



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103445805 B

(45) 授权公告日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201310202443. 4

(22) 申请日 2013. 05. 28

(30) 优先权数据

2012-126381 2012. 06. 01 JP

(73) 专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 海老泽尚史

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 康建忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

审查员 廖叶子

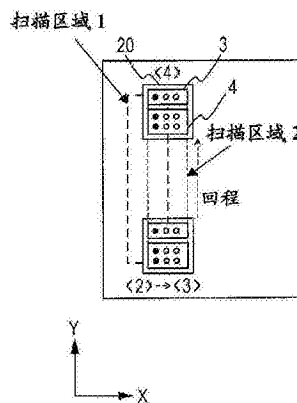
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54) 发明名称

被检体信息获取装置和被检体信息获取方法

(57) 摘要

本申请公开了被检体信息获取装置和被检体信息获取方法。一种被检体信息获取装置包括：光辐射单元；第一探测器，其接收响应于被检体被光辐射单元辐射的光照射而在被检体中产生的声波；第二探测器，其朝向被检体辐射超声射束，并接收来自被检体的反射波；超声控制器，其被配置为控制第二探测器；以及扫描单元，其被配置为使光辐射单元以及第一探测器和第二探测器跨被检体执行往复扫描处理。超声控制器改变用于从第二探测器将超声射束辐射到被检体的辐射方法，以使得辐射方法在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。



1. 一种被检体信息获取装置,包括:

光辐射单元,所述光辐射单元被配置为将光辐射到被检体上;

第一探测器,所述第一探测器接收响应于所述被检体被来自所述光辐射单元的光照射而在所述被检体中产生的声波,并将所述声波转换为第一电信号;

第二探测器,所述第二探测器朝向所述被检体辐射超声射束,接收来自所述被检体的所述超声射束的反射波,并将所述反射波转换为第二电信号;

超声控制器,所述超声控制器被配置为控制所述第二探测器以朝向所述被检体辐射超声射束;

扫描单元,所述扫描单元被配置为使所述光辐射单元、第一探测器和第二探测器跨所述被检体执行往复扫描处理;

光声图像获取单元,所述光声图像获取单元被配置为基于所述第一电信号获取光声图像;

超声图像获取单元,所述超声图像获取单元被配置为基于所述第二电信号获取超声图像;以及

控制器,所述控制器被配置为使显示单元显示所获取的光声图像和所获取的超声图像,

其中,所述超声控制器改变所述第二探测器的超声发射操作,使得用于将超声射束辐射到所述被检体的辐射方法在所述往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。

2. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,其中,所述超声控制器改变辐射方法,以使得仅在所述往复扫描处理的去程扫描或回程扫描期间所述第二探测器将超声射束辐射到所述被检体。

3. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,其中,所述第一探测器和所述第二探测器均包括多个转换元件。

4. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,其中,所述第二探测器包括在第一方向上布置的多个转换元件,并且

其中,所述超声控制器使在第一方向上布置的所述多个转换元件线性地扫描由所述第二探测器朝向所述被检体辐射的超声射束,并且改变辐射方法,以使得线性扫描方向在所述往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。

5. 根据权利要求3所述的被检体信息获取装置,其中,所述转换元件是电容式转换元件。

6. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,其中,所述光辐射单元包括被配置为发出脉冲光的激光器。

7. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,还包括支承所述被检体的支承构件。

8. 根据权利要求7所述的被检体信息获取装置,其中,所述支承构件由石英玻璃、聚甲基戊烯聚合物、聚碳酸酯或丙烯酸组成。

9. 根据权利要求7所述的被检体信息获取装置,其中,所述往复扫描处理被沿着所述支承构件执行。

10. 根据权利要求1所述的被检体信息获取装置,还包括滑架,所述光辐射单元、第一探测器和第二探测器成整体地固定到所述滑架,

其中,所述扫描单元使所述滑架执行所述往复扫描处理。

11.一种被检体信息获取方法,所述被检体信息获取方法用于通过分别接收声波和反射波来获取光声图像和超声图像,所述声波是通过将光辐射到被检体而在所述被检体中产生的,所述反射波是在将超声射束辐射到所述被检体之后从所述被检体反射的,所述方法包括:

将光辐射单元发出的光辐射到所述被检体上的步骤;

响应于在以往复的方式跨所述被检体扫描光的同时将光辐射到所述被检体并然后接收来自所述被检体的声波,获取光声图像的步骤;以及

通过在以往复的方式跨所述被检体扫描超声射束的同时将超声射束辐射到所述被检体并然后接收来自所述被检体的反射波,获取超声图像的步骤,

其中,在获取超声图像的步骤中,超声发射操作被改变以使得用于将超声射束辐射到所述被检体的辐射方法在去程扫描与回程扫描之间不同。

12.一种被检体信息获取装置,包括:

探测器,所述探测器将超声射束辐射到被检体,接收来自所述被检体的所述超声射束的反射波,并将所述反射波转换为电信号;

超声控制器,所述超声控制器被配置为控制所述探测器以朝向所述被检体辐射超声射束;

扫描单元,所述扫描单元被配置为使所述探测器跨所述被检体执行往复扫描处理;以及

超声图像获取单元,所述超声图像获取单元被配置为基于所述电信号获取超声图像,

其中,所述超声控制器改变所述探测器的超声发射操作,以使得用于将超声射束辐射到所述被检体的辐射方法在所述往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。

被检体信息获取装置和被检体信息获取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及被检体信息获取装置和被检体信息获取方法。

背景技术

[0002] 诊断装置(比如,诊断超声装置和光声成像装置(诊断光声装置))是公知的。因为这样的诊断装置不涉及X射线辐射,所以这些装置作为没有辐射暴露的风险的安全诊断装置正在引起关注。日本专利申请特开No.2010-22812讨论了一种作为这样的诊断装置的示例的被检体信息获取装置。该被检体信息获取装置使得光源、光声探测器和超声探测器跨被检体上的图像捕获区域进行扫描,以便在宽区域上创建光声图像和超声图像并且将这两个图像相互叠加。

[0003] 在日本专利申请特开No.2010-22812中讨论的装置中,在探测器跨被检体进行扫描的同时,获取被检体的信息。然而,因为用于获取被检体信息的方法在光声图像与超声图像之间改变,因此从这两个图像获得的信息通常不一致。

发明内容

[0004] 本发明的一方面涉及一种被检体信息获取装置,该被检体信息获取装置包括:光辐射单元,其被配置为将光辐射到被检体上;第一探测器,其接收响应于被检体被来自光辐射单元的光照射而在被检体中产生的声波,并将该声波转换为第一电信号;第二探测器,其朝向被检体辐射超声射束,接收来自被检体的该超声射束的反射波,并将该反射波转换为第二电信号;超声控制器,其被配置为控制第二探测器以朝向被检体辐射超声射束;扫描单元,其被配置为使光辐射单元、第一探测器和第二探测器跨被检体执行往复扫描处理;光声图像获取单元,其被配置为基于第一电信号获取光声图像;超声图像获取单元,其被配置为基于第二电信号获取超声图像;以及控制器,其被配置为使显示单元显示所获取的光声图像和所获取的超声图像。超声控制器改变用于将超声射束从第二探测器辐射到被检体的辐射方法,以使得辐射方法在所述往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。

[0005] 从以下参照附图对示例性实施列的描述,本发明的进一步的特征将变得清楚。

附图说明

[0006] 图1示出根据本发明的实施列的被检体信息获取装置的配置。

[0007] 图2示出根据本发明的实施列的U信号处理器的配置。

[0008] 图3A、3B和3C示出根据本发明的实施列的用于形成整个图像捕获区域的图像的过程。

[0009] 图4A和4B示出驱动超声图像获取单元的方法及其中的问题。

[0010] 图5示出根据第二示例的用于形成图像的过程及其优点。

[0011] 图6A、6B和6C示出根据第一示例的用于形成图像的过程及其优点。

具体实施方式

[0012] 现在将参照附图来描述本发明的实施例。图1示意性地示出根据本实施例的被检体信息获取装置的配置。根据本实施例的被检体信息获取装置包括光源5和光声探测器4,光源5用作将光辐射到被检体19的光辐射单元,光声探测器4用作第一探测器,第一探测器接收在被来自光源5的光照射的被检体19中产生的声波,并将该声波转换为第一电信号。被检体信息获取装置还包括超声探测器3和发射控制器8,超声探测器3用作第二探测器,第二探测器朝向被检体19辐射超声,接收来自被检体19的该超声的反射波,并将该反射波转换为第二电信号,发射控制器8用作控制由第二探测器进行的朝向被检体19的超声辐射的超声控制器。在本实施例中,光源5、光声探测器4和超声探测器3优选地被固定到滑架(carriage)20并且被集成在滑架20中。此外,被检体信息获取装置包括构成扫描单元的驱动机构6和驱动控制器7,所述扫描单元使滑架20(具有固定到该滑架20的光源5、光声探测器4和超声探测器3)以往复的方式跨(across)被检体19来回扫描。被检体信息获取装置还包括P信号处理器10和U信号处理器9,P信号处理器10用作基于从光声波转换成的第一电信号获取光声图像的光声图像获取单元,U信号处理器9用作基于从超声的反射波转换成的第二电信号获取超声图像的超声图像获取单元。此外,被检体信息获取装置包括控制器12,控制器12使用作显示单元的图像显示单元13显示获取的光声图像和获取的超声图像。当执行往复扫描处理(在往复扫描处理中,滑架20以往复的方式跨被检体19来回扫描)时,用作超声控制器的发射控制器8使得用作第二探测器的超声探测器3在往复扫描处理的去程扫描(outbound scan)与回程扫描(return scan)之间基于不同辐射方法朝向被检体19辐射超声。因而,光声图像与超声图像之间的一致性得到改进。以下将对此进行描述。

[0013] 图4A和图4B示意性地示出了超声探测器3的往复扫描处理和在不使用本发明的实施例的情况下获取的超声图像。在图4A中,多个线性对象(即,通过吸收光而产生声波并且反射超声的对象,比如,肿瘤仿制品)设置在被检体扫描区域内。在图4A中,被围在尖括号中的数字(比如,<1>、<2>、<3>...<n>)表示扫描次序。为此,超声探测器3被固定到其上的滑架20在“移动方向”箭头的方向上、按被括起来的数字所指示的次序、从第一位置<1>朝向最终位置<n>执行扫描。在图4A中,为了简化说明,仅示出了位置<1>、<2>...至最终位置<6>,但是可依次扫描几个更多的扫描位置。出于说明目的,在图4A中仅示出了滑架20中的超声探测器3。超声探测器3中的黑点和白点表示转换元件(振动元件),这些转换元件是同一类型的,但是用不同颜色示出以清楚地示出探测器的端部在位置<1>至位置<6>之中的位置关系。

[0014] 为了通过在同时驱动多个转换元件的同时依次移动超声射束在被检体19内的焦点位置来获得宽范围信息,执行所谓的线性扫描(linear scan)(即,超声发射射束在图4A和图4B中的X轴的正方向上的扫描),以便辐射超声并且接收来自被检体的响应于被辐射的超声的反射波。具体地讲,通过从线性扫描的开始到结束将超声辐射多次,从X方向上的多个位置获得信息。当超声探测器3执行从位置<1>到位置<2>的扫描(去程扫描)时,执行线性扫描。因为超声探测器3在这个线性扫描期间沿着Y轴跨被检体19进行扫描,所以获取的超声图像是如图4B中的扫描区域1中所示的、在线性扫描方向(X方向)和超声探测器3的扫描方向(Y方向)的合成方向上畸变的图像,扫描区域1是位置<1>与位置<2>之间的区域。因为超

声探测器3相对于被检体19的位置在线性扫描的开始与结束之间不同,所以这个畸变发生。

[0015] 随后,在不改变线性扫描方向的情况下超声探测器3执行从位置<3>到位置<4>的扫描(回程扫描)时,超声被辐射到被检体19,并且该超声的反射波被接收。这种情况下获取的超声图像在图4B中的扫描区域2中被示出,并且是在与扫描区域1中的图像的方向不同的方向上畸变的图像,扫描区域2是位置<3>与位置<4>之间的区域。因此,在超声探测器3的去程扫描和回程扫描中获取不同畸变的图像。另一方面,通过在一次光辐射处理中从被检体19的多个位置(即,宽范围)同时获得被检体信息来获取光声图像。因而,在光声图像中不发生如超声图像中的畸变。因此,需要设法解决即使当超声图像和光声图像对应于同一区域时的这些形成的图像之间的一致性。

[0016] 在本实施例中,用于将超声辐射到被检体19的方法在往复的超声探测器3的去程扫描与回程扫描之间是变化的。具体地讲,尽管本实施例包括以下步骤:通过在以往复的方式跨被检体19来回扫描光的同时将光辐射到被检体19并然后接收来自被检体19的声波来获取光声图像的步骤,以及通过在以往复的方式跨被检体19来回扫描超声的同时将超声辐射到被检体19并然后接收来自被检体19的该超声的反射波的步骤,但是用于在以往复的方式跨被检体19来回扫描超声的同时将超声辐射到被检体19的辐射方法在去程扫描与回程扫描之间是不同的。具体地讲,线性扫描方向在去程扫描与回程扫描之间是不同的。更具体地讲,当线性地扫描从超声探测器3的在第一方向上布置的多个转换元件辐射的超声时,改变辐射方法以使得线性扫描方向在去程扫描与回程扫描之间不同。这种情况下的第一方向是图4A中的X方向。

[0017] 可替换地,可仅在去程扫描或回程扫描期间将超声辐射到被检体19。更具体地讲,可执行往复扫描处理,以使得扫描区域在去程扫描和回程扫描中至少部分地重叠,并且可改变辐射方法,以使得仅在去程扫描或回程扫描期间将超声辐射到被检体19。因此,可使超声图像的畸变方向在往复扫描处理中与去程扫描对应的区域(即,图4A中的扫描区域1和3)和与回程扫描对应的区域(即,图4A中的扫描区域2)之间统一,从而如上所述的超声图像的区域之间的畸变差异被抑制,由此超声图像与光声图像之间的一致性得到改进。

[0018] 接着,将描述根据本实施例的装置中包括的组件。

[0019] 用作光辐射单元的光源5能够发出具有特定波长的纳秒量级的脉冲光,例如是可发出600nm至1500nm的范围内的波长的脉冲光的脉冲激光器。具体示例包括固态激光器、气态激光器、染料激光器和半导体激光器。可替换地,可使用发光二极管等。光源5的操作由光源控制器11控制。具体地讲,光源控制器11控制将被辐射的光量和辐射定时。用作第一探测器的光声探测器4和用作第二探测器的超声探测器3可取地接收在已吸收了光的被检体19中产生的光声波,然后将该光声波转换为电信号,或者将超声发出到被检体19并接收来自被检体19的该超声的反射波、然后将该反射波转换为电信号。为了实现这一点,光声探测器4和超声探测器3均由多个转换元件(振动元件)构成,这些转换元件由例如以下材料组成:适合于检测0.5MHz至几十MHz范围内的弹性波的以锆钛酸铅(PZT)为代表的压电陶瓷材料、或者以聚偏二氟乙烯(PVDF)为代表的压电聚合物膜材料。可替换地,可使用电容式转换元件,因为电容式转换元件特别地具有宽的工作频率范围,所以它们优选地应用于本发明的本实施例。用作超声控制器的发射控制器8被配置为控制超声探测器3的超声发射操作,并且执行超声发射操作的开-关控制,以及控制用于使发射的超声聚焦到被检体19的任意位

置上的超声探测器3的驱动定时。具体地讲,发射控制器8控制驱动超声探测器3中包括的每个振动元件的信号延迟时间。因此,发射控制器8还控制上述线性扫描。构成扫描单元的驱动机构6被配置为使滑架20沿着支承构件1(稍后将描述)的表面以往复的方式跨被检体19来回扫描,并且可由例如脉冲电机和滚珠螺杆的组合或者线性电机构成。驱动机构6的操作由驱动控制器7控制,驱动控制器7与驱动机构6一起构成扫描单元。稍后将参照图2来详细描述用作超声图像获取单元的U信号处理器9。控制器12被配置为执行用于使图像显示单元13显示通过P信号处理器10和U信号处理器9获取的光声图像和超声图像的控制,并且执行例如用于组合这两个图像的控制。

[0020] 图1中所示的实施例优选地包括支承构件1、支承构件2和图像显示单元13。以下将对此进行描述。

[0021] 支承构件1和2支承被检体19,以便防止被检体19在测量处理期间移动。在图1中所示的实施例中,支承构件1和2由一对基本平行的板形成,但是其他配置(比如,对称弯曲板)也是可行的。通过支承构件1和2的合适设计,被检体19可被牢固地保持在合适的成像位置,而不移动。因而,可获取更高精度的光声图像和更高精度的超声图像。支承构件1优选地由下述材料组成,该材料对于从光源5发出的光以及被检体19中产生的声波和对于从超声探测器3发出的超声具有高透射性。这样的材料的示例包括石英玻璃、聚甲基戊烯聚合物、聚碳酸酯和丙烯酸。支承构件1可具有大约3mm至10mm范围内的厚度;精确的厚度可在考虑声波的容许衰减和牢固地支承被检体19所需的足够的机械强度的情况下被建立。图像显示单元13被配置为基于从控制器12发送的图像信号来显示光声图像和超声图像,并且可以是现有的显示设备,比如,液晶显示器、等离子体显示器、有机电致发光(EL)显示器或场发射显示器(FED)。

[0022] 接着,将参照图2来描述U信号处理器9。

[0023] 图2示出了U信号处理器9的配置。如图2所示,U信号处理器9包括调相延迟(phasing delay)单元14、加法单元15、希尔伯特(Hilbert)变换单元16、包络检测单元17和对数压缩单元18。调相延迟单元14使转换元件所接收的信号(即,超声信号)延迟,以便使信号的相位对齐。在本实施例中,压电元件用作振动元件的示例。加法单元15将经延迟的信号加在一起。希尔伯特变换单元16对经组合的信号执行希尔伯特变换,并且包络检测单元17检测经过了希尔伯特变换的信号。对数压缩单元18对检测的信号执行对数压缩。

[0024] 当超声被朝向被检体19发射时,发射的超声被被检体19反射和散射,并且作为超声回波(反射波)返回到振动元件。形成接收开口的一组振动元件中的每一个均将超声回波(反射波)转换为电信号(第二电信号),该电信号被获取为接收信号。

[0025] 接收信号被发送到U信号处理器9,以使得在U信号处理器9中获取(重新形成)图像。以下将描述这个处理的过程。

[0026] 首先,调相延迟单元14基于深度信息来确定用于各振动元件的接收信号的延迟时间,并对各接收信号执行延迟处理。除了支承构件1的声学特性和厚度之外,还考虑到超声探测器3的结构和被检体19的声学特性来确定延迟时间。

[0027] 经过了延迟处理的接收信号在加法单元15中被加在一起。随后,经组合的信号在希尔伯特变换单元16和包络检测单元17被进行希尔伯特变换和包络检测,由此重新形成(获取)图像。尽管在这种情况下在U信号处理器9中使用的处理技术是一般的诊断超声装置

中使用的调相和相加技术,但是诸如自适应信号处理的重新形成技术也是有效的。重新形成(获取)的图像数据被对数压缩单元18进行对数压缩,以便变为等同于一条线的图像数据。通过在移动扫描线的同时执行一系列处理,创建在线性扫描方向上延伸的两维超声图像。

[0028] 接着,以下将描述用于从声波形成图像的过程。

[0029] 首先,从光源5将脉冲光辐射到被检体19。从光源5辐射的光传播通过被检体19并被被检体19吸收。例如,如果被检体19是生物有机体,则光明确地被该生物有机体内的血液和血管吸收,由此通过热膨胀产生声波。如果生物有机体具有癌症,则如其他血管中那样,光明确地被癌细胞的新血管吸收,由此产生声波。

[0030] 声波到达构成光声探测器4的各振动元件,在光声探测器4中,声波被转换为模拟电信号(第一电信号)。

[0031] 来自各振动元件的模拟信号被P信号处理器10转换为数字信号,由此重新形成(获取)图像数据。

[0032] 通过控制器12将分别由U信号处理器9和P信号处理器10重新形成(获取)的超声图像和光声图像相互叠加。除了在使这两个图像的位置彼此对齐的同时将这两个图像相互叠加之外,还可根据条件将这两个图像显示为单独的图像或者可并排地显示这两个图像。

[0033] 图像显示单元13显示在控制器12处被组合的图像数据。在使超声探测器3、光声探测器4和光源5跨被检体19进行扫描的同时执行这一系列步骤,使得可获取整个被检体19的三维图像数据。接下来,以下将参照图3A至图3C来描述扫描处理(即,往复扫描处理)。

[0034] 当将被捕获图像的区域被确定时,跨被检体19扫描探测器,以使得探测器行进遍及其的整个区域。在扫描期间,探测器接收声波和朝向被检体19辐射的超声的回波(反射波),以使得形成图像。如图3A所示,首先使滑架20从位置<1>朝向位置<2>移动(去程扫描)。出于说明的目的,仅示出了固定到滑架20的超声探测器3。在这个时间期间,超声回波(反射波)和光声波分别在不同的定时被接收,以便防止它们彼此干涉。在滑架20被移动到图像捕获区域的边缘(位置<2>)之后,滑架20滑动到位置<3>。然后,在滑架20朝向位置<4>移动(回程扫描)时,接收超声回波(反射波)和声波。在这种情况下,如上所述,超声辐射方法在去程扫描与回程扫描之间是不同的。此外,如图3B和图3C所示,可任意改变这种情况下的滑动距离(即,在X轴的正方向上的从位置<2>到位置<3>的滑动距离)。图像扫描区域之间的重叠量根据滑动距离在去程扫描与回程扫描之间变化。因为图像重新形成时的参考数据随着重叠区的数量增加而增多,所以每个接收信号的信噪(S/N)比得到改进。因此,如果单次重新形成处理所需的处理时间固定,则图3C中所示的往复扫描处理促使与图3B中所示的往复扫描处理相比图像捕获时间更短,但是S/N比更低,导致图像退化。尽管位置<3>与位置<4>之间的扫描区域在图3B和图3C中在Y方向上移位以便提供更好的对于扫描区域如何重叠的图示说明,但是实际上扫描区域是彼此对齐的。通过以这种方式重复从位置<1>到位置<8>的往复扫描处理,探测器移动遍及将被捕获图像的整个区域,从而完成扫描处理。尽管如上所述,往复扫描处理被执行为使得扫描区域在去程扫描与回程扫描之间部分重叠,但是可替代地,往复扫描处理可被执行为使得扫描区域在去程扫描与回程扫描之间是相同的(也就是说,扫描区域完全重叠),或者使得扫描区域在去程扫描与回程扫描之间根本不重叠。此外,尽管每个探测器从它的移动路径的一侧起依次移动,但是不同移动路径是允许的,只要

探测器跨将被捕获图像的区域移动并且确保所需的S/N比即可。

[0035] 以下将参照具体示例来详细描述本发明。

[0036] 第一示例

[0037] 图1示意性地示出了根据第一示例的被检体信息获取装置。

[0038] 首先,将描述用于从被检体19获取超声图像的配置。超声探测器3是128通道的线性探测器,该探测器具有由阵列方式布置的128个压电元件形成的转换元件。压电元件由中心频率为6MHz的PZT组成。支承被检体19的支承构件1是由聚甲基戊烯组成的7mm厚的树脂板。支承构件2是10mm厚的丙烯酸树脂板。发射控制器8将电信号发送到每个压电元件;并且在响应时,压电元件阵列在被检体19的目标焦点位置处形成发射射束。具体地讲,响应于发射控制器8的操作,每个压电元件将电信号转换为超声信号;然后,该超声信号被发送到被检体19的目标焦点位置。发射的超声随后被被检体19反射和散射。反射信号(超声回波)返回到形成接收开口的多个压电元件。因为在第一示例中接收开口由一组64个(64通道)压电元件形成,所以沿着扫描线收集的数据包括64个接收信号。与接收信号对应的数据被发送到U信号处理器9。在U信号处理器9中,沿着扫描线的图像数据被重新形成(获取)。

[0039] 接着,将描述用于获取光声图像的配置。光源5是作为一种固体激光器的钛蓝宝石激光器。钛蓝宝石激光器的波长可以是可调的,在这个示例中被设置为750nm。光源5(钛蓝宝石激光器)由光源控制器11控制,并且按10Hz的间隔发出光。脉冲光从光源5辐射,并且被检体19内产生的声波由光声探测器4检测。光声探测器4包括2mm×2mm区域中的600(20×30)个压电元件,并且被形成为具有2MHz的中心频率。声波在每个压电元件中被转换为模拟电信号。模拟信号被发送到P信号处理器10,由此在P信号处理器10中获取(重新形成)图像数据。

[0040] 接着,将描述各探测器的往复扫描处理。

[0041] 超声探测器3、光声探测器4和光源5被封装在单个滑架20中,滑架20设置在驱动机构6上。当图像捕获区域被设定时,驱动控制器7驱动构成驱动机构6的电机,以便使滑架20移动。在第一示例中,电机是脉冲电机。通过驱动机构6可使滑架20在两个轴方向上以任意速度移动到任意位置,驱动机构6由脉冲电机和滚珠螺杆的组合构成。如图3B所示,滑架20以往复的方式跨被检体19来回扫描,使得去程路径和回程路径部分重叠,以及并排布置的去程路径之间没有间隙。这使得改进信噪(S/N)比,从而实现高清晰的光声图像。

[0042] 接着,将参照图6A和图6B来描述滑架20的实际移动和实际图像获取定时。在图6A和图6B中,在没有光源5的情况下示出滑架20。首先,在从位置<1>朝向位置<2>的去程扫描(图6A)期间,超声探测器3朝向被检体19辐射超声,并且光源5朝向被检体19辐射光。然后,辐射到被检体19的超声的反射波和在被光照射的被检体19中产生的声波被接收到,由此超声图像和光声图像被依次获取。如图6A所示,类似于上述图3A至图3C,这种情况下的超声探测器3的线性扫描方向是X方向(即,X轴的正方向)。在扫描区域中沿着一条线行进并且到达位置<2>之后,使滑架20侧向滑动,以便移动到位置<3>。随后,在从位置<3>朝向位置<4>的回程扫描(图6B)中,仅执行光源5的光辐射。然后,被检体19中产生的声波被接收到,由此仅光声图像被获取。在从位置<5>朝向位置<6>的去程扫描和从位置<7>朝向位置<8>的回程扫描中依次重复这一系列的操作,由此在去程扫描中获取光声图像和超声图像二者,而在回程扫描中仅获取光声图像。通过重复这些步骤,以往复的方式来回扫描整个区域,由此获取

整个区域的图像。因此,由于超声图像在固定方向上畸变(倾斜),所以这样的畸变变得不明显,由此光声图像与超声图像之间的一致性得到改进(图6C)。如果要校正超声图像中的这个倾斜,则因为图像在一个方向上均匀地倾斜,所以可通过简单的处理来校正该倾斜。

[0043] 在如第一示例中那样将通过使用仅在去程扫描或回程扫描期间接收的反射波来获取超声图像的情况下,横向方向上的滑动距离(例如,从位置<2>到位置<3>的滑动距离)优选地被设置在下述范围内,通过该范围,即使用通过使用仅在往复扫描处理的去程扫描或回程扫描期间接收的反射波被获取的超声图像仍可均匀地形成将被捕获图像的区域的图像。在第一示例中,滑架20侧向滑动10mm。超声图像的线性扫描区域的宽度被设为约25mm,以使得图像可被均匀地获取。

[0044] 分别由U信号处理器9和P信号处理器10重新形成(获取)的超声图像和光声图像通过控制器12相互组合。在第一示例中,考虑到这两个图像之间的位置关系,按并排布置将这两个图像进行组合。经组合的图像数据显示在由液晶显示器形成的图像显示单元13上(图6C)。

[0045] 在第一示例中,与在去程扫描和回程扫描两者期间均获取超声图像的情况相比,超声图像的均匀性在整个图像捕获区域中得到改进,并且超声图像与光声图像之间的一致性得到改进。

[0046] 第二示例

[0047] 第二示例与第一示例的不同之处在于:在往复扫描处理的去程扫描和回程扫描两者中均从超声探测器3将超声发射到被检体19,并且超声探测器3的线性扫描方向在去程扫描与回程扫描之间反向。具体地讲,如同第一示例中那样,在去程扫描中在图6A至图6C中所示的X方向(即,X轴的正方向)上执行线性扫描,并且在回程扫描中在相反方向上执行线性扫描。其他要点(即,装置的配置和基本操作)与第一示例中的那些相同。因此,在第二示例中,可从图5中所示的被检体19获取超声图像和光声图像,使得与在去程扫描与回程扫描之间不改变线性扫描方向的情况下获取超声图像的情况相比,超声图像的均匀性在整个图像捕获区域中得到改进,并且超声图像与光声图像之间的一致性得到改进。

[0048] 此外,因为从同一位置获取的数据增多,所以与第一示例的情况相比,图像的S/N比得到改进。

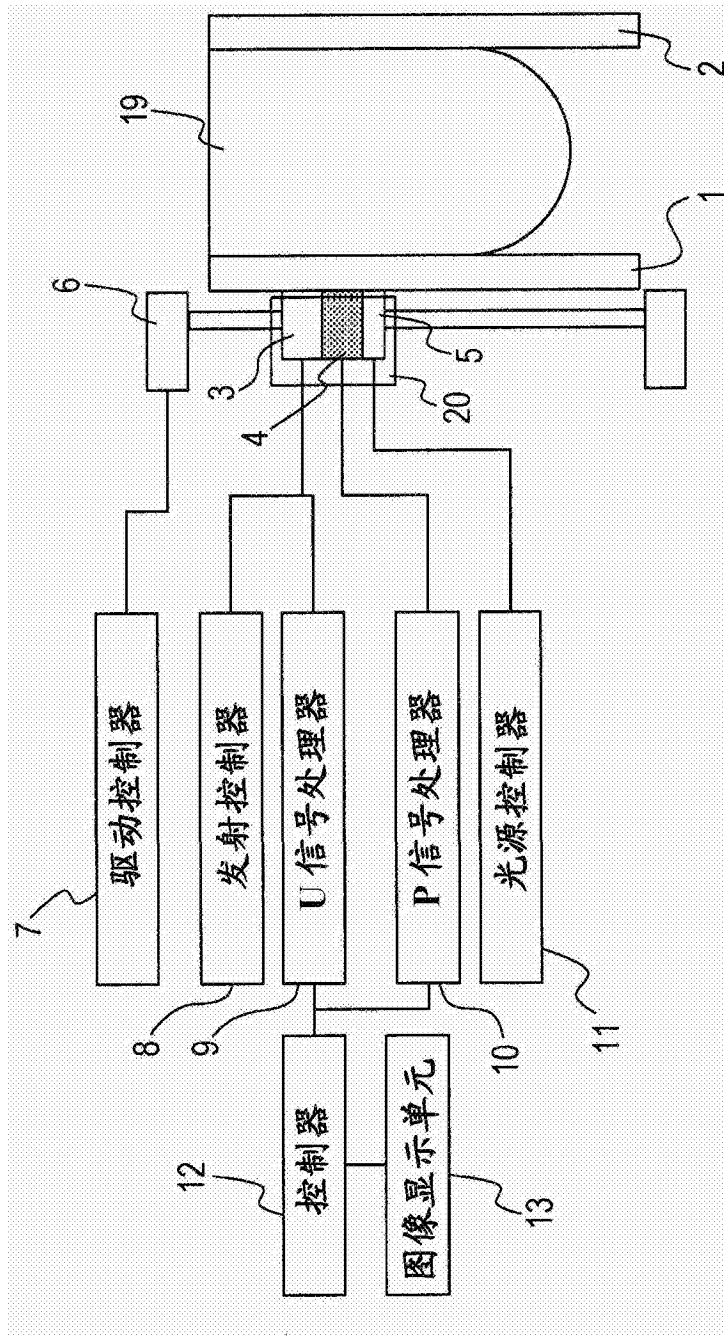
[0049] 尽管在以上示例中以上描述涉及用于将超声从超声探测器3辐射到被检体19的辐射方法在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间变化的情况,但是可替代地,用于获取超声图像的方法可以在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间变化。具体地讲,在用作超声图像获取单元的U信号处理器9中,用于获取超声图像的方法可在从去程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号和从回程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号之间变化。更具体地讲,可通过仅使用从去程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号和从回程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号之一来获取超声图像。在这种情况下,用作超声控制器的发射控制器8可在去程扫描与回程扫描之间不改变超声探测器3的操作的情况下抑制超声图像在一个方向上的畸变,从而实现与第一示例中的优点类似的优点。

[0050] 此外,除了光声图像与超声图像之间的一致性的改进之外,超声图像本身在本发明中也得到改进。具体地讲,因为超声探测器3在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间基于不同辐射方法朝向被检体19辐射超声,所以与辐射方向不变化的情况相比,图像在一

个方向上均匀地畸变,从而图像得到改进。而且,如果要校正获取的图像,因为图像在一个方向上均匀地畸变,所以可简化校正处理。同样,用于获取超声图像的方法可在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间变化。具体地讲,在用作超声图像获取单元的U信号处理器9中,用于获取超声图像的方法可在从去程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号和从回程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号之间变化。更具体地讲,可通过仅使用从去程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号和从回程扫描期间接收的反射波转换成的第二电信号之一来获取超声图像。因此,因为如上述情况那样,图像变得在一个方向上均匀地畸变,所以图像得到改进。而且,如果要校正获取的图像,因为图像在一个方向上均匀地畸变,所以可简化校正处理。在这种情况下,因为用作超声控制器的发射控制器8不需要在去程扫描与回程扫描之间改变超声探测器3的操作,所以可简化装置的操作控制。

[0051] 根据本发明,光声图像与超声图像之间的一致性得到改进。

[0052] 尽管已参照示例性实施例描述了本发明,但是应理解本发明不限于公开的示例性实施例。以下权利要求的范围应被给予最宽泛的解释,以便包含所有这样的修改以及等同的结构和功能。



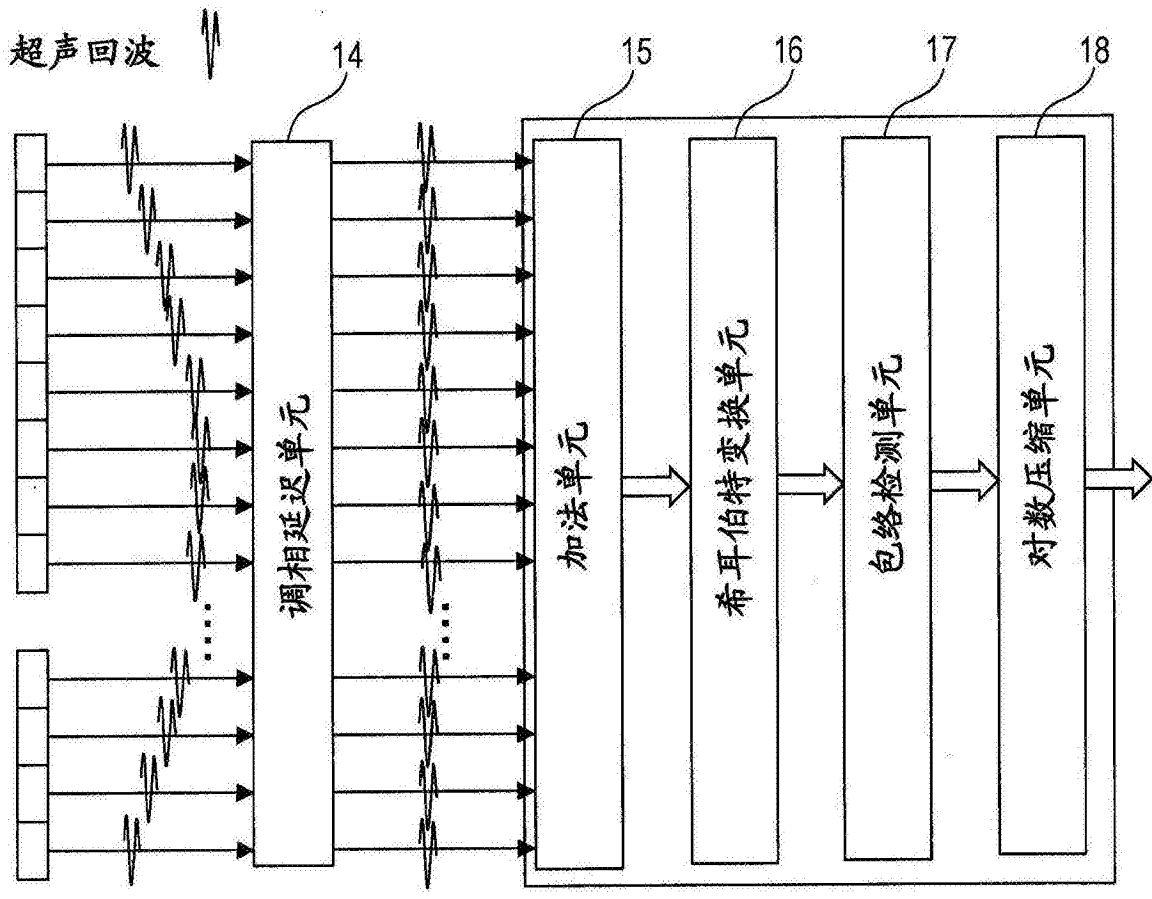


图2

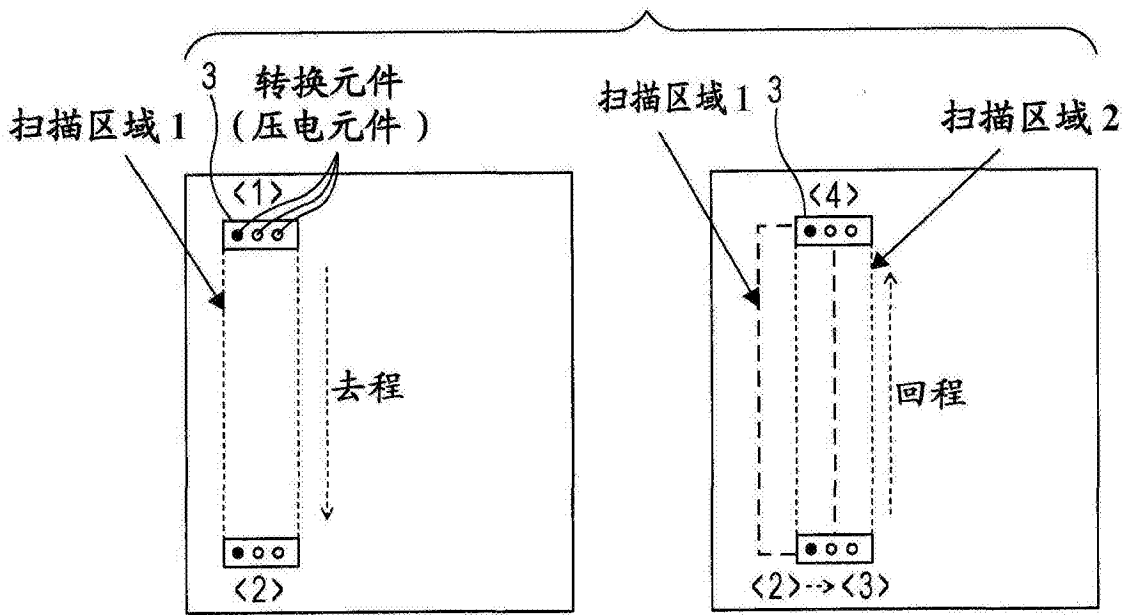


图3A

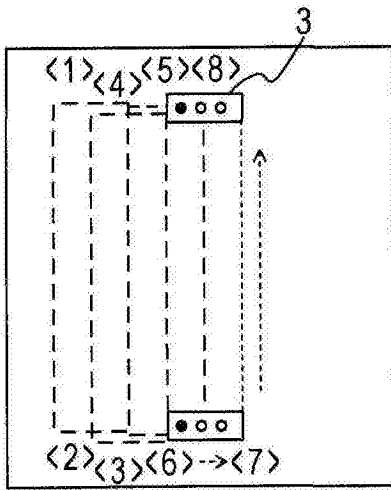


图3B

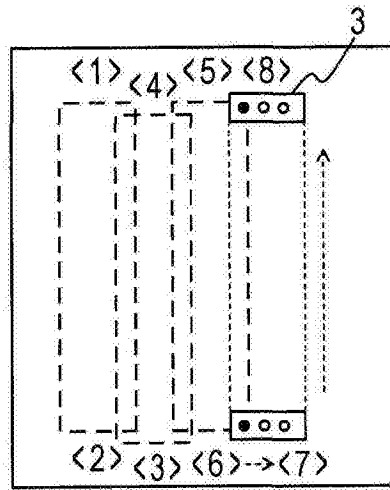


图3C

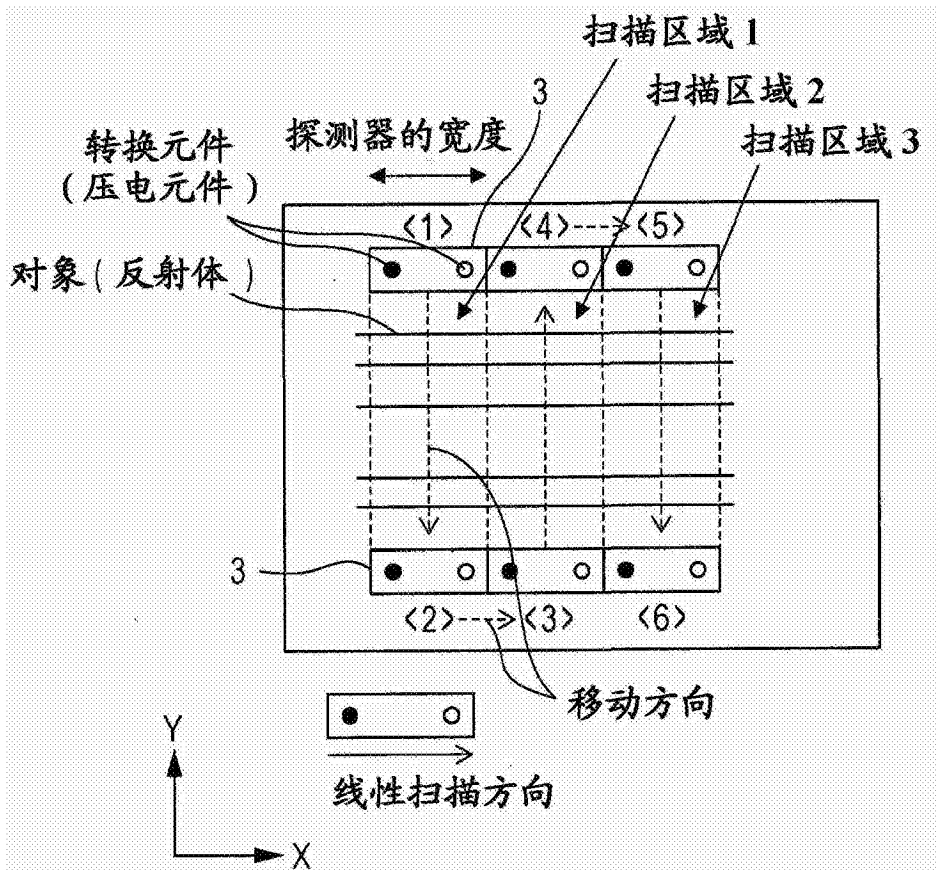


图4A

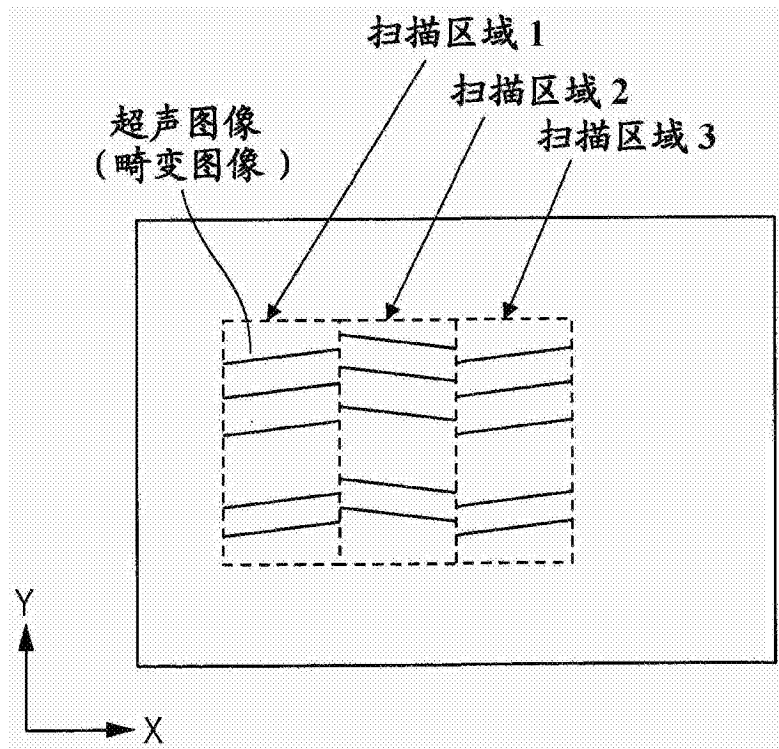


图4B

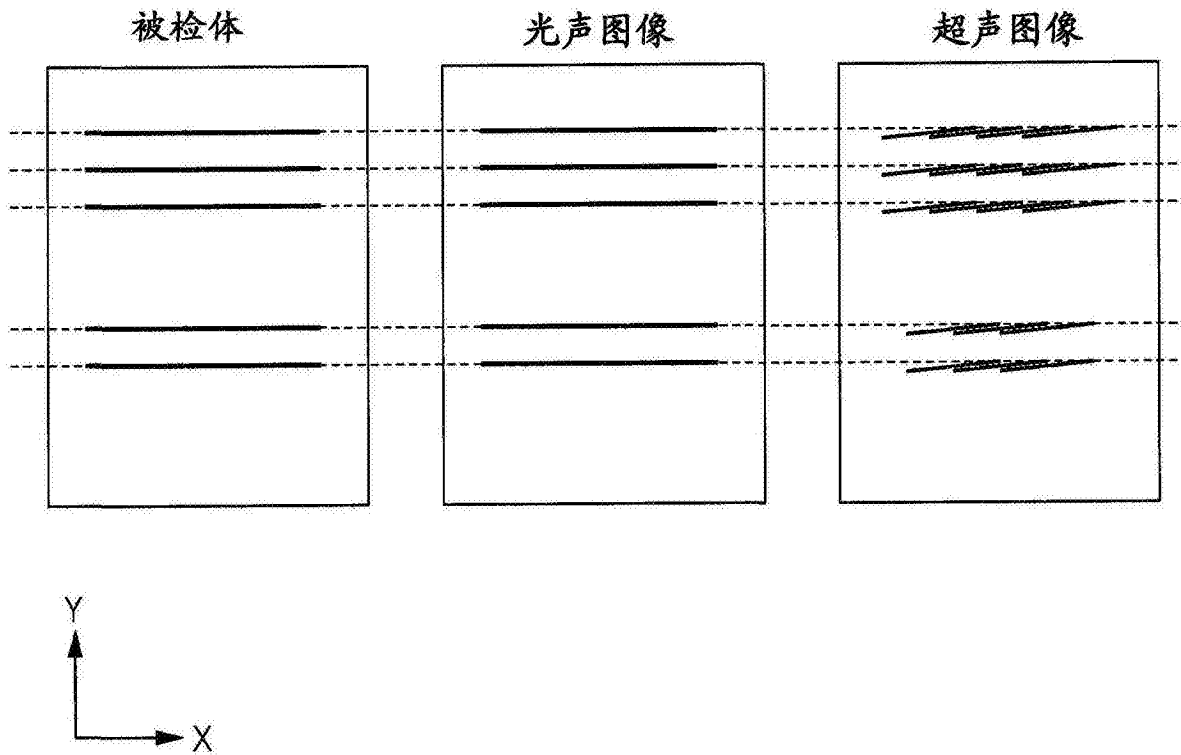


图5

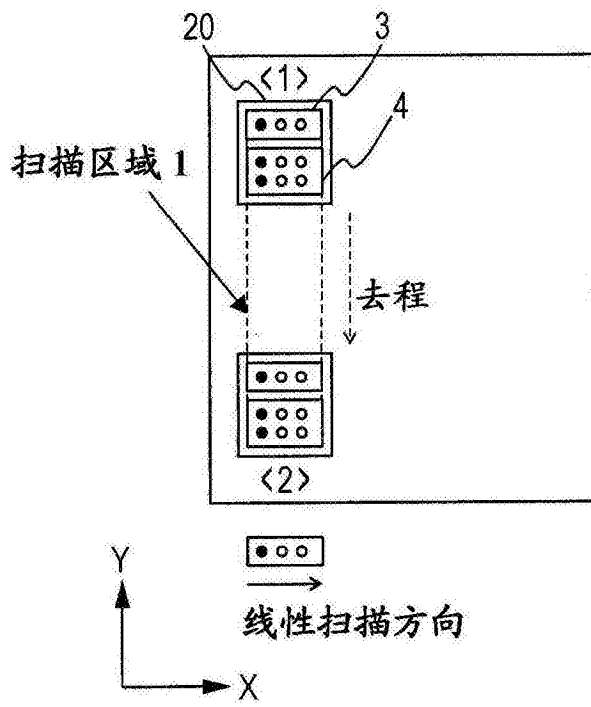


图6A

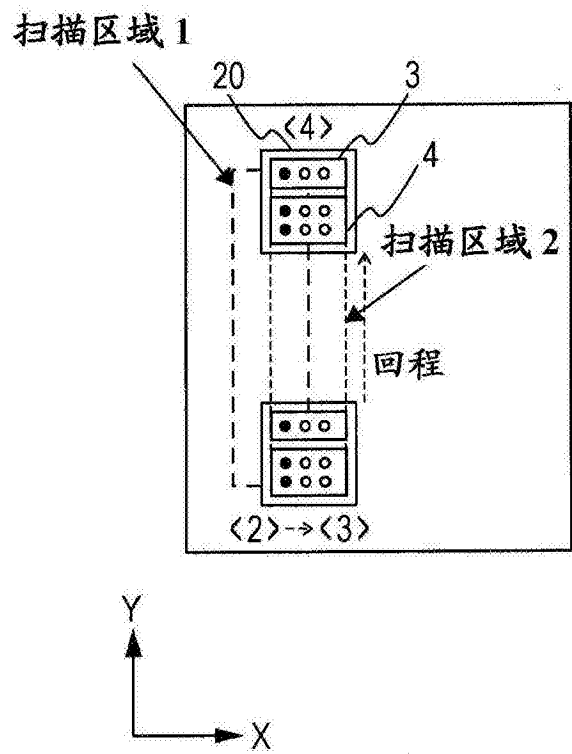


图6B

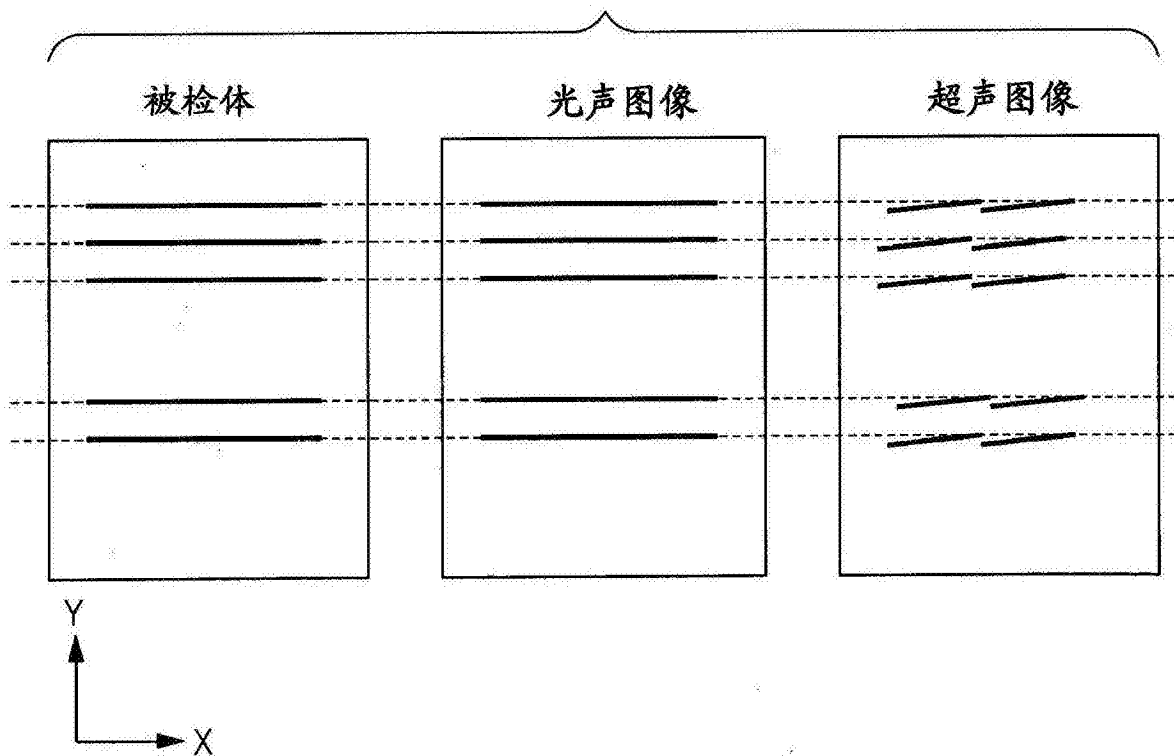


图6C

专利名称(译)	被检体信息获取装置和被检体信息获取方法		
公开(公告)号	CN103445805B	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201310202443.4	申请日	2013-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	海老泽尚史		
发明人	海老泽尚史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8965 A61B5/0095 A61B8/4209 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/5246 G01N29/0654 G01N29/2418 G01N29/265 G01N29/44 G01N2291/02475 G01N2291/02483		
代理人(译)	康建忠		
优先权	2012126381 2012-06-01 JP		
其他公开文献	CN103445805A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了被检体信息获取装置和被检体信息获取方法。一种被检体信息获取装置包括：光辐射单元；第一探测器，其接收响应于被检体被光辐射单元辐射的光照射而在被检体中产生的声波；第二探测器，其朝向被检体辐射超声射束，并接收来自被检体的反射波；超声控制器，其被配置为控制第二探测器；以及扫描单元，其被配置为使光辐射单元以及第一探测器和第二探测器跨被检体执行往复扫描处理。超声控制器改变用于从第二探测器将超声射束辐射到被检体的辐射方法，以使得辐射方法在往复扫描处理的去程扫描与回程扫描之间不同。

