



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104883965 B

(45)授权公告日 2018.01.19

(21)申请号 201380068519.7

(22)申请日 2013.12.20

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 104883965 A

(43)申请公布日 2015.09.02

(30)优先权数据

2012-286683 2012.12.28 JP

2013-240119 2013.11.20 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2015.06.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/007507 2013.12.20

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/103270 EN 2014.07.03

(73)专利权人 佳能株式会社

地址 日本东京

(72)发明人 阿部浩 蒲田步美 鸟井雅惠

(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 程连贞

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

审查员 李怡雪

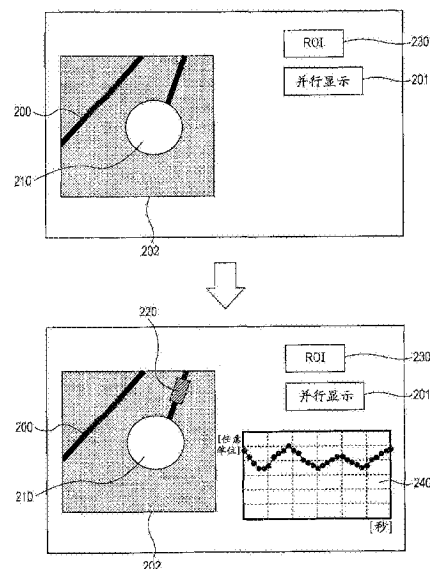
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

被检体信息获得装置、显示方法、程序和处理装置

(57)摘要

现有技术中的装置在向用户呈现数据的方法或易用性上存在问题。被检体信息获得装置包括：接收在被来自光源的光照射的被检体中产生的声波并且将声波转换成多个接收信号的多个换能器元件；和被配置为通过使用多个接收信号获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布的处理单元，其中，处理单元输出用于在显示单元的同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的预定区域中的特性信息的时间波动的数据的图像信息。



1. 一种被检体信息获得装置,包括:

产生光的光源;

被配置为接收在被来自光源的光照射的被检体中产生的声波并且将声波转换成多个接收信号的多个换能器元件;和

被配置为通过使用所述多个接收信号获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布的处理单元,

其特征在于,

处理单元执行控制,以建立这样的状态:在该状态中,通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据在某个定时均被显示。

2. 一种被检体信息获得装置,其特征在于,包括:

产生光的光源;

被配置为接收在被来自光源的光照射的被检体中产生的声波并且将声波转换成多个接收信号的多个换能器元件;和

被配置为通过使用所述多个接收信号获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布的处理单元,

其特征在于,

处理单元输出用于在显示单元的同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据的图像信息。

3. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

处理单元计算关注区域中的多个位置中的特性信息的统计量,并且,将指示统计量的时间波动的数据显示为指示特性信息的时间波动的数据。

4. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

处理单元可选择性地执行至少并行显示模式和单独显示模式,并且,处理单元在接收用户对并行显示模式的输入的情况下在显示单元上显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据,并且,在不存在并行显示模式的输入的情况下,或者,在接收来自用户的单独显示模式的输入的情况下,不在显示单元上并行显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据。

5. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

处理单元接收关于用户在分布图像中规定的关注区域的信息,并且,显示指示由用户规定的关注区域中的特性信息的时间波动的数据。

6. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

在用光照射被检体预定次数的情况下,处理单元以所述预定次数接收对光照射中的每一次从多个换能器元件输出的多个接收信号以产生所述预定次数的特性分布,并且,显示通过相互合成所述预定次数的特性分布获得的合成分布作为分布图像。

7. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

在用光多次照射被检体的情况下,处理单元接收对于光照射中的每一次从多个换能器元件输出的多个接收信号,并且,显示指示对于光照射中的每一次的特性信息的时间波动的数据。

8. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

处理单元获得第一特性信息和与第一特性信息不同的第二特性信息作为特性信息,并且,在显示单元上显示通过使用指示分别与被检体内的多个位置对应的第一特性信息的分布的特性分布创建的分布图像和指示关注区域内的第二特性信息的时间波动的第二数据。

9. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,其中,

处理单元获得反映当光被吸收时产生的声波的声压、光的吸收系数、氧饱和度和材料浓度中的至少一个的信息作为特性信息。

10. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,还包括:

被配置为接收通过光照射产生的声波并且将声波转换成多个第一接收信号的多个换能器元件;和

被配置为传送声波、接收在被检体中反射的反射波并且将反射波转换成多个第二接收信号的多个换能器元件,

其中,处理单元通过使用多个第一接收信号创建特性分布或者其中特性分布相互合成的合成分布、通过使用多个第二接收信号创建与声学特性有关的分布,并且,显示通过相互叠加特性分布或合成分布和与声学特性有关的分布获得的叠加图像作为分布图像。

11. 根据权利要求9所述的被检体信息获得装置,其中,

被配置为接收通过光照射产生的声波的多个换能器元件和被配置为传送声波且接收反射波的多个换能器是相互共用的。

12. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获得装置,

其中处理单元基于分布图像来确定关注区域。

13. 一种显示方法,通过使用通过接收在被光照射的被检体中产生的声波而获得的特性分布来在显示单元上显示图像,获得的特性分布是通过使用通过接收声波获得的多个接收信号获得的、分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布,其特征在于,所述显示方法包括:

在某个定时显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据二者。

14. 一种显示方法,通过使用通过接收在被光照射的被检体中产生的声波而获得的特性分布来在显示单元上显示图像,获得的特性分布是通过使用通过接收声波获得的多个接收信号获得的、分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布,其特征在于,所述显示方法包括:

在显示单元的画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据。

15. 根据权利要求13或14所述的显示方法,其中,

所述显示包含将指示关注区域中的多个位置中的特性信息的统计量的时间波动的数据显示为指示特性信息的时间波动的数据。

16. 根据权利要求13或14所述的显示方法,其中,

至少并行显示模式和单独显示模式能够被可选择性地执行,在接收用户对并行显示模式的输入的情况下,在显示单元上显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据,并且,在不存在并行显示模式的输入的情况下,或者,在接收来自用户的单独显示模式的输入的情况下,不在显示单元上并行显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据。

17. 根据权利要求13或14所述的显示方法,还包括:
接收关于用户在分布图像中规定的关注区域的信息,
其中,所述显示包含显示指示由用户规定的关注区域中的特性信息的时间波动的数据。

18. 根据权利要求13或14所述的显示方法,其中,
所述显示包含在用光照射被检体预定次数的情况下显示通过对于光照射中的每一次将预定次数的特性分布相互合成而获得的合成分布作为分布图像。

19. 根据权利要求13或14所述的显示方法,其中,
所述显示包含在用光照射被检体预定次数的情况下显示指示对于光照射中的每一次的特性信息的时间波动的数据作为指示时间波动的数据。

20. 根据权利要求13或14所述的显示方法,其中,
获得的特性信息包含第一特性信息和与第一特性信息不同的第二特性信息,并且,
所述显示包含在显示单元上显示通过使用指示分别与被检体内的多个位置对应的第一特性信息的分布的特性分布创建的分布图像和指示关注区域内的第二特性信息的时间波动的第二数据。

21. 根据权利要求13或14所述的显示方法,还包含:
接受关于通过传送声波并且接收在被检体中反射的反射波在被检体信息获得装置中获得的与被检体内的声学特性有关的分布的信息,

其中,所述显示包含显示通过相互叠加特性分布或其中特性分布相互合成的合成分布和与声学特性有关的分布获得的叠加图像作为分布图像。

22. 根据权利要求13或14所述的显示方法,还包含:
基于分布图像来确定关注区域。

23. 一种处理装置,该处理装置被配置为执行以下操作:
向显示单元输出图像信息;
通过使用通过接收在被光照射的被检体中产生的声波而获得的多个接收信号,获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布;
其特征在于该处理装置还被配置为:
输出用于在显示单元的同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据的图像信息。

24. 一种处理装置,该处理装置被配置为执行以下操作:
向显示单元输出图像信息;
通过使用通过接收在被光照射的被检体中产生的声波而获得的多个接收信号,获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布;
其特征在于该处理装置还被配置为:
执行控制,以建立如下的状态:在该状态中,通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的分布图像的关注区域中的特性信息的时间波动的数据在某个定时均被显示。

被检体信息获得装置、显示方法、程序和处理装置

技术领域

[0001] 本发明涉及被检体信息获得装置、显示方法、程序和处理装置。本发明特别涉及用于通过接收由光产生的声波获得特性信息的技术。

背景技术

[0002] 作为用于用来自光源的光照射被检体并且将基于入射光获得的被检体中的特性信息成像的光成像技术中的一种,提出了光声成像。根据光声成像,用从光源产生的脉冲光照射被检体,并且,接收从吸收在被检体中传播和扩散的脉冲光的能量的部位产生的声波(一般是超声波)。然后通过使用接收信号将被检体中的特性信息成像。

[0003] 即,根据光声成像,能够通过利用诸如肿瘤的被检体部位与其它部位之间的光能量的吸收系数的差值获得与被检体中的各单个位置处的光吸收有关的特性信息的分布(特性分布)。获得的特性分布包含初始声压分布、光吸收系数分布或材料浓度分布等。

[0004] 根据NPL 1,通过用光声显微镜获得被检体中的总血红蛋白浓度分布将血管成像。通过根据NPL 1的光声显微镜,光在被检体表面上从一个点到另一点(对于各位置)依次聚焦,并且,依次获得从各位置产生的声波。然后,逐个地布置基于来自单个位置的声波的特性信息。根据NPL 1,指出了通过使用光声显微镜获得诸如血液中的氧饱和度的时间过程(time course)的氧代谢数据,并且,描述了上述的氧代谢用作诊断指标的认识。

[0005] [引文列表]

[0006] [非专利文献]

[0007] [NPL 1]

[0008] Label-free oxygen-metabolic photoacoustic microscopy in vivo, Journal Of Biomedical Optics 16 (7) 076003 (2011)

发明内容

[0009] [技术问题]

[0010] 在肿瘤等的诊断中,如在NPL 1中描述的那样,特性信息的时间波动可用作诊断指标。但是,在NPL 1的光声显微镜的情况下,没有描述如何向操作人员(用户)呈现特性信息的时间波动。在将上述的装置用于诊断中的情况下,改善向用户呈现数据的方法和易用性是重要的。

[0011] 根据NPL 1的光声显微镜采用其中光在被检体表面上从一个点到另一点聚焦以进行依次扫描并且逐个布置所获得的特性信息的系统。作为与上述系统不同的系统,提出了其中用光一次照射多个位置且对图像重构使用基于从多个位置产生的声波的多个接收信号的系统。根据在NPL 1中描述的光声显微镜的系统,与用于实施上述的图像重构的系统相比,更高的分辨率是有利的,但是这花费时间。特别地,在检查诸如乳房的相对较宽的范围中的被检体的情况下,花费长的时间,并且,出现易用性的问题。

[0012] 鉴于以上情况,本发明提供可执行用于诊断的呈现的具有令人满意的易用性的被

检体信息获得装置、显示方法、程序和处理装置。

[0013] [问题的解决方案]

[0014] 根据本发明的一个方面,提供一种被检体信息获得装置,该被检体信息获得装置包括:产生光的光源;被配置为接收在被来自光源的光照射的被检体中产生的声波并且将声波转换成多个接收信号的多个换能器元件;以及被配置为通过使用多个接收信号获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布的处理单元,其中,处理单元输出用于在显示单元的同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的预定区域中的特性信息的时间波动的数据的图像信息。

[0015] 根据本发明的另一方面,提供一种显示方法,通过使用通过接收在被光照射的被检体中产生的声波在被检体信息获得装置中获得的特性分布在显示单元上显示图像,获得的特性分布是通过使用通过接收声波获得的多个接收信号获得的分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布,显示方法包括在显示单元的同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示分布图像的预定区域中的特性信息的时间波动的数据。

[0016] 参照附图阅读示例性实施例的以下说明,本发明的其它特征将变得清晰。

附图说明

[0017] 图1A是根据第一实施例的被检体信息获得装置的示意图。

[0018] 图1B是根据第一实施例的被检体信息获得装置的示意图。

[0019] 图2A是根据第一实施例的声波的接收定时的时序图。

[0020] 图2B是根据第一实施例的声波的接收定时的时序图。

[0021] 图3A是根据第一实施例的处理装置的示意图。

[0022] 图3B是根据第一实施例的处理装置的示意图。

[0023] 图4是根据第一实施例的显示方法的流程的流程图。

[0024] 图5是根据第一实施例的在显示单元上显示的画面的例子的示意图。

[0025] 图6是根据第一实施例的在显示单元上显示的画面的例子的示意图。

[0026] 图7是根据第二实施例的在显示单元上显示的画面的例子的示意图。

具体实施方式

[0027] 以下,通过使用附图描述本发明的实施例。原则上,相同的部件被赋予相同的附图标记,并且,省略它们的描述。

[0028] 在以下的描述中,声波包含称为光声波、光学超声波、声波或超声波的弹性波,并且,特别地,通过光照射产生的声波被称为“光声波”。根据以下的实施例的被检体信息获得装置至少接收通过用光(包含可见光或红外光的电磁波)照射被检体在被检体内的多个位置(部位)处产生的光声波,并且,获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布。

[0029] 基于光声波获得的特性信息指示与光吸收有关的特性信息,并且,包含通过光照射产生的光声波的初始声压或反映从初始声压导出的光能量吸收密度、吸收系数或构成组织的材料浓度等的特性信息。材料浓度包含例如氧饱和度、总血红蛋白浓度、或者氧合血红蛋白或还原血红蛋白浓度等。

[0030] 在声波之中,从探测器传送的声波可被称为“超声波”,并且,在一些情况下,传送的超声波在被检体中被反射的波可被特别称为“反射波”。以这种方式,根据以下的实施例的被检体信息获得装置可不仅通过接收光声波而且通过接收基于超声回声的反射波获得与被检体中的声学特性有关的分布。与该声学特性有关的分布包含反映被检体中的组织的声学阻抗的分布。但是,根据本发明的实施例,即使不传送或接收超声波或者不获得与声学特性有关的分布,也是足够的。

[0031] 此外,根据以下的实施例的被检体信息获得装置主要针对人或动物的恶性肿瘤或血管疾病等的诊断或化疗的进度观察等。因此,假定活体为被检体,并且具体地,假定诸如人或动物的乳房、颈部或腹部的诊断目标。

[0032] 被检体中的具有相对较高的吸收系数的组织表示被检体中的光吸收体。例如,当人体的一部分是被检体时,光吸收体包括包含大量的氧合血红蛋白或还原血红蛋白的血管、包含大量的新血管的肿瘤或颈动脉壁的斑块等。此外,通过利用金粒或石墨等与恶性肿瘤等特异性结合的分子探测器、或者运送药剂的胶囊等也是光吸收体。

[0033] 第一实施例

[0034] 以下,通过使用附图描述第一实施例。首先描述被检体信息获得装置的配置,然后描述显示方法。

[0035] [总体配置]

[0036] 首先,通过使用图1A和图1B描述根据本实施例的被检体信息获得装置的总体配置。图1A是根据本实施例的被检体信息获得装置的示意图,图1B是探测器130的示意图。根据本实施例的被检体信息获得装置至少包括光源110、具有多个换能器元件131的探测器130和用作处理单元的处理装置140。根据本实施例的探测器130被配置为执行光声波的接收和光声波的传送与接收。处理装置140可获得基于光声波的特性信息和基于超声波回声的反射波的与声学特性有关的分布。

[0037] 在图1A中,通过光源110产生的光通过诸如束状纤维的光学部件被引导到探测器130中,并且,光从探测器130中的出射端子120发射到被检体100。发射到被检体100的光在被检体中扩散并且由被检体中的光吸收体101吸收,使得产生光声波。对探测器130设置的多个换能器元件131接收从被检体100产生的光声波,并且,分别将光声波转换成电信号(接收信号)。从探测器130输出的多个接收信号被发送到处理装置140。

[0038] 根据本实施例的装置包括这样的配置:用于一次照射的光到达被检体中的多个位置而不是如光声显微镜那样将光聚焦于被检体表面上的单个位置(一个点)。探测器130包含多个换能器元件131。因此,能够接收至少通过一次光照射从被检体中的多个位置产生的光声波。详细地说,能够获得由多个位置(多个点)构成的预定区域中的特性信息组。特性信息组相当于指示各位置的特性信息的分布的特性分布。

[0039] 在定时从上述的用于光声波接收的定时偏移的同时,多个换能器元件131还向被检体100传送超声波。传送的超声波在被检体中被反射,并且,多个换能器元件131接收返回的反射波并且分别将反射波转换成模拟电信号(接收信号)。从多个换能器元件131输出的多个接收信号被发送到处理装置140。

[0040] 这里,将描述对光源110的发光、光声波的接收、超声波的传送和反射波的接收的各定时的控制。

[0041] [用于发光和传送和接收的定时]

[0042] 图2A和图2B是示出各定时的时序图。在图2A和图2B中,发光触发表示光照射定时。来自检测来自光源110的光的诸如光电二极管的光传感器的检测信号或来自处理装置140的发光指令信号可被用作发光触发。由于光的传播速度与声波的传播速度相比足够高,因此,光源的发光定时和用光照射被检体的定时可被视为同时。

[0043] 在图2A中,在光源发光之后,处理装置140使得传送和接收单元6接收光声波。发光与光声波接收开始之间的时间优选地尽可能短。然后,在光声波接收之后,处理装置140向换能器元件131发送用于从换能器元件131传送超声波的传送信号。在发光与下一次发光之间一次进行图2A中的超声波的传送和接收,但配置不限于此。可在发光与下一次发光之间多次传送和接收超声波,如图2B所示。在图2B中,三次进行超声波的传送和接收,但传送和接收的次数也是任意的。

[0044] 此外,可以不在发光与下一次发光之间进行超声波的传送和接收。在发光与光声波接收重复进行预定次数之后,可在最后的发光与最后的光声波接收(即,第预定次数次)之后进行超声波的传送和接收。作为替代方案,在超声波的传送和接收重复进行预定次数之后,可在超声波的最后的传送和接收(即,第预定次数次)之后进行发光和光声波的接收。

[0045] 下面,详细描述根据本实施例的被检体信息获得装置的各配置。

[0046] [光源110]

[0047] 对于光源110,优选使用可产生纳秒到微秒的量级的脉冲光的脉冲光源。具体而言,为了有效地产生光声波,使用具有约10纳秒的脉冲宽度。另外,优选使用500nm~1200nm的波长。对于特定的光源,优选使用诸如Nd:YAG激光器或紫翠玉激光器的脉冲激光器。也可使用使用Nd:YAG激光作为激励光的Ti:sa激光器或OPO激光器。此外,也可使用固态激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器等。对于从光源110到探测器130的光传送,可以使用诸如束状纤维、镜子或棱镜等的光学部件。

[0048] [探测器130]

[0049] 如图1B所示,探测器130包含具有多个换能器元件131的换能器和用作照射单元的出射端子120。探测器130优选地被外壳132覆盖。出射端子120由纤维、透镜或扩散板等构成,并且用具有期望的形状的光照射被检体。多个换能器元件131接收光声波,并且分别将光声波转换成接收信号(第一接收信号)。

[0050] 根据本实施例的换能器元件131可基于来自处理装置140的传送信号向被检体传送超声波。传送的超声波基于被检体中的声学阻抗的差异被反射。多个换能器元件131接收从被检体返回的反射波,并且分别将反射波转换成接收信号(第二接收信号)。

[0051] 对于换能器元件131,只要元件可接收声波并且将声波转换成电信号,就可使用诸如利用压电现象的压电元件、利用光共振的换能器元件和诸如CMUT的利用电容变化的换能器元件的任何换能器元件。根据本实施例,共用的换能器元件131兼任接收光声波的换能器元件和传送超声波且接收反射波的换能器元件。但是,对于根据本发明的实施例的探测器,可以单独地构建具有接收光声波的多个换能器元件的换能器和具有传送与接收超声波的多个换能器元件的换能器。另外,对于根据本实施例的探测器130,不仅可以是用户在使用手握探测器130的同时操作探测器的类型,而且可以使用机械移动探测器130的类型。

[0052] 可以在称为1D阵列、1.5D阵列、1.75D阵列或2D阵列的面中布置多个换能器元件

131。也可以按弧形布置多个换能器元件131。

[0053] 此外,也可在具有碗状的支撑体中布置多个换能器元件131。具体而言,如在国际公布No.2010/030817中描述的那样,多个换能器元件131的接收表面可三维螺旋状布置于支撑体的碗状内表面上。优选采用上述的布置,因为这样可以较宽的角度接收光声波。在上述的布置中,多个换能器元件131中的至少一部分换能器元件的各方向轴(沿接收灵敏度最高的方向的轴)聚集于特定区域中。

[0054] 通过上述的布置,能够以更高的灵敏度接收从特定区域产生的光声波。通过使用从在上述的布置中布置的换能器元件131获得的接收信号,可获得诸如血管的诊断目标之间的连接令人满意的具有高分辨率的分布图像。

[0055] 优选地,在布置于碗内侧的多个换能器元件131的接收表面与被检体之间设置具有接近被检体的声学阻抗的处于液体或凝胶等状态的声学介质(例如,也可使用水)。

[0056] [处理装置140]

[0057] 处理装置140执行从自探测器130输出的光声波导出的接收信号(通过接收光声波获得的接收信号)或从超声波导出的接收信号(通过接收反射波获得的接收信号)的放大、数字转换处理和过滤处理等。处理装置140然后使用进行了信号处理的各接收信号,并且,可创建光声图像数据或超声图像数据。以下,通过使用图3A和图3B描述处理装置140的详细配置。

[0058] 图3A是根据本实施例的处理装置140的配置的示意图。图3A中的处理装置140包含切换探测器130与处理装置140之间的连接状态的连接切换单元701、传送控制单元702、信号接收单元703、信息处理单元704和用作控制单元的控制CPU 705。

[0059] 控制CPU 705供给用于控制各块的数据和控制信号。具体而言,控制CPU 705控制用于指示光源110执行发光的发光指令信号和由传送控制单元702向换能器元件131传送的传送信号。控制CPU 705还向连接切换单元701发送用于切换多个换能器元件131的连接目的地的信号,并且,向信号接收单元703供给用于信号接收控制的控制信号和参数。此外,控制CPU 705向信息处理单元704供给用于使信息处理单元704从光声波或超声波确定是否期望从信号接收单元703向信息处理单元704传送的数字信号的控制信号等。

[0060] 遵从控制CPU 705的控制,传送控制单元702输出传送信号。信号接收单元703将从多个换能器元件131输出的多个接收信号转换成数字信号。信号接收单元703由A/D转换单元、数据存储器 and 多路复用器等构成。可通过使用为各通道准备的共用的A/D转换单元和共用的数据存储器等处理从光声波导出的接收信号和从超声波导出的接收信号。也可对从光声波导出的接收信号以及对于从超声波导出的接收信号准备单独的A/D转换单元和单独的数据存储器等。在信号接收单元703中产生的数字信号被传送到信息处理单元704。

[0061] 连接切换单元701切换多个换能器元件131的连接目的地。通过连接切换单元701,多个换能器元件131与传送控制单元702连接或者与信号接收单元703连接。

[0062] 信息处理单元704分别从自信号接收单元703传送的从光声波导出的数字信号和从超声波导出的数字信号产生光声图像数据和超声图像数据。信息处理单元704可根据接收信号是从光声波导出的信号还是从反射波导出的信号进行适当的信号处理和图像处理。一般地,当产生超声图像数据时,进行向来自各元件的接收信号添加根据反射波的到达时间的延迟时间以调整相位并且进行相加运算的延迟&求和。当产生光声图像数据时,可以进

行运用延迟&求和以外的另一算法的图像重构。例如,产生光声图像的图像重构方法包含常用于断层技术等中的基于时域或傅立叶域的逆投影方法。通过该配置,能够基于接收信号获得光声图像数据或超声图像数据。通过信息处理单元704创建的图像可以是2D图像或3D图像。

[0063] 信息处理单元704可通过至少单次光照射获得指示分别与被检体中的多个位置对应的特性信息的分布的特性分布作为光声图像数据。分别与多个位置对应的特性信息指的是与创建的图像中的多个像素或三维像素(voxel)对应的值,并且,各像素值或三维像素值反映初始声压值、吸收系数值或材料浓度值等。

[0064] 如多次重复进行光照射的图2B所示,也可生成通过相互合成通过多次光照射获得的多个特性分布获得的合成分布作为光声图像数据。合成指的是关于多个图像或者对各图像之间的位移施加了位移校正的多个图像在图像之间进行的叠加(superposition)处理,诸如算术平均处理、几何均值处理或调和平均处理。

[0065] 信息处理单元704对创建的光声图像数据施加诸如亮度校正、畸变校正或关注区域切出的各种校正处理,并且,创建用于显示的分布图像。此外,光声图像数据和超声图像数据相互叠加,并且,也可创建和显示图5所示的叠加图像作为分布图像。获得的超声图像数据包含与被检体中的声学特性有关的分布。

[0066] 此外,通过多次光照射在时序中获得的多个特性分布可以一定时间间隔在时序中被切换(更新)并且被显示。例如,一定时间间隔可以与发光相同的周期(在按10Hz发光的情况下,为0.1秒间隔)或者可以为1秒间隔,使得可进行目视观察。不仅在特性分布中,而且在上述的合成分布中,可每当获得合成分布时进行更新。

[0067] 此外,根据本实施例的信息处理单元704也可产生指示创建的分布图像中的预定区域中的特性信息的时间波动的数据。特性信息的时间波动可指的是预定位置处的特性信息的时间波动或分别与预定区域中的多个位置对应的特性信息(即,多条特性信息)的统计量的时间波动。统计量指的是诸如平均值、中值、模值、最大值、标准偏差或均方误差的统计结果。详细地说,规定区域中的多条特性信息的统计量指的是规定区域中的多个像素值或多个三维像素值的平均等。只要如图5所示的线图那样绘出时间过程(time course),就可对于由信息处理单元704创建的指示特性信息的时间波动的数据使用任何数据。

[0068] 根据本实施例的信息处理单元704可创建用于在同一画面内显示通过使用特性分布创建的分布图像和指示时间波动的数据的图像信息并且向显示装置160输出图像信息。以下,通过使用图4和图5,描述显示方法的流程和显示画面的例子,并且,首先,描述信息处理单元704的特定配置。

[0069] [信息处理单元704的特定配置]

[0070] 图3B示出根据本实施例的信息处理单元704及其附近的配置。信息处理单元704一般由图形处理单元(GPU)或安装了CPU的工作站等构成。

[0071] 存储单元722存储从信号接收单元703传送的数字信号和与测量操作有关的设置信息。从信号接收单元703传送的从光声波或超声波导出的数字信号首先被存储于存储单元722中。

[0072] CPU 724通过操作单元723从用户接收与各种操作有关的指令,并且,产生用于通过系统总线725控制各功能的控制信息。CPU 724可对存储于存储单元722中的从光声波导

出的数字信号执行积分处理等。积分处理指的是对于被检体重复执行同一位置(扫描位置)上的光照射和光声波的接收且相互积分多个获得的接收信号(包含积分平均)的处理。通过该积分处理,系统噪声减少,并且,接收信号的S/N得到改善。在光声波的产生源随时间移动的诸如造影剂(contrast medium)的物体被设置为诊断目标时,可绘出随累积时间的移动路径。注意,可通过控制CPU 705或GPU 721等进行类似的处理。

[0073] CPU 724再在存储单元722中写入积分处理之后的数字信号。该数字信号被用于通过GPU 721产生光声图像数据。CPU 724还接收关于由用户规定的规定区域的信息,并且,可计算分别与规定区域中的多个位置对应的特性信息的统计量。

[0074] FPGA 726使用写入存储单元722中的从超声波导出的数字信号,以执行延迟&求和并且创建超声图像数据。FPGA 726由场可编程门阵列(FPGA)芯片构成。

[0075] GPU 721使用进行了积分处理且通过CPU 724存储于存储单元722中的数字信号以创建光声图像数据。GPU 721也可对创建的光声图像数据或创建的超声图像数据运用诸如亮度校正、畸变校正或关注区域切出的各种校正处理,并且,创建分布图像。此外,GPU 721可执行创建通过相互叠加光声图像数据和超声图像数据获得的叠加图像作为分布图像的处理,并且,产生用于并行显示指示特性信息的时间波动的数据和分布图像的图像信息。也可通过CPU 724等进行类似的处理。另外,根据本实施例,由GPU 721创建光声图像数据,由FPGA726创建超声图像数据。但是,也能够由共用的GPU、FPGA或CPU等创建光声图像数据和超声图像数据。

[0076] [操作单元723]

[0077] 操作单元723是供用户执行与特性信息的获得操作有关的参数的规定和各种输入的输入装置。后面描述的并行显示的输入和作为规定区域的关注区域(ROI)的设置也由操作单元723进行。注意,当显示3D图像作为分布图像时,也可以3D方式规定ROI。ROI的尺寸和坐标系可任意地改变,并且,由于在分布图像上重叠和显示ROI的范围,因此可由用户确认和规定ROI的范围。操作单元723一般由鼠标、键盘或触摸面板等构成。作为被检体信息处理装置包含操作单元723的配置的替代,操作单元723可单独地准备并且与被检体信息获得装置连接。

[0078] [显示装置160]

[0079] 用作显示单元的显示装置160由液晶显示器(LCD)、阴极射线管(CRT)或有机EL显示器等构成。作为被检体信息处理装置包含显示装置160的配置的替代,显示装置160可单独地准备并且与被检体信息获得装置连接。

[0080] 下面,描述根据本实施例的显示方法和显示画面的例子。

[0081] [显示方法和显示画面]

[0082] 通过使用图4和图5描述根据本实施例的显示流程。图4是示出根据本实施例的显示流程的流程图,图5是根据本实施例的显示画面的例子的示意图。

[0083] 将其中创建作为光声图像数据和超声图像数据的合成分布的状态设置为开始,描述根据本实施例的显示流程。具体而言,在用光多次照射被检体(例如,照射预定次数:约30次)的情况下,处理装置140对于各发光定时(例如,对于频率为10Hz的各发光定时)以预定次数接收从多个换能器元件输出的多个接收信号。处理装置140然后创建要被算术平均的预定次数的特性分布以创建合成分布。

[0084] 在图4的S101中,处理装置140相互叠加合成分布和超声波图像,并且在显示装置160上显示得到的作为叠加图像的图像作为分布图像。图5的上图示出此时的显示画面。由于图5的分布图像202是叠加图像,因此,被检体中的声学阻抗的差异由超声波图像代表,并且,表示诸如癌边界的形状信息。包含诸如血红蛋白等的特定材料的浓度的功能信息由光声波图像代表。当显示叠加图像时,以灰度显示超声波图像,以彩色标度显示光声图像。另外,设置透明度,使得变得更容易目视识别图像中的每一个。通过上述的叠加显示,能够显示与声学阻抗差较大的区域对应的视为癌影响区域的区域210和与光吸收较大的区域对应的视为血管的区域200。

[0085] 然后,当在显示分布图像202的状态下由用户通过使用用作操作单元723的鼠标点击画面上的ROI设置图标230时,在分布图像上显示矩形ROI 220。当通过鼠标操作移动和确认矩形ROI 220时,在S102中,处理装置140从用户接收关于ROI的设置信息作为关于规定区域的信息。

[0086] 随后,当用户点击并行显示图标201时,在S103中,处理装置140接收并行显示模式的输入。

[0087] 当接收并行显示模式的输入时,在S104中,处理装置140计算ROI中的多个特性信息的平均值作为ROI中的多个特性信息的统计量。详细地说,计算ROI中的多个像素值或多个三维像素值的平均值。此时,对于创建合成分布的多个特性分布中的每一个计算该平均值。

[0088] 然后,在S105中,处理装置140紧挨着分布图像202并行显示指示计算的多个特性信息的平均值的对于各光照射的时间波动的数据240作为指示计算的统计量的时间波动的数据240(参见图5的下图)。注意,根据本说明书,“并行显示”不仅包含图5那样的在画面的左侧和右侧布置项目的情况,而且包括在上侧和下侧布置项目的情况或随机布置项目的情况。在单个画面内显示这些项目就够了。

[0089] 根据本实施例,除了并行显示以外,分布图像202和指示时间波动的数据240可相互叠加。详细地说,处理装置140优选执行控制,以建立分布图像202和指示时间波动的数据240在一定的定时均被显示的状态。图像和数据均被显示的状态不限于同时显示分布图像202和指示时间波动的数据240(显示开始定时彼此相同)的情况。即使当在不同的定时开始显示分布图像202和指示时间波动的数据240时,建立在一定的定时显示图像和数据的状态也是足够的。

[0090] 处理装置140向上述的显示装置160输出用于在同一画面内显示分布图像202和指示时间波动的数据240的图像信息。据此,有利于比较分布图像和与时间波动有关的数据,并且,用户还可容易地掌握时间波动与哪个位置对应,使得易用性得到改善。

[0091] 在图5的下图中,显示的指示时间波动的数据240表示对于各光照射的特性信息的平均值的时间波动(详细地说,与光照射周期相同的周期的时间波动)。例如,在10Hz的发光频率的情况下,显示0.1秒的特性信息变化。据此,例如,能够基于由血管的脉冲移动(pulsing motion)导致的收缩的差异检查特性信息的ROI中的平均强度的时间推移。作为结果,能够进行局部血液不足状态的确认和通过血管向癌影响区域的药物传播的诊断等,并且,诊断精确性可得到提高。但是,指示时间波动的周期不限于对于各光照射的时间波动,并且,可以是每预定次数的光照射的时间波动。另外,可以显示与光照射无关的预定周

期(例如,1秒或更短的周期)的时间波动。

[0092] 根据本实施例,步骤S102和S103可颠倒。当在S102中接收ROI设置而省略并行显示图标201时,可自动执行S103和S104的步骤。在ROI设置时,可通过点击和拖动鼠标在画面上创建闭合曲线以设置自由形态ROI。如果可设置自由形态ROI,那么可以避免称为伪像的噪声或要有意排除的区域。因此,可以只提取用于诊断的区域,使得可以提高易用性。

[0093] 在图5的例子中,显示由用户规定的ROI中的特性信息的时间波动。但是,不仅可以显示由用户规定的ROI,而且可以显示基于分布图像在由处理装置140提取的区域中的特性信息的时间波动。具体而言,可以设想,处理装置140自动提取分布图像中的特性信息的值比预定值高的区域作为ROI。

[0094] 分布图像不限于通过相互叠加合成分布(具有用作光声图像的特性分布的合成图像)和与声学特性有关的分布(超声波图像)获得的叠加图像。分布图像可以是仅由特性分布构成的分布图像或由合成分布构成的分布图像。

[0095] 此外,在时序中获得的分布图像可以一定的时间间隔在时序中被切换(更新)并且被显示。一定的时间间隔为诸如获得分布图像的周期的预定时间间隔。例如,一定的时间间隔可以是与发光相同的周期(在以10Hz进行发光的情况下,为0.1秒间隔),或者可以为1秒间隔,使得可进行目视观察。此外,可针对分布图像的显示选择合成分布的显示和时序图像的切换显示。

[0096] 在以一定的时间间隔更新和显示分布图像的情况下,也优选更新和显示指示特性信息的时间波动的数据。与并行显示的分布图像对应的绘图点的颜色和尺寸等优选根据分布图像的更新改变。在获得的分布图像和指示时间波动的数据均被更新和显示的情况下,显示可返回到重新显示或第一获得的显示。

[0097] 此外,分布图像和指示时间波动的数据可指示相互不同的特性信息。详细地说,吸收系数(第一特性信息)的分布被指示为分布图像,并且,指示氧饱和度(第二特性信息)的时间波动的数据可显示为指示时间波动的数据。

[0098] 在上述的例子中,在接收来自用户的并行显示模式的输入的情况下,并行显示指示特性信息的时间波动的数据240和分布图像202(即,如果不存在并行显示模式的输入,那么仅显示分布图像202)。但是,在显示分布图像的情况下,可以自动显示指示预定区域中的特性信息的时间波动的数据(缺省)。此外,处理装置140可选择性地执行并行显示模式和单独显示模式。详细地说,在由用户输入单独显示模式的情况下,不并行显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据,可以只显示分布图像和指示特性信息的时间波动的数据中的一个。

[0099] 根据本实施例,即使在诸如光照射和声波接收的测量继续且分布图像更新的情况下,一旦设置了ROI,就也优选根据分布图像的更新来更新设置的ROI中的特性信息的时间波动。

[0100] 以下,描述根据本实施例的应用例子。具体而言,通过重复S104和S105,重复用于规定ROI中的特性信息的计算和特性信息的值的绘图。作为结果,示出更新了特性信息的值的数据240。

[0101] [应用例子1]

[0102] 根据本应用例子1,在处理装置140获得ROI内的多个特性信息的统计量的情况下,

作为使用ROI中的所有特性信息的替代,只使用ROI中的特性信息的一部分。具体而言,对特性信息的值(信号强度)设置阈值,并且,只使用满足阈值的特性信息以计算平均值等。一般地,排除特性信息的值(信号强度)与噪声水平的强度相当的特性信息,可以使用具有大于预定阈值的值的特性信息。在噪声水平的80dB被设置为阈值的情况下,具有低于或等于80dB的信号强度的特性信息被排除,可对获得平均值使用具有高于80dB的信号强度的特性信息。

[0103] 作为下限阈值的替代,也可准备上限阈值(例如,150dB)。信号强度自发地(spontaneously)增大的特性信息被排除,可对于获得平均值使用具有低于150dB的信号强度的特性信息。此外,下限阈值和上限阈值均可被准备。

[0104] 以这种方式,即使当统计量不是平均值时,在获得统计量的情况下,也能够通过准备下限阈值、上限阈值或它们的组合,排除具有噪声值或自发波动值的特性信息。因此,可以提取更有效区域中的特性信息的时间波动,并且,更有利于检查特性信息的时间波动。

[0105] [应用例子2]

[0106] 根据本应用例子,特征在于,处理装置140响应来自用户的输入设置多个ROI。图6是根据本应用例子的显示画面的示意图。首先,当用户通过在画面上显示的鼠标光标确认ROI设置图标330时,在分布图像302上显示矩形ROI 320。当用户将ROI 320移动到希望的位置并且确认移动时,处理装置140响应ROI 320的设置而显示指示ROI 320中的特性信息的统计量的时间波动的数据340。

[0107] 此外,当用户再次点击ROI设置图标330时,在分布图像302上显示另一矩形ROI 321。当用户将ROI 321移动到希望的位置且确认移动时,处理装置140显示指示ROI 321中的特性信息的统计量的时间波动的数据341。

[0108] 以这种方式,由于可设置多个ROI,因此,能够同时观察同一分布图像中的多个位置处的ROI的特性信息的变化。因此,由于可容易地识别不同的区域之间的特性信息的信号的大小或放大量的差异,因此例如能够检查血液或药物等的输送状态的差异,并且,可进一步提高诊断精确性。

[0109] 第二实施例

[0110] 本实施例在处理装置140的处理内容上与第一实施例不同。根据本实施例的被检体信息获得装置使用具有与图1A和图1B以及图3A和图3B所示的装置类似的配置的装置。另外,由于显示方法的概要也基本上与图4所示的流程相同,因此,以下通过使用图7主要描述与第一实施例不同的部分。

[0111] 本实施例的特征在于,基于指示特性信息的时间波动的数据重新再次合成分布。图7是用于描述根据本实施例显示的指示特性信息的时间波动的数据401的示意图。

[0112] 图7所示的指示特性信息的时间波动的数据是通过根据第一实施例描述的方法创建的数据。具体而言,如图4的流程描述的那样,处理装置140相互合成通过多次光照射获得的多个特性分布以显示合成分布。当在合成分布中设置ROI时,处理装置140对于用于合成分布的各特性分布计算ROI中的特性信息的统计量,以显示为特性信息的时间波动。详细地说,由于布置通过多次光照射获得的特性分布的特性信息,因此,图7的数据表示为对于各光照射的特性信息的时间波动。

[0113] 这里,在表示特性信息的时间波动的数据401中,检查值自发增大的特异点410和

值自发减小的特异点411。可以设想,特异点410和特定异411是由于测量等时的探测器与被检体之间的相对位移的影响产生的。但是,由于还使用与特异点410或特异点411对应的时间的特性信息来合成显示的合成分布,因此可靠性可能下降。

[0114] 鉴于以上的情况,根据本实施例,当用户通过使用鼠标规定特异点410或特异点411时,处理装置140可通过排除规定的特异点410或规定的特异点411所规定的的时间的特性分布,再次创建合成分布。因此,根据本实施例,能够给出具有更高的可靠性的分布图像。

[0115] [其它实施例]

[0116] 也可通过读出并执行记录于存储介质(例如,非暂时计算机可读存储介质)上的计算机可执行指令以执行上述的本发明的实施例中的一个或更多个的功能的系统或装置的计算机并通过由系统或装置的计算机通过例如从存储介质读出并执行计算机可执行指令以执行上述的实施例中的一个或更多个的功能执行的方法,实现本发明的实施例。计算机可包括中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)或其它电路中的一个或更多个,并且可包括单独的计算机或单独的计算机处理器的网络。可例如从网络或存储介质向计算机提供计算机可执行指令。存储介质可包括例如硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、分布计算系统的存储、光盘(诸如紧致盘(CD)、数字万用盘(DVD)或蓝光盘(BD)TM)、快擦写存储器和存储卡等中的一个或更多个。

[0117] 另外,也可通过执行以下的处理实现实施例。即,在通过网络或各种存储介质向系统或装置供给实现上述的各实施例的软件(程序)并且系统或装置的计算机(或CPU或MPU等)读出并且执行程序的同时,执行处理。

[0118] 根据本发明的实施例,能够以用户满意的易用性进行可用于诊断的呈现。

[0119] 虽然已参照示例性实施例说明了本发明,但应理解,本发明不限于公开的示例性实施例。以下的权利要求的范围应被赋予最宽的解释以包含所有这样的变更方式以及等同的结构和功能。

[0120] 本申请要求在2012年12月28日提交的日本专利申请No.2012-286683和在2013年11月20日提交的日本专利申请No.2013-240119的益处,在此引入它们的全部内容作为参考。

[0121] [附图标记列表]

[0122] 110 光源

[0123] 120 出射端子

[0124] 130 探测器

[0125] 131 换能器元件

[0126] 140 处理装置

[0127] 160 显示装置

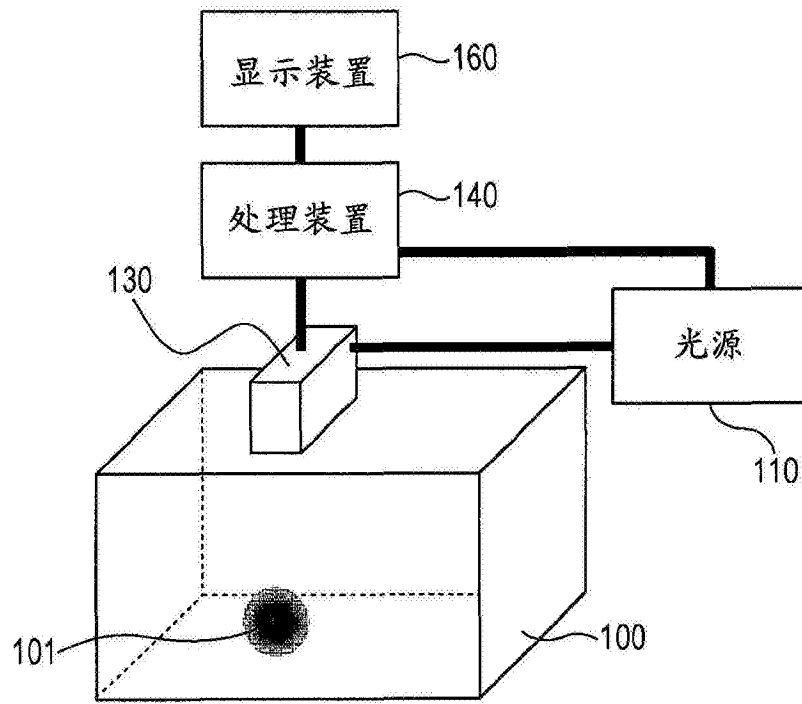


图1A

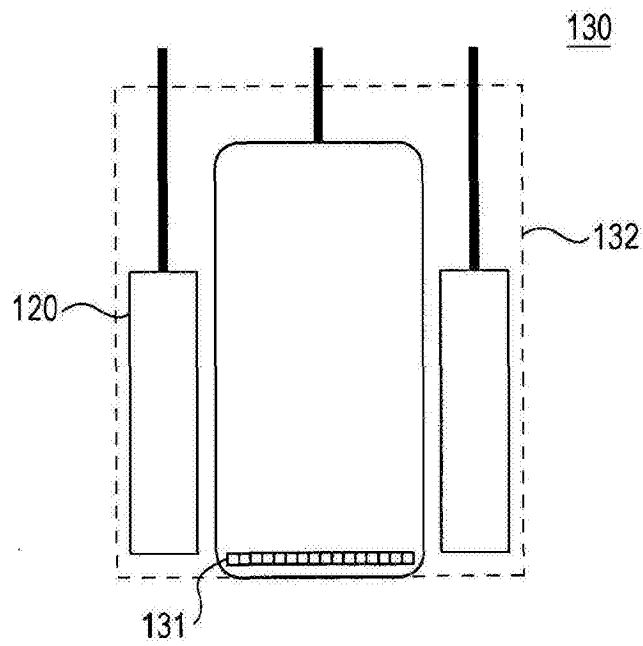


图1B

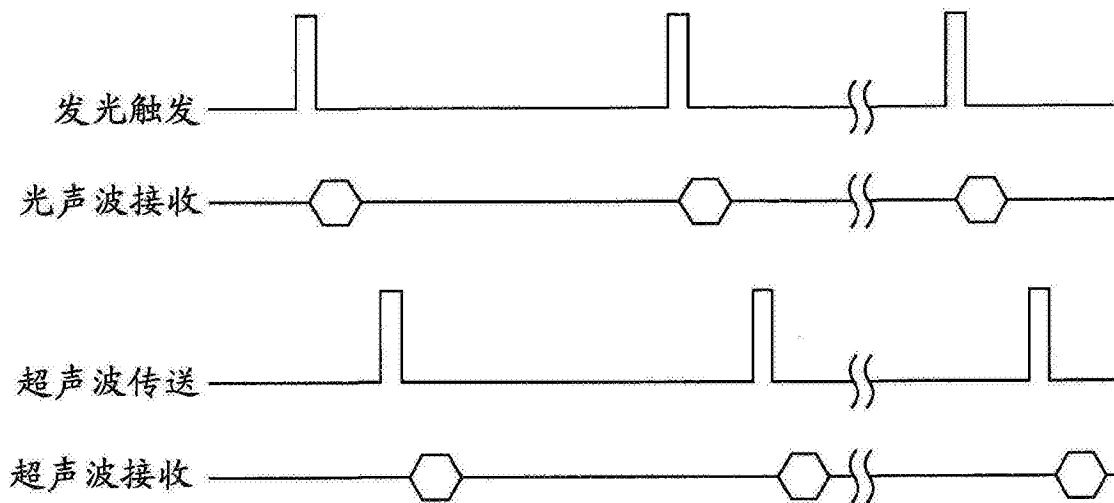


图2A

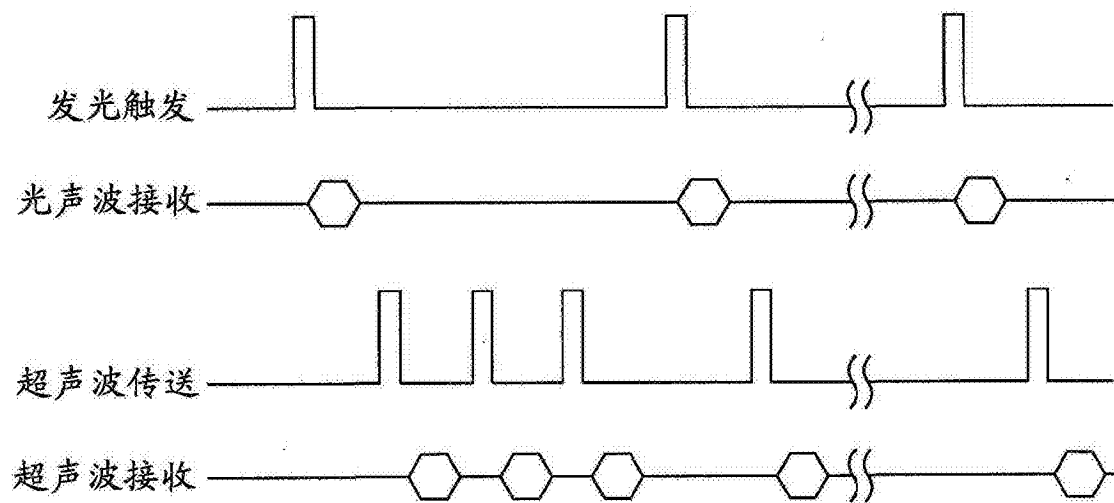


图2B

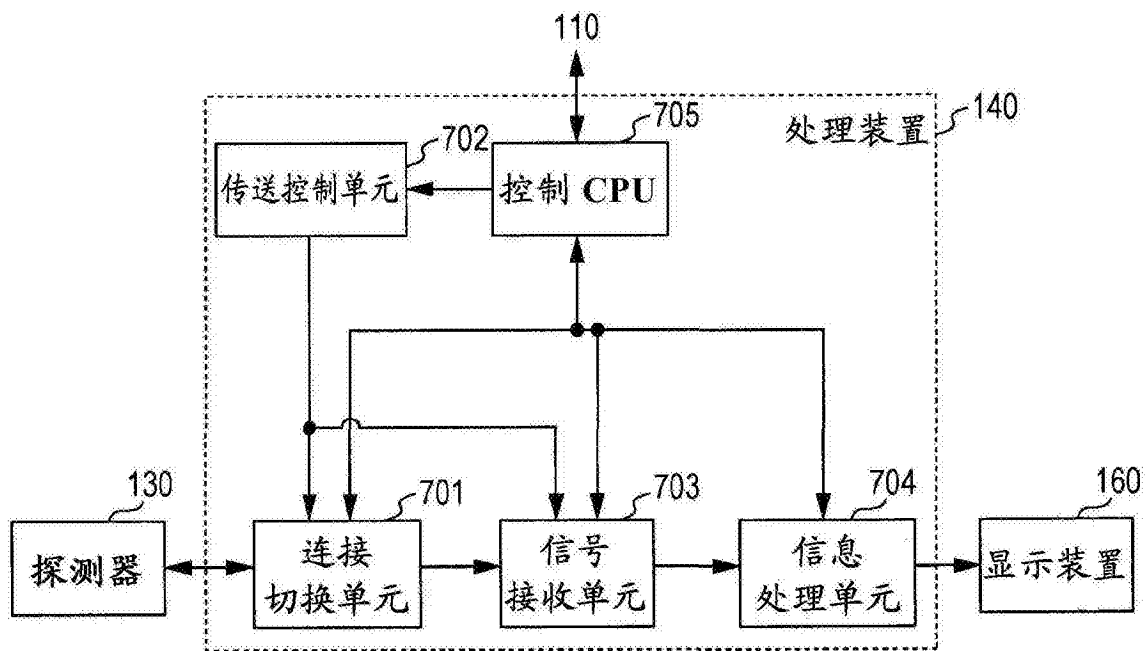


图3A

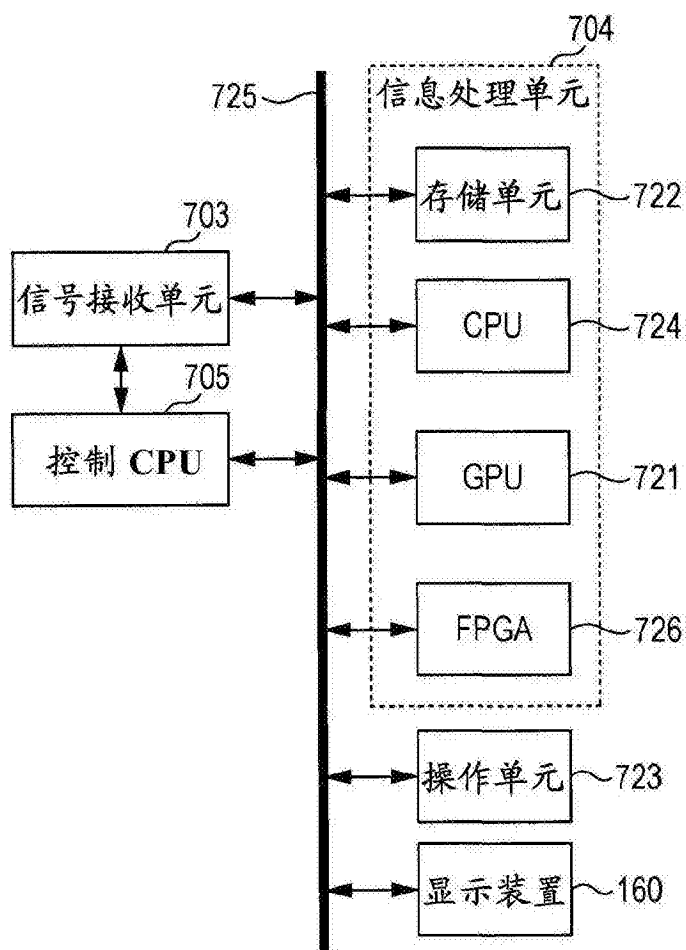


图3B

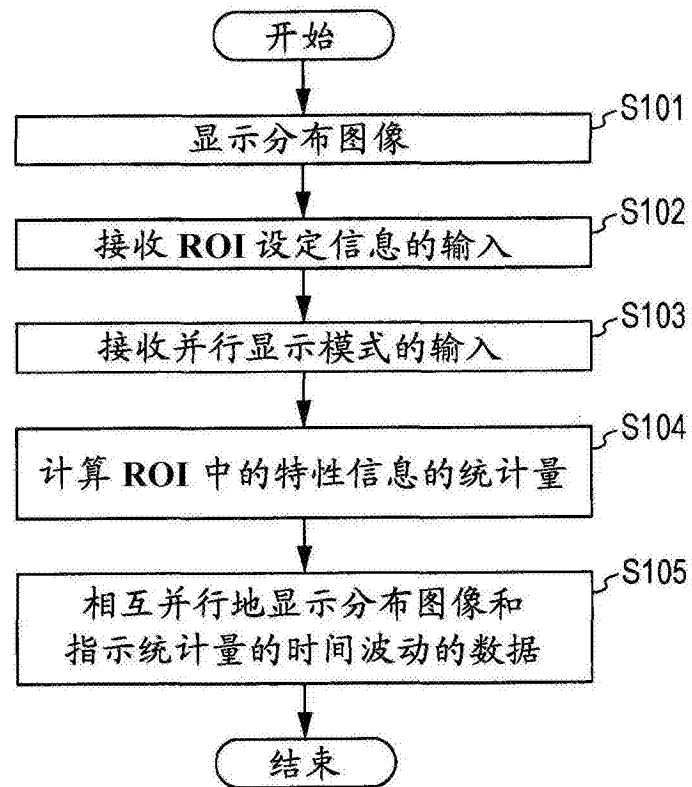


图4

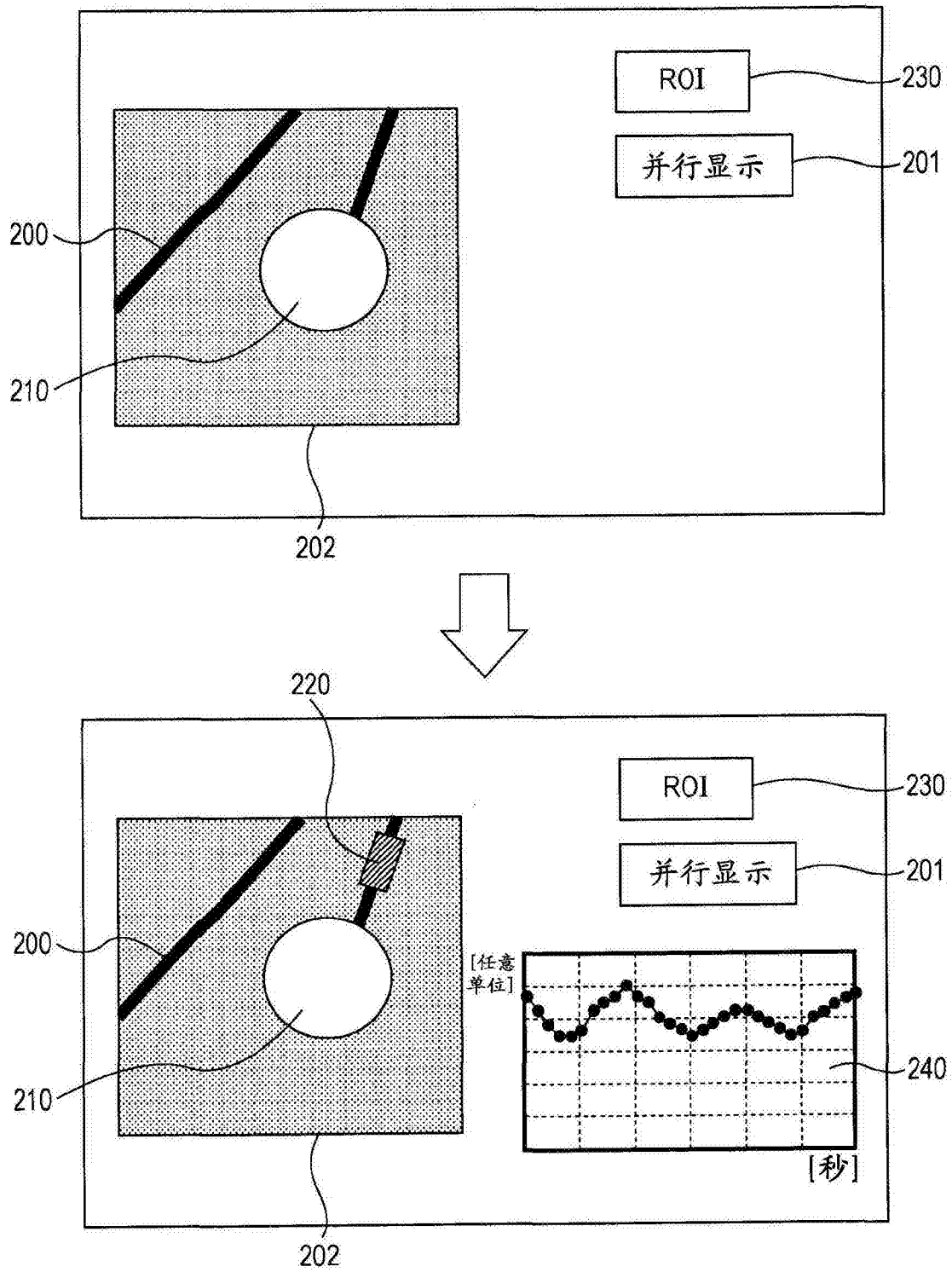


图5

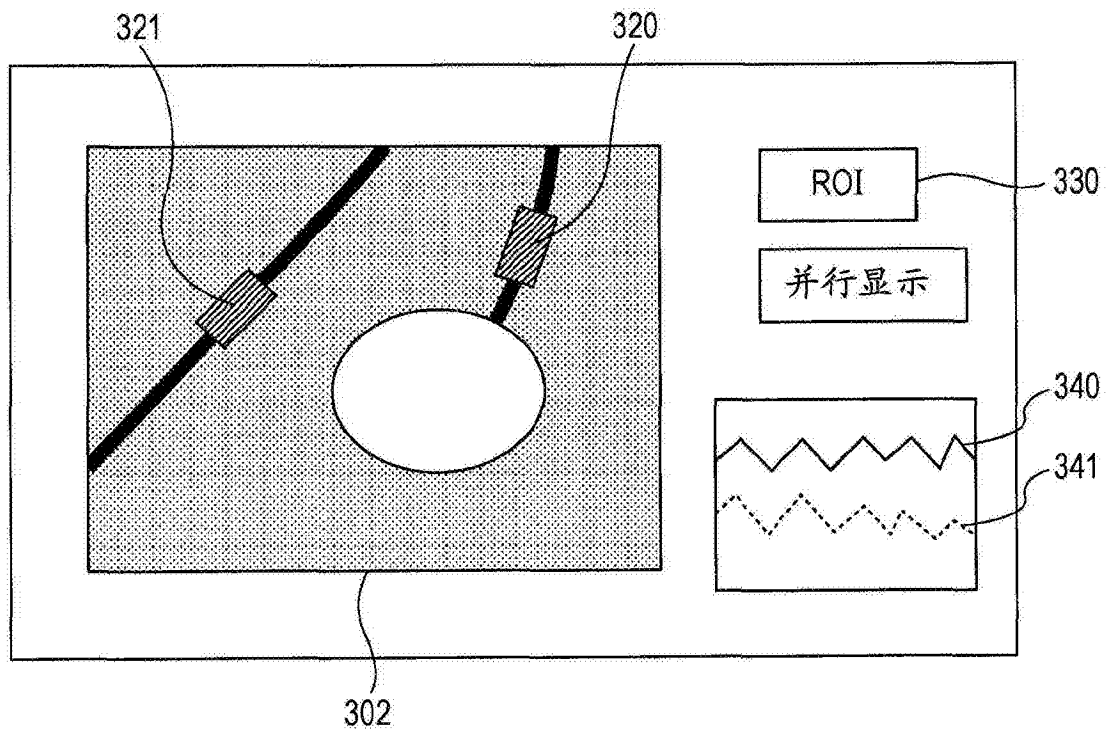


图6

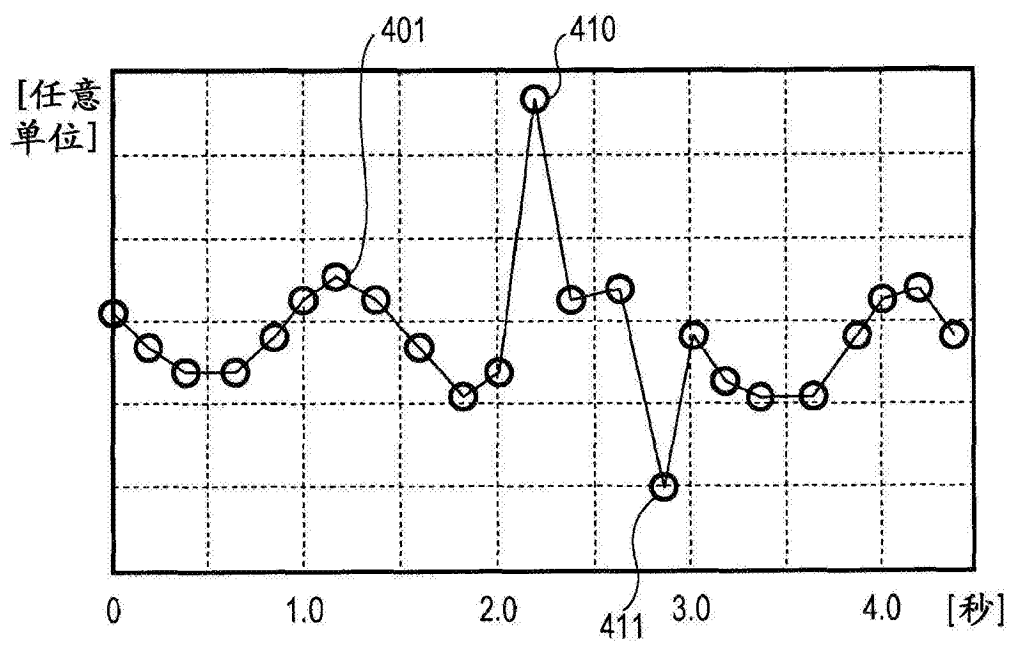


图7