(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 103126727 A
(43)申请公布日 2013.06.05

(21)申请号 201210518448.3

(22)申请日 2012.12.05

(30)优先权数据
10-2011-0129079 2011.12.05 KR

(71)申请人 三星电子株式会社
地址 韩国京畿道水原市

(72)发明人 金康植

(74)专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286
代理人 王兆赓 韩明星

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

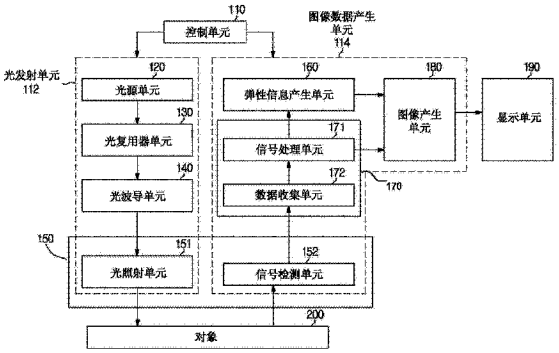
权利要求书2页 说明书12页 附图12页

(54)发明名称

超声成像设备和显示超声图像的方法

(57)摘要

提供一种超声成像设备和显示超声图像的方法。所述超声成像设备和超声图像显示方法同时获得对象的光声信息和弹性信息，产生并显示具有光声信息和弹性信息的单个图像，从而提高诊断的准确性和效率。所述超声成像设备包括：探头，当应力被施加到对象时和当应力没有被施加到对象时照射光，并接收相应的第一声波信号和第二声波信号；数据获取单元，获取均表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据；弹性信息产生单元，计算关于对象的弹性信息；图像产生单元，产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像；显示单元，显示产生的图像。



CN 103126727 A

1. 一种超声成像设备，包括：

探头，被配置为在应力被施加到对象的状态下和在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长分量的光照射到对象，并且被配置为接收当应力没有被施加到对象时产生的第一声波信号和当应力被施加到对象时产生的第二声波信号；

数据获取单元，被配置为通过处理从探头接收的第一声波信号和第二声波信号来获取均表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据；

弹性信息产生单元，被配置为通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息；

图像产生单元，被配置为产生具有被表示为声波数据的光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像；

显示单元，被配置为显示由图像产生单元产生的图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声成像设备，其中，图像产生单元被配置为：通过使用色彩图执行与形成图像的组织的光吸收率信息和弹性信息中的每一个相应的色彩映射。

3. 如权利要求 2 所述的超声成像设备，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化。

4. 如权利要求 2 所述的超声成像设备，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据弹性信息变化。

5. 如权利要求 2 所述的超声成像设备，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据光吸收率信息变化。

6. 如权利要求 1 所述的超声成像设备，其中，图像产生单元被配置为：基于声波数据产生光声图像，并根据组织的弹性信息将不同的色彩映射到形成光声图像的组织。

7. 如权利要求 6 所述的超声成像设备，其中，图像产生单元被配置为：仅针对在光声图像中被用户设置为感兴趣区域的预定区域映射色彩。

8. 如权利要求 1 所述的超声成像设备，其中，图像产生单元被配置为：基于声波数据产生光声图像，并在光声图像的一个区域上显示从弹性信息产生单元计算的弹性信息。

9. 如权利要求 8 所述的超声成像设备，其中，图像产生单元被配置为：仅针对在光声图像中被用户设置为感兴趣区域的预定区域显示弹性信息。

10. 一种显示超声图像的方法，所述方法包括：

通过在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长分量的光照射到对象来接收第一声波信号；

通过在应力被施加到对象的状态下将所述光照射到对象来接收第二声波信号；

通过处理第一声波信号和第二声波信号来获取表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据；

通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息；

产生具有被表示为声波数据的光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像，并显示所述单个图像。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其中，产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像的步骤表示：根据形成图像的组织的光吸收率信息和弹性信息将色彩映射到所述组织，其中，所述色彩与所述组织相应。

12. 如权利要求 11 所述的方法，其中，通过使用色彩图来执行产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像的步骤。

13. 如权利要求 12 所述的方法，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化。

14. 如权利要求 12 所述的方法，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据弹性信息变化。

15. 如权利要求 12 所述的方法，其中，以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据光吸收率信息变化。

超声成像设备和显示超声图像的方法

技术领域

[0001] 这里公开的实施例涉及一种配置为同时获得关于对象的超声弹性信息和光声信息的超声成像设备及其控制方法。

背景技术

[0002] PAT（光声层析成像）是一种适合于使用组合高空间分辨率的超声图像和高光学对比度的光学图像的方法对身体的组织成像的技术。当对活体的组织辐射激光时，激光的短电磁脉冲被身体的组织吸收，从而通过在充当产生初始超声波的源的组织的部分的热弹性扩展来产生临时声压。这样形成的超声波以各种延迟间隔到达身体的组织的表面，这样形成的图像被称为光声图像。

[0003] 超声成像技术是一种被配置为通过使用超声波诊断人体内部的病变的已确立的医学成像技术。超声图像主要被显示为使用根据组织之间的阻抗的差的反射系数的B超图像。然而，对于肿瘤或癌症病变，可能存在与周围组织相比在反射系数中不存在差异的部分，因此这样的部分在B超图像上不可分辨。相反，对组织的机械特性成像的超声弹性成像在诊断诸如癌症组织的病变方面提供了大量的帮助。通过使用如下的特性，即，当施加外力使组织变形时，诸如癌症的硬组织在施加力的方向上具有小的位移，而软组织在施加力的方向上具有大的位移，可诊断组织的病变是否是癌症，并且这样的方法被称为超声弹性成像方法。

[0004] 超声弹性成像方法能够确定组织本身的特征值（硬度）。因此，这种方法在相对均匀的介质中产生的肿瘤（诸如乳腺癌和前列腺癌）的诊断方面会是有效的。因此，可减少诸如活组织检查的引起病人不便的外科手术，从而超声弹性成像方法的有效性会是显著的。

[0005] 因为光声成像方法和超声弹性成像方法分别能够区分病变组织和正常组织，所以这两种方法可用于诸如癌症的早期诊断的目的。如果同时使用光声成像方法和超声弹性成像方法，则可进一步提高诊断的准确性。

[0006] 提出的同时使用光声图像信息和超声弹性图像信息的方法包括：通过获得光声图像和超声弹性图像中的每一个来显示光声图像和超声弹性图像的方法、通过获得光声图像和超声弹性图像中的每一个来匹配光声图像和超声弹性图像的方法。然而，在以上方法中，为了同时使用光声图像信息和超声弹性图像信息，需要分别获得每个图像，从而导致在探测时间和探测成本方面效率低下，此外，当匹配两个图像时会发生错误。

发明内容

[0007] 因此，本发明的一方面在于提供一种被配置为通过经由超声成像设备同时获得关于对象的光声信息和弹性信息，并通过产生和显示具有所述两种信息的单个图像来提高诊断的准确性和效率的超声成像设备及其控制方法。

[0008] 本公开的另外的方面在以下描述中将被部分地阐明，并且通过描述部分地将是明显的，或者可通过本公开的实施被了解。

[0009] 根据本公开的一方面，一种超声成像设备包括探头、数据获取单元、弹性信息产生单元和图像产生单元。探头可以被配置为在应力被施加到对象的状态下和在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长分量的光照射到对象，并且被配置为接收当应力没有被施加到对象时产生的第一声波信号和当应力被施加到对象时产生的第二声波信号。数据获取单元可以被配置为通过处理从探头接收的第一声波信号和第二声波信号来获取均表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据。弹性信息产生单元可以被配置为通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息。图像产生单元可以被配置为产生具有被表示为声波数据的光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像。显示单元可以被配置为显示由图像产生单元产生的图像。

[0010] 图像产生单元可以被配置为通过使用色彩图执行与形成图像的组织的光吸收率信息和弹性信息中的每一个相应的色彩映射。

[0011] 可以以像素为单位执行色彩映射。

[0012] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化。

[0013] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据弹性信息变化。

[0014] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据光吸收率信息变化。

[0015] 图像产生单元可以被配置为基于声波数据产生光声图像，并根据组织的弹性信息将不同的色彩映射到形成光声图像的组织。

[0016] 图像产生单元可以被配置为仅针对在光声图像中被用户设置为感兴趣区域的预定区域映射色彩。

[0017] 图像产生单元可以被配置为基于声波数据产生光声图像，并在光声图像的特定区域上显示从弹性信息产生单元计算的弹性信息。

[0018] 图像产生单元可以被配置为仅针对在光声图像中被用户设置为感兴趣区域的预定区域显示弹性信息。

[0019] 弹性信息产生单元可以被配置为基于第一声波数据和第二声波数据计算对象的应变，并基于计算的应变和施加到对象的应力的大小计算对象的弹性系数。

[0020] 根据本公开的另一方面，一种超声成像设备包括探头、数据获取单元、弹性信息产生单元。探头可以被配置为在应力被施加到对象的状态下和在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长分量的光照射到对象，并且被配置为接收当应力没有被施加到对象时产生的第一声波信号和当应力被施加到对象时产生的第二声波信号。数据获取单元可以被配置为通过处理从探头接收的第一声波信号和第二声波信号来获取均显示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据。弹性信息产生单元可以被配置为通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息。

[0021] 所述超声成像设备还可包括图像产生单元和显示单元。图像产生单元可以被配置为通过使用从数据获取单元获取的声波数据产生关于对象的光声图像。显示单元可以被配置为将从图像产生单元产生的光声图像和从弹性信息产生单元计算的弹性信息一起显示。

[0022] 根据本公开的另一方面，可执行一种显示超声图像的方法，以通过使用超声成像

设备同时获得关于对象的光声信息和弹性信息并通过产生和显示具有所述两种信息的单个图像，来提高诊断的准确性和效率。可通过在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长分量的光照射到对象来接收第一声波信号。可通过在应力被施加到对象的状态下将所述光照射到对象来接收第二声波信号。可通过处理第一声波信号和第二声波信号来获取表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据。

[0023] 可通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息。产生并显示具有被表示为声波数据的光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像。

[0024] 产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像的步骤可表示：根据形成图像的组织的光吸收率信息和弹性信息将色彩映射到所述组织，其中，所述色彩与所述组织相应。

[0025] 可通过使用色彩图来执行产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像的步骤。

[0026] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化。

[0027] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据光吸收率信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据弹性信息变化。

[0028] 可以以如下方式构成色彩图：在一个轴的方向上，色彩根据弹性信息变化，在另一个轴的方向上，色彩的亮度根据光吸收率信息变化。

[0029] 根据本公开的另一方面，一种显示超声图像的方法可包括：通过在应力没有被施加到对象的状态下将具有特定波长的光照射到对象来接收第一声波信号。可通过在应力被施加到对象的状态下将所述光照射到对象来接收第二声波信号。可通过处理第一声波信号和第二声波信号来获取第一声波数据和第二声波数据。可通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来计算关于对象的弹性信息。

[0030] 根据本公开的另一方面，一种显示超声图像的方法可包括：当应力没有被施加到对象时和当应力被施加到对象时将第一波长的光发射到对象，并接收与当应力没有被施加到对象时和当应力被施加到对象时光的发射相应的第一声波信号和第二声波信号。可以对第一声波信号和第二声波信号执行信号处理以获得对象的光吸收率信息，并且可通过计算第一声波信号和第二声波信号的时间窗之间的距离来分析第一声波信号和第二声波信号，以获得对象的应变。所述方法还可包括：使用获得的应变计算关于对象的弹性信息，并产生包括关于对象的光吸收率信息和弹性信息的单个图像。

[0031] 此外，可使用传感器测量施加到对象的应力，其中，可使用测量的应力来计算关于对象的弹性信息。

[0032] 此外，产生单个图像的步骤可包括：使用对象的光吸收率信息产生灰度级的光声图像，并使用弹性信息执行弹性信息到光声图像的预定部分的色彩映射。

[0033] 根据所述超声成像设备和显示超声图像的方法，同时获得关于对象的光声信息和弹性信息，从而可减少探测时间和探测成本。

[0034] 此外，产生并显示具有关于对象的光声信息和弹性信息的单个图像，从而可提高诊断的准确性，并且因为不需要单独的图像匹配处理，所以可避免并防止与匹配相关的错误。

附图说明

[0035] 通过以下结合附图对实施例的描述，本公开的这些和/或其他方面将变得清楚并更容易理解，在附图中：

[0036] 图1是根据本公开的一个实施例的关于超声成像设备的控制框图；

[0037] 图2A和图2B是示出适用于本公开的一个实施例的探头的形状的示图；

[0038] 图3A和图3B是示出适用于本公开的一个实施例的探头的另一形状的示图；

[0039] 图4A是示出弹性系数的弹簧模型的示图；

[0040] 图4B是示出适用于对象的组织的弹性系数的弹簧模型的示图；

[0041] 图5是示出设置有应力传递单元的探头的示图；

[0042] 图6是示出在施加应力之前/之后分别从对象产生的声波信号的形状的示图；

[0043] 图7是应用于在对象产生的声波信号的部分的窗口的视图；

[0044] 图8是能够测量施加到对象的应力的大小的超声成像设备的控制框图；

[0045] 图9A是示出根据本公开的一个实施例的超声成像设备的图像产生单元180可使用的色彩图的示例的示图；

[0046] 图9B是使用图9A的色彩图的色彩映射屏幕；

[0047] 图10是示出在本公开的实施例中可使用的色彩图的另一示例的示图；

[0048] 图11是示出在本公开的实施例中可使用的色彩图的另一示例的示图；

[0049] 图12是示出根据本公开的一个实施例的超声成像设备的图像产生单元180可产生的图像的不同示例的示图；

[0050] 图13是关于根据本公开的一个实施例的显示超声图像的方法的流程图。

具体实施方式

[0051] 现在将详细参考本公开的实施例，在附图中示出本公开的实施例的示例，其中，相同的标号始终表示相同的元件。

[0052] 图1是根据本公开的一个实施例的关于超声成像设备的控制框图。

[0053] 参照图1，根据本公开的一个实施例的超声成像设备包括：光发射单元112，将具有特定波长的光发射到对象；图像数据产生单元114，从在对象产生的声波信号产生图像数据；控制单元110，控制光发射单元112和图像数据产生单元114；显示单元190，显示在图像数据产生单元114产生的图像。

[0054] 光发射单元112被配置为通过向对象照射具有特定波长的光使对象200产生声波，光发射单元112包括光源单元120、光复用器单元130、光波导单元140和光照射单元151。

[0055] 光源单元120可包括产生具有不同波长的光线的多个光源。每个光源可包括被配置为产生特定波长分量或产生包括特定波长分量的单色光的发光装置(诸如半导体激光器(LD)、发光二极管(LED)、固体激光器或气体激光器)。作为一个示例，在需要测量对象的血红蛋白的浓度水平的情况下，可通过使用具有大约1000nm波长的Nd:YAG激光器(固体激光器)或具有大约633nm波长的He-Ne气体激光器来产生具有大约10纳秒的脉冲宽度的激光束。根据血红蛋白的类型，体内的血红蛋白的浓度水平可被提供有不同的光吸收特性，但

是通常，体内的血红蛋白吸收大约600nm和大约1000nm之间的光。可使用由光发射波长在大约550nm和大约650nm之间的InGaAIP、光发射波长在大约650nm和大约900nm之间的GaAIAs或者光发射波长在大约900nm和大约2300nm之间的InGaAs或InGaAsP构成的小尺寸的发光装置(诸如LD或LED)。此外，可使用能够通过使用非线性光子晶体来改变波长的OPO（光学参量振荡器)。

[0056] 光复用器单元130可以被配置为复用在相同光轴上的多个光源产生的提供有不同波长的多个光线，光复用器单元130可包括用于将多个光线转换为平行光线的光谱透镜以及用于对准光线的光轴的直角棱镜或双色镜。然而，如果光源是能够连续改变波长的OPO激光器，则可省略光复用器单元130。

[0057] 光波导单元140将来自光复用器单元130的光输出导向对象200。因为可使用多个光纤或者多个薄膜光波导，所以可从所述多个光纤或多个薄膜光波导中的可以选择的任何一个或多个来提供光。

[0058] 光照射单元151通过顺序选择可在光波导单元140中布置的多个光纤来将光照射到对象。光照射单元151位于光波导单元140的输出端，并且与稍后将描述的信号检测单元152和探头150整体设置。

[0059] 当具有特定波长的光从光照射单元151照射到对象200时，在吸收光的组织发生热弹性扩展，产生临时声压，从而组织释放声波。这里，所述声波可以是具有大约20000Hz和大约50000Hz之间的频带的超声波。

[0060] 图像数据产生单元114被配置为通过接收从对象的组织释放的声波信号来产生图像数据，图像数据产生单元114包括信号检测单元152、数据获取单元170、弹性信息产生单元160和图像产生单元180。

[0061] 信号检测单元152通过检测从对象释放的声波信号来将声波信号转换成电信号，并将电信号发送到数据获取单元170。为了转换为电信号，信号检测单元152可包括多个压电器件或多个转换器件。转换器件可以以例如一维形式或二维形式来布置。信号检测单元152与光照射单元151一起组成探头150，并且可以以矩阵形式来设置，从而多于两个的信号检测单元152和光照射单元151可同时执行多点监控。

[0062] 图2A和图2B是示出可适用于本公开的一个实施例的探头150的形状的示图。如图2A所示，通过使信号检测单元152连接到光照射单元151的前表面，来自光照射单元151的光可以在通过信号检测单元152之后照射到对象200。信号检测单元152可包括转换器件152b。转换器件152b可包括PZNT单晶。

[0063] 电极152a可安装在转换器件152b的上表面和下表面。电极152a可以被配置为向转换器件152b提供驱动信号并接收接收信号。在安装在转换器件152b的下表面的电极152a，可设置声匹配层152c，声匹配层152c被配置为有效地执行声波的发送/接收。声匹配层152c可采用透明环氧树脂。光透明的硅树脂可以被用作保护薄膜152d。保护薄膜152d可设置在声匹配层152c的下表面，从而覆盖声匹配层152c。

[0064] 具有通过光照射单元151和通过信号检测单元152的光的结构可以被容易地集成和小型化。因此，为了使多于两个的光照射单元151和信号检测单元152同时执行多点监控，如图2B所示，所述多于两个的光照射单元151和信号检测单元152可以以如图2B所示的矩阵形式被设置。此外，多于两个的光照射单元151可连接到单个的信号检测单元152。

[0065] 图 3A 和图 3B 是示出可适用于本公开的一个实施例的探头的另一形状的示图。如图 3A 所示，光照射单元 151 可设置在每个信号检测单元 152 之间。在图 3B 中示出沿着光照射单元 151 的纵向方向剖开的图 3A 的探头 150 的横截面。如图 3B 所示，信号检测单元 152 可沿一个方向布置，而光照射单元 151 以位于每个信号检测单元 152 之间的形式被连接。例如，可存在设置在每个信号检测单元 152 之间的多于一个的光照射单元 151。探头 150 的最下方的表面可以由保护薄膜 152d 来覆盖。

[0066] 图 2A、图 2B、图 3A 和图 3B 只是能够发射具有特定波长的光并且能接收从对象产生的声波(特别是超声波)的探头 150 的示例性实施例。因此，在上述示例性实施例中使用的探头 150 不限于此，其他探头配置也是可以利用的，并且是足够的，只要是能够发射光和接收声波的结构即可。

[0067] 数据获取单元 170 从由信号检测单元 152 检测到的声波信号获得表示对象的光吸收率的声波数据。通过在信号检测单元 152 和数据获取单元 170 之间设置信号放大器，可以将转换为电信号的声波信号放大到足够的幅度。

[0068] 数据获取单元 170 可包括数据收集单元 172 和信号处理单元 171。数据收集单元 172 将转换为电信号的声波信号数字化并收集声波信号，信号处理单元 171 通过对声波信号执行各种信号处理来产生包括对象的光吸收率信息的声波数据。可以从声波信号获得其他属性，包括关于散射的属性，例如，散射系数或折射率。

[0069] 因为弹性信息产生单元 160 从由数据获取单元 170 产生的声波数据计算对象的弹性信息，所以这里计算的弹性信息可以是弹性系数或弹性模量。

[0070] 图像产生单元 180 产生包括关于对象 200 的光吸收率信息和弹性信息二者的单个图像，并且通过显示单元 190 显示所述信息。稍后将提供详细描述。

[0071] 在下文中，将详细描述根据本公开的一个实施例的产生弹性信息的超声成像设备的操作。

[0072] 图 4A 示出具有弹性系数的弹簧模型，图 4B 是示出具有应用于对象的组织的弹性系数的弹簧模型的示图。

[0073] 参照图 4A，需要将弹簧压缩特定长度的力“F”与弹簧的弹性系数成比例。即，假设将施加于单位面积的力称作应力 (stress，σ)，并且将由施加的应力造成的变形的程度称作应变 (strain，ε)，则弹性系数 E 如数学式 1 被定义：

[0074] [数学式 1]

[0075] $E=\sigma/\varepsilon$

[0076] $\sigma=F/A$

[0077] $\varepsilon=\triangle L/L$

[0078] 这里，“A”称作施加应力的面积。“L”称作没有施加应力时弹簧的长度，并且“△L”称作根据正在施加的应力的弹簧长度的改变。即，△L 可等于没有施加应力时的弹簧总长度与施加应力时的弹簧总长度之差。

[0079] 参照图 4B，弹性系数的弹簧模型可应用于对象的组织。即使当相同大小的应力施加到对象时，相比于正常组织 201，硬的癌的组织 202 具有较小的应变（即，变形程度）。因此，当与正常组织 201 的弹性系数相比时，癌的组织 202 的弹性系数具有更大的值，并且利用这种方法的成像方法包括超声弹性成像方法。弹性模量 (modulus of elasticity) 可被

计算为应力除以应变。因此，相对于意味着材料可更加容易变形的较低的弹性模量值，较高的弹性模量意味着硬的材料。例如，癌的组织 202 可具有比正常组织 201 更高的弹性模量。

[0080] 传统的超声弹性成像方法可包括应力没有被施加到对象的探测部分并且超声波被发送以获得第一超声回波信号的状态以及应力被施加到对象的探测部分并且超声波被发送以获得第二超声回波信号的状态。第一超声回波信号和第二超声回波信号可用于计算在对象的探测部分存在的组织的应变。但是，在根据本公开的一个实施例的超声成像设备中，具有特定波长的光可照射到对象的探测部分，并且组织的弹性信息可通过接收从对象产生的声波信号（具体地讲，超声信号）来计算。

[0081] 为了获得对象的弹性信息，可使用无拘束弹性成像 (free-hand elastography)。所述无拘束弹性成像是越来越多地使用的弹性成像方法，并包括通过由用户直接在探头 150 处施加压力来将应力施加到对象。即，用户可将压力施加到与对象接触的探头 150。可使用的另一方法可包括通过使用设置于探头 150 的振动体 (vibrating body) 将应力施加到对象，而无需用户直接施加应力。即，设置于探头 150 的振动体可被用于将压力施加到对象。但是，在下面将描述的实施例中，探头 150 由用户直接按压。

[0082] 详细地讲，在本公开的一实施例中，在探头 150 没有被用户直接按压的状态下，通过将探头 150 与对象的探测部分接触，来发生光的发射和声波信号的接收。另外，在探头 150 被用户按压的状态下，即，在应力被施加到对象的探测部分的状态下，也发生光的发射和声波信号的接收。

[0083] 如图 5 中所示，由于探头 150 可设置有应力传递单元 153，因此应力传递单元 153 可设置有能够将应力施加到对象的探测部分上的区域。应力传递单元 153 的结构不限于图 5 所示出的构造，而可利用各种形状。

[0084] 数据收集单元 172 通过收集第一声波信号和第二声波信号，来将收集的第一声波信号和第二声波信号发送到信号处理单元 171，其中，在应力没有被施加到对象的状态下接收第一声波信号，在应力被施加到对象的状态下接收第二声波信号。

[0085] 信号处理单元 171 通过处理第一声波信号来产生第一声波数据，并且通过处理第二声波信号来产生第二声波数据。产生的声波数据包括对象的光吸收率信息。这里，所述对象包括组成对象的内部组织。通过处理从对象接收的声波信号来产生声波数据是公知的技术，因此将省略其详细的描述。产生的第一声波数据和第二声波数据被发送到弹性信息产生单元 160。

[0086] 如已在图 4B 中所描述，在应力被施加到对象上的状态下，应变可根据对象的组织的硬度而变化。因此，通过分析第一声波数据和第二声波数据，可获得组织的弹性系数。

[0087] 在弹性信息产生单元 160 中，可通过使用存在于对象的探测部分的组织的应变和施加到组织的应力的大小或幅度，来计算弹性信息。可通过使用诸如自相关的方法来获得应变的大小，以下，将对涉及在弹性信息产生单元 160 中使用自相关来获得应变进行描述。

[0088] 图 6 是示出在施加应力之前和之后从对象产生的声波信号中的每一个的形状的示图。如图 6 所示，当通过对探头 150 施压来施加应力时，诸如布置在对象内部的组织的物质（其中，所述物质通过吸收光能来释放声波）沿压缩方向移动。此外，当应力被施加时，声波信号可具有在与应力施加之前的信号相比时移动或转移的接收时间。因此，通过计算所述两个信号之间的移动，可获得组织的位移。

[0089] 图 7 是应用于在对象产生的声波信号的部分的窗口的示图。

[0090] 参照图 7，可通过在信号提取的两个相邻窗口之间的距离改变来获得计算弹性信息所需的应变。当与施压之前的两个窗口之间的距离相比时，施压之后的两个窗口之间的距离减小，其中，施压之后的两个窗口具有与施压之前的两个窗口相同的数据。假设两个窗口之间的距离在施压之前被称作 ΔT，在施压之后两个窗口的位置分别移动了 Δt(i-1) 和 Δt(i)，则可如数学式 2 来表示应变“s(i)”：

[0091] [数学式 2]

[0092] $s(i)=\Delta L/L=\{\Delta t(i)-\Delta t(i-1)\}/\Delta T$

[0093] 以位移的微分的形式表示上述数学式，并且获得应变的方法被称作梯度方法。

[0094] 在计算应变中估计位移的方法可包括根据正被使用的数据使用 RF 数据的方法、在低频带使用 IQ 数据的方法或使用 B 超图像的散斑图 (speckle pattern) 的方法。这些方法可通过计算施压之前和之后的信号的相关性来计算位移。

[0095] 根据本公开的上述实施例的计算应变的方法和本公开不限于此。

[0096] 为了根据在应力被施加到对象的情况下和在应力没有被施加到对象的情况下的组织的应变的程度来计算弹性信息，不需要获得或计算施加到对象的应力的大小。

[0097] 图 8 是能够测量施加到对象的应力的大小的超声成像设备的控制框图。

[0098] 由于无法精确测量在对象内部的位置处的应力的分布，因此可仅通过在应力的分布一致的假设下的应变来估计弹性。但是，如图 8 所示，通过使探头 150 具有感测单元 154，能够测量施加到对象的应力。

[0099] 感测单元 154 可包括用于直接测量施加到对象的应力的应力传感器和用于测量探头 150 的加速度的加速度传感器中的至少一个。

[0100] 感测单元 154 的测量结果可被发送到弹性信息产生单元 160。在感测单元 154 是应力传感器的情况下，通过使用测量的应力的大小以及由弹性信息产生单元 160 计算的应变，可计算对象的弹性信息。在感测单元 154 是加速度传感器的情况下，通过使用在加速度传感器测量的加速度、探头 150 的质量以及探头 150 与对象的接触面积，可计算施加到对象的应力。

[0101] 如上所述，当在数据获取单元 170 获得声波数据并且在弹性信息产生单元 160 计算对象的弹性信息时，在图像产生单元 180 产生具有对象的光吸收率和弹性信息的单个图像，从而所述单个图像可通过显示单元 190 显示。将详细描述在图像产生单元 180 产生图像的操作。

[0102] 图 9A 是示出根据本公开的一个实施例的超声成像设备的图像产生单元 180 可使用的色彩图 (color map) 的示例的示图。图 9B 是使用图 9A 的色彩图的色彩映射 (color mapping) 屏幕。

[0103] 为了在单个图像上包括关于对象的光吸收和弹性的信息，图像产生单元 180 可使用如图 9A 所示的色彩图。

[0104] 可以如对应于每一个块的从色彩“1”至色彩“N”的每一个色彩示出相互不同的不同色彩一样，以二维矩阵的形式组成本实施例中的色彩图 300，并且在 RGB 色彩图被使用的情况下，“N”可被表示为小于或等于 16,777,216 的数。即，数 16,777,216 对应于可在调色板中表现的色彩的数量，并且有时被称作 24 比特“真彩色”图像。可由用户预先确定色彩

图中使用的色彩的数量和色彩的类型。然而，本公开不限于N小于或等于16,777,216，并且若需要则N可具有大于16,777,216的值。

[0105] 假设色彩图的横轴的方向对应于光吸收率，并且色彩图的纵轴的方向对应于对象的弹性系数，则可通过将组成对象的内部的每一个组织的弹性系数和光吸收率用作坐标，来执行色彩映射。

[0106] 参照图9B，癌的组织202和正常组织201呈现在图像产生单元180产生的图像250上。癌的组织的弹性系数可对应于y1并且癌的组织的光吸收率可对应于x1，而癌的正常组织的弹性系数可对应于y2并且癌的正常组织的光吸收率可对应于x2。因此，通过将对应于癌的组织202和正常组织201的(x1，y1)和(x2，y2)用作坐标，对应于色彩图300上的每一个坐标的色彩可被映射到每一个组织。

[0107] 当图像被显示在显示单元190上时，通过每个组织的色彩，用户能够确认弹性信息和光吸收率信息。显示单元190可包括能够显示图像的显示装置。例如，显示单元190可包括例如阴极射线管显示器(CRT)、发光二极管显示器(LED)、电致发光显示器(ELD)、等离子体显示面板(PDP)、液晶显示器(LCD)和有机发光二极管显示器(OLED)中的至少一个。显示单元190可从图像产生单元180经由例如有线或无线连接接收图像。

[0108] 在图9B的实施例中，色彩图300的横轴可被设置为光吸收率信息，并且色彩图300的纵轴可被设置为弹性信息。但是，还可允许上述的相反设置，并且可以按像素单位执行色彩映射。

[0109] 图10是示出在本公开的实施例中可使用的色彩图的另一示例的示图。

[0110] 可以如从“1”至“N”的每一列表示不同色彩，而从“1”至“M”的每一行表示不同亮度，以二维矩阵的形式组成图10的色彩图300。“N”和“M”是整数，并且可以相同或互不相同。在RGB色彩图被使用的情况下，“N”可被表示为具有等于或小于16,777,216的值的整数，“N”的最大值可根据使用的色彩图而改变。即，数16,777,216对应于可在调色板中表现的色彩的数量，并且有时被称作24比特“真彩色”图像。可由用户预先确定在色彩图中使用的色彩的数量和色彩的类型。然而，本公开不限于N小于或等于16,777,216，并且若需要则N可具有大于16,777,216的值。

[0111] 由于光吸收率对应于纵轴，弹性系数对应于横轴，因此色彩可根据光吸收率改变，而亮度可根据弹性系数改变。可选择地，还可以使弹性系数对应于纵轴，光吸收率对应于横轴。在图10的色彩图中，由于光吸收率和弹性系数用作每一个组织或每一个像素的坐标，因此，可以进行如图9B中所示的对应色彩和亮度的映射。

[0112] 图11是示出在本公开的实施例中可使用的色彩图的另一示例的示图。

[0113] 在图11的实施例中，一维色彩图可被使用。在色彩图的一方向上，从色彩“1”至色彩“N”的色彩被排列，并且不同色彩可根据组织的弹性系数被匹配。在本实施例中，首先，根据从数据获取单元170获得的声波数据来形成稍后将描述的图12中示出的光声图像。然后，根据在弹性信息产生单元160计算的每一个组织的弹性系数，来映射对应的色彩。

[0114] 在一实施例中，可仅对由用户预先确定的感兴趣的区域执行色彩映射。例如，当弹性系数大于预先设置的预定值时，可仅执行对应于弹性系数的色彩的映射。可选择地，在用户通过观看光声图像来将特定区域指定为感兴趣的区域之后，可仅对指定的区域执行色彩的映射。例如，用户可选择或高亮显示光声图像的用户感兴趣的区域，并且可使用弹性信息

仅对指定的区域执行色彩映射。

[0115] 上面描述的图 9 至图 11 中示出的色彩图是可在本公开中采用的示例实施例。然而，还可采用能够在单个图像上示出对象的光吸收率信息和弹性信息的各种其它方法。

[0116] 图 12 是示出根据本公开的一个实施例的超声成像设备的图像产生单元 180 可产生的图像的不同示例的示图。

[0117] 图 12 的实施例是使用根据本公开的一个实施例的超声成像设备拍摄的老鼠的脑部的图像。由于数据获取单元 170 获得的声波数据包括脑部的光吸收率信息，因此通过以灰度图表示脑部的光吸收率信息来产生光声图像，并且在弹性信息产生单元 160 计算的弹性信息被量化为将被显示在图像的一个或多个区域的数字。此时，可仅对用户预先确定的一个或多个感兴趣区域显示弹性信息。

[0118] 以下，将描述根据本公开的一个实施例的显示超声图像的方法。

[0119] 图 13 是关于根据本公开的一个实施例的显示超声图像的方法的流程图。

[0120] 参照图 13，初始地，在应力没有被施加到对象的状态下，例如经由包括在探头 150 中的光照射单元 151 发射具有特定波长的光 (410)。这里，应力没有被施加的状态可被称作在探头 150 与对象的探测部分接触以获得弹性信息的同时探头 150 没有被施压的状态。即，由用户或其它源没有将压力施加到探头 150，但是探头 150 可与对象的探测部分接触以获得弹性信息。

[0121] 对象内部的吸收发射的光的能量的组织释放第一声波。探头 150 从对象获得第一声波信号 (411)。

[0122] 然后，在应力被施加到对象的状态下，光被再次发射 (412)。此时发射的光表示被配置为产生第一声波信号的光，即，具有与在操作 410 中发射的光相同波长的光。

[0123] 对象内部的吸收发射的第二光的能量的组织释放第二声波。探头 150 从对象获得第二声波信号 (413)。

[0124] 然后，通过对第一声波信号和第二声波信号执行信号处理，获得第一声波数据和第二声波数据 (414)。详细地讲，探头 150 将接收的第一声波信号和第二声波信号二者转换为电信号，并将电信号发送到数据收集单元 172。数据收集单元 172 通过将转换为电信号的第一声波信号和第二声波信号转换为数字信号，来将数字信号发送到信号处理单元 171，并且数字信号处理单元 171 通过针对第一声波信号和第二声波信号执行各种信号处理，来产生包括对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据。

[0125] 然后，通过分析第一声波数据和第二声波数据，可通过弹性信息产生单元 160 计算对象的弹性信息 (415)。由于在应力没有被施加到对象的状态下获得第一声波数据并且在应力被施加到对象的状态下获得第二声波数据，因此可通过比较性地分析第一声波数据和第二声波数据来获得对象的应变。以上已描述了计算弹性信息的方法，因此将省略其描述。

[0126] 产生并输出具有对象的光吸收率信息和弹性信息二者的单个图像 (416)。对象的光吸收率信息被表示为声波数据，并且从声波数据计算弹性信息。如上面关于对应于图 9 至图 12 的描述的论述，通过使用具有作为坐标值的光吸收率信息和弹性信息的色彩图的方法、通过根据声波图像的弹性信息执行色彩映射的方法或通过在声波图像上显示弹性系数的方法，可产生具有光吸收率信息和弹性信息二者的单个图像。

[0127] 如上所述，根据基于本公开的一方面的超声成像设备及其控制方法，通过在应力被施加到对象的状态和应力没有被施加到对象的状态中的每一个状态下发射光，可同时获得光吸收率信息和弹性信息，从而可节省探测时间和探测成本。即，可执行有效探测。

[0128] 另外，通过在单个图像上示出同时获得的光吸收率信息和弹性信息，即使用户仅检查所述单个图像，用户也能够理解光吸收率信息和弹性信息，因此可有效地诊断病变。

[0129] 另外，单个图像不是将分别获得的光声图像与超声弹性图像进行匹配而获得的图像。因此，由于没有执行匹配，所以可防止通过图像的匹配会发生的错误。

[0130] 应该理解，这里描述的示例性实施例应被理解为仅是描述的意义，而不是限制的目的。对每一个实施例中的特征或方面的描述应被典型地考虑为可用于其它实施例中的其它相似特征或方面。

[0131] 例如，本公开已描述了一个或多个实施例，在所述一个或多个实施例中，可使用所述超声成像设备和显示超声图像的方法来治疗和诊断人。但是，所述超声成像设备和显示超声图像的方法可应用于包括动物的其它生命形式的治疗和／或诊断。在此公开的超声成像设备和方法无需限制于医学领域，而可被应用于其它领域，并且可被用于工业应用中的对象上，以检查对象的内部特征和结构。

[0132] 如在此使用的术语“模块”和“单元”可指示但不限于执行特定任务的软件或硬件部件或装置，诸如，现场可编程门阵列（FPGA）或专用集成电路（ASIC）。模块或单元可被配置为驻留在可寻址存储介质上，并且可被配置为在一个或多个处理器上执行。因此，作为示例，模块或单元可包括部件（诸如，软件部件、面向对象的软件部件、类部件和任务部件）、处理、功能、属性、进程、子例程、程序代码段、驱动器、固件、微代码、电路、数据、数据库、数据结构、表、阵列和变量。对于在部件和模块／单元中提供的功能可被组合为更少的部件和模块／单元，或进一步划分为附加部件和模块。

[0133] 根据上述示例实施例的超声成像设备和显示超声图像的方法可使用一个或多个处理器，所述一个或多个处理器可包括微处理器、中央处理单元（CPU）、数字信号处理器（DSP）或专用集成电路（ASIC）以及上述和其它处理装置的部分或组合。

[0134] 根据上述示例实施例的显示超声图像的方法可被记录在永久型计算机可读介质中，所述永久型计算机可读介质包括程序指令以实现由计算机实施的各种操作。所述介质还可包括单独的程序指令、数据文件、数据结构等或它们的组合。记录在介质上的程序指令可以是为示例实施例的目的而专门设计和构建的，或者它们可以是计算机软件领域的技术人员公知和可用的。永久型计算机可读介质的示例包括磁介质（诸如，硬盘、软盘和磁带）、光介质（诸如，CD ROM 盘和 DVD）、磁光介质（诸如，光盘）和专门配置为存储并执行程序指令的硬件装置（诸如，只读存储器（ROM）、随机存取存储器（RAM）、闪速存储器等）。程序指令的示例包括诸如由编译器产生的机器代码和包含可由计算机使用解释器来执行的较高级代码的文件二者。描述的硬件装置可被配置为用作一个或多个软件模块来执行上述示例实施例的操作，反之亦然。

[0135] 流程图的每一个块可表示包括用于实现特定逻辑功能的一个或多个可执行指令的单元、模块、段或代码的部分。应该注意，在一些可选实施方式中，块中标记的功能可以以不同顺序发生。例如，连续示出的两个块事实上可几乎同时执行，或有时块可根据包括的功能以相反顺序被执行。

[0136] 虽然已示出和描述了本公开的一些示例实施例，但是本领域的技术人员应该理解，在不脱离本公开的原理和精神的前提下可对这些实施例进行修改，本公开的原理和精神的范围由权利要求及其等同物限定。

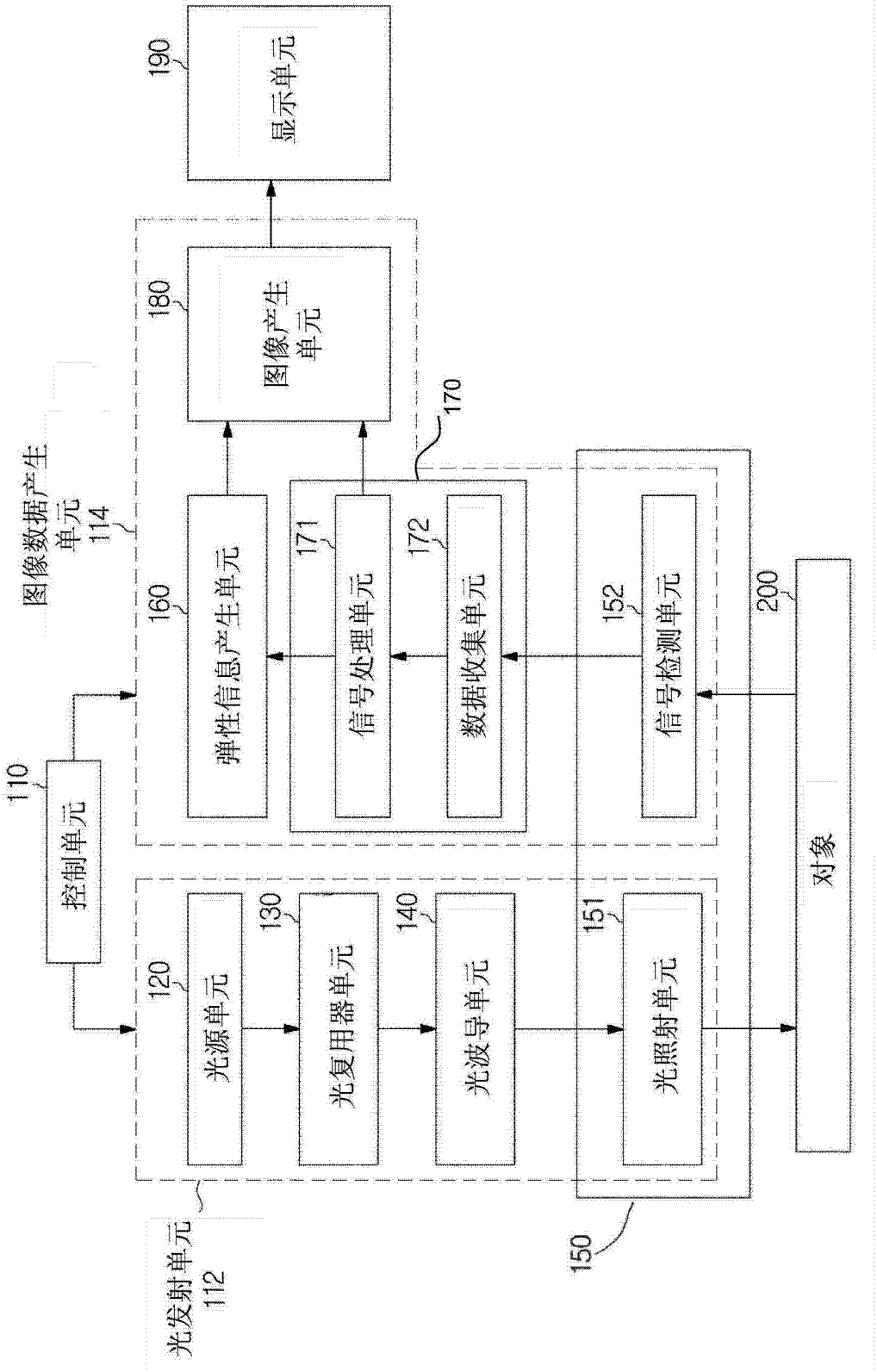

190
显示单元
180
图像产生单元
170
图像数据产生单元
114
160
弹性信息产生单元
171
信号处理单元
172
数据收集单元
152
信号检测单元
200
110
控制单元
120
光源单元
130
光复用器单元
140
光波导单元
151
光照射单元
对象
光发射单元
112
150

图 1

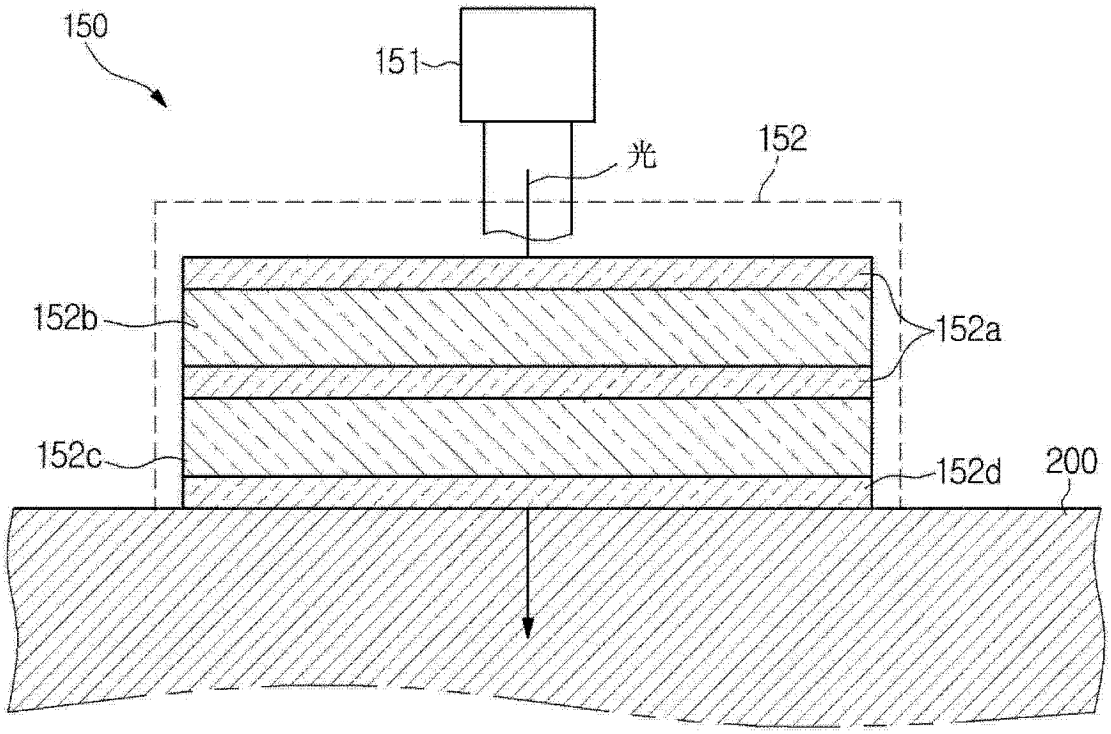


图 2A

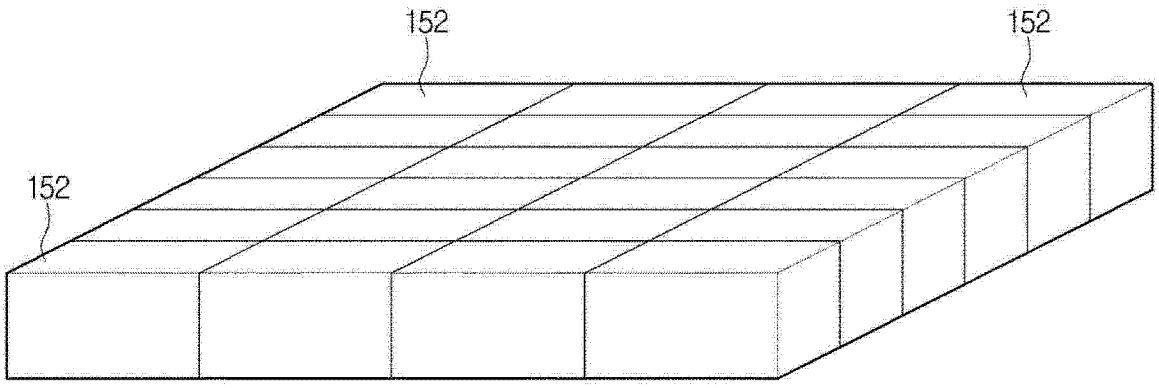


图 2B

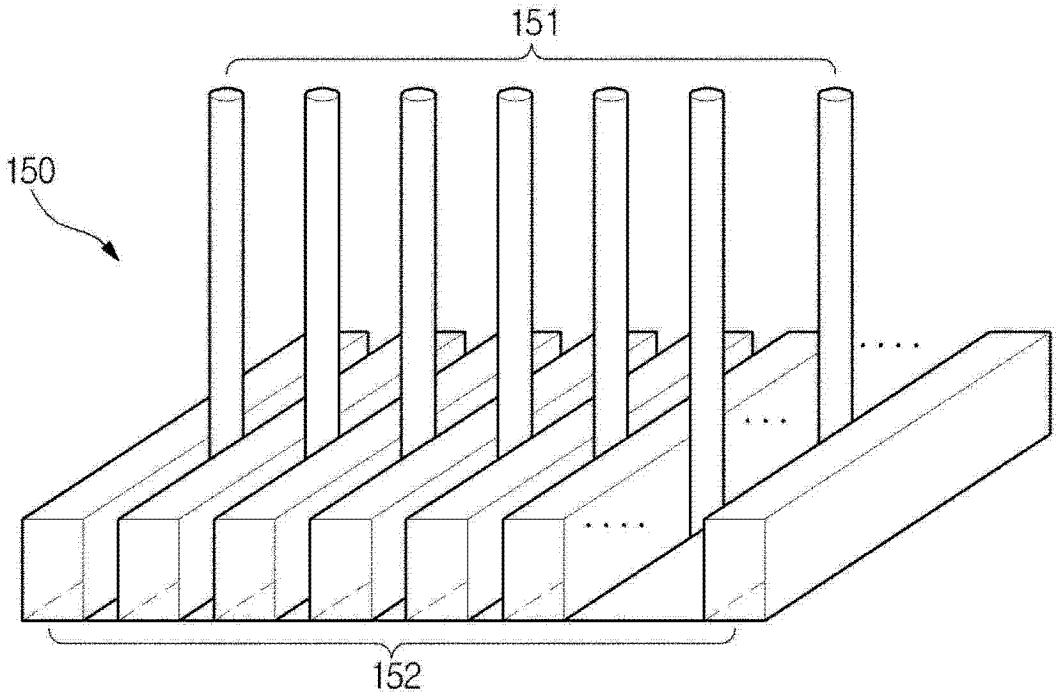


图 3A

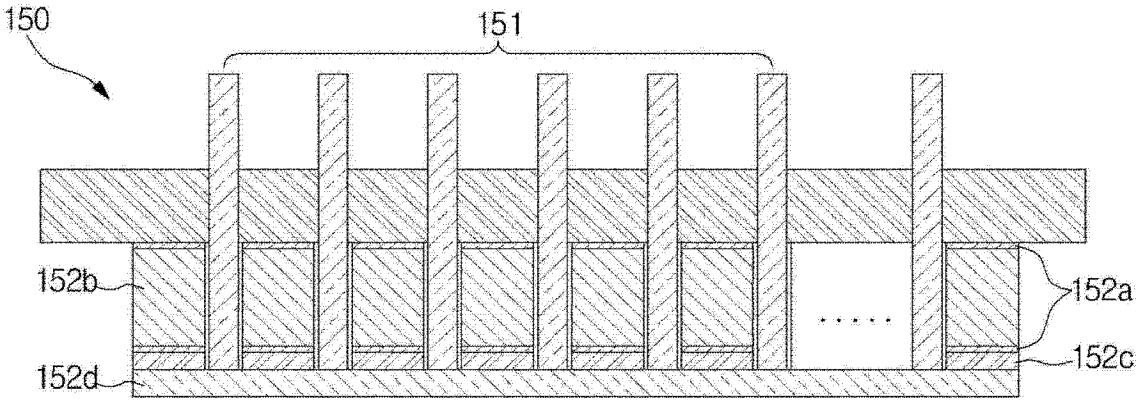


图 3B

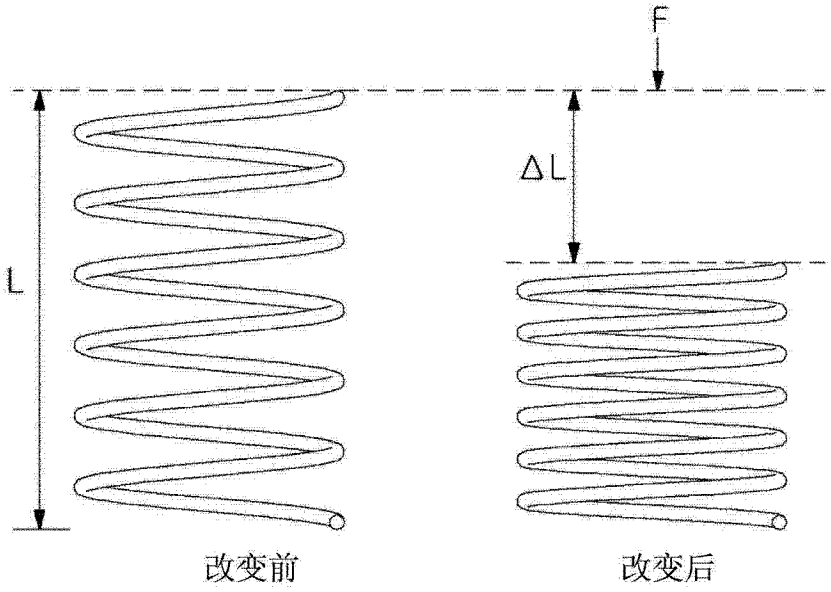


图 4A

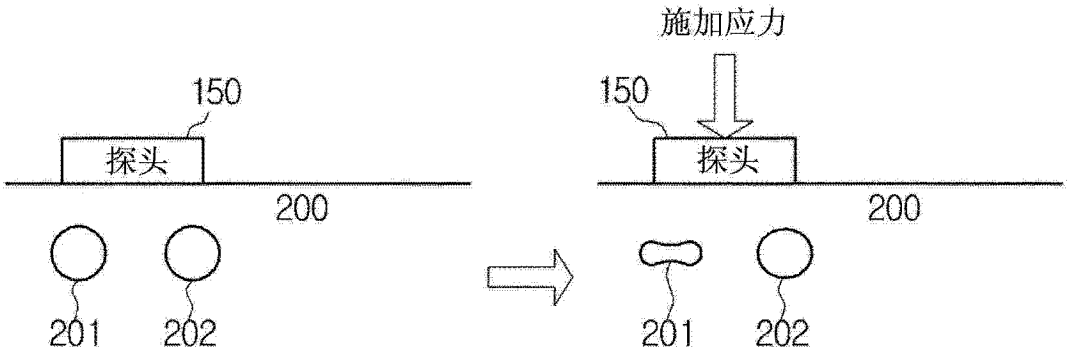


图 4B

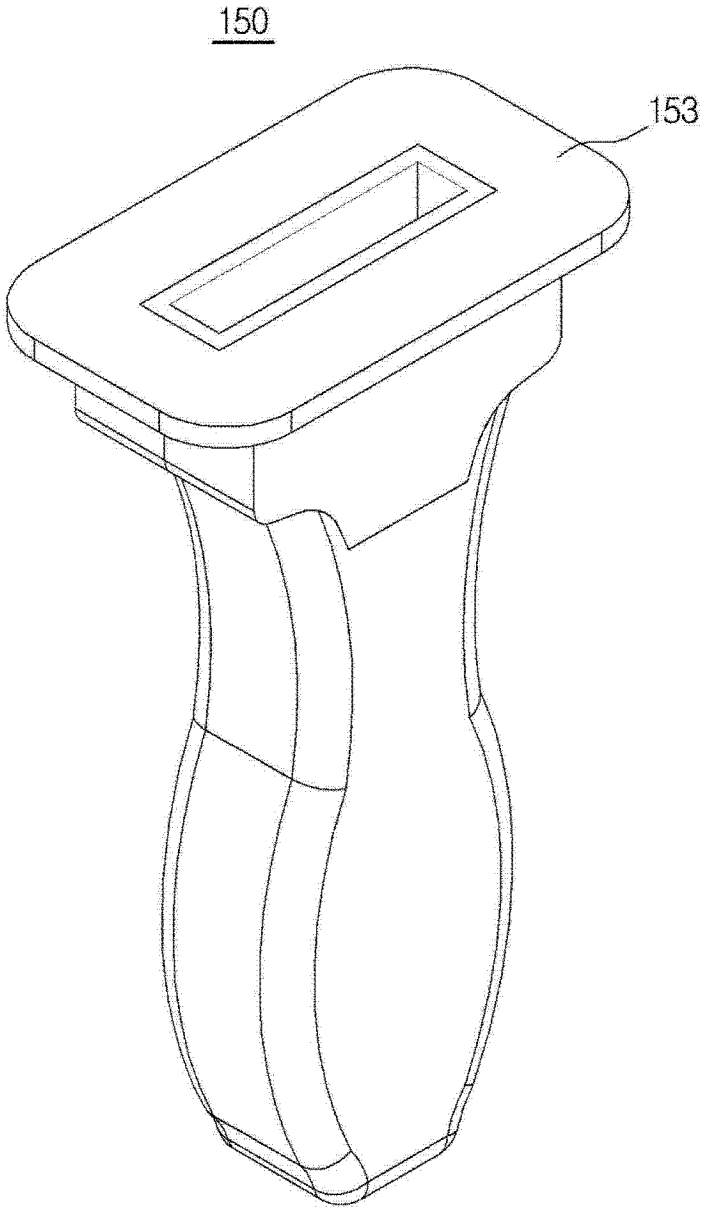


图 5

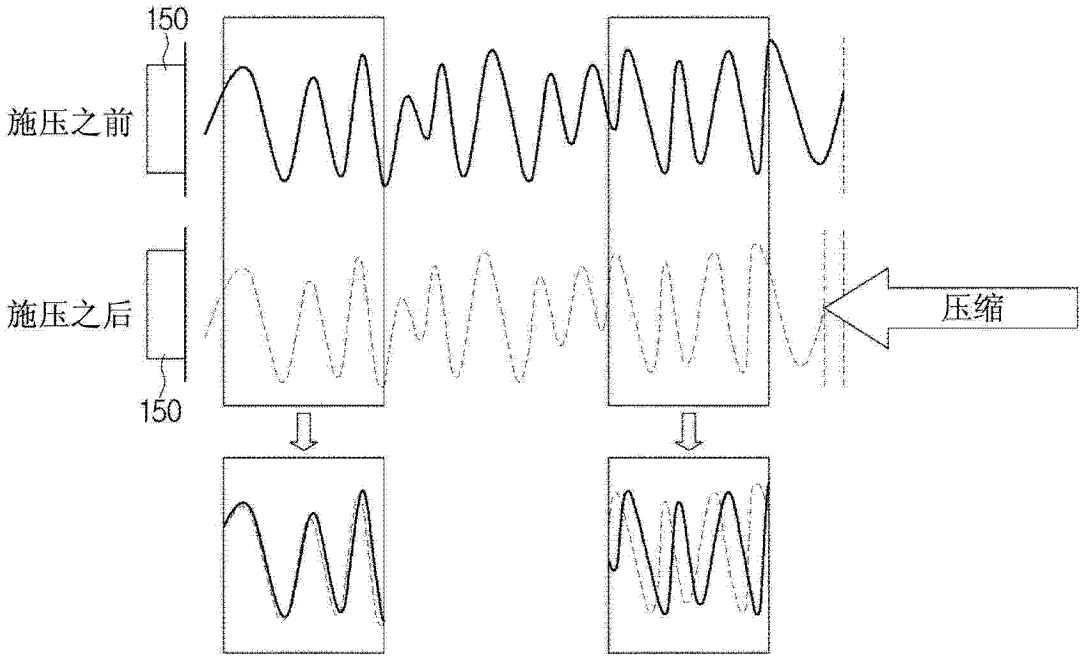


图 6

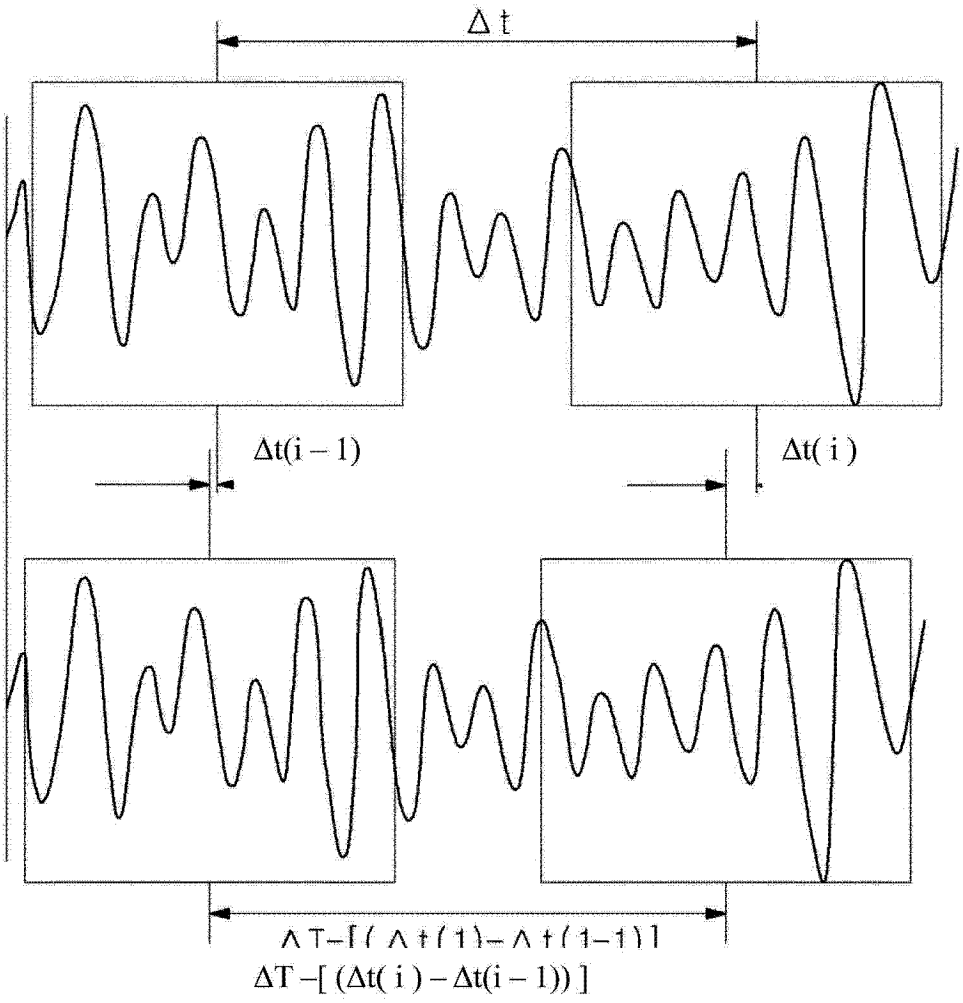


图 7

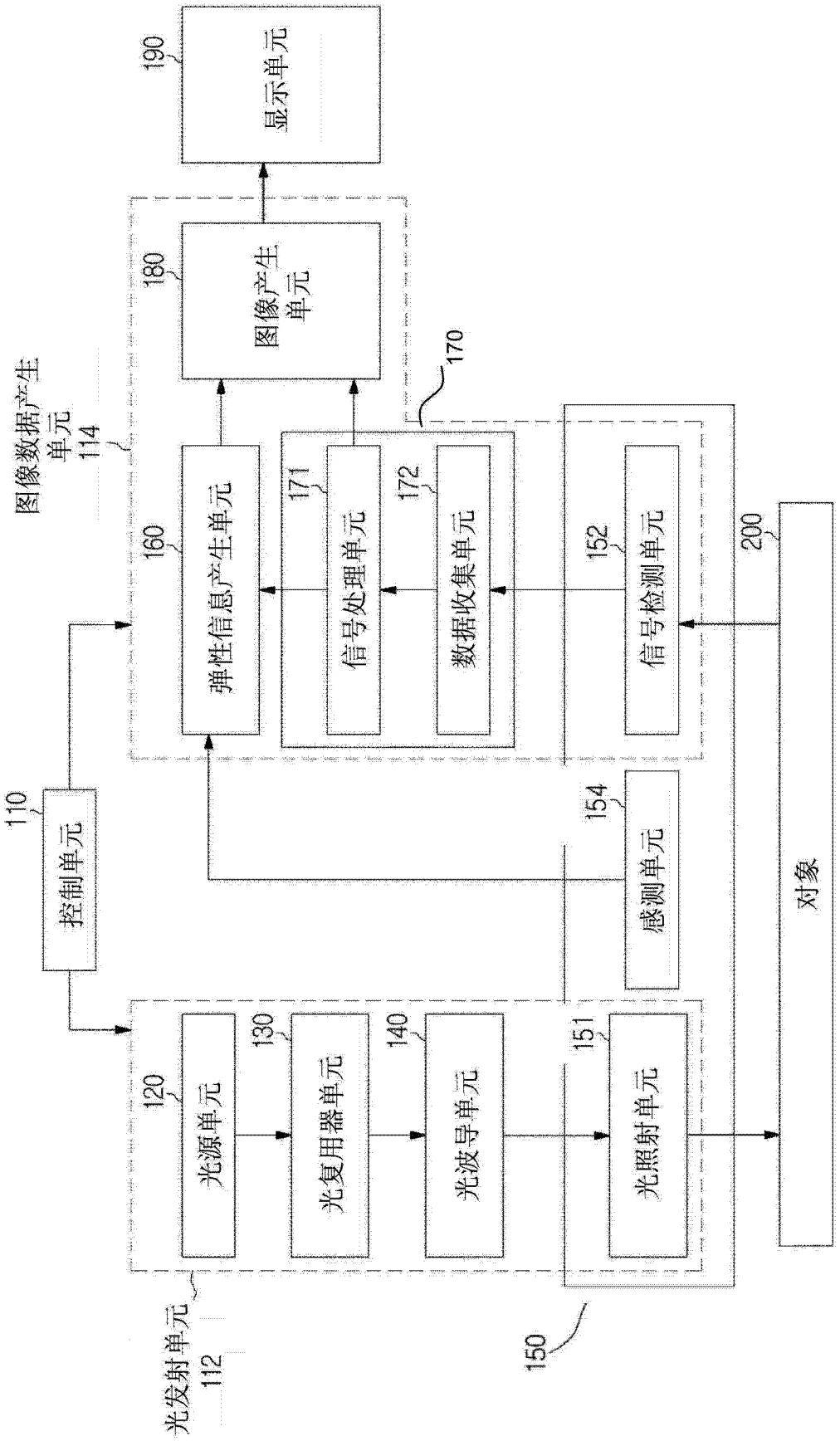

190
显示单元
180
图像产生单元
170
图像数据产生单元
114
160
弹性信息产生单元
171
信号处理单元
172
数据收集单元
152
信号检测单元
200
110
控制单元
154
感测单元
对象
120
光源单元
130
光复用器单元
140
光波导单元
151
光照射单元
光发射单元
112
150

图 8

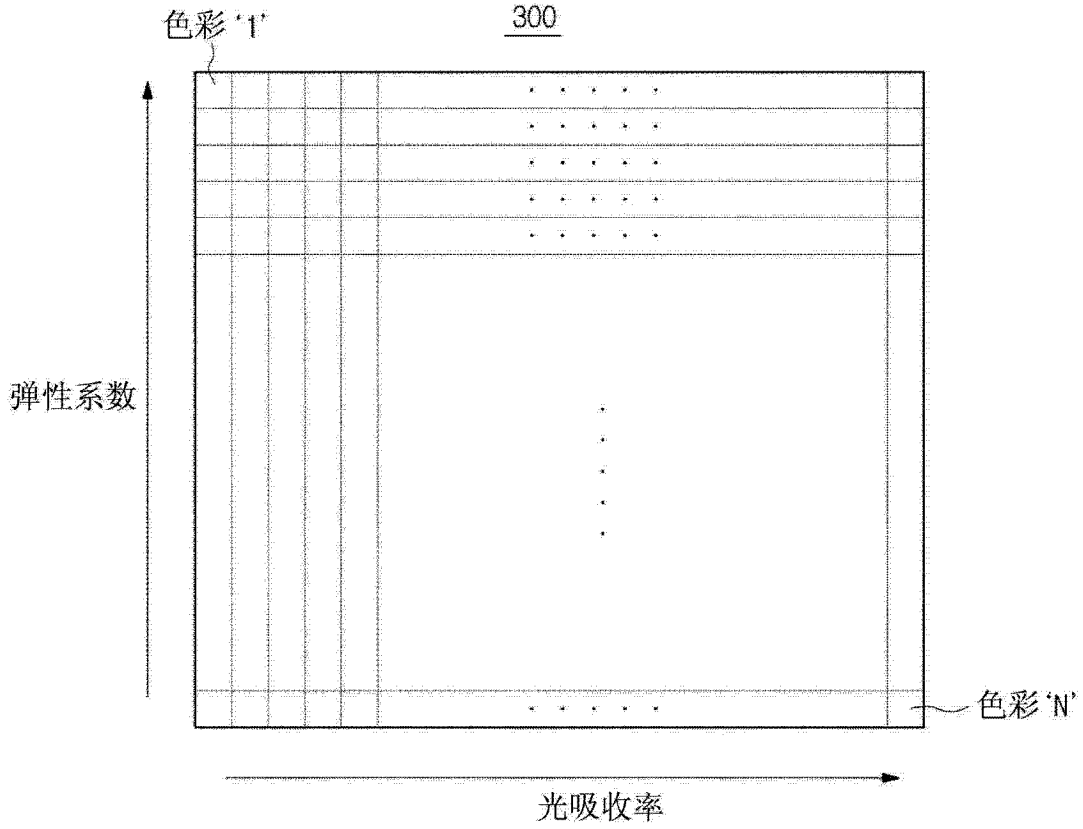


图 9A

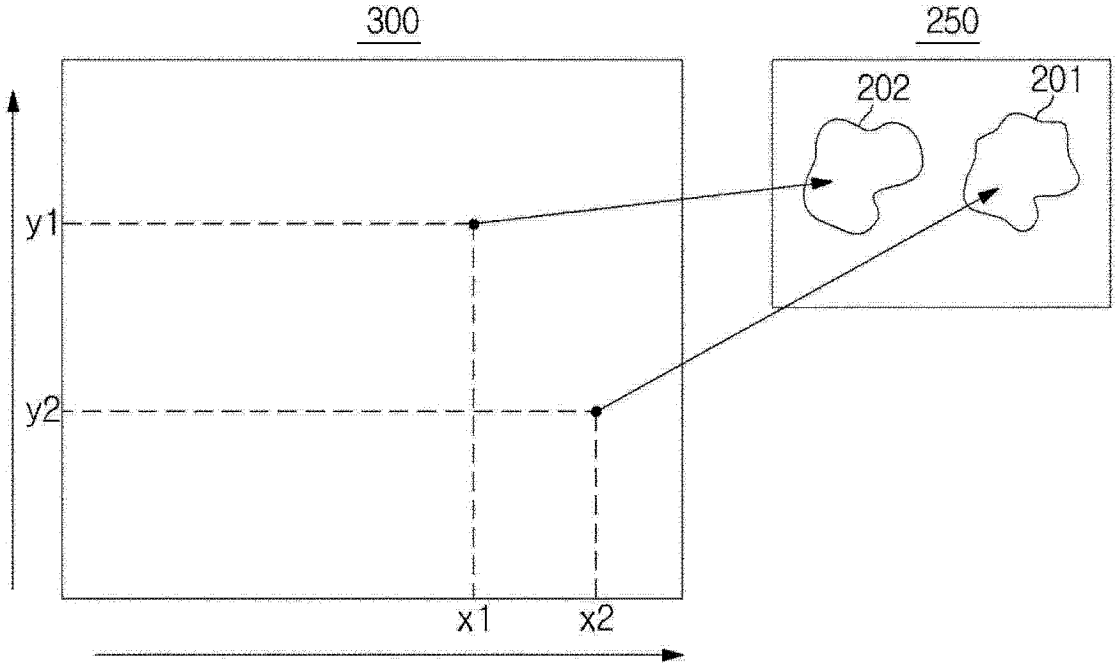


图 9B

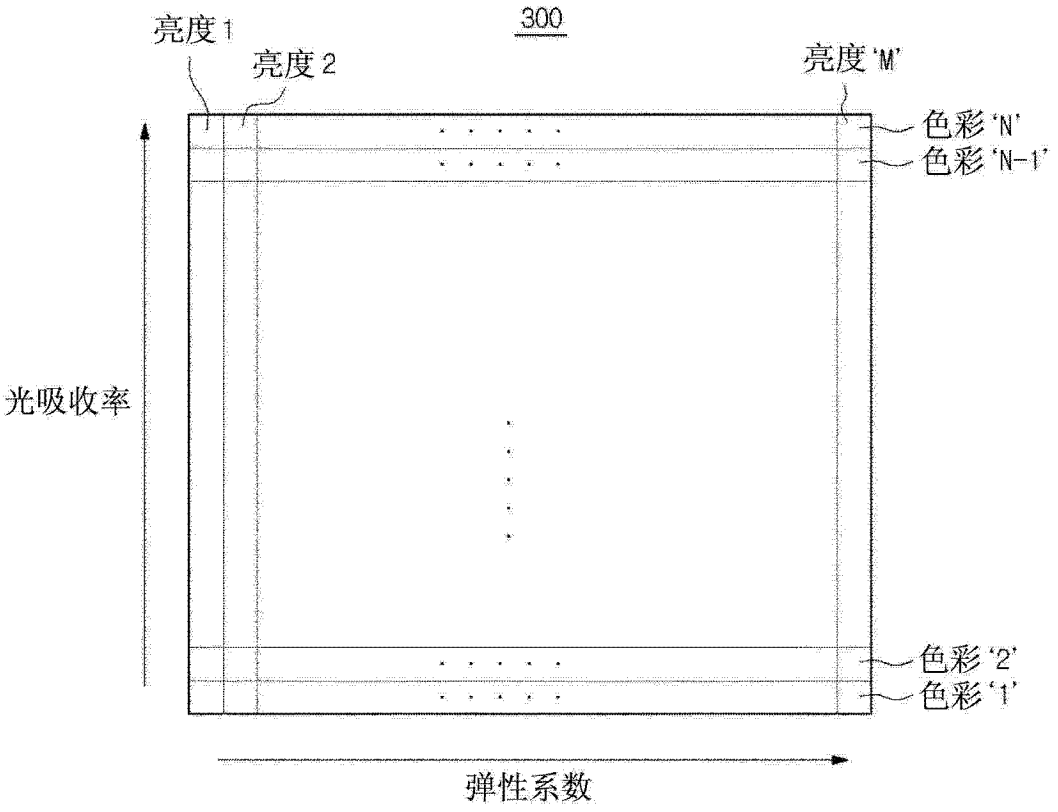

300
亮度 1
亮度 2
亮度 'M'
色彩 'N'
色彩 'N-1'
光吸收率
色彩 '2'
色彩 '1'
弹性系数

图 10

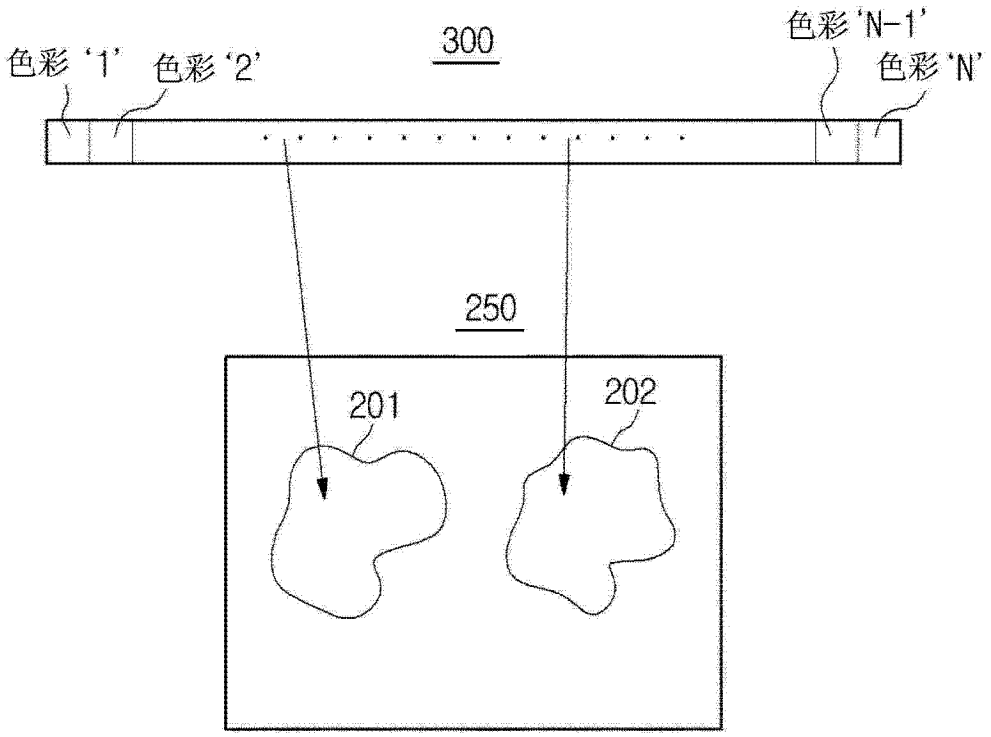

300
色彩 '1'
色彩 '2'
色彩 'N-1'
色彩 'N'
250
201
202

图 11

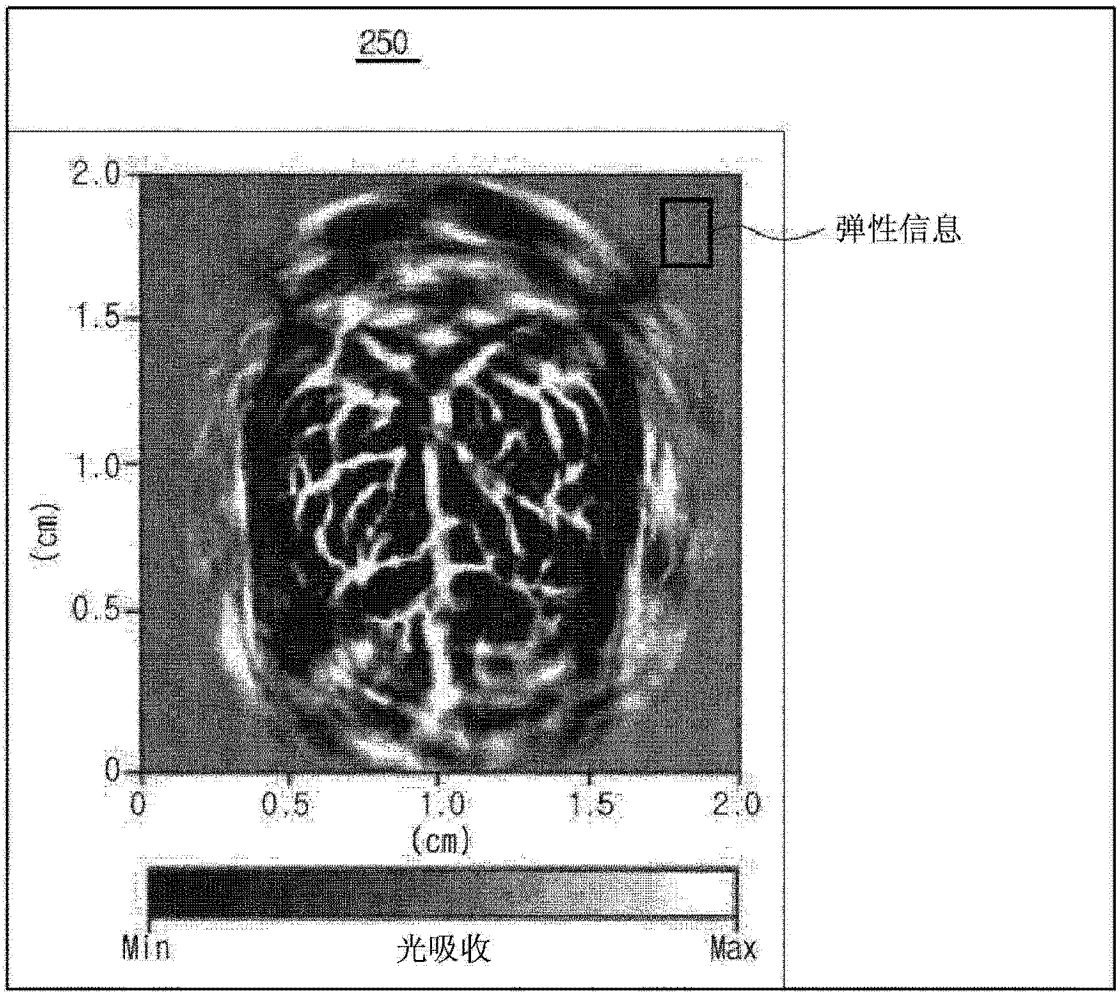


图 12

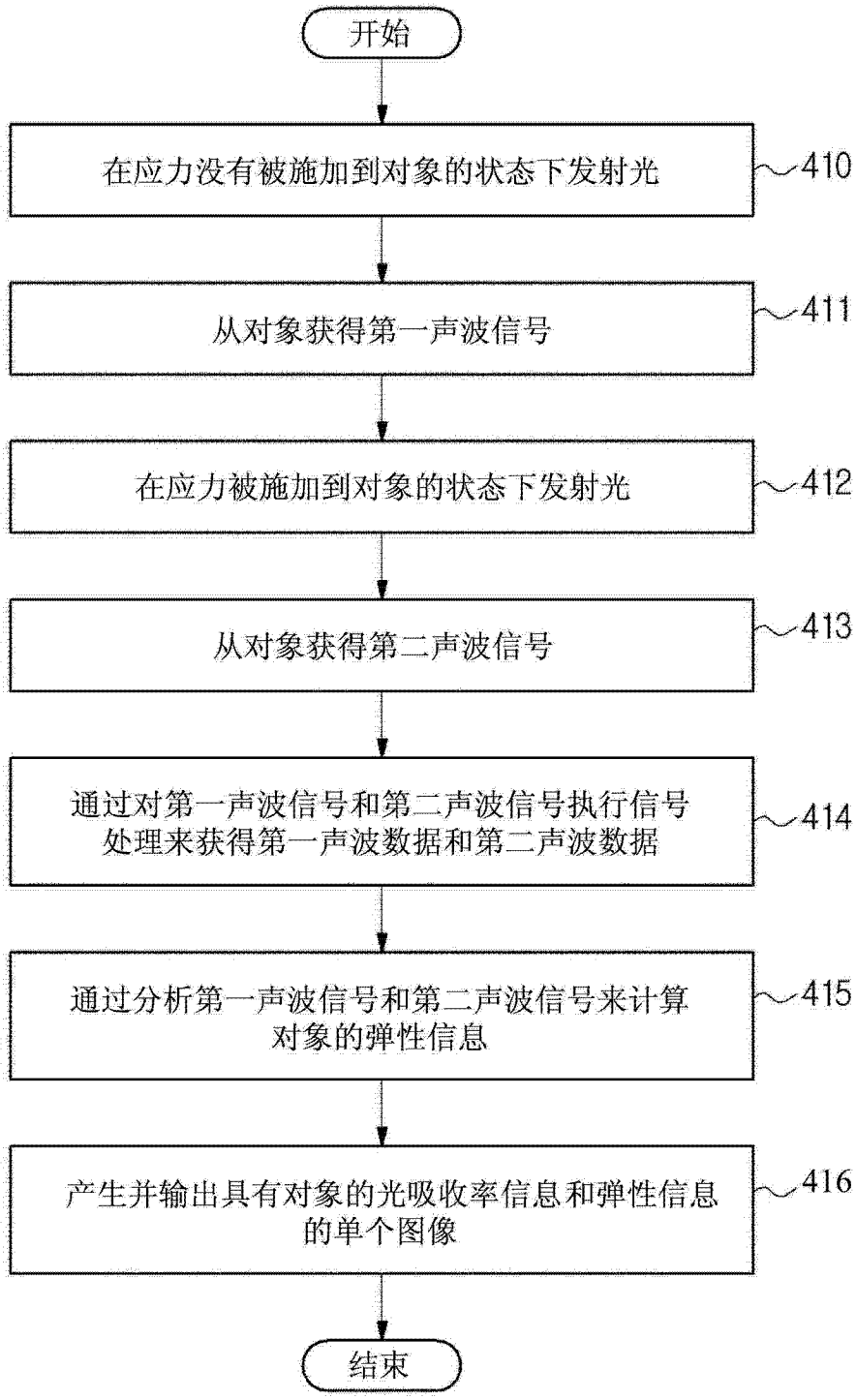
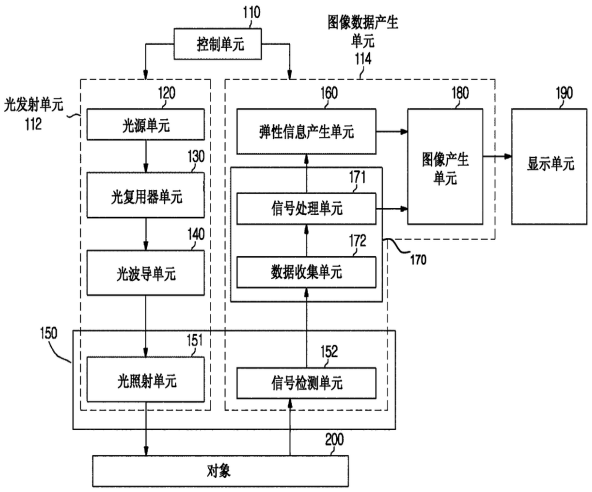

开始
在应力没有被施加到对象的状态下发射光
410
从对象获得第一声波信号
411
在应力被施加到对象的状态下发射光
412
从对象获得第二声波信号
413
通过对第一声波信号和第二声波信号执行信号处理来获得第一声波数据和第二声波数据
414
通过分析第一声波信号和第二声波信号来计算对象的弹性信息
415
产生并输出具有对象的光吸收率信息和弹性信息的单个图像
416
结束

图 13

专利名称(译)	超声成像设备和显示超声图像的方法		
公开(公告)号	CN103126727A	公开(公告)日	2013-06-05
申请号	CN201210518448.3	申请日	2012-12-05
[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	金康植		
发明人	金康植		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/743 A61B5/742 A61B2562/02 A61B5/0053 A61B8/4281 A61B5/0095 A61B5/7278 A61B8/0816		
代理人(译)	韩明星		
优先权	1020110129079 2011-12-05 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声成像设备和显示超声图像的方法。所述超声成像设备和超声图像显示方法同时获得对象的光声信息和弹性信息，产生并显示具有光声信息和弹性信息的单个图像，从而提高诊断的准确性和效率。所述超声成像设备包括：探头，当应力被施加到对象时和当应力没有被施加到对象时照射光，并接收相应的第一声波信号和第二声波信号；数据获取单元，获取均表示关于对象的光吸收率信息的第一声波数据和第二声波数据；弹性信息产生单元，计算关于对象的弹性信息；图像产生单元，产生具有光吸收率信息和计算的弹性信息二者的单个图像；显示单元，显示产生的图像。