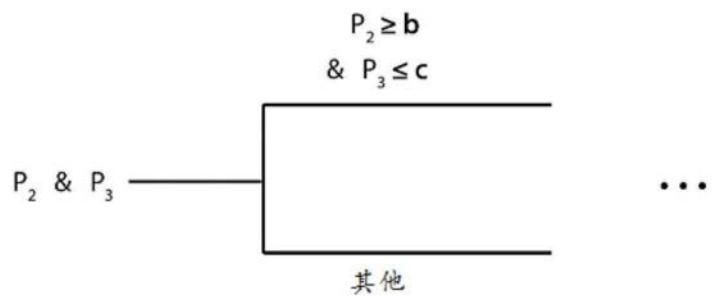
920

图9B

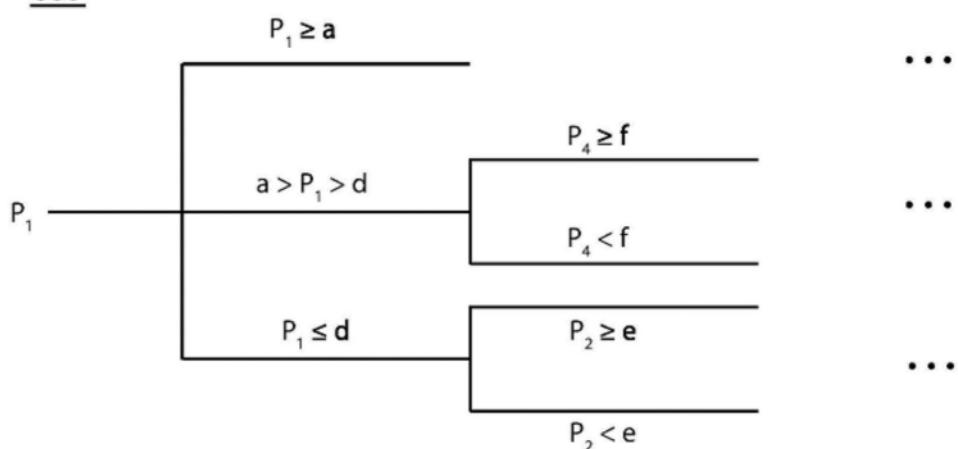
930

图9C

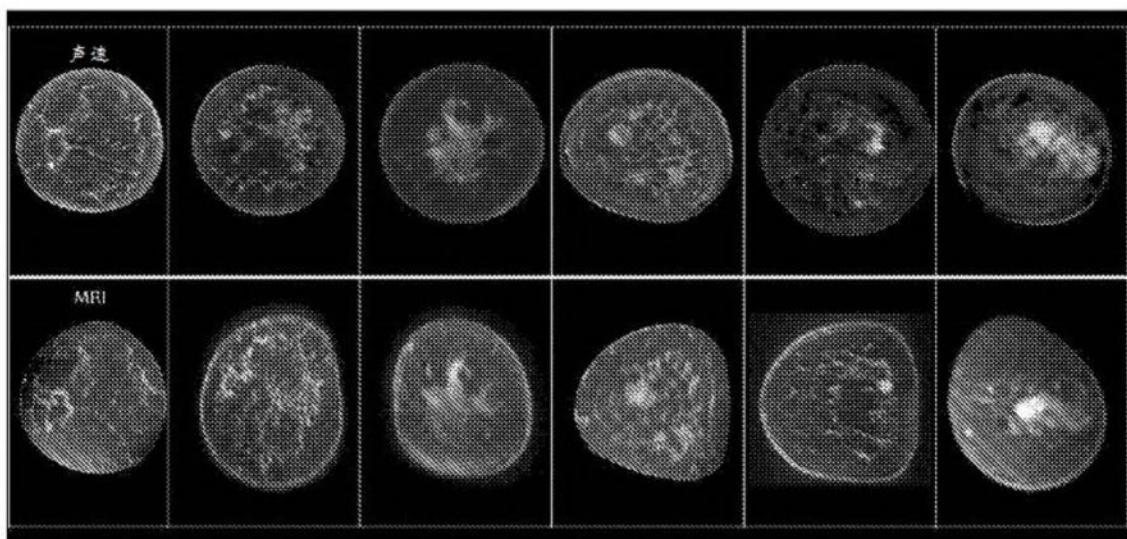


图10 A. 上: 6名不同患者的冠状UST声速图像。下: 对应的脂肪减影对比度增强MR图像。

图10A

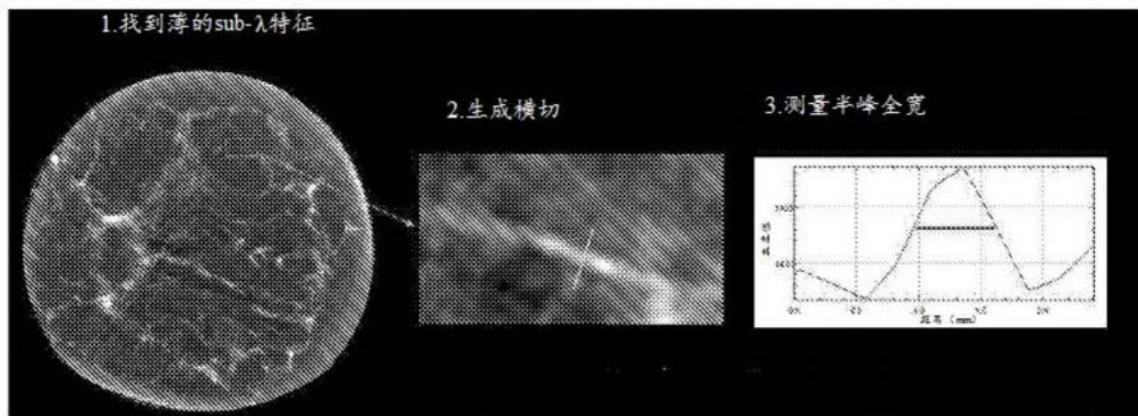


图10B. 使用半峰全宽标准，使用薄特征的轮廓切割估计每个模态的空间分辨率，如图所示。

图10B

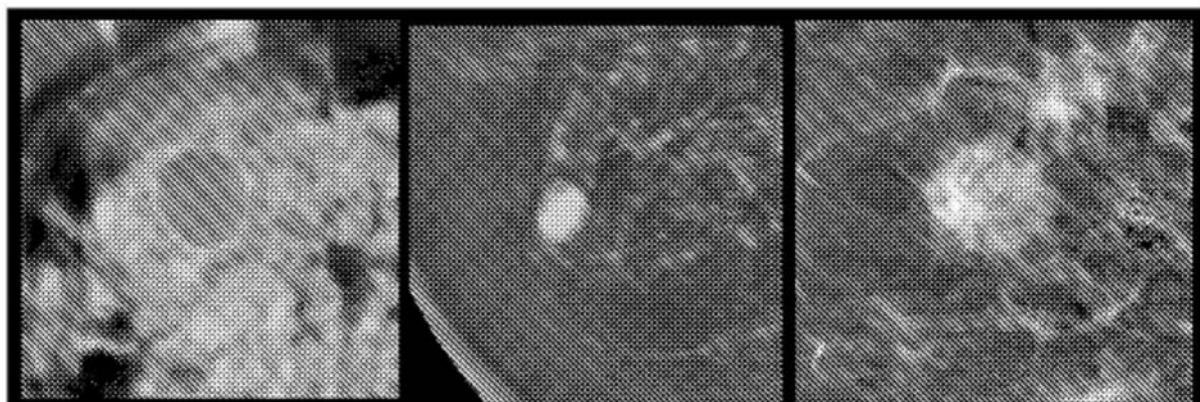


图11：囊肿、纤维腺瘤、癌症：波形SS图像显示致密白色乳房组织中的1.5 cm囊肿（左）和深色脂肪中的0.7 cm纤维腺瘤（中）的良好界定的边缘和平滑的内部纹理。1.8 cm的癌症（右）具有不规则的边缘、不均匀的内容物和细微的肿瘤周围毛刺。

图11

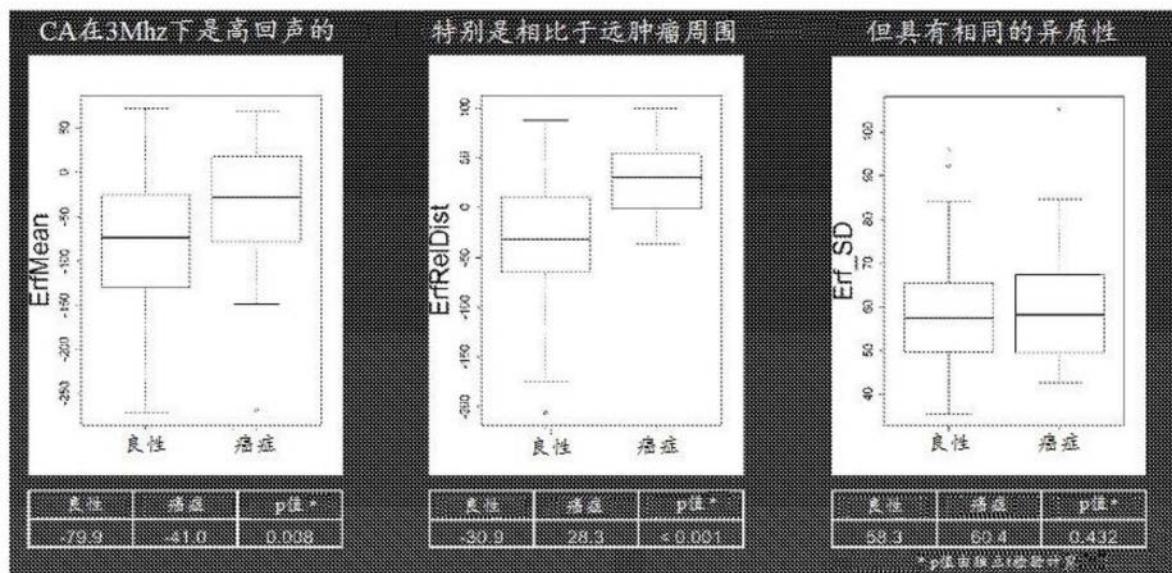


图12A

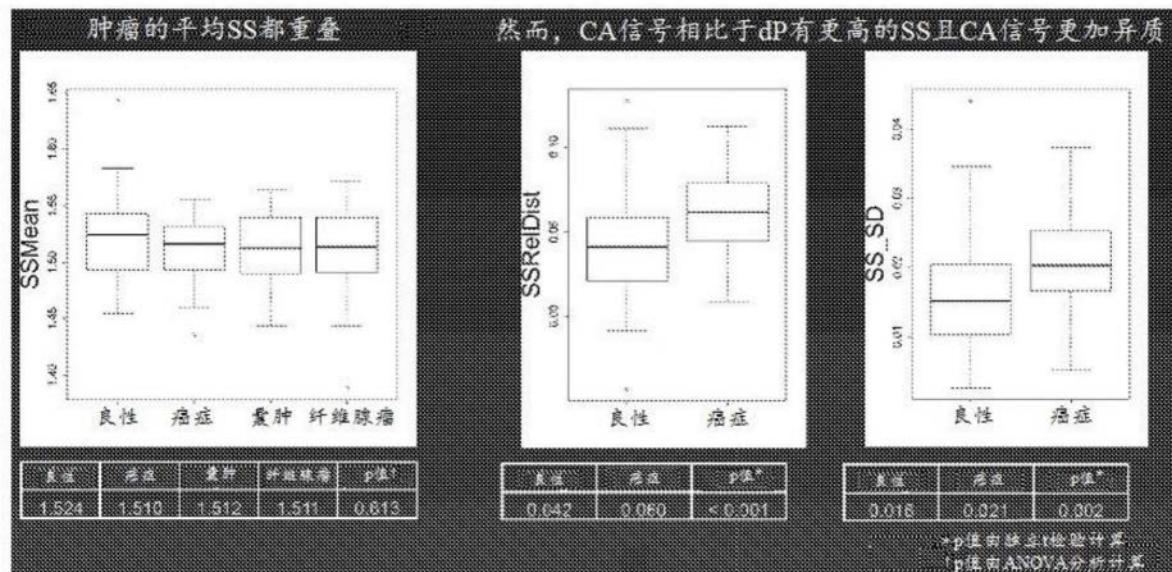


图12B

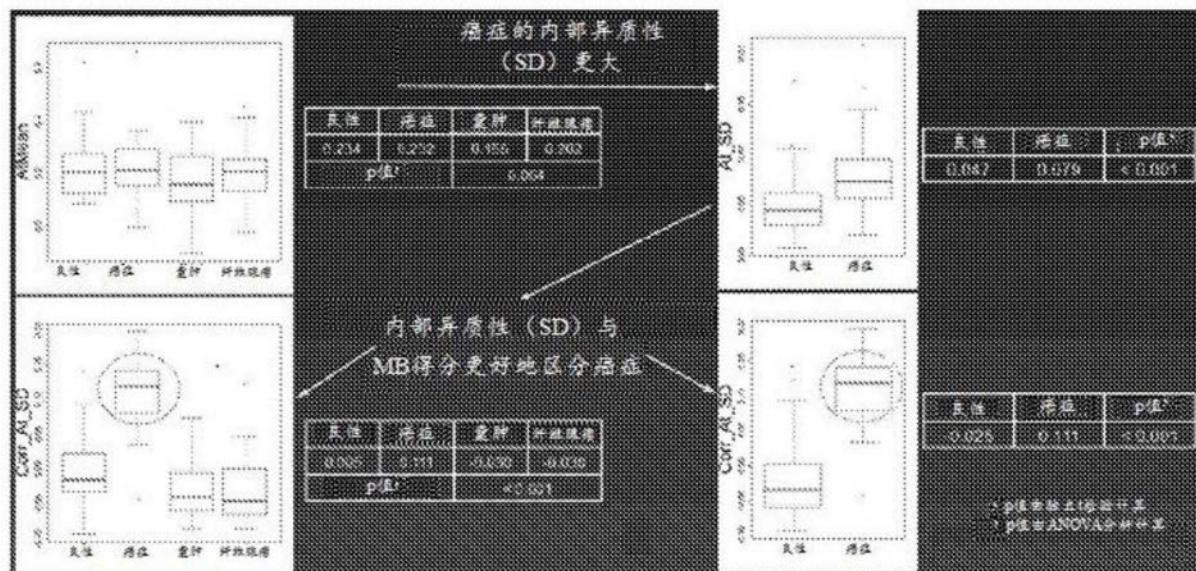


图12C

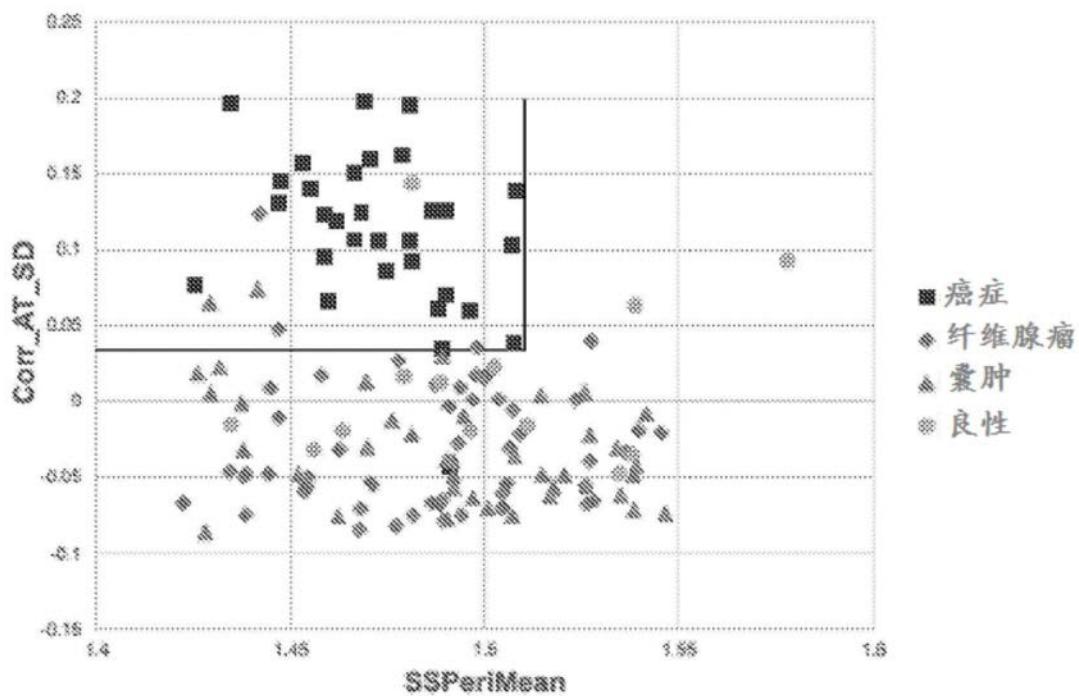


图13A

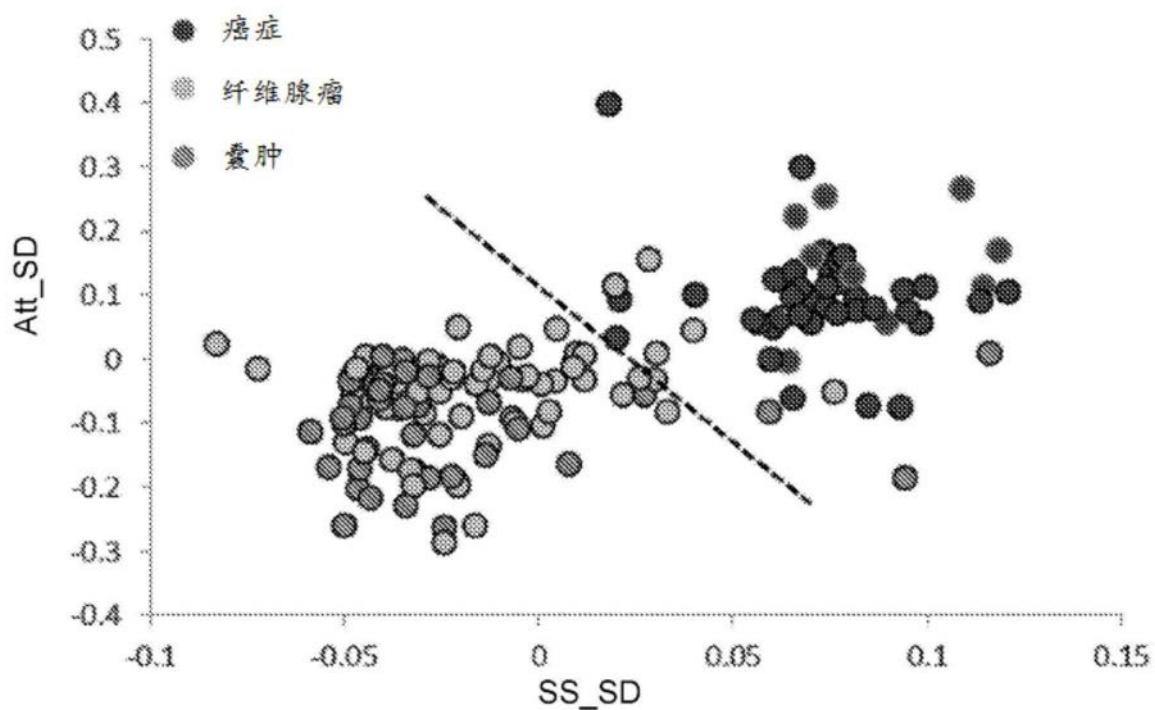


图13B

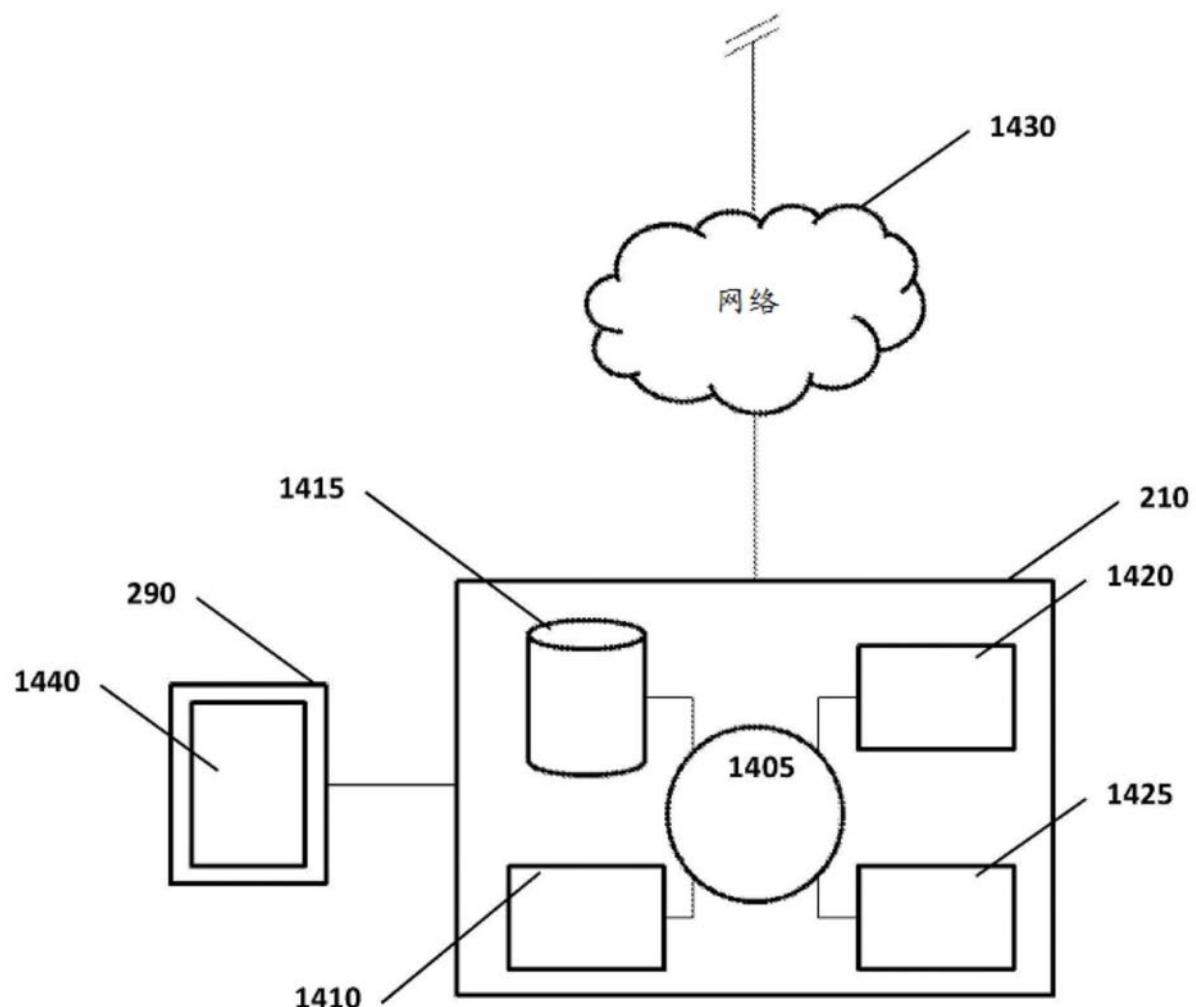


图14