



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106794000 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580052289.4

(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(22)申请日 2015.01.02

11105

代理人 邵亚丽

(30)优先权数据

10-2014-0128281 2014.09.25 KR

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/14(2006.01)

2017.03.27

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2015/000006 2015.01.02

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/047867 EN 2016.03.31

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 李炯机 孔栋建 朴俊浩 崔基浣

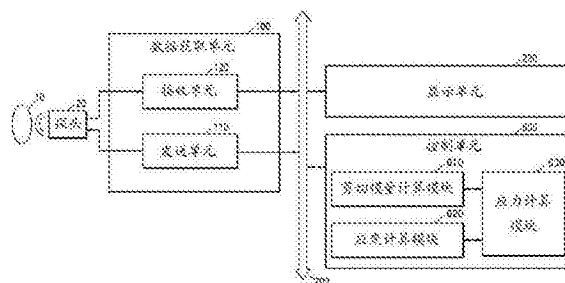
权利要求书3页 说明书16页 附图14页

(54)发明名称

超声图像处理方法及其超声成像装置

(57)摘要

提供一种超声成像装置。所述超声成像装置包括：数据获取单元，其将超声信号发送到对象的感兴趣区域(ROI)，然后接收从所述对象的所述ROI反射的超声回声信号；以及控制单元，其基于所接收的超声回声信号计算所述ROI中的至少一个点的剪切模量和所述至少一个点的应变；并且通过使用所述剪切模量和所述应变来计算施加到所述至少一个点的应力。



1. 一种超声成像装置,其包括:

数据获取单元,其将超声信号发送到对象的感兴趣区域ROI,然后接收从所述对象的所述ROI反射的超声回声信号;以及

控制单元,其基于所接收的超声回声信号计算所述ROI中的至少一个点的剪切模量和所述至少一个点的应变,并且通过使用所述剪切模量和所述应变来计算施加到所述至少一个点的应力。

2. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中

所述控制单元基于所述应力生成表示施加到所述对象的压缩应力的第一信息,并且

超声成像装置还包括显示单元,所述显示单元在所述控制单元的控制下显示包括所述第一信息的用户界面屏幕。

3. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中所述控制单元基于通过所述应变除以所述应力而获得的值来重新计算所述应变,并且通过使用重新计算出的应变形成所述ROI的应变图像。

4. 根据权利要求3所述的超声成像装置,其中所述控制单元将所述ROI划分成至少一个区域,计算所述至少一个区域中的每一个的平均应力,并且基于通过所述应变除以所述平均应力而获得的值来重新计算所述应变。

5. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中所述控制单元计算与所述剪切模量和所述应变的乘积成比例的值作为所述应力。

6. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中所述控制单元通过使用所述至少一个点的所述剪切模量来获取所述ROI的剪切模量图,通过使用所述至少一个点的所述应变来获取所述ROI的应变成像图,并基于所述剪切模量图和所述应变成像图计算所述ROI的所述应力。

7. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中

所述超声信号包括用于生成参考图像的第一超声信号、作为用于向所述ROI施加声力的聚焦超声脉冲的第二超声信号、以及用于计算所述ROI中的所述至少一个点的位移的第三超声信号,所述位移由所述声力和通过超声探头施加的压力生成,并且

所述超声回声信号包括从所述对象的所述ROI反射的与所述第一超声信号对应的第一超声回声信号和与所述第三超声信号对应的第三超声回声信号。

8. 根据权利要求7所述的超声成像装置,其中所述控制单元包括剪切模量计算模块,所述剪切模量计算模块基于所述第三超声回声信号计算所述至少一个点的时间相关位移,并且通过使用所述时间相关位移来计算所述至少一个点的所述剪切模量。

9. 根据权利要求7所述的超声成像装置,其中所述控制单元包括应变计算模块,所述应变计算模块通过使用第一超声回声信号来获取所述ROI的参考图像数据,基于所述参考图像数据和第三超声回声信号计算所述ROI中的所述至少一个点的位移,并且通过对所述计算出的位移求微分来计算所述ROI中的所述至少一个点的所述应变,所述位移由通过所述超声探头施加的压力生成。

10. 根据权利要求1所述的超声成像装置,其中

所述控制单元通过使用所述至少一个点的所述剪切模量来生成所述ROI的剪切模量图像,并通过使用所述至少一个点的所述应变来生成所述ROI的应变图像,并且

所述超声成像装置还包括显示单元,所述显示单元在屏幕上同时显示所述剪切模量图像和所述应变图像。

11.一种超声图像处理方法,其包括:

将超声信号发送到对象的感兴趣区域ROI,然后接收从所述对象的所述ROI反射的超声回声信号;

基于所接收的超声回声信号计算所述ROI中的至少一个点的剪切模量;

基于所接收的超声回声信号计算所述至少一个点的应变;以及

通过使用所述剪切模量和所述应变来计算施加到所述至少一个点的应力。

12.根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其还包括:

基于所述应力生成表示施加到所述对象的压缩应力的第一信息;以及

显示包括所述第一信息的用户界面屏幕。

13.根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其还包括:

基于所述应变除以所述应力而获得的值重新计算所述应变;以及

通过使用重新计算出的应变来形成所述ROI的应变图像。

14.根据权利要求13所述的超声图像处理方法,其中基于通过所述应变除以所述应力而获得的值来重新计算所述应变包括:将所述ROI划分成至少一个区域,计算所述至少一个区域中的每一个的平均应力,并且基于通过所述应变除以所述平均应力而获得的值来重新计算所述应变。

15.根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其中通过使用所述剪切模量和所述应变计算施加到所述至少一个点的所述应力包括:计算与所述剪切模量和所述应变的乘积成比例的值作为应力。

16.根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其中通过使用所述剪切模量和所述应变计算施加到所述至少一个点的所述应力包括:通过使用所述至少一个点的剪切模量来获取所述ROI的剪切模量图,通过使用所述至少一个点的所述应变来获取所述ROI的应变成像图,并基于所述剪切模量图和所述应变成像图计算所述ROI的所述应力。

17.根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其中

所述超声信号包括用于生成参考图像的第一超声信号、作为用于向所述ROI施加声力的聚焦超声脉冲的第二超声信号、以及用于计算所述ROI中的所述至少一个点的位移的第三超声信号,所述位移由所述声力和通过超声探头施加的压力生成,并且

所述超声回声信号包括从所述对象的所述ROI反射的与所述第一超声信号对应的第一超声回声信号和与所述第三超声信号对应的第三超声回声信号。

18.根据权利要求17所述的超声图像处理方法,其中所述计算所述至少一个点的剪切模量包括:

基于第三超声回声信号计算所述至少一个点的时间相关位移;以及

通过使用所述时间相关位移来计算所述至少一个点的剪切模量。

19.根据权利要求17所述的超声图像处理方法,其中所述计算所述至少一个点的所述应变包括:

通过使用所述第一超声回声信号来获取所述ROI的参考图像数据;

基于所述参考图像数据和第三超声回声信号计算所述ROI中的所述至少一个点的位

移,所述位移由通过所述超声探头施加的压力生成;以及
通过对所述计算出的位移求微分来计算所述ROI中的所述至少一个点的应变。
20. 根据权利要求11所述的超声图像处理方法,其还包括:
通过使用所述至少一个点的剪切模量来生成所述ROI的剪切模量图像;
通过使用所述至少一个点的所述应变来生成所述ROI的应变图像;以及
在屏幕上同时显示所述剪切模量图像和所述应变图像。

超声图像处理方法及其超声成像装置

技术领域

[0001] 一个或多个示例性实施例涉及测量施加到组织的应力并基于所测量的应力生成弹性图像的方法及其超声成像装置。

背景技术

[0002] 超声成像装置将由探头的换能器生成的超声信号照射到对象,并接收从所述对象反射的回声信号,从而获得关于对象内部的图像(例如,软组织或血流的层析成像)。特别地,超声成像装置可以用于医疗目的,包括对对象内部的观察、异物的检测和损伤的诊断。超声成像装置可以实时地显示关于对象的信息。此外,与X射线的使用不同,超声成像装置的使用非常安全,因为它不涉及任何放射性暴露。因此,超声成像装置与诸如计算机断层摄影(CT)扫描仪、磁共振成像(MRI)装置和核医学诊断装置的其他类型的成像装置一起广泛使用。

[0003] 在诸如乳房或前列腺的软组织中生成的肿瘤比它周围更硬。由于肿瘤组织比周围组织更硬,所以诊断医生可以通过直接按压组织来诊断肿瘤的存在与否。

[0004] 超声成像装置可以替代触诊。例如,超声成像装置可以将超声信号发送到组织,并且基于从组织接收的超声回声信号来计算组织的硬度。

发明内容

[0005] 解决方案

[0006] 一个或多个示例性实施例包括测量施加到组织的应力并基于所测量的应力生成弹性图像的方法及其超声成像装置。

[0007] 另外的方面将在下面的描述中部分地阐述,并且部分将从描述中显然,或者可以通过实践呈现的示例性实施例了解。

[0008] 有益效果

[0009] 一个或多个示例性实施例包括更准确地生成弹性图像的方法。

附图说明

[0010] 这些和/或其他方面从下文结合附图对示例性实施例的描述中将变得清楚并且更容易理解,附图中:

[0011] 图1是示出根据示例性实施例的超声成像装置的配置的框图;

[0012] 图2是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置计算施加到感兴趣区域(ROI)中的至少一个点的应力的方法的流程图;

[0013] 图3是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置计算ROI中的至少一个点的剪切模量的方法的示意图;

[0014] 图4是示出根据示例性实施例的由超声成像装置基于ROI中的剪切波的传播速度计算ROI的剪切模量的方法的示意图;

- [0015] 图5是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置计算ROI的应变的方法的示意图；
- [0016] 图6a和图6b是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置的探头手动施加的力所生成的组织的应变的示意图；
- [0017] 图7是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置计算通过探头手动施加的力所生成的应变的方法的示意图；
- [0018] 图8是示出根据示例性实施例的由超声成像装置基于剪切模量和应变计算ROI的应力的方法的示意图；
- [0019] 图9是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置引导用户按压探头的操作的方法的流程图；
- [0020] 图10是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置计算用户通过探头施加到对象的力的方法的示意图；
- [0021] 图11是示出根据示例性实施例的当捕捉剪切模量图像时通过超声成像装置引导用户按压探头的操作的方法的示意图；
- [0022] 图12是示出根据示例性实施例的当捕捉剪切模量图像时通过超声成像装置引导用户按压探头的操作的方法的示意图；
- [0023] 图13是示出根据示例性实施例的超声成像装置通过使用应力重新计算应变的方法的流程图；
- [0024] 图14是示出根据示例性实施例的超声成像装置通过使用应力重新计算应变的方法的示意图；
- [0025] 图15是示出根据另一个示例性实施例的超声成像装置通过使用应力重新计算应变的方法的示意图；
- [0026] 图16a和图16b是示出根据示例性实施例的超声成像装置显示剪切模量图像和应变图像的方法的示意图；并且
- [0027] 图17是示出根据示例性实施例的超声成像装置的配置的框图。
- [0028] 最佳实施方式
- [0029] 根据一个或多个示例性实施例，一种超声成像装置包括：数据获取单元，其将超声信号发送到对象的感兴趣区域(ROI)，然后接收从对象的ROI反射的超声回声信号；以及控制单元，其基于所接收的超声回声信号计算ROI中的至少一个点的剪切模量和至少一个点的应变；并且通过使用剪切模量和应变来计算施加到至少一个点的应力。
- [0030] 控制单元可以基于应力生成表示施加到对象的压缩应力的第一信息，并且超声成像装置还包括在控制单元的控制下显示包括第一信息的用户界面屏幕的显示单元。
- [0031] 控制单元可以基于通过应变除以应力而获得的值来重新计算应变，并且通过使用重新计算出的应变形成ROI的应变图像。
- [0032] 控制单元可以将ROI划分成至少一个区域，计算至少一个区域中的每一个的平均应力，并且基于通过应变除以平均应力而获得的值来重新计算应变。
- [0033] 控制单元可以计算与剪切模量和应变的乘积成比例的值作为应力。
- [0034] 控制单元可以通过使用至少一个点的剪切模量来获取ROI的剪切模量图，通过使用至少一个点的应变来获取ROI的应变成像图，并且基于剪切模量图和应变成像图计算ROI的应力。

[0035] 超声信号可以包括用于生成参考图像的第一超声信号、作为用于向ROI施加声力的聚焦超声脉冲的第二超声信号、以及用于计算ROI中的至少一个点的位移的第三超声信号,所述位移由声力和通过超声探头施加的压力生成,并且超声回声信号可以包括从对象的ROI反射的与第一超声信号对应的第一超声回声信号和与第三超声信号对应的第三超声回声信号。

[0036] 控制单元可以包括剪切模量计算模块,所述剪切模量计算模块基于第三超声回声信号计算至少一个点的时间相关位移,并且通过使用时间相关位移来计算至少一个点的剪切模量。

[0037] 控制单元可以包括应变计算模块,所述应变计算模块通过使用第一超声回声信号来获取ROI的参考图像数据,基于参考图像数据和第三超声回声信号计算ROI中的所述至少一个点的位移,并且通过对计算出的位移求微分来计算ROI中的至少一个点的应变,所述位移由通过超声探头施加的压力生成。

[0038] 控制单元通过使用至少一个点的剪切模量来生成ROI的剪切模量图像,并通过使用至少一个点的应变来生成ROI的应变图像,并且超声成像装置还包括在屏幕上同时显示剪切模量图像和应变图像的显示单元。

[0039] 根据一个或多个示例性实施例,一种超声图像处理方法包括:将超声信号发送到对象的感兴趣区域(ROI),然后接收从对象的ROI反射的超声回声信号;基于所接收的超声回声信号计算ROI中的至少一个点的剪切模量;基于所接收的超声回声信号计算至少一个点的应变;以及通过使用剪切模量和应变来计算施加到至少一个点的应力。

[0040] 所述超声图像处理方法还可以包括:基于应力生成表示施加到对象的压缩应力的第一信息;以及显示包括第一信息的用户界面屏幕。

[0041] 所述超声图像处理方法还可以包括:基于通过应变除以应力而获得的值重新计算应变;以及通过使用重新计算出的应变来形成ROI的应变图像。

[0042] 基于通过应变除以应力而获得的值来重新计算应变可以包括:将ROI划分成至少一个区域,计算至少一个区域中的每一个的平均应力,并且基于通过应变除以平均应力而获得的值来重新计算应变。

[0043] 通过使用剪切模量和应变计算施加到至少一个点的应力可以包括:计算与剪切模量和应变的乘积成比例的值作为应力。

[0044] 通过使用剪切模量和应变计算施加到至少一个点的应力可以包括:通过使用至少一个点的剪切模量来获取ROI的剪切模量图,通过使用至少一个点的应变来获取ROI的应变成像图,并基于剪切模量图和应变成像图计算ROI的应力。

[0045] 超声信号可以包括用于生成参考图像的第一超声信号、作为用于向ROI施加声力的聚焦超声脉冲的第二超声信号、以及用于计算ROI中的至少一个点的位移的第三超声信号,所述位移由声力和通过超声探头施加的压力生成,并且超声回声信号可以包括从对象的ROI反射的与第一超声信号对应的第一超声回声信号和与第三超声信号对应的第三超声回声信号。

[0046] 计算至少一个点的剪切模量可以包括:基于第三超声回声信号计算至少一个点的时间相关位移;以及通过使用时间相关位移来计算至少一个点的剪切模量。

[0047] 至少一个点的应变的计算可以包括:通过使用第一超声回声信号来获取ROI的参

考图像数据;基于参考图像数据和第三超声回声信号计算ROI中的至少一个点的位移,所述位移由通过超声探头施加的压力生成;以及通过对计算出的位移求微分来计算ROI中的至少一个点的应变。

[0048] 所述超声图像处理方法还可以包括:通过使用至少一个点的剪切模量来生成ROI的剪切模量图像;通过使用至少一个点的应变来生成ROI的应变图像;以及在屏幕上同时显示剪切模量图像和应变图像。

[0049] 发明实施方式

[0050] 本申请要求于2014年9月25日在韩国知识产权局提交的韩国专利申请号10-2014-0128281的权益,通过引用将其整体并入本文。

[0051] 现将详细参考示例性实施例,这些实施例的实例在附图中示出,其中相同参考标号始终指代相同元件。在此方面,本发明的示例性实施例可以具有不同的形式并且不应被解释为限制于在此阐述的描述。因此,示例性实施例仅仅是通过参考附图在下文描述以解释本发明的各个方面。如本文所使用,诸如“……的至少一个”的表述在元件列表之后时,修饰整个元件列表,而不修饰列表的单独元件。

[0052] 将简要描述在说明书中使用的术语,并且将详细描述示例性实施例。

[0053] 考虑到关于示例性实施例的功能,本说明书中所使用的术语是本领域目前广泛使用的那些一般术语,但是术语可以根据本领域普通技术人员的意图、先例或本领域新技术而变化。另外,可以由申请人选择指定的术语,并且在这种情况下,将在示例性实施例的详细描述中描述其详细含义。因此,说明书中所使用的术语不应当被理解为简单的名称,而是基于术语的含义和示例性实施例的整体描述来理解。

[0054] 除非另外说明,否则当某事物“包括”或“包含”组件时,可以进一步包括另一个组件。另外,本文所使用的术语“单元”和“模块”是指执行至少一个功能或操作的单元,并且这些单元可以被实现为硬件或软件或硬件和软件的组合。

[0055] 在整个说明书中,“超声图像”是指通过使用超声波获取的对象的图像。另外,“对象”可以包括人或动物,或者人或动物的一部分。例如,对象可以包括诸如肝脏、心脏、子宫、脑、乳房和腹部的器官或血管。另外,对象可以包括体模。体模可以指具有近似于生物的强度和有效原子序数的体积的材料,并且可以包括具有与人体类似的属性的球形体模。

[0056] 另外,“用户”可以是但不限于医学专家,诸如医生、护士、医学实验室技术人员,或医学图像专家,或修理医疗装置的技术人员。

[0057] 在下文中,将参考附图详细描述示例性实施例,使得本领域的普通技术人员可以容易地实现示例性实施例。然而,示例性实施例可以具有不同的形式并且不应被解释为限制于在此阐述的描述。此外,在附图中将省略与示例性实施例的描述无关的部分,以便清楚地描述示例性实施例,并且在整个说明书中相同的参考标号将表示相同的元件。

[0058] 图1是示出根据示例性实施例的超声成像装置1000的配置的框图。

[0059] 参考图1,超声成像装置1000可以包括显示单元230、控制单元600和数据获取单元100。显示单元230、控制单元600和数据获取单元100可以经由总线700彼此连接。另外,除了显示单元230、控制单元600和数据获取单元100之外,超声成像装置1000还可以包括探头(或超声探头)20。

[0060] 探头20可以根据从数据获取单元100施加的驱动信号将超声信号发送到对象10,

并接收从对象10反射的回声信号。探头20可以包括多个换能器,并且多个换能器可以根据发送到其的电信号而振荡,并且生成超声波,即声能。另外,探头20可以有线地或无线地连接到超声成像装置1000的主体。根据示例性实施例,超声成像装置1000可以包括多个探头20。

[0061] 数据获取单元100可以包括发送单元110和接收单元120。发送单元110可以向探头20提供驱动信号。接收单元120可以通过处理从探头20接收的回声信号来生成超声数据。

[0062] 通常,控制单元600可以控制超声成像装置1000的整体操作。例如,控制单元600可以控制数据获取单元100和显示单元230。

[0063] 控制单元600可以包括剪切模量计算模块610、应变计算模块620和应力计算模块630。

[0064] 剪切模量计算模块610可以基于由数据获取单元100生成的超声数据来计算对象10的兴趣区域(ROI)的剪切模量。剪切模量可以指代表对象相对于对象的一个面的弹性的模量。

[0065] 应变计算模块620可以基于由数据获取单元100生成的超声数据来计算施加到对象10的ROI的力所生成的应变。应变可以指每单位长度的对象的变化。

[0066] 另外,应力计算模块630可以基于由剪切模量计算模块610计算的剪切模量和由应变计算模块620计算的应变来计算施加到对象10的ROI的应力。例如,应力计算模块630可以计算与剪切模量和应变的乘积成比例的值作为应力。

[0067] 另外,应变计算模块620可以基于所计算的应力重新计算对象10的ROI的应变。例如,应变计算模块620可以重新计算与通过预先计算的应变除以所计算的应力而获得的值成比例的值作为应变。

[0068] 显示单元230可以通过扫描转换由数据获取单元100生成的超声数据来生成超声图像并显示所述超声图像。

[0069] 另外,显示单元230可以显示基于由应变计算模块620计算的应变而生成的对象10的ROI的应变图像。在这种情况下,与应变图像一起,显示单元230可以显示由探头20施加到对象10的ROI的力。另外,显示单元230可以显示基于由剪切模量计算模块610计算的剪切模量而生成的对象10的ROI的剪切模量图像。

[0070] 另外,显示单元230可以在屏幕上同时显示剪切模量图像和应变图像。另外,显示单元230可以按照叠加的方式显示剪切模量图像和应变图像。

[0071] 图2是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000计算施加到ROI中的至少一个点的应力的方法的流程图。

[0072] 参考图2,在操作S210中,超声成像装置1000可以将超声信号发送到对象10的ROI,然后接收从对象10的ROI反射的超声回声信号。

[0073] 超声信号可以包括用于生成参考图像的第一超声信号和作为用于向ROI施加声力的聚焦超声脉冲的第二超声信号。另外,超声信号可以包括用于计算ROI中的至少一个点的位移的第三超声信号,所述位移由声力和通过探头20所施加的压力生成。

[0074] 超声回声信号可以包括从对象10的ROI反射的与第一超声信号对应的第一超声回声信号和与第三超声信号对应的第三超声回声信号。

[0075] 在操作S220中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算ROI中的

至少一个点的剪切模量。

[0076] 超声成像装置1000可以基于由声力生成的组织位移来计算ROI的剪切模量。

[0077] 例如,超声成像装置1000可以基于第三超声回声信号计算至少一个点的时间相关位移,并且通过使用时间相关位移来计算至少一个点的剪切模量。

[0078] 在操作S230中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算至少一个点的应变。

[0079] 超声成像装置1000可以通过使用第一超声回声信号来获取ROI的参考图像数据,基于参考图像数据和第三超声回声信号来计算ROI中的至少一个点的位移(所述位移通过探头20施加的压力而生成),并且通过对计算出的位移求微分来计算ROI中的至少一个点的应变。

[0080] 在操作S240中,超声成像装置1000可以通过使用剪切模量和应变来计算施加到至少一个点的应力。

[0081] 超声成像装置1000可以计算与剪切模量和应变的乘积成比例的值作为应力。

[0082] 另外,超声成像装置1000可以通过使用至少一个点的剪切模量来获取ROI的剪切模量图,通过使用至少一个点的应变来获取ROI的应变成像图,并且基于剪切模量图和应变成像图计算ROI的应力。

[0083] 图3是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000计算ROI中的至少一个点的剪切模量的方法的示意图。

[0084] 参考图3,控制单元600可以生成ROI的剪切模量图像。剪切模量图像可以是基于位于ROI中的组织的剪切模量表示组织的刚度的图像。

[0085] 数据获取单元100可以通过探头20将第一超声信号312发送到ROI,并从ROI接收与第一超声信号312对应的第一超声回声信号314。

[0086] 当接收到第一超声回声信号314时,控制单元600可以基于第一超声回声信号314生成ROI的参考图像315。参考图像315可以是表示在将力施加到ROI之前的组织的位置的图像。参考图像315可以是ROI的B模式图像或M模式图像。

[0087] 在接收到第一超声回声信号314之后,数据获取单元100可以通过探头20发送ROI中的聚焦点323的第二超声信号321。第二超声信号321可以是聚焦超声脉冲。

[0088] 当强聚焦超声脉冲321被发送到ROI中的聚焦点323时,可以在位于ROI中的组织中生成横波328。例如,强聚焦超声脉冲321可以沿超声脉冲的方向(即,轴向)推动组织。位于聚焦点323处的组织的轴向移动可以使相邻组织沿相同方向(轴向)移动。当与聚焦点323相邻的组织在相同方向上移动时,所述移动可以再次传播到与移动的组织相邻的组织。在这种情况下,引起组织移动的超声波的力可以被称为声力。

[0089] 当移动传播到相邻组织时,施加到聚焦点323的声力可以在垂直于超声脉冲方向的方向(即,横向方向)上生成波,聚焦点323作为原点。在垂直于超声脉冲方向的方向上传播的横波328可以被称为剪切波。

[0090] 剪切波328的传播速度可以根据组织的刚度、杨氏模量或剪切模量来确定。

[0091] 例如,根据组织的刚度,剪切波328的传播速度可以改变为约1m/s至约10m/s。另外,剪切波328在组织中的传播速度可以随着组织刚度的增加而增加。

[0092] 另外,剪切波328在组织中的传播速度可以与组织刚度具有如下面的方程式1所表

示的关系。

[0093] 方程式1

[0094] $G = \rho \cdot C^2$

[0095] 在方程式1中,G可以表示组织的刚度, ρ 可以表示组织的密度,并且C可以表示剪切波328的传播速度。组织的密度“ ρ ”可以被认为是ROI中的常数值,并且可以主要是已知值。因此,可以通过测量在组织中传播的剪切波328的传播速度来检测组织的刚度。

[0096] 可以通过测量组织在超声脉冲的方向(即,轴向)上的位移来检测剪切波328。组织的位移可以指组织在轴向上相对于参考图像315的移动距离。另外,可以基于一个时间点计算剪切波328在ROI中的部分组织处的传播速度,在所述时间点处,部分组织的位移和与部分组织相邻的组织的位移处于其最大值。

[0097] 参考图3,为了计算由声力生成的组织位移,数据获取单元100可以将第三超声信号331发送到ROI。在这种情况下,为了更准确地测量剪切波328的传播速度,数据获取单元100可以发送平面波作为第三超声信号331。当发送作为第三超声信号331的平面波时,超声成像装置1000可以每秒几千帧的速率对剪切波328进行成像。

[0098] 在第三超声脉冲331被发送到组织之后,第三超声脉冲331可以被位于ROI中的组织处的散射体340散射。由散射体340散射的第三超声脉冲331可以返回到探头20。在这种情况下,由散射体340散射的第三超声脉冲331可以被作为第三超声回声脉冲345。

[0099] 当接收到第三超声回声脉冲345时,控制单元600可以基于第三超声回声脉冲345生成ROI的超声图像。基于第三超声回声脉冲345生成的超声图像之中的包括剪切波328的图像可以被作为剪切波图像350。当发送平面波作为第三超声信号331时,控制单元600可以每秒几千帧的速率生成剪切波350。

[0100] 剪切波图像350可以表示ROI中的组织的位移。控制单元600可以通过使用ROI中的组织的位移来计算剪切波328的传播速度。

[0101] 图4是示出根据示例性实施例的由超声成像装置1000基于ROI中的剪切波的传播速度计算ROI的剪切模量的方法的示意图。

[0102] 剪切模量计算模块610可以基于由声力生成的组织位移来计算ROI的剪切模量。

[0103] 例如,剪切模量计算模块610可以基于互相关方法从每个剪切波图像351检测参考图像315中的第一部分组织(例如,410至415中的一个)的移动位置。基于检测到的位置,剪切模量计算模块610可以计算第一部分组织(例如,410至415中的一个)的轴向位移。基于计算出的位移,剪切模量计算模块610可以检测第一部分组织的位移处于其最大值的时间点。剪切模量计算模块610可以将第一部分组织的位移处于其最大值的时间点确定为剪切波328已经到达第一部分组织的时间点。

[0104] 参考图4,在时间点“t1”处接收构成多个剪切波图像350中的第一图像351的超声数据,并且与聚焦点相邻的两个部分组织412和413的位移在第一图像351中可以处于它们的最大值。因此,剪切模量计算模块610可以确定,剪切波328在时间点“t1”处已经到达两个部分组织412和413。另外,剪切模量计算模块610可以相对于多个剪切波图像350按照相同的方式检测剪切波328的位置和剪切波328已经到达的时间点,并且可以基于剪切波328的位置和剪切波328已经到达的时间点计算剪切波328在ROI中的至少一个点处的速度。

[0105] 当计算出剪切波328在ROI中的至少一个点处的速度时,剪切模量计算模块610可

以通过将ROI的密度和剪切波328的速度代入方程式1来计算剪切波328的速度已经被计算出的点的剪切模量。

[0106] 当计算出ROI中的至少一个点的剪切模量时,控制单元600可以生成表示ROI中的每个点的剪切模量的剪切模量图。

[0107] 另外,控制单元600可以通过根据剪切模量的值利用不同的颜色绘制剪切模量图来生成剪切模量图像420。例如,当剪切模量较低时,超声成像装置1000可以用较蓝的颜色绘制,而当剪切模量较高时,用较红的颜色绘制。另外,控制单元600可以通过根据剪切模量的值利用不同的亮度或色度绘制剪切模量图来生成剪切模量图像420。例如,当剪切模量较低时,控制单元600可以用较低的亮度或色度绘制,并且当剪切模量较高时,用较高的亮度或色度绘制。

[0108] 图5是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000计算ROI的应变的方法的示意图。

[0109] 在接收到用于参考图像315的第一超声回声信号314之后,用户可以有意或无意地通过探头20将力325手动施加到对象10。因此,可以藉由通过探头20手动施加的力325来修改ROI中的组织。

[0110] 参考图5,应变计算模块620可以基于参考图像315和基于第三超声回声脉冲345生成的超声图像中的不包括剪切波328的图像来计算ROI的应变。

[0111] 基于第三超声回声脉冲345生成的超声图像中的在参考时间之后生成的图像510可以是不包括由声力生成的剪切波328的图像。基于第三超声回声脉冲345生成的超声图像中的在参考时间之后生成的图像510可以被称为应变样本图像510。可以基于ROI的横向宽度和ROI中的组织的密度来预设参考时间。

[0112] 图6a和图6b是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000的探头20手动施加的力所生成的组织的应变的示意图。

[0113] 参考图6a,用户可以通过探头20将力325手动施加到ROI,肿瘤组织位于所述ROI中。

[0114] 参考图6b,控制单元600可以在将力325施加到ROI之前对ROI进行成像,并且在将力325施加到ROI之后对ROI进行成像。应变计算模块620可以通过将在将力325施加到ROI之前捕捉的ROI图像与在将力325施加到ROI之后捕捉的ROI图像进行比较来计算ROI的应变。

[0115] 刚性肿瘤组织611具有由力325生成的小位移。另一方面,相对软的组织具有由力325生成的大位移,因为它可以被相同的力325容易地压缩。

[0116] 因此,应变计算模块620可以通过相对于ROI中的至少一个点计算每单位长度的位移来计算ROI中的至少一个点的应变。

[0117] 应变“ ϵ ”可以指每单位长度的位移。此外,应变“ ϵ ”可以表示为下面的方程式2。

[0118] 方程式2

[0119]
$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

[0120] 在方程式2中, ϵ 可以表示应变,L可以表示组织的长度,并且 ΔL 可以表示组织的位移。

[0121] 另外, $\frac{\Delta L}{L}$ 可以相对于部分组织的应变而改变, 如下面的方程式3所示。

[0122] 方程式3

$$[0123] \quad \sigma = \partial u_z / \partial z$$

[0124] 在方程式3中, u_z 可以表示在z轴方向上的位移。因此, 应变可以指相对于位移的空间导数。

[0125] 参考图6B, 应变计算模块620可以通过将在施加力325之前捕捉的超声图像与在施加力325之后捕捉的超声图像进行比较来相对于ROI计算组织的深度相关位移621。

[0126] 当计算出组织的深度相关位移621时, 应变计算模块620可以通过在深度方向上对组织的深度相关位移621求微分来计算组织的深度相关应变631。

[0127] 图7是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000计算通过探头20手动施加的力所生成的应变的方法的示意图。

[0128] 参考图7, 应变计算模块620可以基于参考图像315和应变样本图像510来计算ROI中的至少一个点的应变。

[0129] 应变计算模块620可以计算由通过探头20手动施加的力生成的组织位移。

[0130] 例如, 应变计算模块620可以基于互相关方法从应变样本图像510检测参考图像315中的部分组织412的位置。应变计算模块620可以基于检测到的部分组织412的位置来计算部分组织412在施力方向上的位移710。另外, 应变计算模块620可以计算ROI中的多个部分组织在施力方向上的位移。

[0131] 应变计算模块620可以通过对计算出的多个部分组织在施力方向上的位移求微分来计算ROI中的至少一个点的应变。

[0132] 当计算出ROI中的至少一个点的应变时, 控制单元600可以生成表示ROI中的每个点的应变的应变图。

[0133] 另外, 控制单元600可以通过根据应变的值利用不同的颜色绘制应变图来生成应变图像720。另外, 控制单元600可以通过根据应变的值利用不同的亮度或色度绘制应变图来生成应变图像720。

[0134] 图8是示出根据示例性实施例的由超声成像装置1000基于剪切模量和应变计算ROI的应力的方法的示意图。

[0135] 参考图8, 应力计算模块630可以基于ROI中的至少一个点的应变和弹性模量来计算ROI中的至少一个点的应力。

[0136] 另外, 应力与应变之间的关系可以表示为下面的方程式4。

[0137] 方程式4

$$[0138] \quad \sigma = E \cdot \varepsilon$$

[0139] 在方程式4中, σ 可以表示应力, E 可以表示弹性模量, 并且 ε 可以表示应变。另外, 应力“ σ ”可以指每个面积的力。

[0140] 另外, 弹性模量与剪切模量之间的关系可以表示为下面的方程式5。

[0141] 方程式5

$$[0142] \quad E = 3G$$

[0143] 在方程式5中,E可以表示弹性模量,并且G可以表示剪切模量。

[0144] 因此,应力可以表示为下面的方程式6。

[0145] 方程式6

$$[0146] \quad \sigma = 3G \cdot \varepsilon$$

[0147] 应力计算模块630可以通过计算ROI中的至少一个点的剪切模量和应变的乘积并且三倍化乘积来计算施加到ROI中的至少一个点的应力。

[0148] 另外,应力计算模块630可以基于剪切模量图和应变图,通过计算ROI中的每个点的剪切模量和应变的乘积,并且三倍化乘积来计算施加到ROI中的每个点的应力。

[0149] 当计算出施加到ROI中的至少一个点的应力时,控制单元600可以生成表示ROI中的每个点的应力的应力图810。

[0150] 图9是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000引导用户按压探头20的操作的方法的流程图。

[0151] 参考图9,在操作S910中,超声成像装置1000可以将超声信号发送到对象10的ROI,然后接收从对象10的ROI反射的超声回声信号。在操作S920中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算ROI中的至少一个点的剪切模量。在操作S930中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算至少一个点的应变。在操作S940中,超声成像装置1000可以通过使用剪切模量和应变来计算施加到至少一个点的应力。操作S910至S940可以与图2所示的操作S210至S240对应。

[0152] 在操作S950中,超声成像装置1000可以基于应力生成表示施加到对象10的压缩应力的第一信息。

[0153] 表示施加到对象10的压缩应力的第一信息可以是关于用户施加到对象10的力的信息。

[0154] 超声成像装置1000可以基于ROI中的至少一个点的应力来计算用户施加到对象10的力。

[0155] 在操作S960中,超声成像装置1000可以显示包括第一信息的引导信息。

[0156] 超声成像装置1000可以显示关于用户施加到对象10的力的信息以及剪切模量图像。

[0157] 图10是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000计算用户通过探头20施加到对象10的力的方法的示意图。

[0158] 参考图10,控制单元600可以基于ROI中的至少一个点的应力来计算用户施加到对象10的力。

[0159] 控制单元600可以计算整个ROI 1010上的应力的平均值,并将计算出的平均值确定为用户施加到对象10的力。

[0160] 另外,控制单元600可以计算ROI中的位于距对象10的表面预定距离内的区域1020上的应力的平均值,并将计算出的平均值确定为用户施加到对象10的力。

[0161] 另外,控制单元600可以计算ROI中的位于距探头20的预定距离内的区域上的应力的平均值,并将计算出的平均值确定为用户施加到对象10的力。

[0162] 图11是示出根据示例性实施例的当捕捉剪切模量图像时通过超声成像装置1000引导用户按压探头20的操作的方法的示意图。

[0163] 参考图11,当捕捉剪切模量图像时,超声成像装置1000的显示单元230可以显示关于用户按压探头20的力的引导信息。

[0164] 在捕捉剪切模量图像时,当用户以低于或高于参考压力的压力按压探头20时,可以改变组织的刚度。在组织的刚度变化时捕捉的剪切模量图像可能无法定量地表示组织的原始刚度。

[0165] 显示单元230可以通过显示关于用户按压探头20的力的引导信息来引导通过探头20施加参考压力。

[0166] 显示单元230可以显示剪切模量图像与表示ROI中的至少一个点的位置的坐标轴1110和1112。另外,显示单元230可以显示剪切模量图像与表示对应于每种颜色的剪切模量的值的图像1114。

[0167] 另外,显示单元230可以显示已经计算出剪切模量的ROI的区域1120、相对于ROI的区域1120的参考压力1130、基于ROI的应力计算出的探头20的压力1140、以及用于引导用户按压探头20的力的引导文本1150。

[0168] ROI的区域1120可以由用户设置。另外,可以在超声成像装置1000中预设与人体的区域对应的参考压力1130。

[0169] 图12是示出根据示例性实施例的当捕捉剪切模量图像时通过超声成像装置1000引导用户按压探头20的操作的方法的示意图。

[0170] 参考图12,当捕捉剪切模量图像时,显示单元230可以显示关于用户按压探头20的力的方向的引导信息。

[0171] 当捕捉剪切模量图像时,用户可以来回地或左右地倾斜探头20。当探头20被来回地或左右地倾斜时,施加到ROI中的部分区域的力可以彼此不同。

[0172] 显示单元230可以显示关于用户按压探头20的力的方向的信息1210。例如,当探头20向右倾斜时,显示单元230可以显示表示探头20的倾斜方向和当前形状的文本1210。

[0173] 图13是示出根据示例性实施例的超声成像装置1000通过使用应力重新计算应变的方法的流程图。

[0174] 参考图13,在操作S1310中,超声成像装置1000可以将超声信号发送到对象10的ROI,然后接收从对象10的ROI反射的超声回声信号。在操作S1320中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算ROI中的至少一个点的剪切模量。在操作S1330中,超声成像装置1000可以基于接收到的超声回声信号计算至少一个点的应变。在操作S1340中,超声成像装置1000可以通过使用剪切模量和应变来计算施加到至少一个点的应力。操作S1310至S1340可以与图2所示的操作S210至S240对应。

[0175] 在操作S1350中,超声成像装置1000可以基于通过应变除以应力所获得的值来重新计算应变。

[0176] 超声成像装置1000可以重新计算通过将ROI中的第一点的应变除以第一点的应力而获得的值作为第一点的应变。

[0177] 另外,超声成像装置1000可以将ROI划分成至少一个区域,计算至少一个区域中的每一个的平均应力,并且通过将ROI中的第一点的应变除以包括第一点的区域的平均应力来重新计算应变。

[0178] 在操作S1360中,超声成像装置1000可以通过使用重新计算出的应变来形成ROI的

应变图像。

[0179] 图14是示出根据示例性实施例的超声成像装置1000通过使用应力重新计算应变的方法的示意图。

[0180] 参考图14,应变计算模块620可以通过使用计算出的ROI中的每个点的应力来重新计算ROI的应变。

[0181] 参考方程式4,组织的应变可以随着施加到组织的应力增加而增加。另外,在相同的应力下,如果第一组织具有比第二组织更高的刚度或更高的剪切模量,则第一组织可以具有比第二组织更高的应变。因此,假设将相同的应力施加到ROI,则组织的应变可以指组织的刚度。

[0182] 假设将相同的应力施加到ROI,则应变图像可以是通过测量ROI的刚度来表示的图像。然而,由探头20施加到对象10的力可能不均匀地作用在整个ROI上。例如,由探头20施加的力可以大大地作用在与探头20相邻的组织上,并且由探头20施加的力可以稍微作用在远离探头20的组织上。另外,探头20可以倾斜地按压在对象10上。因此,在应变图像中表示的组织的刚度可以不同于组织的初始刚度。

[0183] 可以在应变图像中观察到由于力不均匀地作用在整个ROI上而生成的伪像1412至1416。伪像1412至1416可以指示,因为过度的应力被施加到一般组织,所以不同于肿瘤的具有低刚度的一般组织被显示为与周围组织不同。

[0184] 应变计算模块620可以通过使用计算出的应力补偿施加到ROI的非均匀应力来去除伪像。例如,应变计算模块620可以重新计算通过将ROI中的第一点的应变除以第一点的应力而获得的值作为第一点的应变。

[0185] 应变计算模块620可以通过重新计算ROI中的每个点的应变来重新计算ROI的应变图。当重新计算ROI的应变图时,控制单元600可以基于重新计算出的应变图生成应变图像1420。

[0186] 另外,显示单元230可以显示基于作为定量值计算出的应变而生成的应变图像1420。

[0187] 图15是示出根据另一个示例性实施例的超声成像装置1000通过使用应力重新计算应变的方法的示意图。

[0188] 参考图15,应变计算模块620可以计算多个部分区域的平均应力,并基于计算出的平均应力重新计算部分区域的应变。

[0189] 应力不会根据距离突然改变。因此,施加到ROI中的相邻组织的应力可以被认为是彼此基本相同。

[0190] 因此,控制单元600可以将ROI划分成多个部分区域1510,并基于部分区域1510中的每个点的应力来计算部分区域1510的平均应力。当计算出部分区域1510的平均应力时,应变计算模块620可以将部分区域1510中的每个点的应变除以平均应力,并重新计算除法的结果值作为ROI中的每个点的应变。当重新计算出ROI中的每个点的应变时,控制单元600可以重新计算ROI的应变图。

[0191] 图16a和图16b是示出根据示例性实施例的通过超声成像装置1000显示剪切模量图像和应变图像的方法的示意图。

[0192] 参考图16a,显示单元230可以一起显示剪切模量图像420和应变图像1420。

[0193] 控制单元600可以通过使用ROI中的至少一个点的剪切模量来获取ROI的剪切模量图像420。另外,控制单元600可以通过使用ROI中的至少一个点的应变来获取ROI的应变图像1420。另外,显示单元230可以在屏幕上同时显示剪切模量图像420和应变图像1420。

[0194] 另外,显示单元230可以用B模式图像、M模式图像或多普勒图像一起显示剪切模量图像420和应变图像1420。

[0195] 参考图16b,显示单元230可以按照叠加的方式显示剪切模量图像420和应变图像1420。

[0196] 例如,显示单元230可以按照叠加的方式显示应变图像1420和剪切模量图像420。在这种情况下,可以半透明地显示剪切模量图像420,使得可以通过剪切模量图像420投影应变图像1420。

[0197] 另外,显示单元230可以显示剪切模量图像420并按照叠加的方式在剪切模量图像420上显示应变图像1420,使得剪切模量图像420可以通过应变图像1420投影。

[0198] 图17是示出根据示例性实施例的超声成像装置1000的配置的框图。

[0199] 参考图17,超声成像装置1000可以包括数据获取单元100、显示单元230和控制单元600,并且还可以包括图像处理单元200、通信单元300、存储器400和输入设备500,其中上述组件可以经由总线700彼此连接。

[0200] 超声成像装置1000不仅可以被实施为手推车型超声成像装置,而且还可以被实现为便携式超声成像装置。便携式超声成像装置的示例可以包括图片存档和通信系统(PACS)观看器、智能电话、膝上型计算机、个人数字助理(PDA)和平板个人计算机(PC);然而,示例性实施例不限于此。

[0201] 探头20根据从数据获取单元100施加的驱动信号将超声信号发送到对象10,并接收从对象10反射的回声信号。探头20包括多个换能器,并且多个换能器根据发送到其电信号而振荡,并且生成超声波,即声能。另外,探头20可以有线地或无线地连接到超声成像装置1000的主体。根据示例性实施例,超声成像装置1000可以包括多个探头20。

[0202] 发送单元110向探头20提供驱动信号,并且包括脉冲生成单元112、发送延迟单元114和脉冲发生器116。脉冲生成单元112根据预定的脉冲重复频率(PRF)生成用于形成发送超声波的脉冲,并且发送延迟单元114对脉冲施加用于确定发送方向性的延迟时间。被施加延迟时间的脉冲分别对应于探头20中所包括的多个压电振动器。脉冲发生器116在与被施加延迟时间的每个脉冲对应的定时向探头20施加驱动信号(或驱动脉冲)。

[0203] 接收单元120通过处理从探头20接收的回声信号来生成超声数据,并且可以包括放大器122、模数转换器(ADC)124、接收延迟单元126和求和单元128。放大器122放大每个通道中的回声信号,并且ADC 124对放大的回声信号进行模数转换。接收延迟单元126对数字转换后的回声信号施加用于确定接收方向性的延迟时间,并且求和单元128通过对由接收延迟单元126处理的回声信号求和来生成超声数据。另外,根据示例性实施例,接收单元120可以不包括放大器122。换句话说,当增强探头20的灵敏度或由ADC 124处理比特的能力时,可以省略放大器122。

[0204] 图像处理单元200通过扫描转换由数据获取单元100生成的超声数据来生成超声图像并显示所述超声图像。超声图像不仅可以包括通过以振幅(A)模式、亮度(B)模式和运动(M)模式扫描对象10而获得的灰度图像,而且可以包括通过使用多普勒效应表示对象10

的运动的多普勒图像。多普勒图像可以包括表示血液流动的血流多普勒图像(也称为彩色多普勒图像)、表示组织的运动的组织多普勒图像以及以波形表示对象10的移动速度的频谱多普勒图像。

[0205] B模式处理单元212从超声数据提取B模式分量,并处理B模式分量。图像生成单元220可以基于由B模式处理单元212提取的B模式分量来生成将信号强度表示为亮度的超声图像。

[0206] 同样地,多普勒处理单元214可以从超声数据提取多普勒分量,并且图像生成单元220可以基于所提取的多普勒分量来生成将对象10的运动表示为颜色或波形的多普勒图像。

[0207] 根据示例性实施例的图像生成单元220可以通过体积数据的体绘制来生成三维(3D)超声图像,并且还可以生成使由于压力而导致的对象10的变形可视化的弹性图像。此外,图像生成单元220可以通过使用文本和图形在超声图像中显示各种附加信息。所生成的超声图像可以存储在存储器400中。

[0208] 显示单元230显示所生成的超声图像。显示单元230不仅可以经由图形用户界面(GUI)在屏幕上显示超声图像,而且还可以显示由超声成像装置1000处理的各种信息。根据示例性实施例,超声成像装置1000可以包括两个或更多个显示单元230。

[0209] 通信单元300有线或无线地连接到网络30以与外部设备或服务器通信。通信单元300可以与医院服务器或通过图片存档和通信系统(PACS)连接的医院中的其他医疗装置交换数据。另外,通信单元300可以根据医学数字成像和通信(DICOM)标准执行数据通信。

[0210] 通信单元300可以经由网络30发送和接收与对象10的诊断相关的数据,例如对象10的超声图像、超声数据和多普勒数据,并且还可以发送和接收通过其他医疗装置获得的医学图像,例如计算机断层摄影(CT)图像、磁共振成像(MRI)图像和X射线图像。此外,通信单元300可以从服务器接收与患者的诊断历史或治疗计划有关的信息,并使用所述信息来诊断对象10。此外,通信单元300不仅可以与医院中的服务器或医疗装置,还可以与医生或患者的便携式终端执行数据通信。

[0211] 通信单元300可以有线或无线地连接到网络30,以与服务器32、医疗装置34或便携式终端36交换数据。通信单元300可以包括能够与外部设备通信的一个或多个组件,并且可以包括例如短距离通信模块310、有线通信模块320和移动通信模块330。

[0212] 短距离通信模块310是指用于在预定距离内的短距离通信的模块。根据示例性实施例的短距离通信技术的示例可以包括无线LAN、Wi-Fi、蓝牙、Zigbee、Wi-Fi直连(WFD)、超宽带(UWB)、红外数据协会(IrDA)、蓝牙低能量(BLE)和近场通信(NFC);然而,示例性实施例不限于此。

[0213] 有线通信模块320是指使用电信号或光信号进行通信的模块。根据示例性实施例的有线通信技术的示例可以包括双绞线电缆、同轴电缆、光纤电缆和以太网电缆。

[0214] 移动通信模块330在移动通信网络上向基站、外部终端和服务器中的至少一个发送无线信号和从其接收无线信号。在此,无线信号可以包括语音呼叫信号、视频呼叫信号或用于文本/多媒体消息的发送和接收的各种类型的数据。

[0215] 存储器400存储由超声成像装置1000处理的各种数据。例如,存储器400可以存储与对象10的诊断相关的医疗数据,诸如输入或输出的超声数据和超声图像,并且还可以存

储要在超声成像装置1000中运行的算法或程序。

[0216] 存储器400可以被实现为诸如闪存、硬盘驱动器和电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)之类的各种存储介质中的任何一种。另外,超声成像装置1000可以利用作为在线存储器400的云服务器或web存储器。

[0217] 输入设备500是指用户通过其输入用于控制超声波成像装置1000的数据的单元。输入设备500可以包括硬件组件,诸如键盘、鼠标、触摸面板、触摸屏、轨迹球和拨动开关。然而,示例性实施例不限于此,并且输入设备50还可以包括各种其他输入单元,诸如心电图测量模块、呼吸测量模块、语音识别传感器、手势识别传感器、指纹识别传感器、虹膜识别传感器、深度传感器和距离传感器。

[0218] 控制单元600可以控制超声成像装置1000的整体操作。换句话说,控制单元600可以控制探头20、数据获取单元100、图像处理单元200、通信单元300、存储器400和输入设备500之间的操作。

[0219] 探头20、数据获取单元100、图像处理单元200、通信单元300、存储器400、输入设备500和控制单元600中的全部或一些可以由软件模块操作。然而,示例性实施例不限于此,并且上述组件中的一些可以由硬件模块操作。另外,数据获取单元100、图像处理单元200和通信单元300中的至少一个可以包括在控制单元600中;然而,示例性实施例不限于此。

[0220] 示例性实施例还可以包括计算机可运行的指令(诸如由计算机运行的程序模块)的计算机可读记录介质的形式来实现。计算机可读记录介质可以是计算机可访问的任何可用介质,其示例可以包括易失性记录介质、非易失性记录介质、可移动记录介质和不可移动记录介质。另外,计算机可读记录介质的示例可以包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质的示例可以包括通过用于存储诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其他数据的信息的任何方法或技术实现的易失性存储介质、非易失性存储介质、可移动存储介质和不可移动存储介质。通信介质的示例可以包括包含计算机可读指令、数据结构、程序模块、调制数据信号的其他数据或其他传输机制的任何信息传输介质。

[0221] 前述是示例性实施例的说明,而不应被解释为对其的限制。虽然上面已经描述了示例性实施例,但是本领域普通技术人员将容易地理解,在实质上不脱离示例性实施例的构思和特征的情况下,可以对示例性实施例进行各种修改。因此,应当理解,上述示例性实施例应当仅以描述性的意义来考虑,而不是为了限制的目的。例如,被描述为组合的元件也可以按照分布式方式实现,并且被描述为分布式的元件也可以按照组合方式实现。

[0222] 因此,本发明构思的范围不由示例性实施例的详细描述限定,而是由所附权利要求书限定,并且在所述范围内的所有修改或差异应被解释为包括在本发明构思中。

[0223] 另外,其他示例性实施例还可以通过介质(例如,计算机可读介质)中/上的计算机可读代码/指令来实现,以控制至少一个处理元件来实现上述示例性实施例中的任一个。介质可以对应于允许计算机可读代码的存储和/或传输的任何介质/介质。

[0224] 计算机可读代码可以按照各种方式记录/传递在介质上,介质的示例包括记录介质,诸如磁存储介质(例如,ROM、软盘、硬盘等)和光学记录介质(例如,CD-ROM或DVD),以及诸如因特网传输媒体的传输媒体。因此,介质可以是包括或承载信号或信息的这种定义和可测量的结构,诸如根据一个或多个示例性实施例的承载比特流的设备。介质还可以是分布式网络,使得计算机可读代码以分布式方式存储/传递和运行。此外,处理元件可以包括

处理器或计算机处理器,并且处理元件可以分布和/或包括在单个设备中。

[0225] 应当理解,这里描述的示例性实施例应当被认为仅是描述性的,而不是为了限制的目的。每个示例性实施例内的特征或方面应典型地被认为可适用于其他示例性实施例中的其他相似特征或方面。

[0226] 虽然已经参考附图描述了一个或多个示例性实施例,但是本领域普通技术人员将理解,在不脱离由以下权利要求书限定的本发明构思的精神和范围的情况下,可以在形式和细节上进行各种改变。

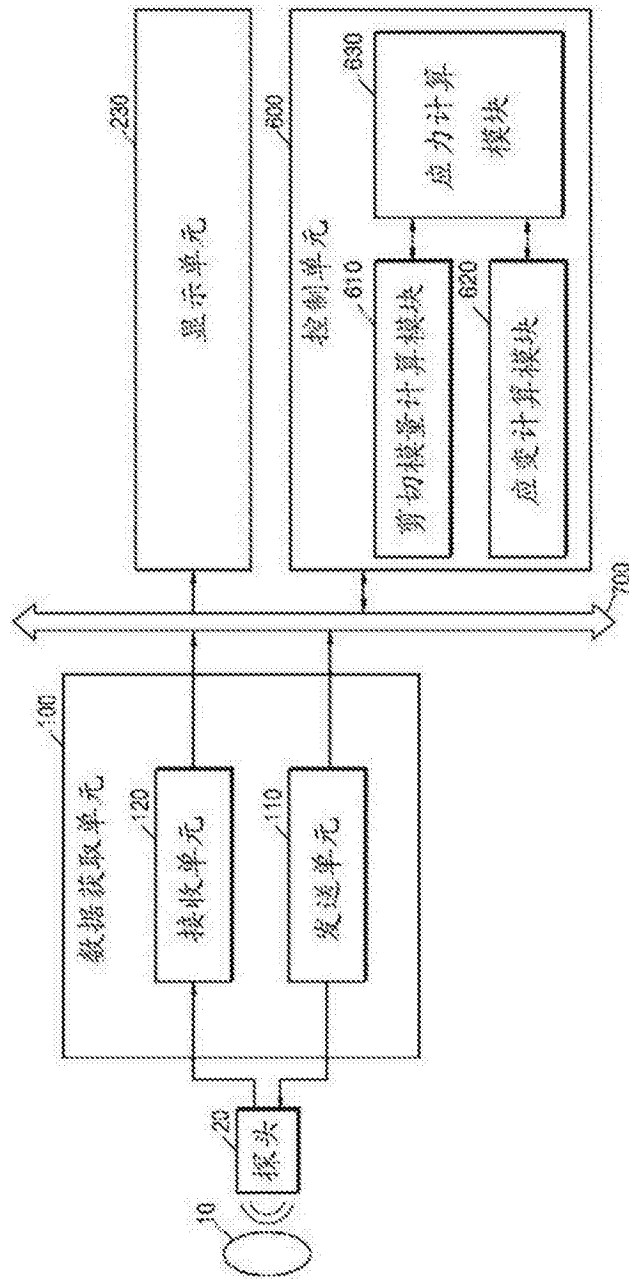


图1

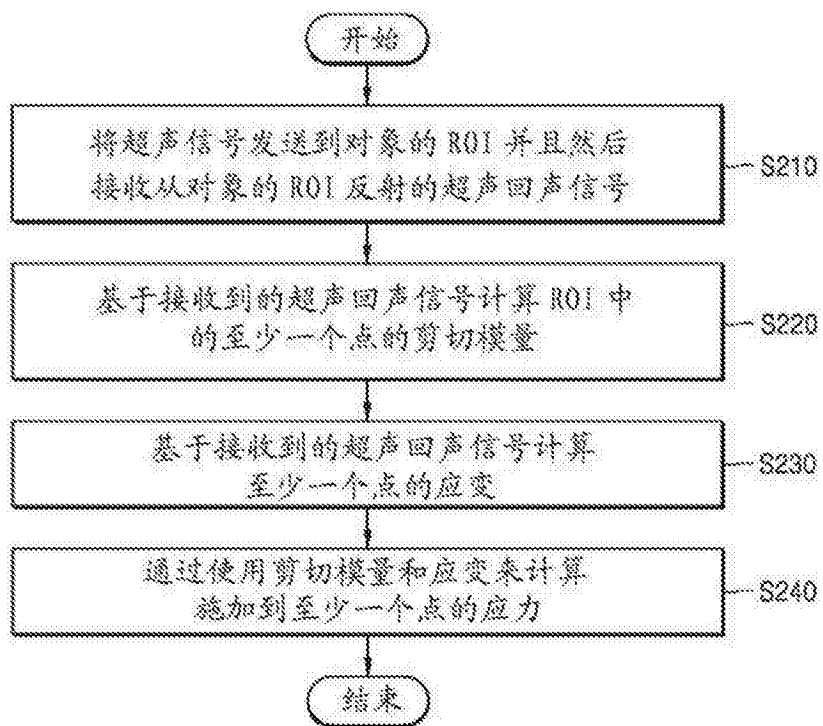


图2

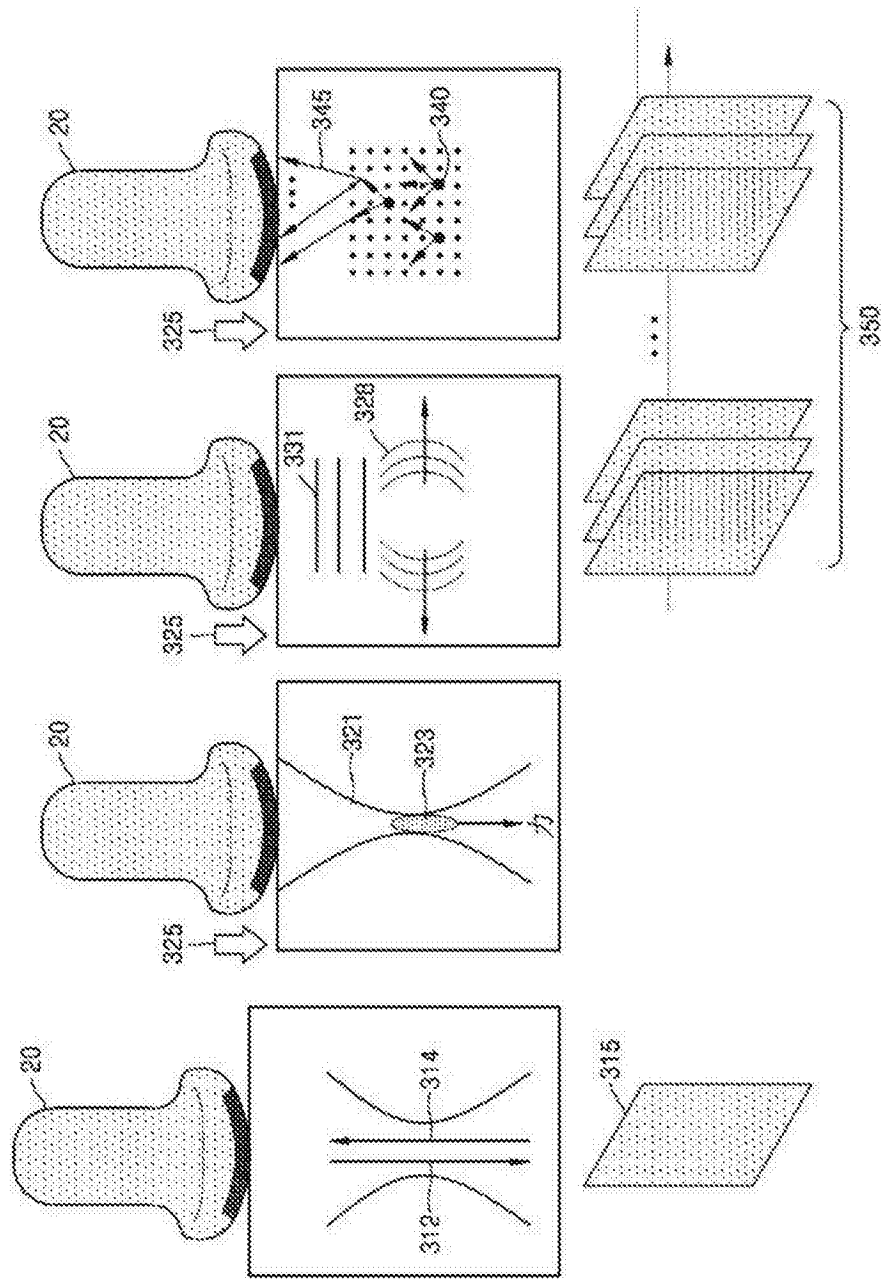


图3

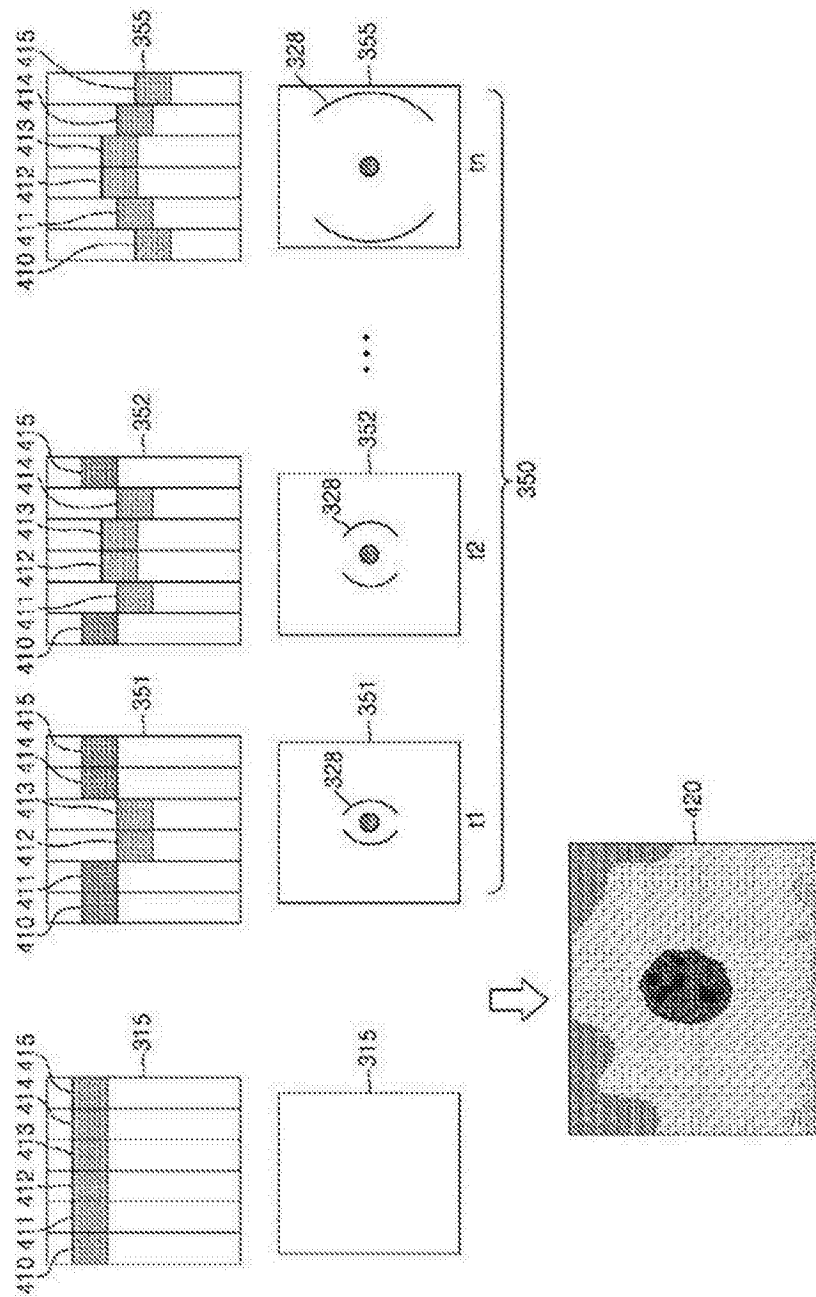


图4

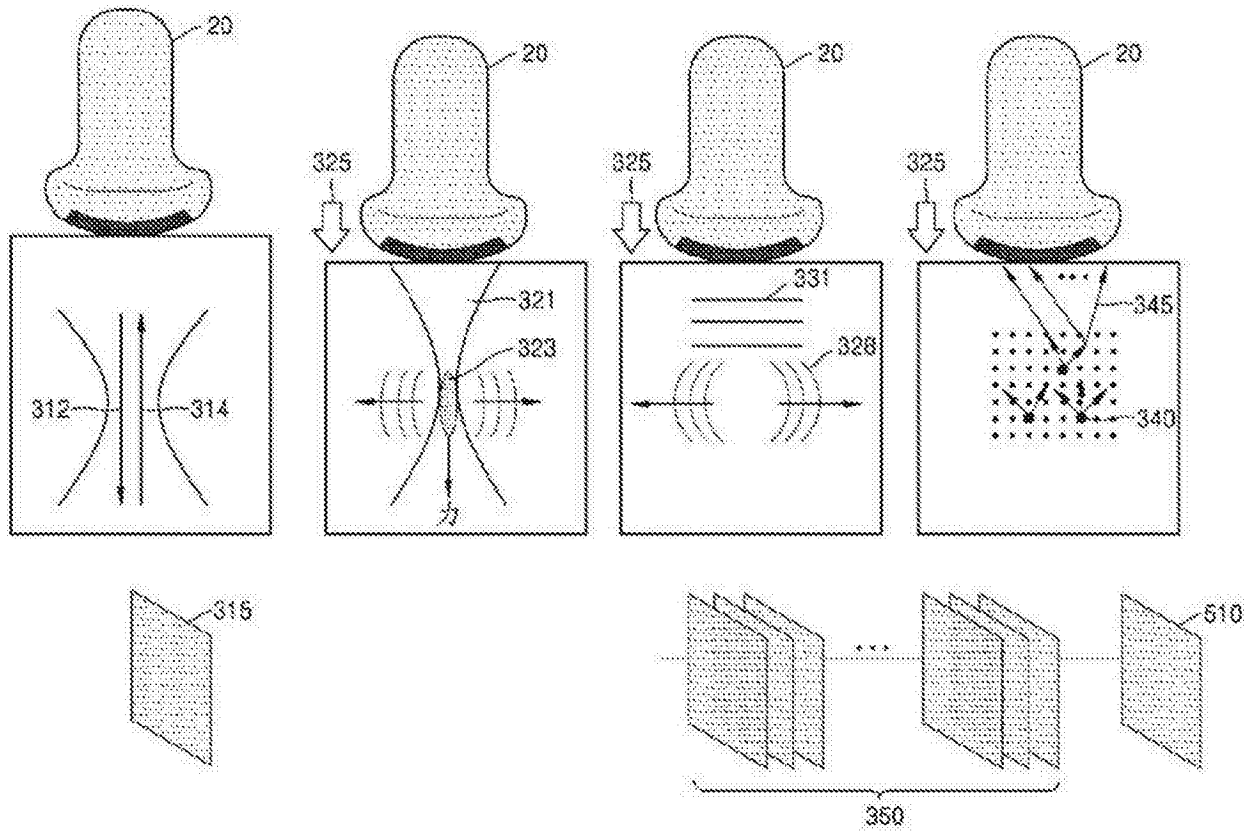


图5

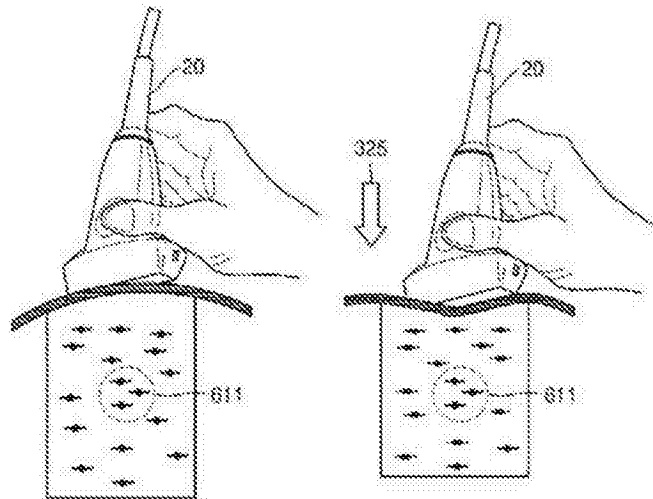


图6a

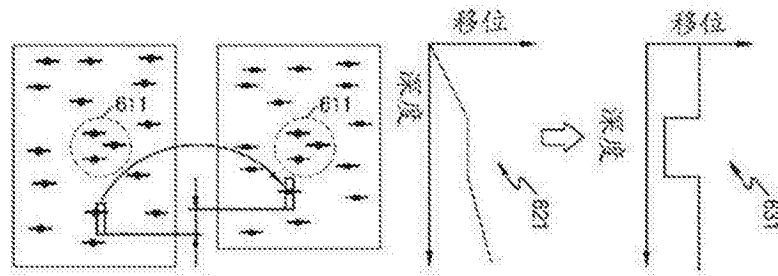


图6b

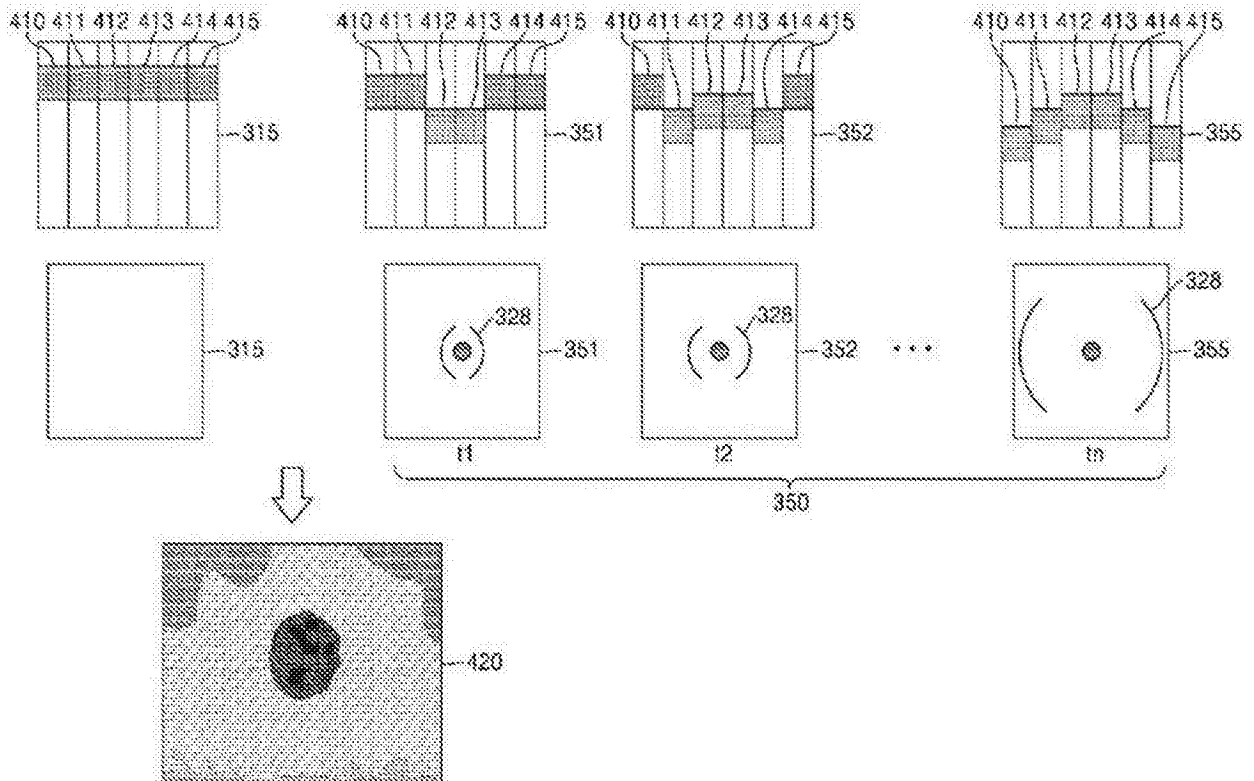


图7

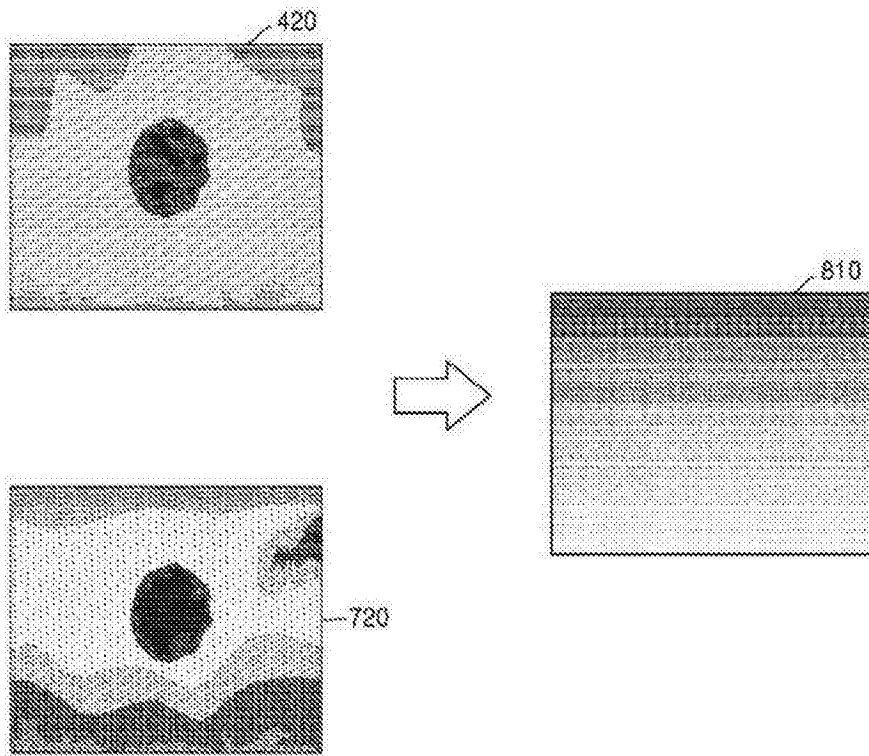


图8

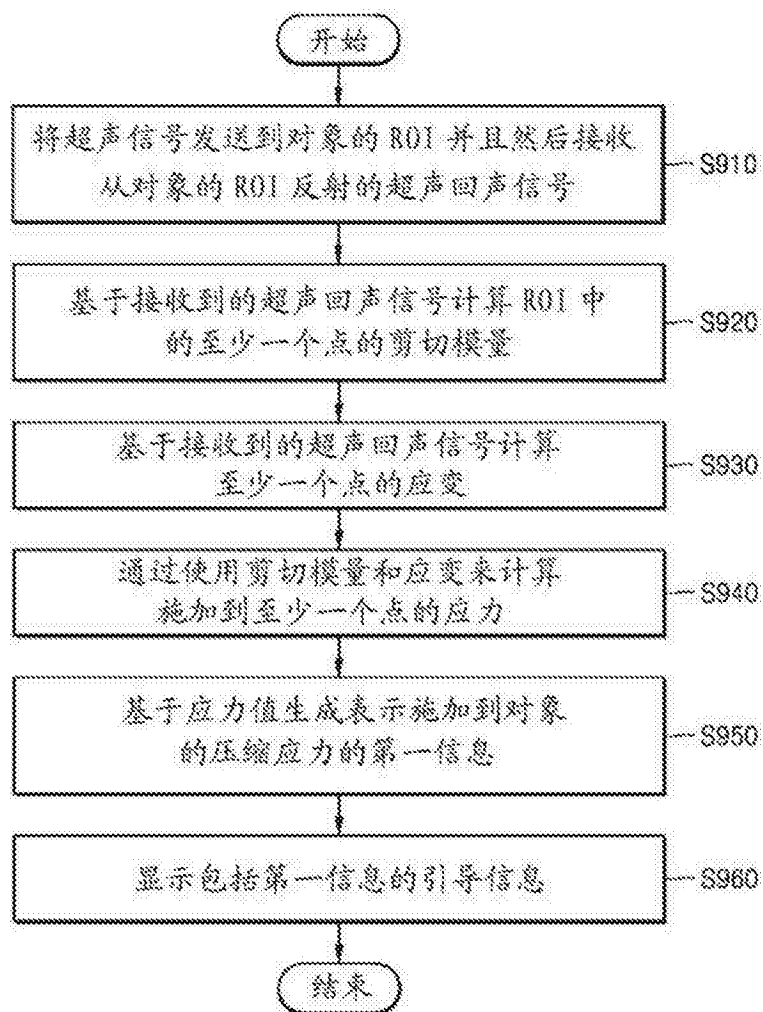


图9

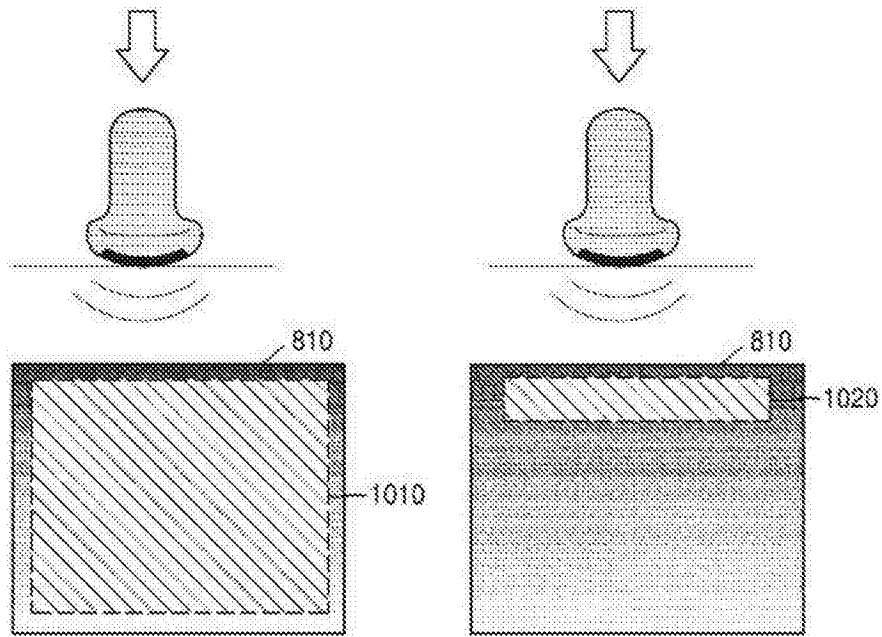


图10

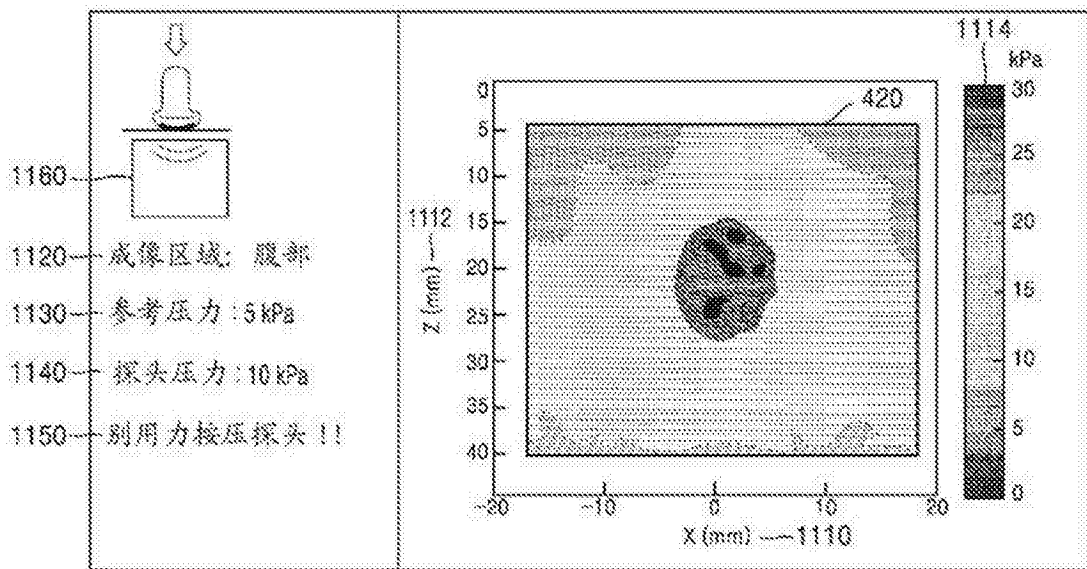


图11

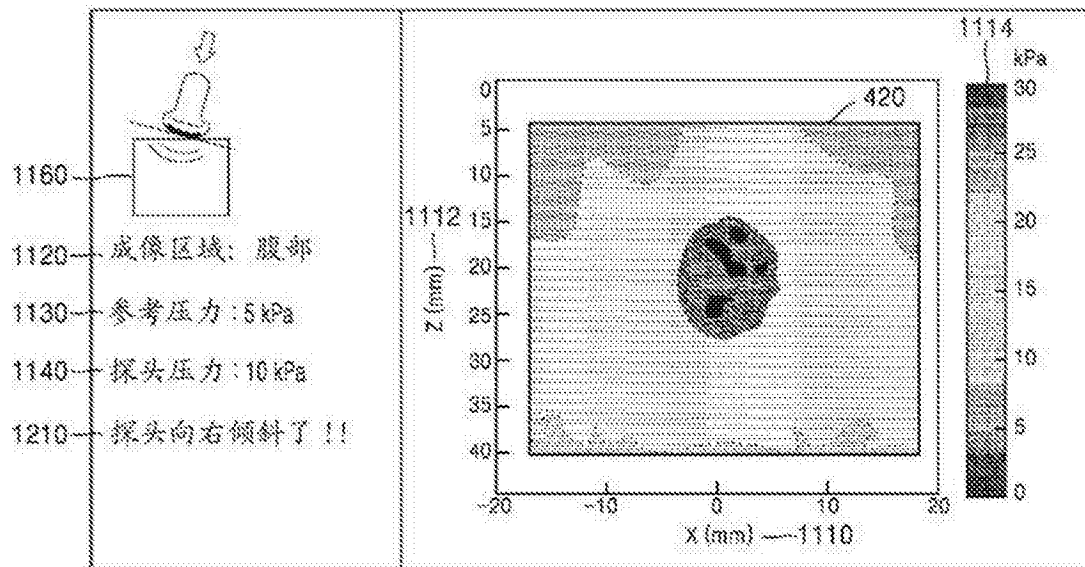


图12



图13

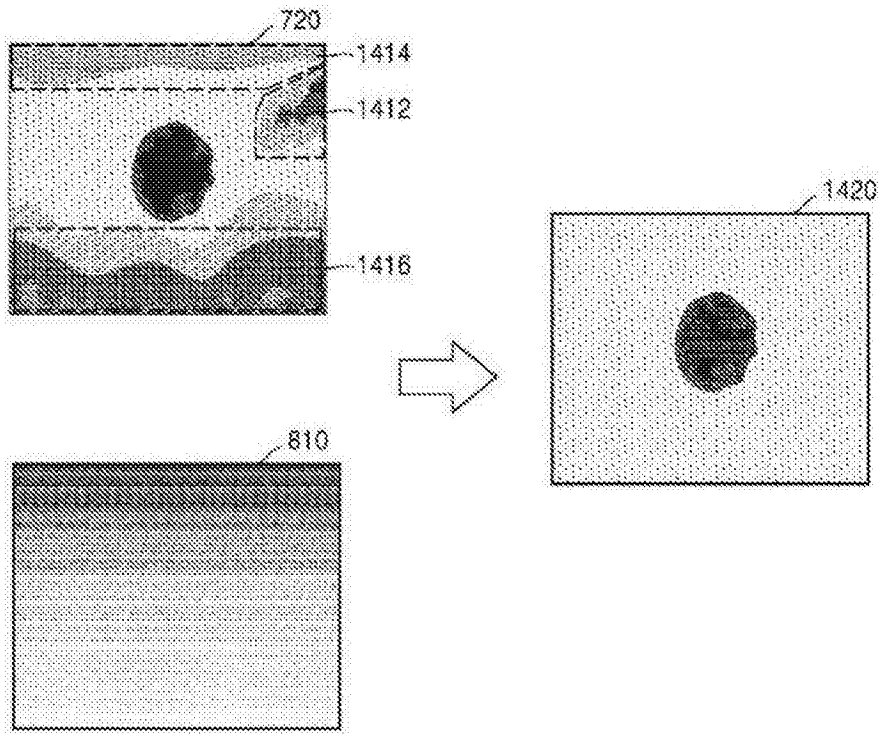


图14

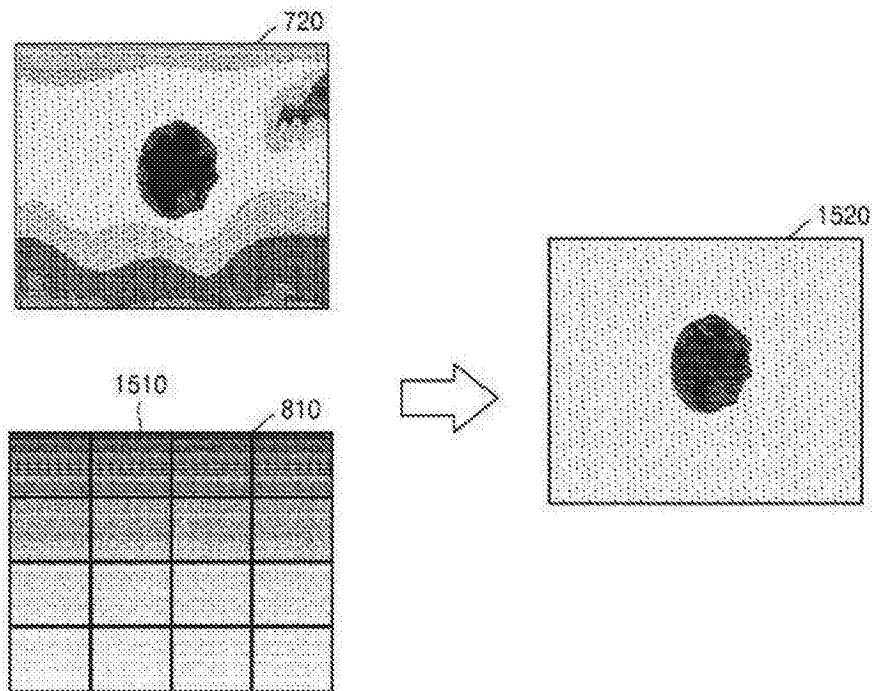


图15

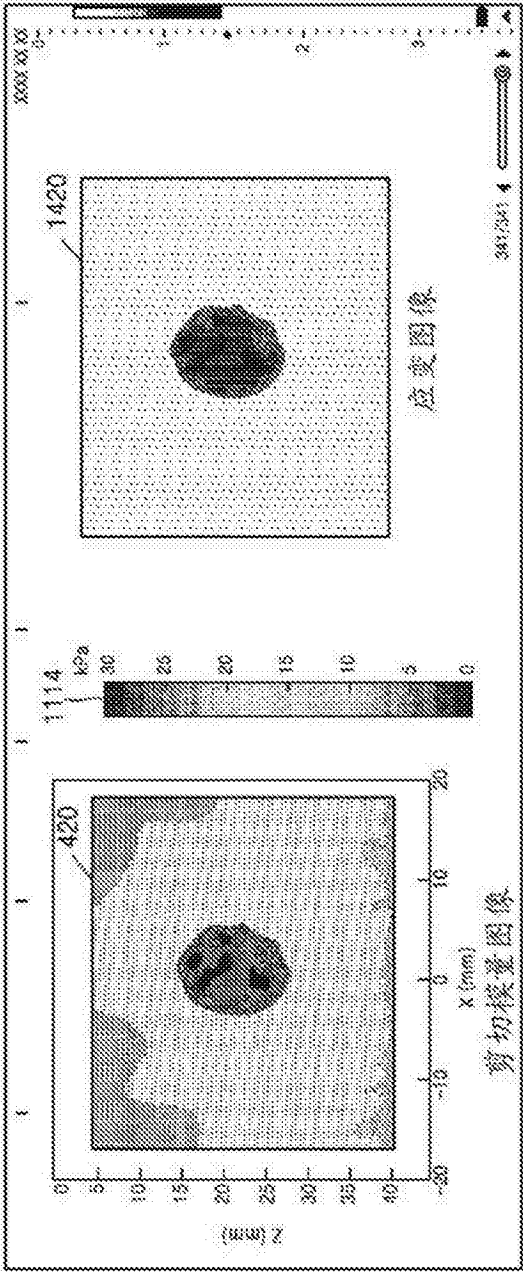


图16a

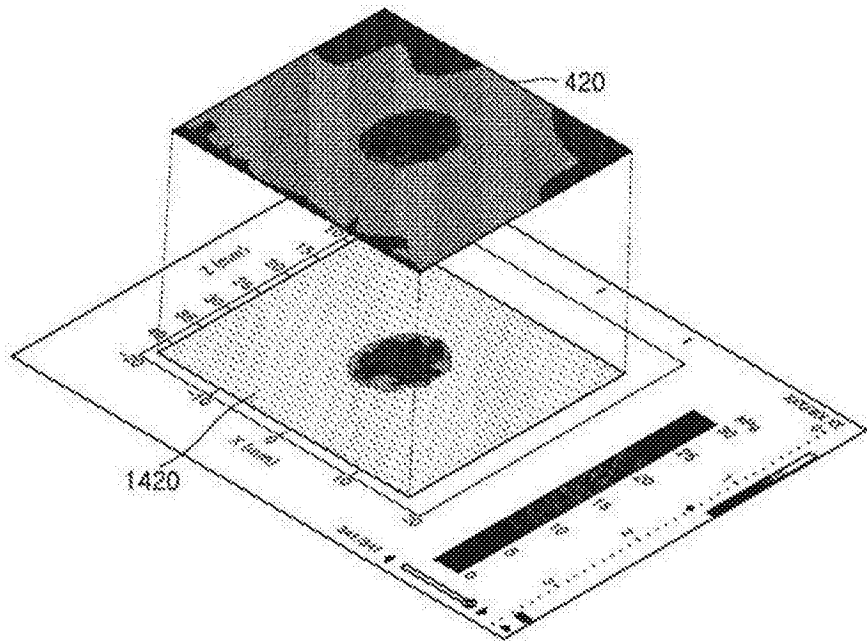


图16b

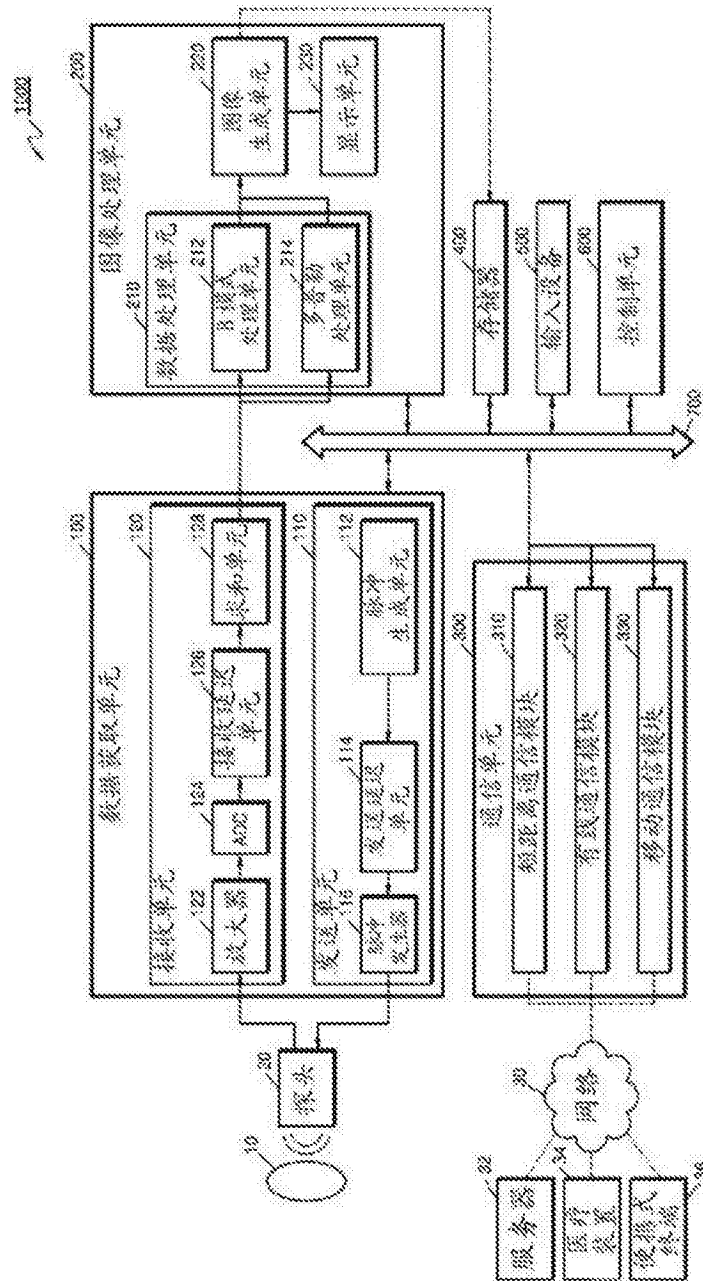


图17

专利名称(译)	超声图像处理方法及其超声成像装置		
公开(公告)号	CN106794000A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580052289.4	申请日	2015-01-02
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	李炯机 孔栋建 朴俊浩 崔基浣		
发明人	李炯机 孔栋建 朴俊浩 崔基浣		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/565 G01S7/52042 G01S7/5206 G16H50/30 A61B8/00 A61B8/465 A61B8/14 A61B8/4472 A61B8/4483		
代理人(译)	邵亚丽		
优先权	1020140128281 2014-09-25 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声成像装置。所述超声成像装置包括：数据获取单元，其将超声信号发送到对象的感兴趣区域(ROI)，然后接收从所述对象的所述ROI反射的超声回声信号；以及控制单元，其基于所接收的超声回声信号计算所述ROI中的至少一个点的剪切模量和所述至少一个点的应变；并且通过使用所述剪切模量和所述应变来计算施加到所述至少一个点的应力。

