



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108294730 A

(43)申请公布日 2018.07.20

(21)申请号 201810030218.X

(22)申请日 2018.01.12

(30)优先权数据

2017-003393 2017.01.12 JP

(71)申请人 佳能株式会社

地址 日本东京都大田区下丸子3丁目30番2号

(72)发明人 马场庆贵 阿部直人 宫里卓郎

(74)专利代理机构 北京魏启学律师事务所

11398

代理人 魏启学

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

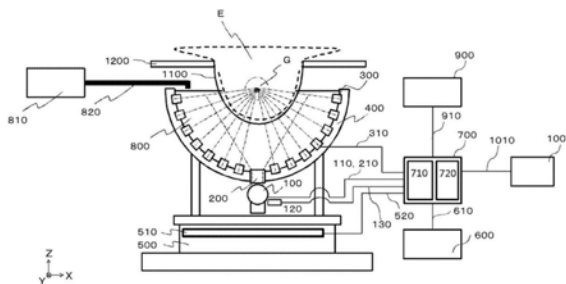
权利要求书2页 说明书23页 附图14页

(54)发明名称

被检体信息获取设备、被检体信息获取方法和存储介质

(57)摘要

本发明涉及一种被检体信息获取设备、被检体信息获取方法和存储介质。所述被检体信息获取设备包括：信号获取单元，用于获取通过利用声学元件对从光照射至的被检体产生的声波进行转换所获得的信号；信息获取单元，用于对所获取到的信号进行信号处理，并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息，其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处；以及形态获取单元，用于获取所述被检体的形态信息，其中，所述信息获取单元基于所述形态信息，来确定针对与来自对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。



1. 一种被检体信息获取设备,其特征在于,包括:

信号获取单元,用于获取通过利用声学元件对从被光照射的被检体产生的声波进行转换所获得的信号;

信息获取单元,用于对所获取到的信号进行信号处理,并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息,其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处理;以及

形态获取单元,用于获取所述被检体的形态信息,

其中,所述信息获取单元基于所述被检体的所述形态信息,来确定针对与来自要被获取所述特性信息的对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。

2. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,

所述信号处理包括用于放大所述信号获取单元所获取到的信号的处理,以及

所述信息获取单元基于所述被检体的所述形态信息,在与来自所述对象区域的声波相对应的信号中没有发生信息丢失的范围内确定该信号的放大率。

3. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获取设备,其中,

所述对象区域是包括所述被检体内的表面血管的区域,以及所述形态信息是表示所述表面血管的位置的信息。

4. 根据权利要求1或2所述的被检体信息获取设备,其中,

所述形态信息是表示所述被检体的外形的信息。

5. 根据权利要求4所述的被检体信息获取设备,其中,

所述对象区域是包括所述被检体内的表面血管的区域,以及

所述信息获取单元基于表示所述被检体的外形的信息来估计所述表面血管的位置。

6. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,

所述形态获取单元通过向所述被检体发送超声波并且分析被所述被检体所反射的超声波,来获取所述形态信息。

7. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,

所述信息获取单元基于所述形态信息对来自所述对象区域的声波进行仿真,并且基于所述仿真的结果来提取与来自所述对象区域的声波相对应的信号。

8. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,

所述信号处理是针对所述声学元件所转换出的模拟信号所进行的输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理和减法处理其中至少之一。

9. 根据权利要求1所述的被检体信息获取设备,其中,

所述信号处理是针对通过对所述声学元件所转换出的模拟信号进行进一步转换而获得的数字信号所进行的滤波处理、放大处理和信号提取处理其中至少之一。

10. 一种被检体信息获取方法,其特征在于,包括以下步骤:

信号获取步骤,用于获取通过利用声学元件对从被光照射的被检体产生的声波进行转换所获得的信号;

信息获取步骤,用于对所获取到的信号进行信号处理,并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息,其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处理;以及

形态获取步骤,用于获取所述被检体的形态信息,

其中,在所述信息获取步骤中,基于所述被检体的所述形态信息,来确定针对与来自要被获取所述特性信息的对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。

11.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

所述信号处理包括用于放大所述信号获取步骤中所获取到的信号的处理,以及

在所述信息获取步骤中,基于所述被检体的所述形态信息,在与来自所述对象区域的声波相对应的信号中没有发生信息丢失的范围内确定该信号的放大率。

12.根据权利要求10或11所述的被检体信息获取方法,其中,

所述对象区域是包括所述被检体内的表面血管的区域,以及

所述形态信息是表示所述表面血管的位置的信息。

13.根据权利要求10或11所述的被检体信息获取方法,其中,

所述形态信息是表示所述被检体的外形的信息。

14.根据权利要求13所述的被检体信息获取方法,其中,

所述对象区域是包括所述被检体内的表面血管的区域,以及

在所述信息获取步骤中,基于表示所述被检体的外形的信息来估计所述表面血管的位置。

15.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

在所述形态获取步骤中,通过向所述被检体发送超声波并且分析被所述被检体反射的超声波,来获取所述形态信息。

16.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

在所述信息获取步骤中,基于所述形态信息对来自所述对象区域的声波进行仿真,并且基于所述仿真的结果来提取与来自所述对象区域的声波相对应的信号。

17.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

所述信号处理是针对所述声学元件所转换出的模拟信号所进行的输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理和减法处理其中至少之一。

18.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

所述信号处理是针对通过对所述声学元件所转换出的模拟信号进行进一步转换而获得的数字信号所进行的滤波处理、放大处理和信号提取处理其中至少之一。

19.根据权利要求10所述的被检体信息获取方法,其中,

在所述信号获取步骤中,针对包括所述声学元件中所包含的多个元件的各组,对从所述多个元件输出的信号进行不同内容的信号处理。

20.一种非暂时性计算机可读存储介质,其特征在于记录用于使计算机进行根据权利要求10所述的被检体信息获取方法的计算机程序。

## 被检体信息获取设备、被检体信息获取方法和存储介质

### 技术领域

[0001] 本发明涉及用于获取被检体内的信息的设备。

### 背景技术

[0002] 近来,在医疗领域中,针对被检体的内部的诸如构造信息和生理信息等的机能信息的摄像的研究正在进行中。近来,作为这种摄像技术其中之一,正提出光声断层成像(PAT)。

[0003] 在利用诸如激光等的光照射作为被检体的生物体的情况下,在该光被被检体内的活组织吸收时,产生声波(通常为超声波)。该现象被称为光声效应,并且光声效应所产生的声波被称为光声波。由于构成被检体的组织所具有的光能的吸收率分别不同,因此所产生的光声波的声压也不同。利用PAT,通过利用探测器接收所产生的光声波并且以数学方式分析接收信号,可以获取到被检体内的特性信息。

[0004] 利用使用声波来获取被检体信息的设备,优选进行适当的信号处理以确保该信息的精度。例如,日本特开2011-229815公开了用于通过根据被检体的状态适当地调整放大器的增益来提高S/N比的技术。

### 发明内容

[0005] 利用日本特开2011-229815中所描述的被检体信息获取设备,测量从被检体产生的光声波的最大声压并且设置放大率(增益),使得声压不会变得饱和。

[0006] 使用光声效应的被检体信息获取设备能够对血管进行测量,并且基于所获得的结果来计算血液的氧饱和度等。然而,实际上,可能存在以下情况:由于在皮肤上产生的声波比在生物体内部的血管处产生的声波强,因而信号饱和,结果无法正确地获取到源自于血管的信号。为了解决该问题,可以想到进行防止从期望区域(例如,血管存在的区域)产生的信号变得饱和的处理。然而,由于皮肤和表面血管彼此靠近地存在,因此难以判断光声信号源自于的部位。

[0007] 如上所述,利用传统的被检体信息获取设备,存在以下问题:由于无法将源自于皮肤的声波和源自于血管的声波区分开,因此增益必须设置得低,以防止所获取到的光声信号变得饱和。另外,相应地,存在不能以足够的精度获得源自于血管的信号的问题。

[0008] 本发明是考虑到现有技术的这些问题而作出的,并且本发明的目的是提供能够获取高度精确的被检体信息的被检体信息获取设备。

[0009] 本发明在其一个方面中提供一种被检体信息获取设备,包括:信号获取单元,用于获取通过利用声学元件对从被光照射的被检体产生的声波进行转换所获得的信号;信息获取单元,用于对所获取到的信号进行信号处理,并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息,其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处理;以及形态获取单元,用于获取所述被检体的形态信息,其中,所述信息获取单元基于所述被检体的所述形态信息,来确定针对与来自要被获取

所述特性信息的对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。

[0010] 本发明在其另一方面中提供一种被检体信息获取方法,包括以下步骤:信号获取步骤,用于获取通过利用声学元件对从被光照射的被检体产生的声波进行转换所获得的信号;信息获取步骤,用于对所获取到的信号进行信号处理,并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息,其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处理;以及形态获取步骤,用于获取所述被检体的形态信息,其中,在所述信息获取步骤中,基于所述被检体的所述形态信息,来确定针对与来自要被获取所述特性信息的对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。

[0011] 本发明在其又一方面中提供一种非暂时性计算机可读存储介质,其记录用于使计算机进行根据上述的被检体信息获取方法的计算机程序。

[0012] 根据本发明,可以提供能够获取高度精确的被检体信息的被检体信息获取设备。

[0013] 通过以下参考附图对典型实施例的说明,本发明的其它特征将变得明显。

## 附图说明

[0014] 图1是示出根据第一实施例的被检体信息获取设备的结构的框图;

[0015] 图2是详细示出计算机700的结构的图;

[0016] 图3是根据第一实施例的被检体信息获取设备的操作流程图;

[0017] 图4A~4C是示出声波接收元件和被检体之间的位置关系的图;

[0018] 图5示出通过仿真所获得的光声信号的示例;

[0019] 图6是详细示出模拟电路部735的结构的图;

[0020] 图7是示出相对于FIFO 716的写使能信号的图;

[0021] 图8A和8B是示出系统噪声的检查方法的图;

[0022] 图9是示出根据第三实施例的被检体信息获取设备的结构的框图;

[0023] 图10是详细示出计算机1700的结构的图;

[0024] 图11是根据第三实施例的声波接收元件的配置图;

[0025] 图12是根据第三实施例的被检体信息获取设备的操作流程图;以及

[0026] 图13是示出进行超声测量和光声测量的时序的图。

## 具体实施方式

[0027] 以下将参考附图来说明本发明的优选实施例。然而,应当理解,以下所述的组件的尺寸、材料、形状和相对配置等意图根据要应用本发明的设备的结构和各种条件而适当地改变。因此,本发明的范围并不意图局限于以下所述的实施例。

[0028] 本发明涉及用于检测从被检体传播来的声波并且生成并获取被检体内部的特性信息的技术。因此,本发明可被视为被检体信息获取设备或其控制方法、或者被检体信息获取方法和信息处理方法。本发明还可被视为使包括诸如CPU和存储器等的硬件资源的信息处理设备执行这些方法的程序、或者用于存储该程序的存储介质或信息处理设备。

[0029] 根据本发明的被检体信息获取设备包括利用光声效应的设备,其中在该光声效应中,接收到在利用光(电磁波)照射被检体时在被检体内产生的声波,并且获取到被检体的

特性信息作为图像数据。在这种情况下,特性信息是指使用通过接收光声波所获得的接收信号而生成的、与同被检体内的多个位置中的各个位置相对应的特性值有关的信息。

[0030] 通过光声测量所获取到的特性信息是反映光能的吸收率的值。例如,特性信息包括通过光照射所产生的声波的发生源、被检体内的初始声压、根据初始声压所推导出的光能吸收密度或吸收系数、以及构成组织的物质的浓度。另外,可以通过获得氧合血红蛋白的浓度和还原血红蛋白的浓度作为物质的浓度来计算氧饱和度的分布。此外,还获得了葡萄糖浓度、胶原浓度、黑色素浓度以及脂肪或水的体积分数等。

[0031] 根据本发明的被检体信息获取设备包括利用超声回波技术的设备,其中该超声回波技术向被检体发送超声波,接收在被检体内部发生反射的反射波(回波),并且获取被检体信息作为图像数据。在这种情况下,所获取到的被检体信息是反映被检体内部的组织之间的声阻抗的差的信息。

[0032] 基于被检体内的各位置处的特性信息来获得二维或三维的特性信息分布。分布数据可被生成作为图像数据。特性信息可被获得作为被检体内的各位置的分布信息而不是作为数值数据。换句话说,可以获得诸如初始声压分布、能量吸收密度分布、吸收系数分布和氧饱和度分布等的分布信息。

[0033] 本说明书中的声波通常是超声波,并且包括还被称为音波或声波的弹性波。由探测器等从声波变换得到的电气信号还被称为声信号。然而,本说明书中的超声波和声波的描述并不意图限制其弹性波的波长。光声效应所产生的声波被称为光声波或光超声波。源自于光声波的电气信号还被称为光声信号。另外,源自于超声回波的电气信号还被称为超声信号。

[0034] 第一实施例

[0035] 系统结构

[0036] 图1是示出根据第一实施例的被检体信息获取设备的结构的功能框图。

[0037] 根据第一实施例的被检体信息获取设备是光声设备,并且包括光源100、光检测器120、光学系统200、声波接收元件300、支撑体400、扫描部500和扫描位置传感器510。

[0038] 根据本实施例的被检体信息获取设备还包括形态获取部600、计算机700、液体供给/排出单元810、显示设备900、输入部1000、形态保持部1100和安装部1200。

[0039] 被检体E

[0040] 尽管被检体E没有构成根据本发明的被检体信息获取设备的一部分,但以下将给出说明。根据本发明的被检体信息获取设备是用于诊断恶性肿瘤、血管疾病和血糖水平等并且进行人或动物的化疗的跟踪观察的设备。因此,假定生物体、或者更具体为人或动物的乳房、手指和肢体等作为被检体。

[0041] 由于在被检体的内部存在光吸收系数大的光吸收体(诸如在生物体的情况下为水、脂肪、蛋白质、氧合血红蛋白和还原血红蛋白等),因此由于光照射而产生光声波。在使用体模(plantom)作为被检体的情况下,可以通过将对光学特性进行仿真的物质作为光吸收体封入体模内来产生并测量光声波。此外,为了方便,在图1中利用虚线示出被检体E。

[0042] 光源100

[0043] 光源100是产生用于照射被检体的脉冲光的设备。尽管期望光源是激光光源以获得大的输出,但是代替激光器,可以使用发光二极管或闪光灯等。在使用激光器作为光源的

情况下,可以使用诸如固体激光器、气体激光器、染料激光器和半导体激光器等的各种激光器。

[0044] 另外,期望地,脉冲光的波长是被构成被检体的成分中的特定成分所吸收并且使得光能够传播到被检体的内部的特定波长。具体地,在被检体是生物体的情况下,期望使用波长为至少700nm且不超过1200nm的光。由于该范围内的光能够到达生物体的相对深部,因此可以获取到深部的信息。在局限于生物体的表面部的测量的情况下,可以使用波长约为500~700nm的可见光~近红外光的区域。

[0045] 另外,为了有效地产生光声波,必须根据被检体的热特性来在足够短的时间段内照射光。在被检体是生物体的情况下,光源所产生的脉冲光的脉冲宽度优选等于或小于数10纳秒。

[0046] 此外,光照射的定时、波形和强度等由后面要说明的计算机700来控制。

[0047] 光学系统200

[0048] 光学系统200是传输从光源100发出的脉冲光的构件。从光源发出的光在由诸如透镜和镜等的光学组件加工成期望的光分布形状时,被引导至并且照射被检体。此外,光可以使用诸如光纤等的光波导来传播。

[0049] 例如,光学系统200可以包括诸如透镜、镜、棱镜、光纤、扩散板和快门等的光学装置。可以使用任何光学组件,只要光源所发出的光可以按期望形状照射被检体即可。此外,从相对于被检体的安全性的观点和扩大诊断区域的观点,使光在相对较宽的面积内扩散比利用透镜会聚光更有利。

[0050] 在本实施例中,光学系统200被配置成照射(后面要说明的)半球状的支撑体400中所配置的声探测器的曲率中心的区域。

[0051] 此外,光学系统200中的快门等的打开和关闭由(后面要说明的)计算机700来进行。另外,光源100和光学系统200设置在(后面要说明的)支撑体400的底部,并且根据支撑体400的移动而移动。

[0052] 光检测器120

[0053] 光检测器120是用于检测从光源100照射的光的设备。在本实施例中,光学系统200中所包括的光纤(未示出)发生部分分支并被输入至光电二极管,并且检测信号被传输至计算机700。此外,可以使用任何种类的设备作为光检测器120,只要可以检测到光源100的发光的定时即可。另外,检测部件不限于光电二极管。

[0054] 声波接收元件300

[0055] 声波接收元件300是用于接收来自被检体E的内部的声波并且将该声波转换成电气信号的部件。声波接收元件还被称为探测器、声探测器、声波检测器、声波接收器和变换器。

[0056] 由于生物体所产生的声波是100kHz~100MHz的范围的超声波,因此使用能够接收该频带的元件作为声波接收元件。具体地,可以使用利用压电现象的变换器、利用光学谐振的变换器或者利用容量的变化的变换器等。

[0057] 另外,期望地,声学元件具有高的灵敏度和宽的频带。声学元件的具体示例包括使用锆钛酸铅(PZT)等的压电元件、诸如聚偏二氟乙烯(PVDF)等的高分子压电薄膜材料、电容式微机械超声变换器(CMUT)和使用法布里-珀罗干涉仪的声学元件。然而,声学元件不限于

这些示例,并且可以使用任何声学元件,只要实现了作为探测器的功能即可。

[0058] 利用声波接收元件300,在光声波从接收面的法线方向入射的情况下,接收灵敏度最高,并且接收面的法线方向和光声波的入射角之间的角度越大,接收灵敏度越低。此外,假定根据本实施例的声波接收元件300具有圆形平面形状的吸收面。

#### [0059] 支撑体400

[0060] 支撑体400是支撑光学系统200和多个声波接收元件300的大致半球状的容器。在本实施例中,多个声波接收元件300安装在半球的内侧面,并且光学系统200安装于半球的底部(极)。另外,半球的内侧充满后面要说明的声匹配构件800。支撑体400优选使用机械强度高的金属材料等构造成,从而支撑这些构件。

[0061] 多个声波接收元件300呈阵列配置在半球面上,使得这些元件的吸收方向朝向半球的曲率中心。此外,图1示出半球状的支撑体400的沿着中心轴所切割的截面。另外,收敛于被检体E内的部分区域的点划线表示声波接收元件300的吸收方向。

[0062] 这样,多个声波接收元件300各自配置于支撑体400上,以使得能够以高灵敏度接收在特定区域中产生的光声波。在本实施例中,该特定区域(图1中的区域G)将被称为“高灵敏度区域”。

[0063] 在通过这样配置多个声波接收元件300来获取被检体信息的情况下,在半球的曲率中心处分辨率最高,并且离中心越远,分辨率越低。在本实施例中,假定从获取最高分辨率的点起直到获得作为最高分辨率的一半的分辨率的点为止的区域是高灵敏度区域。

[0064] 此外,各声波接收元件的最高灵敏度的方向不必彼此相交,只要可以形成规定的高灵敏度区域即可。换句话说,仅需多个声波接收元件300中的至少一部分声波接收元件300被配置成能够以高灵敏度接收在指定区域中产生的光声波。

#### [0065] 扫描部500

[0066] 扫描部500是通过使支撑体400的位置沿三维方向移动来改变支撑体400相对于被检体E的相对位置的装置(扫描机构)。扫描部500在X轴、Y轴和Z轴这三个方向各自上具有引导机构、驱动机构和扫描位置传感器510。

[0067] 如图1所示,由于支撑体400装载在扫描部500上,因此引导机构优选是能够支撑大的载荷的线性引导件等。另外,可以使用导螺杆机构、连杆机构、齿轮机构或液压机构等作为驱动机构。此外,可以利用马达等获得驱动力。

[0068] 此外,可以在使支撑体400固定的情况下移动被检体E。在移动被检体E的情况下,可以想到如下结构:通过移动支撑被检体E的支撑部(未示出)或者通过移动安装部1200来使被检体E移动。可选地,被检体E和支撑体400这两者都可以是可移动的。

[0069] 另外,尽管期望连续地进行移动,但可以通过重复一定步骤来进行移动。此外,尽管期望扫描部500是马达驱动台,但作为代替,可以使用手动移动台。然而,结构不限于上述结构,而且可以采用任何结构,只要可以使被检体E和支撑体400至少之一移动即可。

#### [0070] 扫描位置传感器510

[0071] 扫描位置传感器510是用于获取支撑体400的位置(坐标)的部件。扫描位置传感器510根据设备的结构来获取一维、二维或三维的位置坐标信息。扫描位置传感器510可以是任何种类的扫描器,只要可以获取到支撑体400的位置即可。例如,可以使用利用线性标尺、磁传感器、红外传感器、超声波传感器、编码器或可变电阻器等的电位计作为位置传感器。

[0072] 形态获取部600

[0073] 形态获取部600是用于获取被检体E的形态信息的部件。被检体的形态信息是表示构成被检体的构造的位置的信息。被检体的形态信息可以是表示被检体的表面的形状的信息(以下称为形状信息)、或者表示被检体内部的构造的信息(以下称为构造信息)。

[0074] 将形态获取部600所获取到的形态信息发送至后面要说明的计算机700(计算部710)。

[0075] 作为形态获取部600获取形态信息所利用的方法,现在将例示以下的三个方法。

[0076] 第一方法涉及预先存储被检体的表面的形状信息并且读取并使用该形状信息。例如,可以将与多个被检体的轮廓有关的信息存储在形态获取部600(或计算机700)中,并且可以自动地或手动地读取适当的信息。另外,可以将表示(后面要说明的)形态保持部1100的轮廓的信息作为表示被检体的表面的轮廓的信息来处理。

[0077] 第二方法涉及测量被检体E的表面轮廓以获取形状信息。

[0078] 例如,形态获取部600可以通过向被检体E发送超声波并且分析反射波来获取被检体E的形状信息。在这种情况下,形态获取部600可以具有与声波接收元件300分开的、用于相对于被检体发送和接收超声波的变换器。另外,可以通过将声波接收元件300的一部分配置成能够发送超声波来进行光声波的接收以及用于测量轮廓的超声波的发送和接收。此外,尽管使用反射波的被检体的轮廓的测量可以由形态获取部600来进行,但作为代替,计算机700(计算部710)可被配置为进行该测量。

[0079] 第三方法涉及通过测量来获取被检体E的内部所存在的血管的位置(血管轮廓)。

[0080] 例如,使用上述的结构,可以通过超声测量(多普勒回波心动描记术)来估计被检体的内部血流存在的部分。此外,血流存在的部分可被获取作为二维信息或三维信息。另外,可以实时地获取到血流的变化状态。

[0081] 此外,在使用多普勒回波心动描记术的情况下,可以设置单独系统的处理电路。例如,可以设置具有宽动态范围和高分辨率的专用A/D转换器。

[0082] 此外,尽管针对第二方法和第三方法、已经说明了使用超声测量来获取形态信息的示例,但作为代替,可以使用其它方式(诸如MRI等)。另外,可以组合地使用造影剂和MRI、X射线CT或者能够确认血流存在的部分的其它形式来获取被检体内部的构造信息。

[0083] 此外,可以使用照相机等来获取形态信息。例如,还可以基于从多个方向拍摄到的图像使用诸如立体方法等的三维测量技术来获取被检体的形态信息。

[0084] 另外,形态获取部600可以向设备的使用者呈现所获取到的形态信息。例如,可以将所获取到的形态信息连同照相机所拍摄到的图像或者设备所生成的被检体信息(机能信息)等一起显示(并列显示、叠加显示或交替显示等)。

[0085] 此外,形态获取部600可以获取多个类型的信息。例如,可以获取形态保持部1100的形状信息、被检体的表面的形状信息或被检体内部的构造信息(与血管轮廓有关的信息)。另外,可以从所获取到的多个信息中选择要使用的信息。

[0086] 计算机700

[0087] 计算机700是负责控制根据本实施例的被检体信息获取设备的部件,并且还配备有作为信号获取单元的功能。

[0088] 图2是更详细地示出计算机700的结构图。如图2所示,计算机700具有计算部710

和存储部720,并且计算部710包括数据获取部718和计算处理部728。此外,数据获取部718包括模拟电路部735和数字电路部736。

[0089] 计算部710是用于通过分析从多个声波接收元件300获取到的信号来获取被检体内部的信息的部件。另外,计算部710具有以下功能:基于形态获取部600所获取到的形态信息来对到达多个声波接收元件300的光声波的波形进行仿真,并且使用该仿真的结果来确定模拟和数字信号处理的内容。因此,可以利用最佳方法来处理来自被检体内的期望区域的光声波。后面将说明具体方法。

[0090] 以下将说明构成计算部710的各部件。

[0091] 模拟电路部735是如下的电路,其中该电路使从多个声波接收元件300输出的电气信号经过模拟信号处理,并且将处理后的模拟信号输出至数字电路部736。信号处理的内容的示例包括使用模拟电路的信号处理,诸如使用输入阻抗电路的输入阻抗匹配处理、使用滤波器的滤波处理和使用放大器的放大处理等。然而,模拟信号处理的内容不限于这些示例。

[0092] 数字电路部736是对从模拟电路部735输入的模拟信号进行采样并且生成数字信号的电路。另外,数字电路部736能够对数字信号进行数字信号处理,诸如应用数字增益或者应用数字滤波器等。然而,数字信号处理的内容不限于这些示例。

[0093] 计算处理部728包括处理器715和仿真部750。

[0094] 处理器715是用于对数据获取部718所生成的数字信号进行基于图像重建算法的处理并且获取被检体信息的部件。由于处理器715,因而获取到诸如被检体的表面或内部的机能信息、被检体的内部血管中的氧饱和度和其它血液成分的浓度等的信息。

[0095] 处理器715通常包括诸如CPU、GPU、FPGA和ASIC等的电路。可选地,处理器715可以包括多个电路。另外,计算机700所进行的各处理可以由这些电路中的任何电路来执行。此外,计算处理部728可被配置成进行数字电路部736要进行的数字信号处理的一部分或全部。

[0096] 仿真部750是如下的部件,其中该部件用于使用形态获取部600所获取到的被检体的形态信息,来对被光照射的被检体所产生的并且到达多个声波接收元件300的光声波的波形进行仿真。仿真部750还具有对声波的波形进行傅立叶分析并且指定频率成分的功能。

[0097] 将仿真部750所生成的仿真结果反馈回至模拟电路部735和数字电路部736并且将其用在各电路所进行的信号处理中。因此,可以根据仿真结果来进行适当内容的信号处理。

[0098] 此外,在本实施例中,尽管仿真部750和处理器715彼此分开,但作为代替,仿真部750和处理器715可被配置为一个模块。

[0099] 存储部720是通常包括诸如ROM、RAM和硬盘等的存储介质的存储部件。可选地,存储部可以包括多个存储介质。

[0100] 如上所述,计算部710通过使从多个声波接收元件300输出的电气信号经过模拟信号处理和数字信号处理这两者来生成被检体信息。

[0101] 另外,计算部710还负责经由总线2000控制构成被检体信息获取设备的各元件的操作。例如,计算部710控制光源100发出脉冲光的定时。

[0102] 此外,计算机700优选被配置成能够同时对多个信号进行流水线处理。因此,可以缩短获取被检体信息所需的时间段。另外,可以将计算机700要进行的各处理作为计算部

710要执行的程序存储在存储部720中。在这种情况下,要存储程序的存储部720构成非暂时性记录介质。

#### [0103] 声匹配构件800

[0104] 声匹配构件800是用于填充被检体E和声波接收元件300之间的空间、并且使被检体E和声波接收元件300彼此声耦合的构件。声匹配构件800可以配置在声波接收元件300和形态保持部1100之间、或者配置在形态保持部1100和被检体之间。此外,在声匹配构件800要分散到多个位置的情况下,可以在各位置处使用不同的构件。

[0105] 声匹配构件800优选是具有与被检体和声波接收元件300的声阻抗相似的声阻抗(例如,被检体和声波接收元件300的中间声阻抗)的材料。另外,声匹配构件800优选是使光源100所产生的脉冲光透过的材料。此外,声匹配构件800优选是液体。通常,可以使用水、蓖麻油和凝胶等。

#### [0106] 液体供给/排出单元810

[0107] 液体供给/排出单元810是用于供给和排出声匹配构件800的单元。液体供给/排出单元810在进行测量之前的适当定时将声匹配构件800供给到支撑体400中。另外,一旦不再需要声匹配构件800,液体供给/排出单元810从支撑体400回收声匹配构件800。此外,由于在声匹配构件800保持汇集在支撑体400中的情况下、存在内部湿度可能上升并且在设备中可能发生缺陷这一可能性,因此期望在设备不使用时回收声匹配构件800。

#### [0108] 显示设备900

[0109] 显示设备900是使用图像和数值等来显示从计算机700输出的被检体信息的设备。尽管显示设备900通常是液晶显示器等,但显示设备900可以是诸如等离子体显示器、有机EL显示器和FED等的采用其它方式的显示器。另外,显示设备900可以与根据本实施例的被检体信息获取设备分开设置。

#### [0110] 输入部1000

[0111] 输入部1000是由设备的使用者使用的用以向计算机700输入信息的部件。作为输入部1000,例如,可以使用键盘、鼠标、触摸面板、拨盘和按钮等。可选地,可以采用触摸面板作为输入部1000,其中在这种情况下,触摸面板兼用作显示设备900和输入部1000。

#### [0112] 形态保持部1100

[0113] 形态保持部1100是抵靠被检体以保持被检体的形状恒定的构件。

[0114] 形态保持部1100安装到安装部1200。此外,根据被检者的形状和保持状态,多个形状保持部可以是可更换的。在这种情况下,安装部1200优选被配置成可以将多个形态保持部安装至安装部1200。

[0115] 在本实施例中,由于经由形态保持部1100利用光照射被检体E,因此形态保持部1100优选是使光透过的构件。例如,可以优选使用聚甲基戊烯和聚对苯二甲酸乙二醇酯等。

[0116] 此外,在被检体是乳房的情况下,乳房优选保持于减少乳房形状的变形并且实现恒定形状的状态。由于该原因,形态保持部1100的形状优选是通过在给定截面切割球体所创建的形状。可以根据被检体的体积或被检体的保持之后的期望形状来适当地设计形态保持部1100的形状。

#### [0117] 处理流程图

[0118] 接着,将参考图3所示的流程图来说明根据本实施例的被检体信息获取设备的操

作。

[0119] 在步骤S100中,测量开始。此时,将被检体插入形态保持部1100,并且利用声匹配构件800填充支撑体400和形态保持部1100之间的空间以及形态保持部1100和被检体之间的空间。

[0120] 接着,在步骤S200中,形态获取部600进行用于获取被检体的形态信息的超声测量(超声回波测量)。在本步骤中,进行一维的A模式摄像、二维或三维的B模式摄像和多普勒摄像中的任意摄像,以获得与被检体有关的形状信息(例如,与被检体的外形有关的信息)或者与被检体有关的构造信息(例如,与被检体内的血管轮廓有关的信息)。进行本步骤使得能够掌握被检体的皮肤和表面血管之间的位置关系。

[0121] 此外,在获取到被检体的形状信息之后,可以进行用于利用任意方法来估计血管的位置的处理。

[0122] 接着,在步骤S300中,基于形态获取部600所获取到的信息,计算部710(仿真部750)对被光照射的被检体所产生的并且到达多个声波接收元件300的声波的波形进行仿真。

[0123] 现在将说明进行仿真的具体方法。

[0124] 首先,作为仿真的第一步骤,基于照射在被检体的表面上的光的分布(照射光分布)、被检体形状和被检体的光学系数分布来计算到达被检体内部的光量的分布。基本上,可以使用诸如表达式(1)等的扩散方程式来计算被检体内部的光量分布。此外,要使用的扩散方程式不必是所例示的方程式。例如,可以使用适当的近似等来对表达式(1)进行适当变形,以获得光的三维分布或者将计算量调整为适当的量。

[0125] 数学式1

$$[0126] \quad \phi(r) = \frac{1}{4\pi D} \cdot \frac{\exp(-\mu_{\text{eff}} \cdot r)}{r} \quad \dots \text{表达式(1)}$$

[0127] 接着,将在前一步骤中所计算出的被检体内部的光量分布乘以被检体的吸收系数分布和Grüneisen(格律乃森)参数,以计算被检体内部的初始声压分布。

[0128] 现在将说明光声效应所创建的声波的声压和被检体内的光强度之间的关系。通过表达式(2)来表示光声效应所创建的声波的声压 $p_0$ [Pa]。

[0129] 数学式2

$$[0130] \quad p_0 = \mu_a \cdot \Gamma \cdot \Phi \dots \text{表达式(2)}$$

[0131] 在表达式(2)中, $\mu_a$ 表示光吸收体(肿瘤等)的吸收系数[1/mm]。 $\Gamma$ 表示Grüneisen参数。 $\Phi$ 表示光吸收体的位置处的光强度[J/mm<sup>2</sup>]。Grüneisen参数 $\Gamma$ 是通过将体积热膨胀系数和声速的平方的乘积除以定压比热容所获得的值,并且在生物体的情况下具有大致恒定的值。如通过表达式(2)显而易见,所产生的声压与光的强度成比例。在这种情况下,通过表达式(2)所获得的 $p_0$ 在被检体内部的分布是被检体内部的初始声压分布 $p_0(r)$ 。

[0132] 接着,计算在被检体内部产生的光声波在生物体内部传播的方式。通常,通过以下的光声波动方程式来表示经由诸如生物体等的非粘性介质来传播的光声波的传播。

[0133] 数学式3

$$[0134] \quad \frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2} - c(r)^2 \rho(r) \nabla \cdot \left( \frac{1}{\rho(r)} \nabla p(r,t) \right) = \Gamma \frac{\partial H(r,t)}{\partial t} \quad \dots \text{表达式(3)}$$

[0135] 在表达式(3)中,  $p(r,t)$  表示声压,  $\rho(r)$  表示密度,  $c(r)$  表示声速, 并且  $\Gamma$  表示 Grüneisen 参数。另外,  $H(r,t)$  表示每单位时间和单位体积的热量,  $t$  表示时间, 并且  $r$  表示位置。每单位时间和单位体积的热量  $H(r,t)$  在热限制条件 (thermal confinement condition) 下可以分离成每单位体积的热量  $H(r)$  和脉冲光函数  $I(t)$ 。

[0136] 数学式4

[0137]  $H(r,t) = H(r) I(t) \dots$  表达式(4)

[0138] 另外, 每单位体积的热量  $H(r)$  和所产生的初始声压分布  $p_0(r)$  处于以下所示的关系。

[0139] 数学式5

[0140]  $p_0(r) = \Gamma \mu_0(r) \Phi(r) = \Gamma H(r) \dots$  表达式(5)

[0141] 在这种情况下,  $\mu_a(r)$  表示光吸收体 (肿瘤等) 的吸收系数 [1/mm], 并且  $\Phi(r)$  表示光吸收体中的光强度 [J/mm<sup>2</sup>]。

[0142] 为了总结上述结果, 热限制条件成立的条件下的波动方程式如下所述。

[0143] 数学式6

$$[0144] \quad \frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2} - c(r)^2 \rho(r) \nabla \cdot \left( \frac{1}{\rho(r)} \nabla p(r,t) \right) = p_0(r) \frac{\partial I(r,t)}{\partial t} \quad \dots \text{表达式(6)}$$

[0145] 通过对该方程式求解, 可以再现光声波的传播过程。换句话说, 可以对声波接收元件300存在的位置  $R$  处的时刻  $T$  时的光声波的声压  $p(R, T)$  进行仿真。

[0146] 此外, 仿真中所使用的波动方程式不必局限于表达式(6)。可以通过限制条件以将计算量调整为适当的量或者通过使用适当的近似等, 使用适当变形或简化后的表达式(3)来计算光声波的传播过程。

[0147] 另外, 进行仿真的对象区域可以是被检体的整个测量区域, 或者可以缩小为关注区域存在的区域。由于本发明的主要目的是将源自于皮肤的光声信号和源自于诸如表面血管等的关注区域的光声信号区分开, 因此可以通过仅对关注区域进行仿真来缩短处理时间。

[0148] 此外, 并非仿真所需的所有处理都需要由仿真部750来进行。例如, 仿真(的一部分或全部)可以由单独设置的外部计算机(未示出)来进行, 并且可以从该外部计算机中检索仿真的结果。这样, 通过使处理分散, 可以减轻仿真部750的计算负荷。

[0149] 另外, 尽管在本示例中通过计算来进行声波的仿真, 但可以基于样本数据来进行近似。例如, 可以使用利用生物体内部的代表轮廓产生的信号波形的样本数据来获得仿真结果。根据该方法, 可以减少计算量并且可以加速处理。此外, 样本数据可以存储在设备的内部或者可以从设备的外部获取到。

[0150] 接着, 将参考图4A来说明进行仿真的对象区域。

[0151] 如上所述, 仿真可以针对整个测量区域进行, 或者可以仅针对识别出表面血管存在的区域(例如, 区域1501)进行。

[0152] 考虑到多个声波接收元件300的频带和方向性,通过计算从表面血管产生的并且到达多个声波接收元件300的光声波的波形来进行仿真。此外,如表示声波接收元件300-6、被检体和表面血管存在的区域1501之间的位置关系的图4A所示,可以考虑到元件和关注区域之间的位置关系来确定要进行仿真的区域。

[0153] 另外,可以同时进行在被检体的表面(换句话说,皮肤)上产生的并且到达多个声波接收元件300的光声信号的波形的仿真。如此,可以使用被检体的皮肤的颜色信息作为参数。

[0154] 因此,可以预测从表面血管或皮肤产生的并且到达多个声波接收元件300的声波的波形、强度和频率特性。换句话说,由于可以掌握源自于表面血管的声波到达多个声波接收元件300的定时、以及该声波的波形和强度,因此可以正确地掌握用于在不会使光声信号饱和的情况下高精度地提取源自于表面血管的光声信号的条件。

[0155] 将参考图步骤S700来说明使用仿真结果的方法。

[0156] 接着,在步骤S400中,使用者输入测量条件。具体地,例如,输入诸如以下等的参数:要获取被检体信息的对象区域、光的照射间隔、光的波长、要照射光的次数、支撑体400的移动速度、吸收系数、散射系数和要获取在被检体内产生的光声波的时间段(以下称为接收时间段)。

[0157] 此外,在本步骤中,可以在参考仿真的结果时,输入滤波器的频带特性、输入阻抗值、增益值和采样时钟频率等。另外,表示测量条件的参数可以是手动输入的,或者可被配置成基于仿真的结果来自动输入。

[0158] 接着,在步骤S500中,开始扫描。

[0159] 在开始扫描的情况下,计算机700输出控制信号,使得从光源100按规定定时发出光。所发出的光由光学系统200引导并且经由声匹配构件800照射在被检体E上(步骤S600)。另外,照射在被检体E上的光在被检体E内被吸收,并且产生光声波。

[0160] 在步骤S700中,计算机700内部所存在的数据获取部718在使用者所指定的接收时间段内获取光声信号。另外,在指定了多次作为要照射光的次数的情况下,获取到与该次数相对应的光声信号。

[0161] 基于仿真结果的信号处理

[0162] 现在将说明基于仿真结果的信号处理的内容。

[0163] 通过对声波接收元件300接收到的声波进行转换所获得的模拟信号由数据获取部718进行处理并且被转换成数字信号。

[0164] 例如,处理模拟信号的模拟电路部735具有诸如以下所述等的电路。

[0165] • 输入阻抗电路,用于将阻抗与声波接收元件300匹配,并且防止由于模拟信号的反射而造成的波形劣化

[0166] • 滤波器电路,用于去除模拟信号的高频成分或DC成分

[0167] • 放大器电路,用于放大模拟信号

[0168] • A/D转换器电路,用于将模拟信号转换成数字信号

[0169] 从声波接收元件300输出的模拟信号的电压值根据所接收到的光声信号的声压的时间序列变化而以时间序列方式改变。另外,利用输入阻抗电路部对模拟信号的电压进行分压,利用滤波器电路去除模拟信号的不想要成分,利用放大器电路放大模拟信号,并且利

用A/D转换器电路来按规定时钟频率对模拟信号进行采样并且转换成数字信号。

[0170] 现在将说明用于在不会使光声信号饱和的情况下精确地获取源自于表面血管的信号的条件。

[0171] 在本示例中,假定在接收光声信号的接收电路中A/D转换器的容许输入电压范围是 $2V_{p-p}$ 的情况。为了防止信号发生饱和,必须确定输入阻抗值(通过分压来改变模拟信号的振幅)或者前置放大器的放大率,使得光声信号的振幅(峰-峰值)不超过 $2V$ (不会使模拟信号饱和)。另外,在接收电路中要进行滤波处理的情况下,必须确定滤波器的通带特性,使得光声信号的频率特性中的重要特性不会劣化。

[0172] 由于仿真,可以预测源自于表面血管的声波到达多个声波接收元件300的定时以及光声信号的波形和强度。另外,还可以预测源自于表面血管并且到达多个声波接收元件300的光声波的频带特性。因此,可以确定在接收电路中要进行的处理的内容(诸如输入阻抗、滤波器频带和增益等的最佳设置值),以在不会使光声波饱和的情况下获取到期望的光声波(源自于表面血管的光声波)。

[0173] 为了确定这些条件而要参考的信息可以是光声信号的波形信息(波形的峰值和频率特性)或者作为仿真的结果所获得的其它信息。结果,可以在不会使光声信号饱和的情况下(换句话说,在不会使光声信号的信息发生任何劣化或丢失的情况下)对与所接收到的声波相对应的光声信号进行采样。

[0174] 此外,还可以在图像重建期间利用通过仿真所获得的信息。将参考步骤S900来说明该情况。

[0175] 接着,将说明基于仿真结果来从所获取到的光声信号中提取源自于关注区域的信号的处理。

[0176] 图4B示出光声信号的接收状况的示例。利用点划线表示的区域A示意性表示声波接收元件300-6的方向性的范围。在图4B所示的示例的情况下,关于声波接收元件300-6,源自于被检体表面(换句话说,皮肤)上的点P1的声波在源自于表面血管上的点P2的声波之前到达声波接收元件300-6。换句话说,源自于点P1的声波和源自于点P2的声波在不同的定时到达声波接收元件300-6。

[0177] 因此,考虑到通过仿真所获得的源自于表面血管的声波的特性,仅需在设置防止源自于表面血管的光声信号饱和并且使得能够精确地获取到光声信号的适当条件之后,接收并处理光声波。

[0178] 然而,在声波接收元件300-6的方向性的范围改变时,该情形改变。

[0179] 图4C是示出与图4B所示的示例相比、声波接收元件300-6的方向性的范围更宽的情况的图。利用点划线表示的区域B示意性表示声波接收元件300-6的方向性的范围。与图4B相比,声波接收元件300-6的方向性的范围扩大。在该示例中,源自于被检体表面(换句话说,皮肤)上的点P3和P4的声波与源自于表面血管上的点P5的声波同时到达声波接收元件300-6。换句话说,源自于各点的声波以相加状态到达声波接收元件300-6。

[0180] 在这种情况下,在不会损害源自于点P3、P4和P5的声波(相加后的声波)的条件的条件下暂时获取到光声信号之后,仅需进行用于提取源自于点P5的光声波信号的处理。

[0181] 信号提取处理可以由数据获取部718来进行,或者可以由计算处理部728在后续阶段(步骤S900)进行,现在将说明该情况。

[0182] 从数字信号中提取光声信号的示例

[0183] 图5示出在图4C所示的示例中通过仿真所获得的光声信号的示例。在这种情况下，假定获得了分别源自于点P3、P4和P5的光声信号(从声波接收元件300输出的模拟信号波形)的波形信息 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 。还假定获得了通过将源自于点P3、P4和P5的光声波相加所获得的光声波的波形信息 $P_a(t)$ ( $t$ 表示时间)。

[0184] 在这种情况下，根据 $P_a(t)$ 的最大值 $\max A$ 来设置防止波形 $P_a(t)$ 发生饱和的输入阻抗值和增益值以及不会损害 $P_a(t)$ 的频带的滤波器频带，并且对 $P_a(t)$ 的波形进行采样以获得数字信号 $P_d(t)$ 。

[0185] 随后，基于源自于点P3、P4和P5的光声信号的波形信息 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 并且基于 $P_a(t)$ 的信息，从数字信号 $P_d(t)$ 中提取源自于关注区域(在本示例中为点P5)的波形。

[0186] 此外，可以根据 $P_a(t)$ 的信号振幅中的 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 的信号振幅的比例来计算数字信号 $P_d(t)$ 中所包括的 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 的数字信号成分 $P_{3d}(t)$ 、 $P_{4d}(t)$ 和 $P_{5d}(t)$ 。

[0187] 例如，可以如下所述计算时刻 $t_1$ 处的数字信号 $P_d(t_1)$ 中所包括的源自于P5的数字信号成分 $P_{5d}(t_1)$ 。

$$[0188] \quad P_{5d}(t_1) = P_d(t_1) \times \{\max_5 / (\max_3 + \max_4 + \max_5)\} = P_d(t_1) \times \{\max_5 / (\max A)\}$$

[0189] 这是因为，将时刻 $t_1$ 处的 $P_a(t)$ 的振幅值 $P_a(t_1) = \max A$ 表示为时刻 $t_1$ 处的 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 的振幅值 $\max_3$ 、 $\max_4$ 和 $\max_5$ 的总和。

[0190] 另外，可以如下所述计算时刻 $t_2$ 处的数字信号 $P_d(t_2)$ 中所包括的源自于P5的数字信号成分 $P_{5d}(t_2)$ 。

$$[0191] \quad P_{5d}(t_2) = P_d(t_2) \times \{\min_5 / (\min_3 + \min_4 + \min_5)\} = P_d(t_2) \times \{\min_5 / (\min A)\}$$

[0192] 这是因为，将时刻 $t_2$ 处的 $P_a(t)$ 的振幅值 $P_a(t_2) = \min A$ 表示为时刻 $t_2$ 处的 $P_3(t)$ 、 $P_4(t)$ 和 $P_5(t)$ 的振幅值 $\min_3$ 、 $\min_4$ 和 $\min_5$ 的总和。

[0193] 这样，即使在源自于多个点的信号同时到达声波接收元件的情况下，也可以基于通过仿真所获得的先前信息来以良好的定量可靠性从数字信号中提取源自于关注区域的信号波形。

[0194] 从模拟信号中提取光声信号的示例

[0195] 还可以基于通过仿真所获得的先前信息来从模拟信号中提取源自于关注区域的信号波形。

[0196] 图6示出用于从模拟信号中提取源自于关注区域的信号波形的模拟电路部735。图6所示的模拟电路部735包括输入阻抗电路733、滤波器730和732、低噪声放大器(以下称为LNA)731以及可变增益放大器(以下称为VGA)719。模拟电路部735附加地包括D/A转换器739和减法器738。

[0197] 例如，在声波接收元件300所输出的模拟电气信号波形 $P_a(t)$ 由滤波器进行处理并且被放大 $\alpha$ 倍之后，从 $P_a(t)$ 中减去通过将 $P_3(t)$ 和 $P_4(t)$ 的总和同样地放大 $\alpha$ 倍所获得的值 $\{P_3(t) + P_4(t)\} \times \alpha$ 。

[0198] 因此，如以下所示，可以通过模拟信号的减法处理来提取 $P_5(t)$ 。

$$[0199] \quad P_a(t) \times \alpha - \{P_3(t) + P_4(t)\} \times \alpha$$

$$[0200] \quad = \{P_3(t) + P_4(t) + P_5(t)\} \times \alpha - \{P_3(t) + P_4(t)\} \times \alpha$$

[0201]  $=P5(t) \times \alpha$

[0202] 通过将如图6所示的减法器738和D/A转换器739添加至所例示的计算机700的结构,可以从模拟信号中提取源自于关注区域的信号波形。

[0203] 例如,控制部711所输出的与模拟信号 $P3\_4ag(t) (= \{P3(t) + P4(t)\} \times \alpha)$ 相对应的数字信号数据 $P3\_4dg(t)$ 由D/A转换器739转换成模拟信号以再现 $P3\_4ag(t)$ 。另外,使用减法器738,从 $Pa(t) \times \alpha$ 中减去 $P3\_4ag(t)$ 以获得 $P5(t) \times \alpha$ 。

[0204] 进行这种处理还使得能够基于通过仿真所获得的先前信息来从模拟信号中提取源自于关注区域的信号波形。此外,不必对放大后的模拟信号进行模拟信号减法处理。可以在信号被放大之前对该信号进行信号减法处理,并且在要对模拟信号进行多次放大的情况下,可以在多次放大阶段中的任意阶段进行信号减法处理。可以以任何方式进行模拟信号的减法处理,只要可以适当地提取被检体信号即可。

[0205] 现在返回至步骤S700的说明。

[0206] 光声信号的获取处理的详情

[0207] 现在将参考图2来说明步骤S700中的获取光声信号的处理的详情。此外,尽管在本示例中将说明设置八个声波接收元件的情况,但声波接收元件的数量不限于此。如前面所述,数据获取部718包括模拟电路部735和数字电路部736。

[0208] 首先,将说明模拟电路部735所进行的处理。

[0209] 模拟电路部735包括输入阻抗电路733-1~733-8、滤波器730-1~730-8、低噪声放大器731-1~731-8、增益放大器719-1~719-8和滤波器732-1~732-8。

[0210] 另外,数字电路部736包括A/D转换器(以下称为ADC)717-1~717-8、FIFO716-1~716-8、时钟供给部713(在附图中表示为系统CLK)、FIFO控制部712、控制部711和选择开关714。

[0211] 此外,在以下说明中,在无需特别彼此区分组件的情况下,将省略附图标记中的连字符及其后续数字。

[0212] 接着,将说明数据获取部718获取光声信号所利用的操作。

[0213] 首先,多个声波接收元件300接收到光声波,将该光声波转换成电气信号,并且将该电气信号输入至滤波器730。

[0214] 输入阻抗电路733根据多个声波接收元件300与输出阻抗值的关系来对各输出信号的电压进行分压,并且将分压后的输出信号输入至滤波器730。

[0215] 另外,滤波器730对电气信号进行滤波处理并且将处理后的电气信号输出至LNA 731。由LNA 731进行放大后的电气信号被输出至VGA 719。另外,由VGA 719进行放大后的电气信号被输出至滤波器732,并且经过了滤波处理的电气信号被输出至ADC 717以转换成数字信号。

[0216] 此外,尽管输入阻抗电路733可以具有一定的固定阻抗值,但输入阻抗电路733还可被配置成可以由控制部711设置任意阻抗。可选地,可以以可选择的方式准备多个输入阻抗值,并且可以根据来自控制部711的指示来选择并设置特定的输入阻抗值。

[0217] 滤波器730和732是用于去除从多个声波接收元件300输入的信号的DC成分并且去除比各声波接收元件的频带低的频率成分的高通滤波器。另外,滤波器730和732是用于去除采样的环回噪声(混叠)并且去除比各声波接收元件的频带高的频率成分的低通滤波器。

[0218] 例如,尽管滤波器730可以是低通滤波器并且滤波器732可以是高通滤波器,但滤波器的结构不必局限于所例示的结构。例如,代替单独设置高通滤波器和低通滤波器,可以使用带通滤波器来去除低频成分和高频成分这两者。

[0219] 例如,在采样频率是20MHz的情况下,采样定理需要低通滤波器的截止频率等于或低于10MHz。必须谨慎地设置高通滤波器的截止频率,使得不会去除多个声波接收元件300的频带内的信号。

[0220] 此外,尽管滤波器730和732的截止频率可以是固定的,但滤波器730和732还可被配置成可以由控制部711设置任意的截止频率。可选地,可以以可选择的方式准备多个截止频率,并且可以根据来自控制部711的指示来选择并设置截止频率。

[0221] LNA 731和VGA 719放大多个声波接收元件300所输出的电气信号。LNA731和VGA 719的放大率由控制部711来设置。

[0222] 这样结束了模拟电路部735中的信号处理的说明。

[0223] 接着,将说明数字电路部736所进行的处理。

[0224] ADC 717根据时钟供给部713所输出的时钟来按特定频率对电气信号进行采样,将该电气信号转换成数字信号,并且将转换得到的数字信号输出至FIFO存储器(先进先出存储器:以下称为FIFO)716。根据时钟供给部713所输出的时钟和FIFO控制部712所输出的写使能信号,FIFO 716存储ADC 717所输出的数字信号。

[0225] 基于步骤S200中所获取到的接收时间段参数,例如,如图7所示,FIFO控制部712调整相对于FIFO 716的写使能信号[7:0]的输出定时。在图7中,在写使能信号的电平低的情况下,不进行向FIFO 716的写入,但在写使能信号的电平高的情况下,进行向FIFO 716的写入。在图7所示的示例中,在进行光照射的定时T0之后存在的T1~T2的时间段是正将光声信号写入FIFO 716的时间段。

[0226] 此外,时钟供给部713所输出的时钟(采样时钟)的频率还可以由使用者预先设置。

[0227] 根据时钟供给部713所输出的时钟和FIFO控制部712所输出的读使能信号,FIFO 716将所存储的数字信号传送至处理器715。

[0228] 选择开关714选择FIFO 716-1~716-8其中之一并使所选择的FIFO连接至处理器715,并且将数字信号传送至处理器715。另外,通过重复进行要连接至处理器715的FIFO的选择和数字信号向处理器715的传送,传送FIFO716-1~716-8中所存储的所有数字信号。此外,数字信号的传送目的地不必是处理器715,并且作为代替可以是存储部720。可以将数字信号传送至任何目的地,只要处理器715可以在适当定时访问数字信号即可。

[0229] 另外,尽管在图2中示出选择开关714选择FIFO 716-1~716-8其中之一并且将数字信号传送至所选择的FIFO的结构,但该结构未必是限制性的。例如,可以将FIFO 716-1~716-8中的多个或全部中所存储的数字信号同时传送至处理器715。结构不限于特定结构,只要可以将FIFO 716-1~716-8中所存储的数字信号适当地传送至处理器715即可。

[0230] 如上所述,在步骤S700中,从多个声波接收元件300输出的电气信号由模拟电路部735和数字电路部736进行处理,并且被存储为数字信号。

[0231] 此外,尽管在本实施例中利用写使能信号将光声信号写入FIFO 716,但该方法未必是限制性的。例如,在采用将时钟恒定地供给至FIFO 716的结构之后,仅在获取到光声信号时才可以将时钟供给至ADC 717。可选地,在采用将时钟恒定地供给至ADC 717的结构之

后,仅在获取到光声信号时才可以将时钟供给至FIFO 716。可选地,仅在获取到光声信号时才可以将时钟供给至FIFO 716和ADC 717这两者。

[0232] 另外,尽管在本实施例中例示了FIFO作为用于存储ADC 717所输出的数字信号的部件,但这未必是限制性的。例如,可以使用随机存取存储器等。

[0233] 此外,可以在多个声波接收元件300和模拟电路部735之间设置连接开关(未示出),并且在切换多个声波接收元件300和模拟电路部735之间的连接时获取信号。在这种情况下,可以使模拟电路部735的通道数量小于多个声波接收元件300的数量,并且可以实现设备的小型化。

[0234] 另外,可以在模拟电路部735和数字电路部736之间设置连接开关(未示出),并且可以切换与模拟电路部735的输出的连接和与数字电路部736的ADC 717的连接。例如,模拟电路部735的多个输出经由连接开关(未示出)连接至数字电路部736的ADC 717其中之一。

[0235] 另外,按采样波数的数倍以上的频率来切换模拟电路部735的输出和ADC 717的连接目的地,使得可以在一个采样周期内按交错的定时进行采样。因此,可以利用数量比针对模拟电路部735所准备的通道数量少的ADC717进行接收。

[0236] 这样结束了步骤S700中的处理的说明。

[0237] 一旦预先设置的测量条件下的数据获取完成,则扫描完成(步骤S800)。

[0238] 接着,在步骤S900中,计算处理部728向步骤S700中所获取到的数字信号应用图像重建算法,以获取与被检体的光学特性有关的信息(例如,吸收系数分布和氧饱和度:称为被检体信息)。

[0239] 作为用于获取被检体信息的图像重建算法,已知有在断层成像技术中通常使用的时域或傅立叶域中的反投影法。此外,在可以将更多的时间分配至图像重建的情况下,还可以使用诸如基于重复过程的逆问题分析法等图像重建方法。图像重建算法不限于特定范围,只要可以进行期望的图像重建即可。

[0240] 利用根据本实施例的被检体信息获取设备,使用多个波长来测量身体组织内的血液中所含有的Hb和HbO<sub>2</sub>的浓度比以计算氧饱和度。

[0241] 在获取氧饱和度时,期望精确地提取与同被检体的表面血管有关的部分相对应的信号。如前面所述,预先通过仿真来计算源自于表面血管的信号的频带使得能够将具有与该频带相匹配的通带特性的滤波器应用于与表面血管存在的部分相对应的信号。可选地,可以向表面血管存在的部分应用图像处理滤波器。结果,可以精确地提取源自于表面血管的信号并且可以生成可视性优良的图像。

[0242] 此外,在获取被检体信息时,优选基于步骤S300中所进行的仿真的结果来校正所接收到的光声信号。

[0243] 例如,在针对多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300设置不同的采样频率的情况下,必须考虑到采样频率的差异来适当地选择图像重建中要使用的数字信号。

[0244] 另外,在将不同的输入阻抗应用于多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300的情况下,由于输入阻抗的差异,因而ADC 717处的信号电平分别改变。考虑到该情况,可以在ADC 717的A/D转换之后适当地放大与多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300相对应的数字信号。

[0245] 另外,在LNA 731和VGA 719处向多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300

应用不同的增益的情况下,可以在ADC 717的A/D转换之后添加用于校正增益的不同的处理。因此,针对所有的多个声波接收元件300,可以使增益实质相同。在针对多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300增益值保持改变的情况下,所获取到的形态信息和机能信息的定量可靠性劣化。通过正确地掌握与多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300相对应的增益值并且进行用于校正增益值之间的偏差的处理,可以进行浓度比的更准确测量。

[0246] 此外,还可以进行使用使多个声波接收元件300与模拟电路部735(输入阻抗电路733、滤波器730、滤波器732、LNA 731、VGA 719和ADC 717)连接的“系统”的传递函数的逆函数的处理。例如,存在已知为去卷积的处理,其中该处理使用传递函数的逆函数来根据所获取到的数字信号恢复多个声波接收元件300所接收到的模拟光声信号的波形。

[0247] 在这种情况下,在传递函数根据模拟电路部735的接收条件设置而改变的情况下,由于相应的逆函数也改变,因此信号波形的恢复处理的结果也改变。在传递函数改变的情况下,在没有考虑相应逆函数的变化而使该逆函数固定的情况下进行信号波形的恢复处理,这样阻止了进行正确的恢复处理。有鉴于此,优选地,每当更新模拟电路部735的设置条件时,推导模拟电路部735的传递函数和逆函数并且正确地进行信号波形的恢复处理。

[0248] 接着,在步骤S900中,显示设备900显示所获取到的被检体信息,并且处理结束(步骤S1100)。

[0249] 如上所述,利用根据第一实施例的被检体信息获取设备,首先,可以通过区分源自于皮肤的光声波和源自于表面血管的光声波,来在光声信号经过重建之前对该光声信号进行适当处理。其次,可以提取源自于表面血管的信号。因此,可以精确地进行被检体信息的计算。

[0250] 此外,尽管在本实施例中仅获取到光声图像,但可以同时进行光声图像的获取和超声图像的获取,并且在显示被检体信息时,可以叠加显示或者并排显示这些图像。可选地,可以单独显示光声图像和超声图像。

[0251] 另外,用于处理光声信号的条件不必针对所有的多个声波接收元件300均相同,并且可以针对多个声波接收元件300中的每一个声波接收元件300单独设置。可选地,可以将相同条件整体地分配至一定数量的元件。换句话说,可以将多个声波接收元件300划分成多个组并且可以单独地向各组分配条件。

[0252] 此外,在将具有不同的频带特性的滤波器(滤波器730和732)应用于多个声波接收元件300中的各个声波接收元件300的情况下,可以将使用具有相同的频带特性的滤波器的声波接收元件分组到一起以单独经过图像重建。

[0253] 另外,在本实施例中,尽管基于通过仿真所获得的先前信息来提取源自于关注区域的信号波形,但作为代替,可以采用从数字信号波形本身中分离并提取源自于关注区域的信号波形的方法。例如,可以应用诸如奇异谱分析、独立成分分析和主成分分析等的用于分离重叠信号的方法、用于基于统计信号处理方法来估计源自于关注区域的信号波形的方法、基于多变量分析技术的信号提取方法、或者小波变换。此外,可以组合地应用这些方法。

[0254] 另外,用于分离并提取分别源自于关注区域的内部和外部的光声波的方法仅需能够适当地分离并提取源自于被检体内部的表面血管的点的声波,并且不限于特定方法。

[0255] 此外,在本实施例中,尽管说明了将源自于表面(换句话说,皮肤)的声波与源自

于被检体内部的表面血管的点的光声波区分开的示例,但该示例并非限制性的。例如,即使在分别源自于被检体内部的表面血管上的不同点的光声波同时到达声波接收元件300的情况下,也可以利用相同的方法来分离并提取光声波。因此,可以提高被检体内部的表面血管中的诸如局部氧饱和度等的血液浓度成分的测量的定量可靠性。

[0256] 总之,在方向性异常宽的情况下,可以通过考虑用于接收光声波的设置条件和用于在接收之后进行处理的方法来提高血液浓度成分的测量的定量可靠性。

### [0257] 第二实施例

[0258] 在光声设备中,优选地,监视是否适当地维持了设备的系统噪声。这是因为,在系统噪声由于某种故障而增大的情况下,所获取到的光声信号的S/N比劣化,并且发生诸如机能信息的定量可靠性的劣化等的缺陷。第二实施例是用于测量设备的系统噪声以对这种情形作出响应的实施例。

[0259] 此外,系统噪声是指在不进行被检体的测量的定时数据获取部718所获取到的数据。在根据第二实施例的被检体信息获取设备中,计算机700还配备有测量系统噪声的功能。

[0260] 将参考图8A和8B所示的时序图来说明利用根据本实施例的被检体信息获取设备来检查系统噪声的方法。此外,在图8A和8B中,H表示构成被检体信息获取设备的各模块的电源接通的状态,并且L表示电源断开的状态。

[0261] 如图8A所示,可以在向设备的所有构成模块的电源接通之后、并且在没有接收到光声波的定时 $T_n$ ,进行系统噪声的测量。

[0262] 可选地,可以在顺次接通各构成模块的电源时,根据需要进行测量。例如,可以在诸如 $T_{n0}$ 、 $T_{n1}$ 、 $T_{n2}$ 和 $T_{n3}$ 等的定时进行测量。在由于任何构成模块中的缺陷因而发生大的噪声、并且该噪声导致系统噪声劣化的情况下,这样进行测量使得更容易指定在哪个构成模块中发生了缺陷。

[0263] 可选地,如图8B所示,在向特定构成模块的电源断开的状态下,可以通过顺次接通向其它构成模块的电源来进行测量。图8B示出如下情况的示例:在液体供给/排出单元的电断开的状态(阶段A)下以及在液体供给/排出单元的电接通的状态(阶段B)下单独进行测量。因此,可以确认由于将声匹配构件800注入支撑体400中而产生的系统噪声的变化。

[0264] 此外,尽管在图8A和8B所示的示例中顺次接通构成模块的电源,但可以在构成模块中的仅一个构成模块的电源接通的状态下分别进行测量。因此,可以确认各构成模块对系统噪声的影响。

[0265] 另外,在使用诸如CMUT等的电容型元件作为多个声波接收元件300的情况下,向该元件施加多个电压。这样,在需要向各声波接收元件供给电源的系统的情况下,可以在针对各元件控制电源供给时进行系统噪声测量。因此,可以确认多个声波接收元件中的各个声波接收元件对系统噪声的影响。

[0266] 此外,测量系统噪声的方法不限于上述方法。另外,构成模块的电源接通的顺序不限于特定顺序。

### [0267] 第三实施例

[0268] 根据第三实施例的被检体信息获取设备与根据第一实施例的被检体信息获取设备的不同之处在于:声波接收元件不是安装至半球状的支撑体,而是安装至手持式探测器。

[0269] 将参考图9来说明根据第三实施例的被检体信息获取设备。

[0270] 根据第三实施例的被检体信息获取设备被配置成包括光源1540、光学系统1560、光声探测器1500、束状光纤1550和光检测器1590。根据第三实施例的被检体信息获取设备还包括形态获取部600、计算机1700、显示设备900和输入部1000。

[0271] 光声探测器1500包括出射端1510、用于接收光声波的接收部1520和扫描位置传感器1530。在接收部1520中配置有多个声波接收元件1650。

[0272] 另外,计算机1700包括计算部1710和存储部1720。

[0273] 图10是更详细地示出根据第三实施例的计算机1700的结构的图。如图所示,计算部1710包括数据获取部1718和计算处理部1728。

[0274] 光源1540根据计算机1700的控制发出照射光,并且使该照射光经由光学系统1560入射到束状光纤1550。所入射的光被传送至光声探测器1500并且从出射端1510出射。

[0275] 从出射端1510照射至被检体的光在被检体的内部扩散,并且从光吸收体发出光声波。

[0276] 在接收部1520中,使用压电元件或CMUT等的多个声波接收元件1650呈阵列配置。从被检体发出的光声波被多个声波接收元件1650接收到,被转换成电气信号,并且被发送至计算机1700。

[0277] 此外,尽管在图9所示的示例中束状光纤1550在中途发生分支并且这些分支分别连接至以夹持接收部1520的方式安装的两个出射端1510,但分支的数量不限于此。例如,可以仅设置一个出射端1510。另外,尽管在本示例中使用束状光纤1550来传送光,但可以经由诸如镜或棱镜等的光学元件来传送光。

[0278] 由于光检测器1590与根据第一实施例的光检测器120相同,因此将省略针对光检测器1590的说明。

[0279] 根据第三实施例的形态获取部600采用能够相对于光声探测器1500中所配置的多个声波接收元件1650发送和接收超声波的电路结构,并且能够获取被检体的表面(或内部)的形态信息。具体地,通过使用光声探测器1500中所配置的多个声波接收元件1650的一部分或全部来发送声波、并且分析反射波,来获取被检体的形态信息。

[0280] 此外,分析反射波的处理可以由形态获取部600或者由计算机1700中所包括的计算处理部1728来进行。

[0281] 以与第一实施例相同的方式暂时存储所获取到的形态信息。

[0282] 另外,形态获取部600具有如下的功能:相对于光声探测器1500中所配置的多个声波接收元件1650发送和接收声波,并且以与第一实施例相同的方式,使用多普勒回声心动描记术来确认被检体内部血流存在的部分。可以二维地或三维地获取并显示与血流存在的部分有关的信息。此外,可以以与传统的多普勒回声心动描记术相同的方式实时地获取血流的变化状态。与多普勒回声心动描记术有关的计算可以由形态获取部600或者由计算机1700(计算处理部1728)来进行。

[0283] 如上所述,根据第三实施例的光声探测器1500被配置成能够获取光声信号和超声回波信号(超声信号)这两者。

[0284] 光声探测器1500中所配置的声波接收元件的阵列的形状不限于特定形状。例如,可以使用1D线性阵列、扇区阵列、凸阵列、2D阵列或稀疏阵列。

[0285] 在第三实施例中,使用多个声波接收元件1650来接收光声波和反射波(超声回波)这两者。这例如可以通过以下的方法来实现。

[0286] 第一方法涉及使用所有的多个声波接收元件1650来在不同的定时接收光声波和超声回波。

[0287] 另外,第二方法涉及将多个声波接收元件1650的至少一部分分配至光声波的接收并且将其余的声波接收元件1650分配至超声回波的接收。

[0288] 例如,图11示出多个声波接收元件1650呈10元件×10元件的2D阵列配置的情况的示例。

[0289] 例如,可以使用所有的100个元件来在不同的定时分别进行光声波的接收和超声回波的接收。可选地,区域A中所存在的元件可被配置为接收光声波,并且区域B中所存在的元件可被配置为接收超声回波。

[0290] 这样,可以从时间上或从空间上对元件进行分割。可以与以上的不同的方式定义区域,只要可以在充分的条件下接收到光声波和超声回波即可。

[0291] 另外,尽管图9示出通过使光声探测器1500直接接触被检体来进行测量的模式,但测量方法不限于此。例如,可以通过利用保持构件等夹持被检体来固定被检体,并且可以隔着该保持构件进行测量。可选地,可以将保持构件安装在光声探测器1500和被检体之间,并且可以隔着该保持构件进行测量。保持构件可以由树脂或凝胶状构件构成,并且保持构件期望地由优选使光和超声波这两者都透过的材料制成。因此,可以以稳定状态测量被检体。

[0292] 接着,将参考图12所示的流程图来说明根据第三实施例的被检体信息获取设备的操作。

[0293] 首先,在步骤S2100中,开始被检体的测量。此外,在进行该操作时,通过在光声探测器1500和被检体之间涂敷用于改善声匹配的凝胶等,可以提高可获取的光声图像(超声回波图像)的图像质量。

[0294] 步骤S2200的处理与根据第一实施例的步骤S200的处理相同。

[0295] 此外,可以使用除多普勒摄像以外的方法,只要可以获取到与被检体内部的血管轮廓有关的信息即可。例如,可以获取到利用其它形式(X射线CT和MRI等)预先获取到的被检体的内部和外部的形态信息。

[0296] 另外,获取到超声回波信号的次数不限于特定次数。可以进行任何种类的设置,只要不影响光声测量即可。

[0297] 步骤S2300和S2400的处理分别与根据第一实施例的步骤S300和S400的处理相同。

[0298] 在第一实施例中,在源自于被检体的表面(皮肤)的光声波和源自于被检体内部的表面血管的光声波同时到达声波接收元件的假设下进行处理。

[0299] 然而,在第三实施例中,由于使声波接收元件直接接触被检体的表面,因此不太可能发生这种情况。

[0300] 尽管如此,即使在第三实施例中,在通过在声波接收元件1650和被检体之间夹持具有一定厚度以上的构件来进行测量的情况下,这也不适用。在这种情况下,由于可能发生源自于被检体的表面(皮肤)的光声波和源自于被检体内部的表面血管的光声波同时到达声波接收元件1650的情形,因此优选考虑用于接收光声波的设置条件和在接收之后进行处理的方法。

- [0301] 步骤S2500和S2600的处理分别与根据第一实施例的步骤S500和S600的处理相同。
- [0302] 尽管步骤S2700的处理与根据第一实施例的步骤S700的处理相同,但本实施例与第一实施例的不同之处在于:每当进行光照射时,计算部1710获取并显示被检体信息。
- [0303] 一旦预先设置的测量条件下的数据获取完成,扫描完成(步骤S2800)并且处理结束(步骤S2900)。
- [0304] 在第三实施例中,以时分方式进行超声回波的测量和光声测量。现在将参考图13来进行说明。图13是示出超声回波信号的获取、光照射和光声信号的获取的秩序的图。
- [0305] 在测量开始时,进行为了获取被检体的内部和外部的形态信息的超声回波信号的获取。进行N次(其中, $N \geq 0$ )超声测量,并且在一次超声测量中执行超声波的发送和接收。根据通过超声测量所获得的超声回波信号来获取与使用者所设置的宽度、深度和帧数相对应的超声回波图像。基于分析超声回波图像的结果来进行光声测量(光照射和光声信号的获取)。将上述的一系列操作定义为一个测量周期。
- [0306] 此外,在本示例中,尽管在一个测量周期中分别进行N次(其中, $N \geq 0$ )超声波的发送和接收,但N的值不限于特定次数,只要不影响光声信号的获取即可。另外,在各测量周期之间,N不必相同。
- [0307] 在第三实施例中,通过重复上述的测量周期,可以实时地获取到精确地进行光声测量所需的信息。
- [0308] 此外,在光声断层成像术中,必须将光的照射间隔设置为一定时间段(数十毫秒)以上,以防止被检体的温度过度上升。因此,不会影响光声图像的帧频,只要可以在光的照射间隔内完成超声测量即可。
- [0309] 此外,尽管图13示出在进行超声测量之后进行光声测量,但不必按该顺序进行这些测量。例如,在各测量周期中,可以将超声测量的次数设置为0次。例如,在特定测量周期中,可以省略超声测量并且可以仅进行光声测量。
- [0310] 另外,尽管在本示例中针对各周期进行超声测量,但无需每次均更新用于处理光声信号的条件。例如,可以在使用者指定的定时更新条件。因此,例如,可以在输入部1000中或者在光声探测器1500上设置按钮等,并且可以根据输入来更新条件。
- [0311] 此外,在本实施例中,尽管说明了针对各单独的光照射获取并显示被检体信息的示例,但该示例并非限制性的。例如,可以累积通过多次光照射所获取到的数字信号并且可以整体获取到被检体信息。例如,可以采用使得能够设置在获取被检体信息之前要进行光照射的次数的结构。
- [0312] 另外,可以暂时存储所获取到的光声信号,并且可以在扫描完成之后进行被检体信息的获取和显示。因此,可以获得需要延长的计算时间段并且不能实时地显示的精心制作的重建图像。
- [0313] 现在将参考图10来说明根据第三实施例的计算机1700的结构。此外,尽管在图10所示的示例中设置了八个系统的接收电路,但接收电路的数量不限于此。
- [0314] 数字电路部736和计算处理部728与第一实施例的相同并且将省略针对这两者的说明,并且现在将说明根据第三实施例的数据获取部1718和根据第一实施例的数据获取部718之间的不同之处。
- [0315] 数据获取部1718与根据第一实施例的数据获取部718的不同之处在于:数据获取

部1718包括连接开关1711。其它构成元件与第一实施例所述的构成元件相同。

[0316] 连接开关1711是用于切换光声探测器1500和模拟电路部1735之间的连接的部件。具体地,可以选择光声探测器1500内所配置的多个声波接收元件1650中的期望的声波接收元件,并且所选择的声波接收元件可以连接至模拟电路部1735。根据系统的设计,可以省略连接开关1711。

[0317] 此外,尽管图13示出数据获取部1718被配置为利用同一电路来获取超声信号和光声信号,但该结构未必是限制性的。根据系统规格要求,超声信号的获取和光声信号的获取可被配置为由不同的电路来进行。

[0318] 在第三实施例中,形态获取部600将用于发送超声波的发送波形电压经由布线610、总线2100和连接开关1711传送至光声探测器1500。因此,可以通过选择多个声波接收元件1650中的特定声波接收元件来发送超声波。

[0319] 此外,在本实施例中,尽管说明了利用手持式探测器手动地进行扫描的示例,但是例如,可以通过使探测器沿着引导件移动来机械地进行扫描。

#### [0320] 变形例

[0321] 应当理解,各实施例的说明仅呈现本发明的示例,并且如此,可以在没有背离本发明的精神和范围的情况下通过适当地修改或组合这些实施例来实现本发明。

[0322] 例如,本发明可被实现为包括上述处理的至少一部分的被检体信息获取设备或信息处理设备。另外,本发明还可被实现为包括上述处理的至少一部分的被检体信息获取方法或信息处理方法。上述的处理和单元可以以任何上述组合来实现,只要不会发生技术矛盾即可。

[0323] 另外,如第二实施例所述,系统噪声的测量可以手动地进行,或者可以在规定定时(例如,在设备启动时或者在所设置的定时)自动地进行。可选地,可以基于来自外部的指示来进行系统噪声的测量。例如,远程访问所用的模块可以连接至总线2000或总线2100,并且可以经由该模块来远程地执行测量。因此,提高了可维护性。此外,可以将与所测量到的系统噪声有关的信息累积并保存在被检体信息获取设备中,以随时可参考。

[0324] 另外,可以远程地传输除与系统噪声有关的信息以外的信息。例如,可以存储被检体信息获取设备所获取到的信息(光声信号、超声信号、所计算出的参数值、光声图像、超声图像、设备的操作状态和维护信息等),以能够无线地或者经由网络进行传输。此外,可以无线地或者经由网络启用设备的操作。

[0325] 另外,在实施例的说明中,尽管列举了表面血管作为测量对象区域(关注区域),但测量对象不必是表面血管。

[0326] 此外,在实施例的说明中,尽管列举了测量氧饱和度作为机能信息的示例,但机能信息不必是氧饱和度。本发明适用于相对于电磁波的不同波长具有不同的吸收系数并且可以利用光声技术来判断的任何物质,诸如糖基化蛋白质、葡萄糖、脂肪、胆固醇和胶原质等。

#### [0327] 其它实施例

[0328] 本发明的实施例还可以通过如下的方法来实现,即,通过网络或者各种存储介质将执行上述实施例的功能的软件(程序)提供给系统或装置,该系统或装置的计算机或是中央处理单元(CPU)、微处理单元(MPU)读出并执行程序的方法。

[0329] 尽管已经参考典型实施例说明了本发明,但是应该理解,本发明不局限于所公开

的典型实施例。所附权利要求书的范围符合最宽的解释,以包含所有这类修改、等同结构和功能。

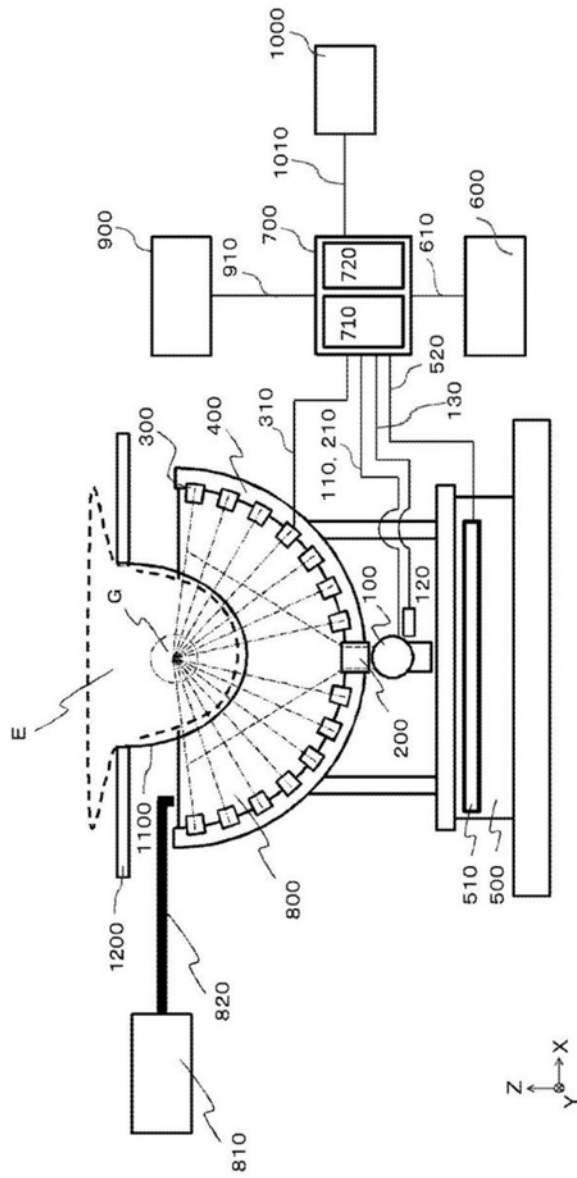


图1

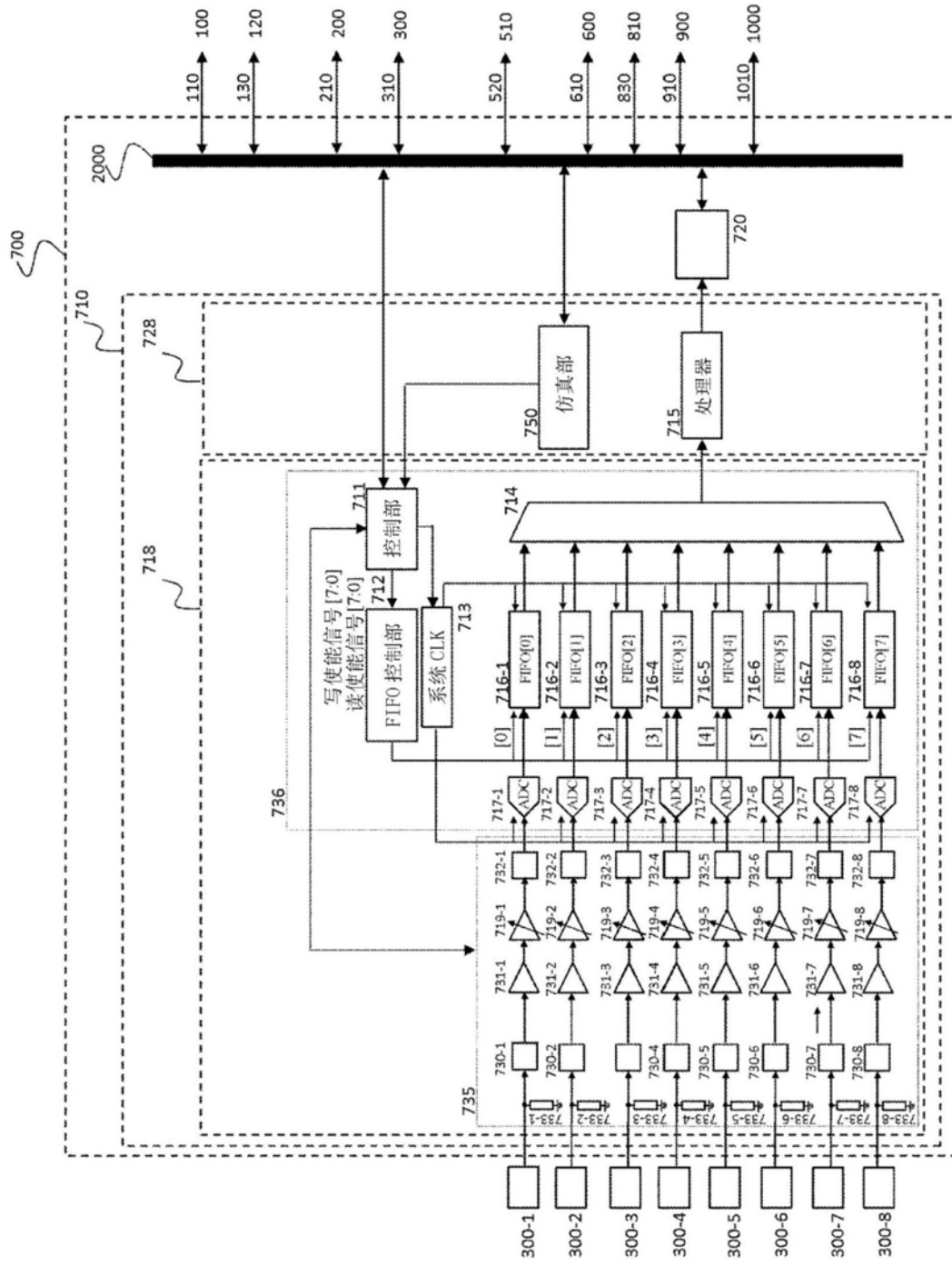


图2

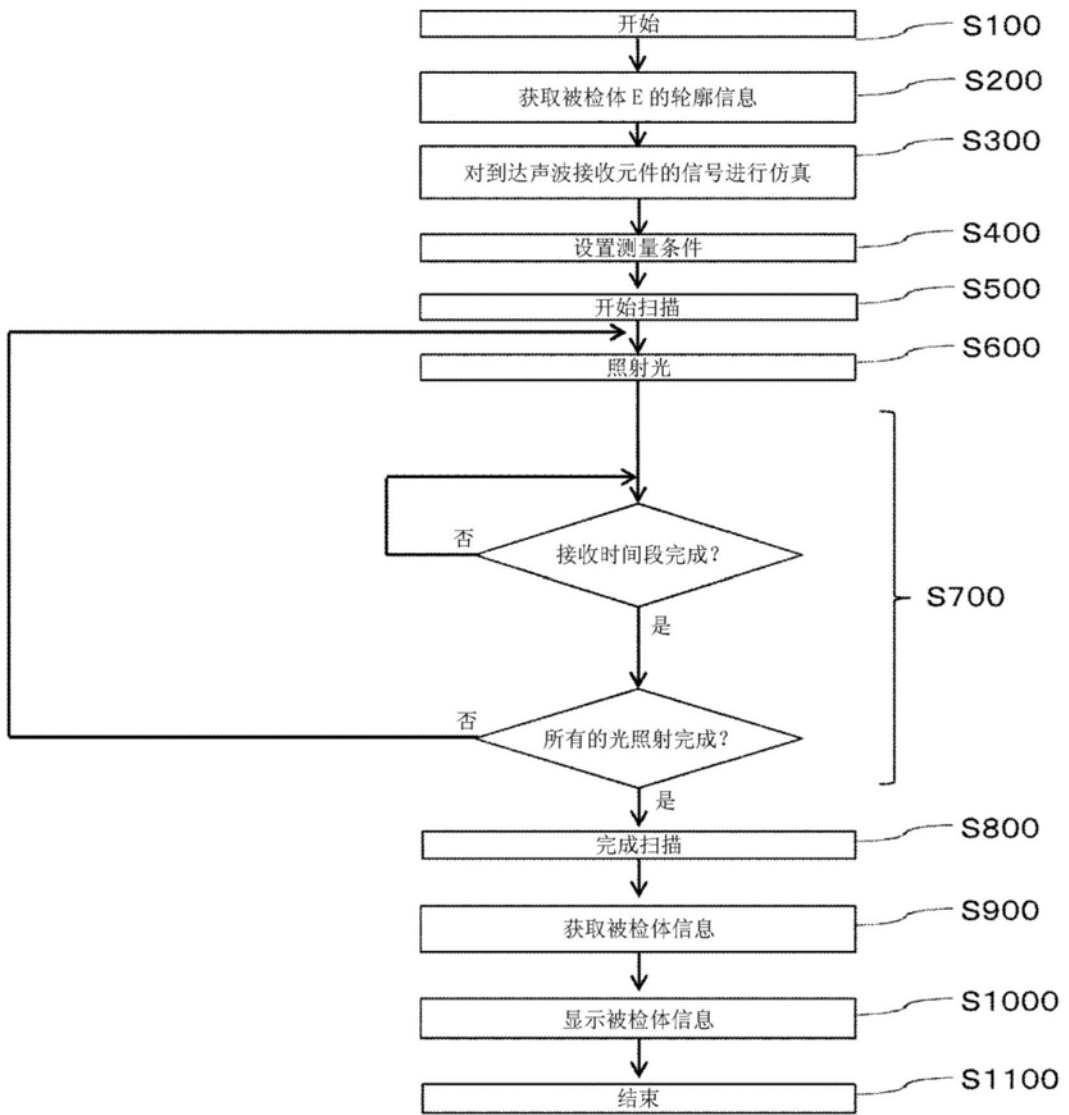


图3

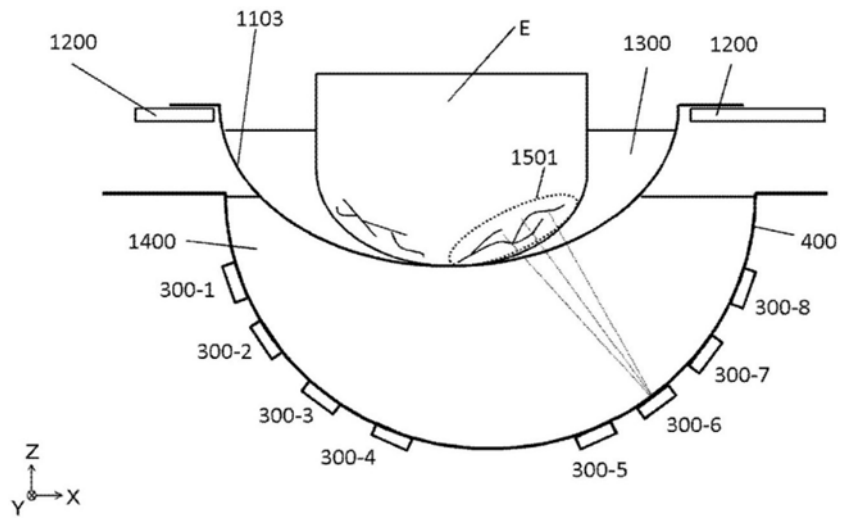


图4A

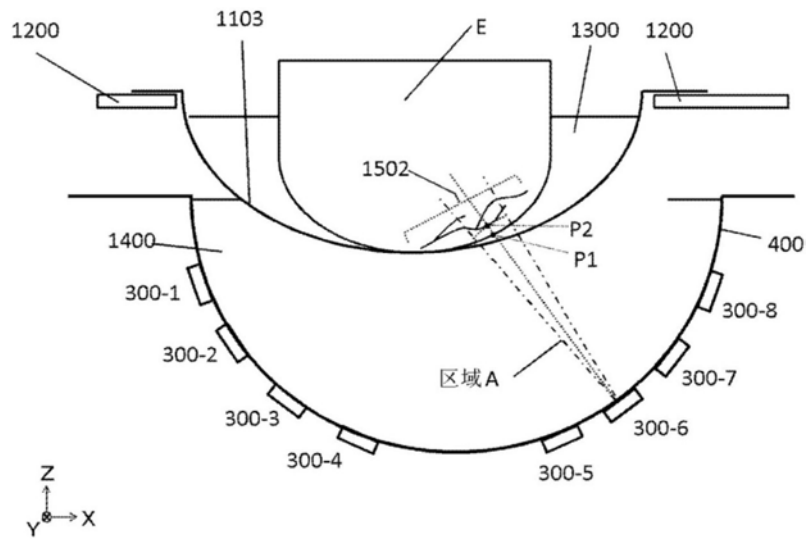


图4B

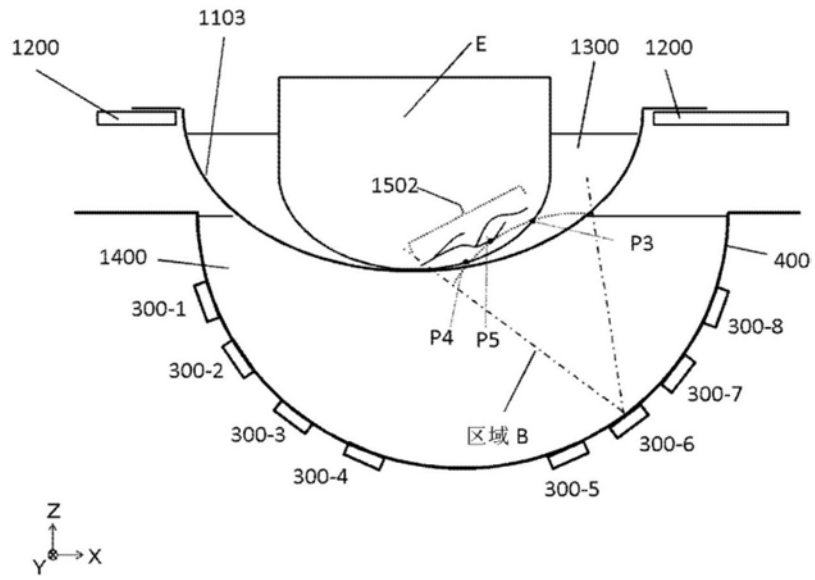


图4C

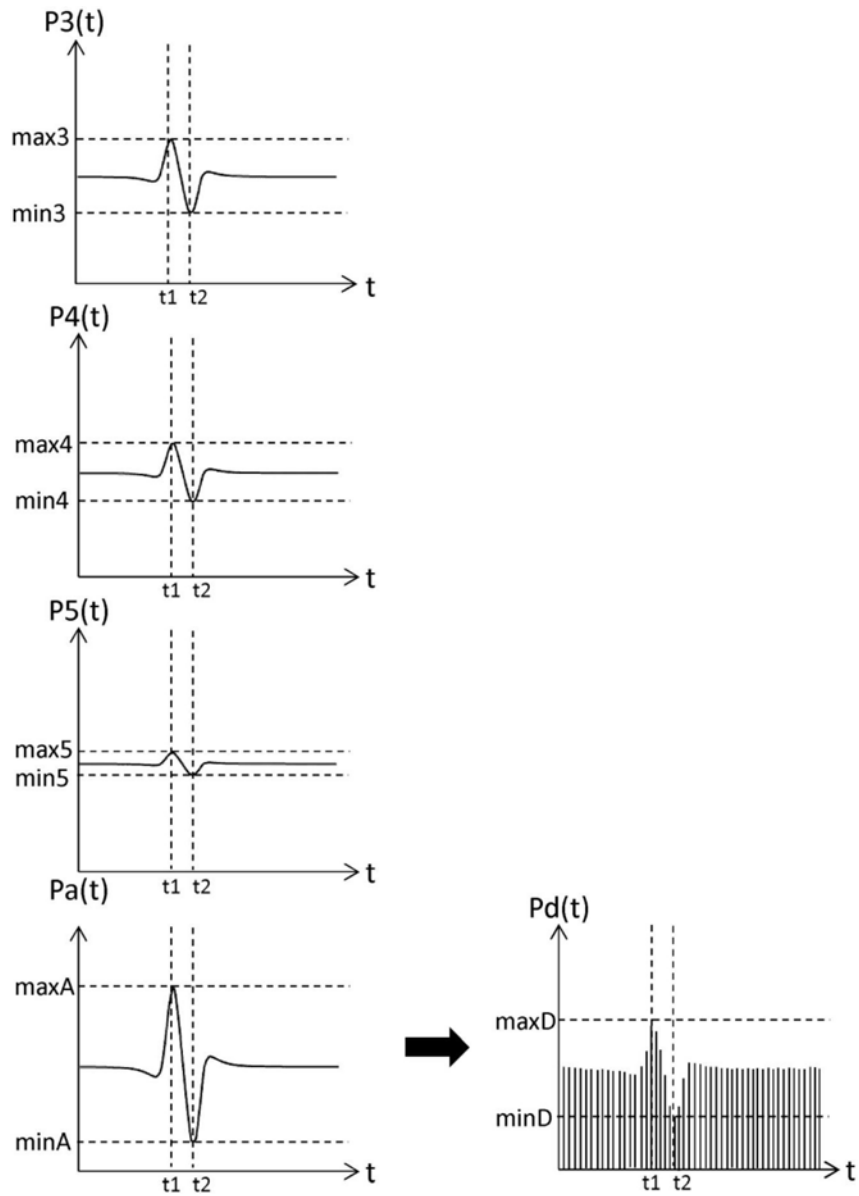


图5

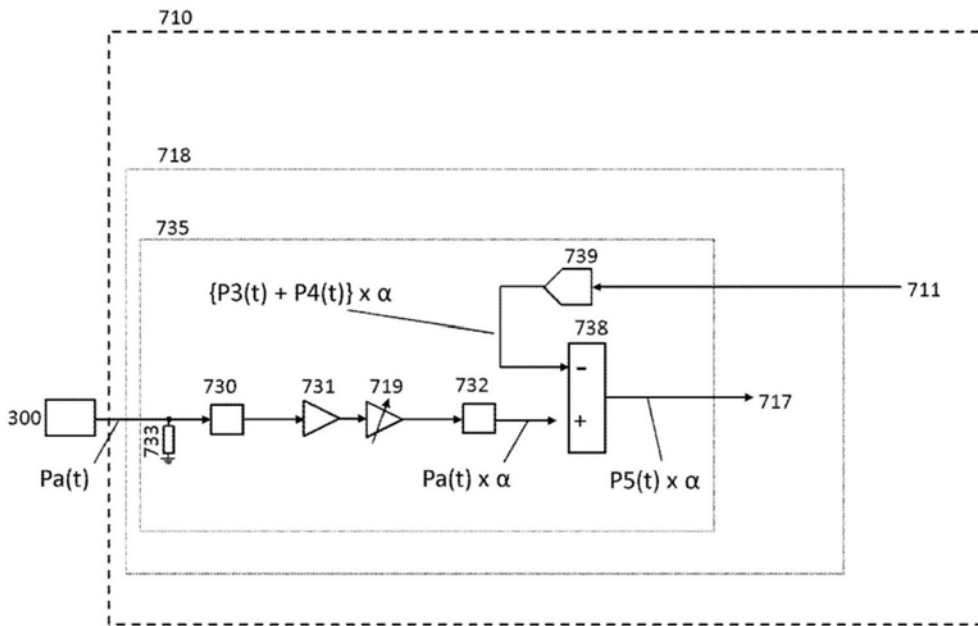


图6

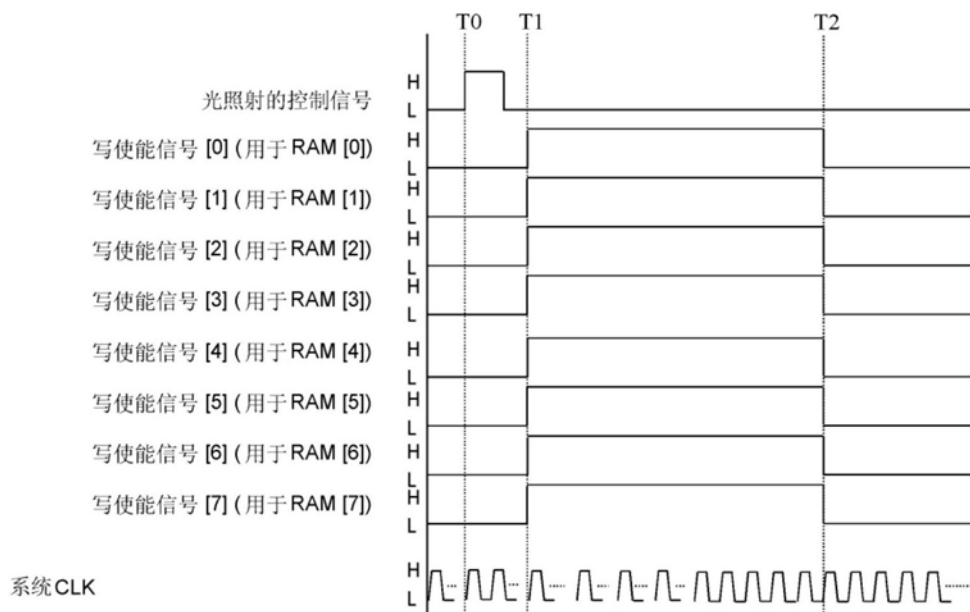


图7

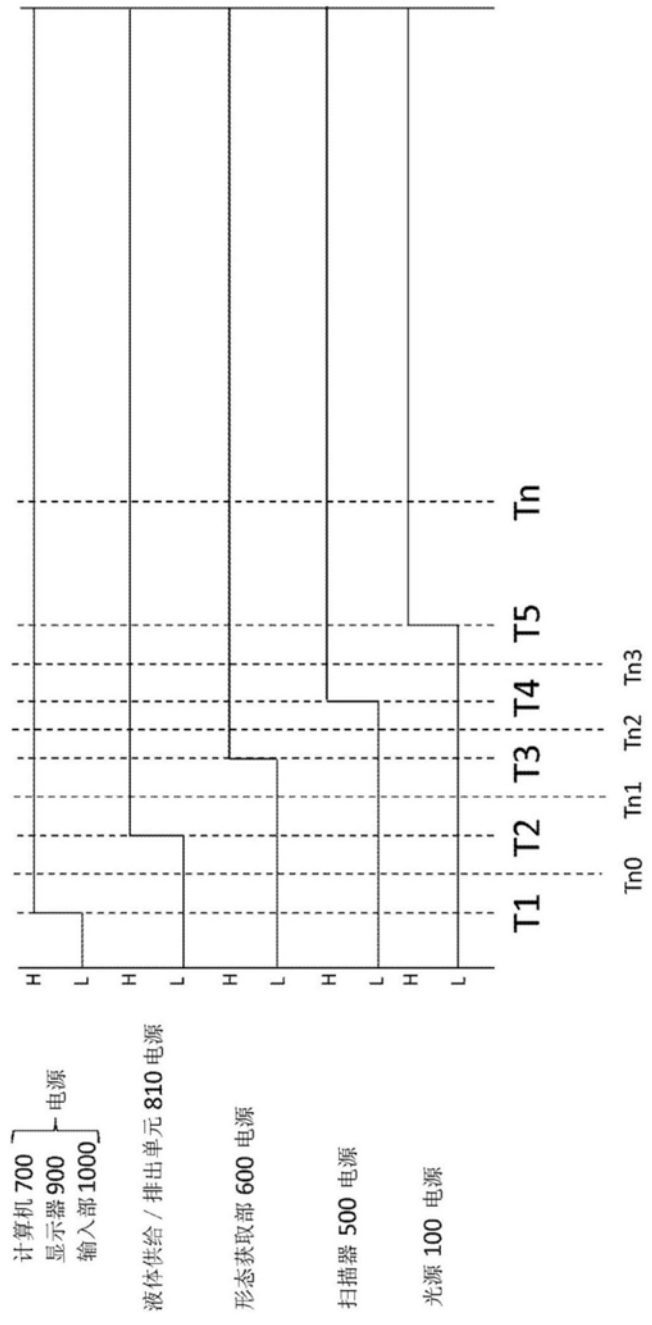


图8A

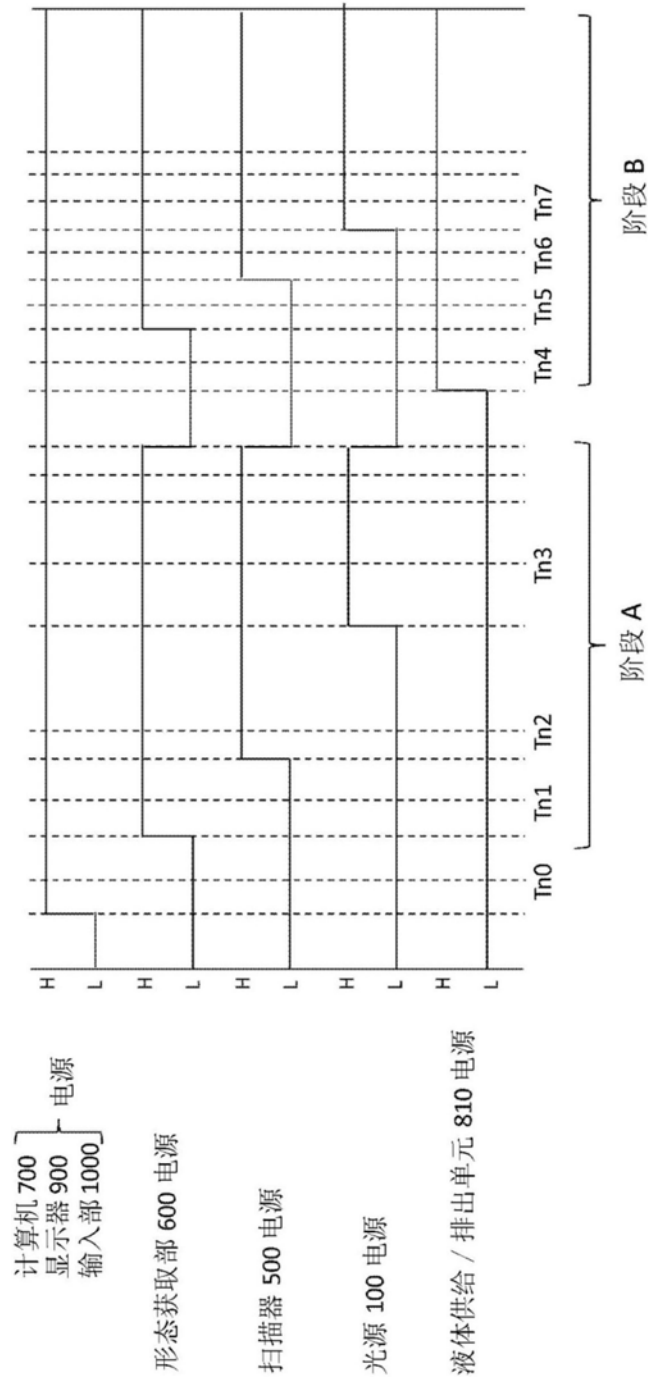


图8B

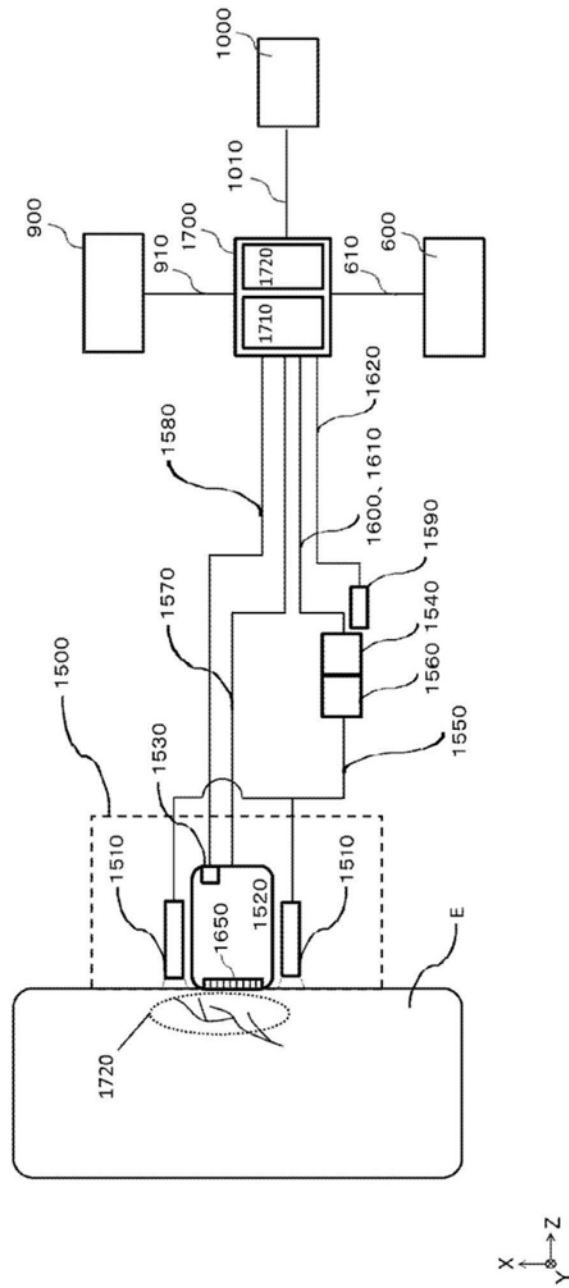


图9

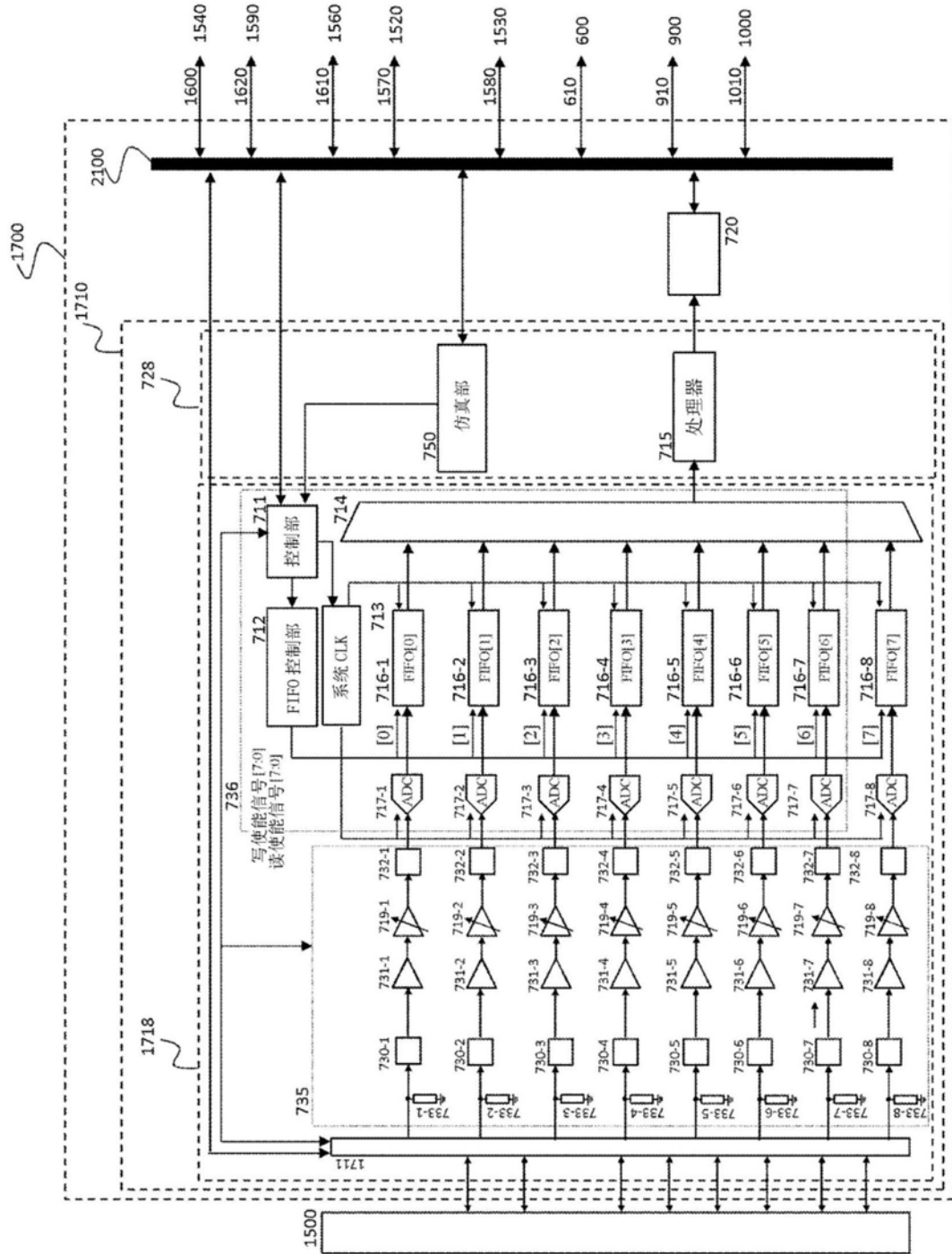


图10

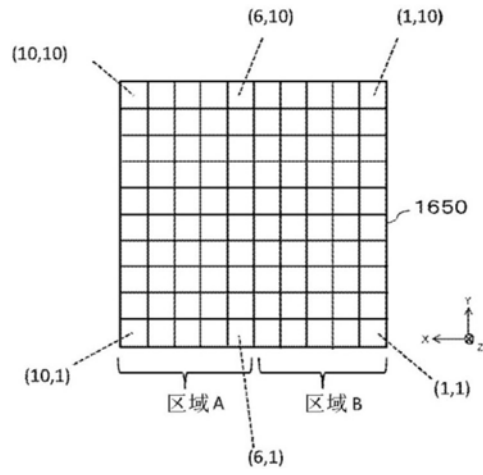


图11

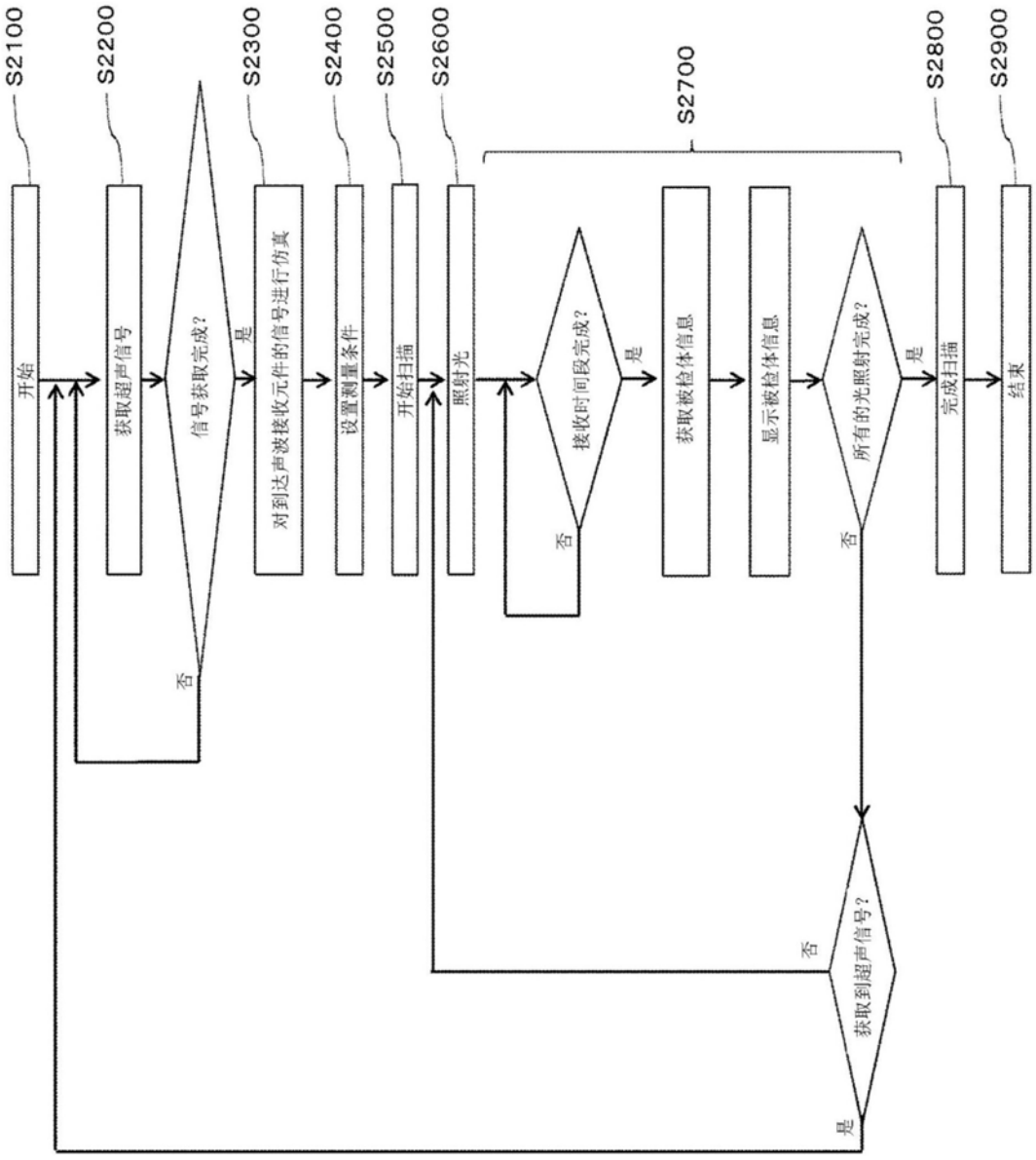


图12

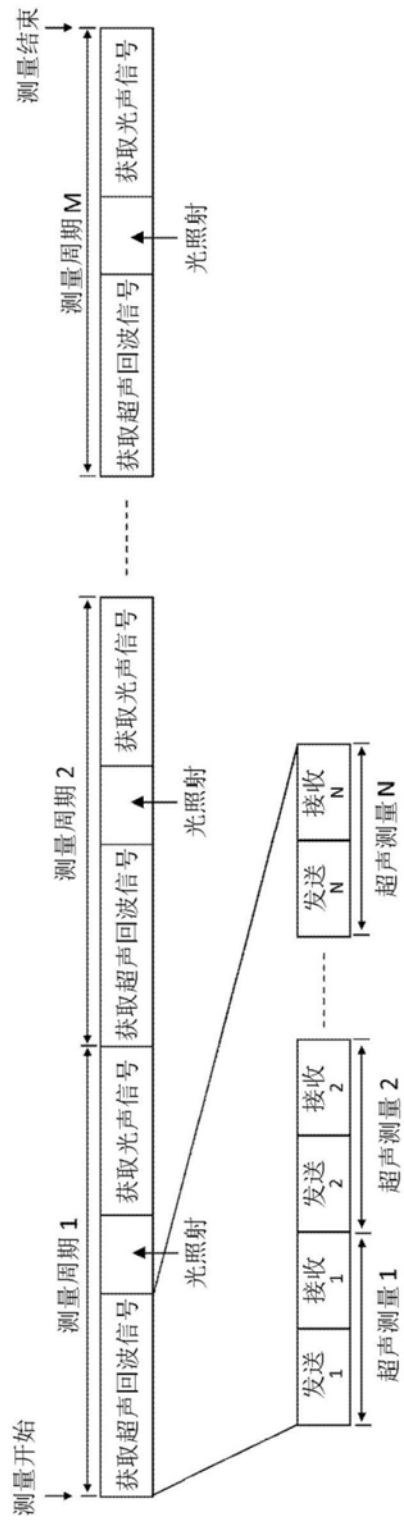


图13

专利名称(译)	被检体信息获取设备、被检体信息获取方法和存储介质		
公开(公告)号	<a href="#">CN108294730A</a>	公开(公告)日	2018-07-20
申请号	CN201810030218.X	申请日	2018-01-12
[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	马场庆贵 阿部直人 宫里卓郎		
发明人	马场庆贵 阿部直人 宫里卓郎		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0033 A61B5/0095 A61B5/489 A61B5/7203 A61B5/0035 A61B5/4312 A61B2576/00 G16H30/40 A61B5/14532 A61B5/14542 A61B5/443 A61B5/4872 A61B5/4875 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B8/14		
优先权	2017003393 2017-01-12 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种被检体信息获取设备、被检体信息获取方法和存储介质。所述被检体信息获取设备包括：信号获取单元，用于获取通过利用声学元件对从光照射至的被检体产生的声波进行转换所获得的信号；信息获取单元，用于对所获取到的信号进行信号处理，并且使用处理后的信号来获取所述被检体内部的特性信息，其中所述信号处理包括输入阻抗匹配处理、滤波处理、放大处理、减法处理和信号提取处理中的至少任一处理；以及形态获取单元，用于获取所述被检体的形态信息，其中，所述信息获取单元基于所述形态信息，来确定针对与来自对象区域的声波相对应的信号所要进行的信号处理的内容。

