



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105030273 A

(43) 申请公布日 2015. 11. 11

(21) 申请号 201510206500. 5

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2015. 04. 28

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-093033 2014. 04. 28 JP

2014-191961 2014. 09. 19 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

(72) 发明人 浦野妙子 高山晓 中西务

中村健二

(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 孙蕾

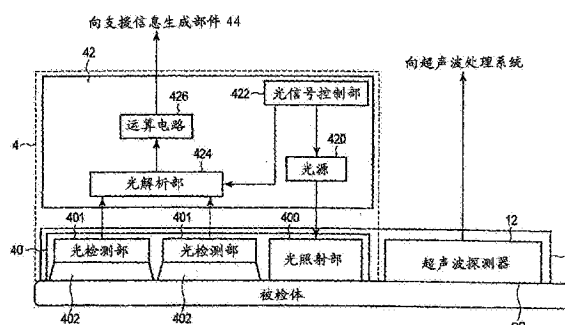
权利要求书2页 说明书14页 附图27页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及生物体光测量装置

(57) 摘要

本发明提供超声波诊断装置、生物体光测量装置。超声波诊断装置具备超声波探测器、图像生成部件、光照射部件、多个光检测部件、计算部件。超声波探测器从超声波发送接收面接收被检体内反射的超声波。图像生成部件使用由超声波探测器接收的超声波来生成超声波图像。多个光照射部件从超声波发送接收面的周围朝被检体的内部照射包含作为生物体成分的吸收波长带的多个特定波长成分的光。控制部件使多个光照射部件以不同频率驱动。多个光检测部件配置于多个光照射部件周围,检测从多个光照射部件照射并在所述生物体内扩散反射的特定波长的光信号。计算部件针对每个驱动频率,计算各特定波长的光信号的强度。



1. 一种超声波诊断装置, 具备:

超声波探测器, 从超声波发送接收面向被检体发送超声波, 经由所述超声波发送接收面, 接收在所述被检体内反射的超声波;

图像生成部件, 使用由所述超声波探测器接收到的超声波来生成超声波图像;

多个光照射部件, 从所述超声波发送接收面的周围朝向所述被检体的内部照射包含作为生物体成分的吸收波长带的多个特定波长成分的光;

控制部件, 使所述多个光照射部件以不同的频率进行驱动;

多个光检测部件, 配置于所述多个光照射部件的周围, 检测从所述多个光照射部件照射并在所述生物体内扩散反射了的所述特定波长的光信号; 以及

计算部件, 针对每个所述驱动频率, 计算各所述特定波长的光信号的强度。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

还具备信息生成部件, 该信息生成部件根据所述计算部件的计算结果, 生成用于引导所述超声波探测器在所述被检体表面的配置位置的引导信息。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述多个光照射部件通过不同的频率进行光强度调制, 照射具有与所述多个特定波长成分对应的第 1 波长以及与该第 1 波长不同的第 2 波长的光。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述多个光照射部件至少照射波长 809nm 附近的近红外线。

5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述计算部件使用与第 1 光不同的第 2 光的强度对所述多个光照射部件照射的第 1 光的强度进行标准化。

6. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其特征在于,

所述计算部件根据使用所述第 1 波长的光计算出的距校正信息的背离, 对所述多个光检测部件检测的所述特定波长的光的强度进行定量判定。

7. 一种超声波诊断装置, 具备:

超声波探测器, 从超声波发送接收面向被检体发送超声波, 经由所述超声波发送接收面, 接收在所述被检体内反射的超声波;

图像生成部件, 使用由所述超声波探测器接收到的超声波来生成超声波图像;

至少一个光照射部, 配置于所述超声波发送接收面的周围, 从所述被检体的表面大致垂直地照射光;

多个光检测部, 配置于所述超声波发送接收面的周围, 检测在所述被检体内反射的光并产生光信号;

框体, 具有与所述被检体接触的接触面, 该接触面包含所述超声波发送接收面、所述至少一个光照射部的照射面和所述多个光检测部的检测面;

辨别部, 以所述至少一个光照射部和所述多个光检测部的各距离为基准, 辨别所述多个光检测部发生的多个光信号;

计算部件, 使用被辨别了的所述光信号, 计算在所述被检体内表示规定的光吸收系数的异常部位的位置和大小; 以及

显示部件, 显示所述异常部位的位置和大小。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述辨别部件在包括所述接触面的面内,定义以所述光照射部件的位置与各所述光检测部件的位置之间的距离为直径的多个圆,根据各所述圆中的、所述圆和所述接触面的位置关系辨别所述检测部件生成了的光信号。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在将所述接触面相对于所述被检体表面大致垂直地摺压了的情况下,以均等的压力与所述被检体接触。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波发送接收面是大致矩形,

所述多个检测部件配置于被将所述超声波发送接收面的短边延长而得到的两个直线所夹着的区域内。

11. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波发送接收面是大致矩形,

所述多个检测部件与所述超声波发送接收面的长边大致平行地配置。

12. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光照射部件照射的光的波长是 $600\text{nm} \sim 1800\text{nm}$ 。

13. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述光照射部件与所述接触面中的光照射面之间、各所述光检测器与所述接触面中的光检测面之间中的至少一方经由光纤光学地连接。

14. 一种生物体光测量装置,设置于超声波诊断装置,具备:

多个光照射部件,从所述超声波诊断装置具有的超声波探测器的超声波发送接收面的周围,朝向所述被检体的内部,照射包含作为生物体成分的吸收波长带的多个特定波长成分的光;

控制部件,使所述多个光照射部件以不同的频率进行驱动;

多个光检测部件,配置于所述多个光照射部件的周围,检测从所述多个光照射部件照射并在所述生物体内扩散反射了的所述特定波长的光信号;以及

计算部件,针对每个所述驱动频率,计算各所述特定波长的光信号的强度。

15. 一种生物体光测量装置,设置于超声波诊断装置,具备:

至少一个光照射部件,配置于超声波诊断装置具有的超声波探测器的超声波发送接收面的周围,从所述被检体的表面大致垂直地照射光;

多个光检测部件,配置于所述超声波发送接收面的周围,检测在所述被检体内反射的光并产生光信号;

框体,具有与所述被检体接触的接触面,该接触面包含所述超声波发送接收面、所述至少一个光照射部件的照射面和所述多个光检测部件的检测面;

辨别部件,以所述至少一个光照射部件和所述多个光检测部件的各距离为基准,辨别所述多个光检测部件发生了的多个光信号;以及

计算部件,使用被辨别了的所述多个光信号,计算在所述被检体内表示规定的光吸收系数的异常部位的位置以及大小。

超声波诊断装置以及生物体光测量装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请以日本专利申请号为 2014-0093033、申请日 2014 年 4 月 28 日的申请以及日本专利申请号为 2014-191961、申请日 2014 年 9 月 19 日的申请为基础,根据这些申请而享有优先权。本申请通过参照这些申请而包含这些申请的全部内容。

技术领域

[0003] 实施方式在此描述一般涉及了超声波诊断装置以及生物体光测量装置。

背景技术

[0004] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及生物体光测量装置。

[0005] 在非侵入地测定生物体内部的技术中有各种手法。关于作为其中之一的光测量,具有没有被辐射的问题,能够通过选择波长而选择作为测量对象的化合物这样的优点。一般的生物体光测量装置将光照射部抵压到生物体皮肤表面而经皮地照射到生物体内部,测量透射或者反射来的光再次透射皮肤而向生物体外射出的光,据此计算各种生物体信息。通过光测量判断生物体内部的异常组织的存在的基础在于存在与正常组织的光的吸收系数的差异。即,在生物体内部,异常组织的吸收系数不同,所以产生与吸收量的差对应的检测光量的差。即,如果根据检测光量作为反演问题而求解,则能够求出异常组织的吸收系数,能够根据求出的吸收系数,判别异常组织的性质和状态。另外,通过测量了的光,解析异常组织的测量位置、深度。在该解析手法中,有调整光照射部(以后简称为光源)和检测器的距离这样的手法(空间分解法)、以及使用强度在时间上变化的光源并根据光到达的时间的差异得到深度信息的手法(时间分解法)、以及组合这些手法的方法等。通过这些解析法,能够取得高品质的信号的生物体光测量装置得以实现。但是,在利用生物体内的光进行的信息的图像化中,在空间分辨率的低的程度上存在问题。进而,为了根据反射光的检测结果得到正确的位置信息,需要通过复杂的算法运算大量的数据,无法实时地进行判定。

[0006] 在生物体光测量中,在实现可能性高的应用中,可以举出乳腺癌检查。但是,如上所述,在单独光测量中,在空间分辨率和解析时间中存在问题,所以期望与其他模态并用而提高检查性能的方式。此处,我们提出了利用超声波回波的形态信息来补偿光的低空间分辨率这样的方式。通过该方式,虽然期待能够比以往在更短的时间内判别生物体组织中的形态的特征、和形态的特征部分的成分分布,但在即时判定中尚有改善的余地。

[0007] 此外,乳腺癌是女性的主要的死亡原因之一。乳腺癌的筛查和早期诊断使死亡率减少,在抑制健康管理费用中具有非常大的价值。在当前的方法中,进行乳房的组织的触诊、和用于探测可疑的组织变形的 X 射线摄影(乳房 X 光摄影)。如果在 X 射线照片中有可疑的部位,则进行超声波摄像,进而进行外科的组织检查。这些一连串的检查直至达到最终的结论需要相当的时间。另外,还存在在闭经前的年轻时乳腺多且在 X 射线摄影中难以得到灵敏度这样的问题。因此,特别在年轻时,利用超声波摄像的筛查的意义大。

[0008] 一般,在超声波摄像中,由被认定的操作者提取超声波静止图像,由专门的读影者

(还有多个情况)根据图像上的形态信息进行判定。在诊察中,鉴于操作者的疲劳和集中力降低所致的看漏的危险性,关于由一名操作者实施的筛查,每一日最大限定 50 名。

[0009] 在超声波图像的摄像中,为了提取捕捉了形态的特征的静止图像,操作者的知识和经验非常重要。在可靠并且迅速的筛查中,还要求熟悉度。例如,每一名被验者的检查时间标准上是 5 分钟至 10 分钟,但根据操作者的技能,还有时花费更多的时间。即,在当前的利用超声波摄像的筛查中,根据操作者的熟练度,图像提取的可靠性有产生偏差的可能性。进而,在图像提取时,需要常时注视图像,而且依赖于操作者单独的判断,所以即便是熟练的操作者,其精神的负担也大。还有在动画中提取所有图像信息的方式,但在该情况下,读影者侧的负担变大。

[0010] 为了解决这样的超声波图像诊断中的问题,提出了通过在生物体光测量中得到的生物体的代谢信息,在面方向上引导超声波探测器的测定位置,减轻工程师的负担的方式。通过这样的方式,在超声波图像摄像中,能够比以往以更短的时间且比较容易地检测、判别异常部位。

[0011] 但是,关于以往的生物体光测量法、以及利用该手法的生物体光测量装置以及超声波图像摄像的超声波探测器位置引导,例如在应计算的数据量的降低等观点中,依然有改善的余地。

附图说明

[0012] 图 1 是由光探测器 40、光测量处理部件 42 构成的生物体光测量装置 4 的框结构图。

[0013] 图 2 示出嵌入了本实施方式的生物体光测量装置 4 的超声波诊断装置 1 的框结构图。

[0014] 图 3 是例示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图。

[0015] 图 4 是用于说明将生物体接口部 P 向生物体摺压所致的对光强度的影响的图。

[0016] 图 5 是例示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图。

[0017] 图 6 是示出光照射部 400、光检测部 401 的被检体表面中的配置例子的图。

[0018] 图 7 是示出通过蒙特卡洛法对到达光检测部 401 的光在生物体内的路径进行仿真而得到的结果的图。

[0019] 图 8 是示出通过蒙特卡洛法对到达光检测部 401 的光在生物体内的路径进行仿真而得到的结果的图。

[0020] 图 9 是示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图,是用于说明检测信号辨别功能的图。

[0021] 图 10 是示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图,是用于说明检测信号辨别功能的图。

[0022] 图 11 是示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图,是用于说明检测信号辨别功能的图。

[0023] 图 12 示出使用了本超声波诊断装置 1 的超声波探测器的引导处理的流程图。

[0024] 图 13 是由光探测器 40、光测量处理部件 42 构成的生物体光测量装置 4 的框结构图。

[0025] 图 14 是从被检体接触面侧观察了探测器 P 的图,是示出相对超声波探测器 12 的超声波发送接收面的光照射部 400 以及光检测部 401 的配置例子的图。

[0026] 图 15 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子的图。

[0027] 图 16 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的变形例 1 的图。

[0028] 图 17 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的变形例 2 的图。

[0029] 图 18(a)、(b) 是用于说明本超声波诊断装置具有的超声波探测器引导功能的图。

[0030] 图 19(a) 是示出在同一光源位置、同一检测位置进行测定的情况下,检测脱氧血红蛋白的波长(765nm 左右)和基准波长(809nm 左右)与光强度的相关关系的图形。图 19(b) 是示出同样地在同一光源位置、同一检测位置进行测定的情况下,检测氧化血红蛋白的波长(855nm 左右)、和基准波长(809nm 左右)与光强度的相关关系的图形。

[0031] 图 20(a) 是示出在针对生物体表面使探测器 P 加压、缓和的操作中,由距光源的距离不同的各检测部 401(ch1 = 15mm、ch3 = 25mm、ch5 = 35mm) 输出了的电压的时间变化的图形。图 20(b) 是示出通过最短距离的 ch1 = 15mm 的强度标准化了的通道之间的检测光强度的相关关系的图形。

[0032] 图 21(a)、(b) 示出用基准波长对在生物体光测定中产生的输出变动进行光强度校正的校正序列的一个例子。

[0033] 图 22 是加上了基准波长光强度校正功能的生物体检查装置 4 的框图。

[0034] 图 23 是加上了基准波长光强度校正的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子。

[0035] 图 24 是加上了基准波长光强度校正和氧饱和度的精密测定功能的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子。

[0036] 图 25 是加上了基准波长光强度校正和氧饱和度的精密测定功能的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的其他例子。

[0037] 图 26 是加上了基准波长光强度校正的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的其他例子。

[0038] 图 27 是从被检体接触面侧观察了第 3 实施方式的生物体接口部 P 的图。

具体实施方式

[0039] (第 1 实施方式)

[0040] 以下,参照附图,说明本实施方式的生物体光测量装置、超声波诊断装置。另外,在以下的说明中,对具有大致相同的功能以及结构的构成要素附加同一符号,仅在必要的情况下进行重复说明。

[0041] 图 1 是由光探测器 40、光测量处理部件 42 构成的生物体光测量装置 4 的框结构图。图 2 示出嵌入了本实施方式的生物体光测量装置 4 的超声波诊断装置 1 的框结构图。

[0042] 生物体光测量装置 4 具备光探测器 40 以及光测量处理部件 42、和生成用于支援超声波探测器 12 的配置操作的支援信息的支援信息生成部件 44。另外,在本实施方式中,说明如图 2 所示,嵌入到超声波诊断装置 1(与超声波诊断装置 1 成为一体构造)的生物体光测量装置 4。但是,不拘泥于该例子,也可以使生物体光测量装置和超声波诊断装置成为独立构造。

[0043] 光探测器 40 具有至少一个光照射部 400、多个光检测部 401、用于使光检测效率提高的导光部 402。光照射部 400 朝向被检体大致垂直地照射光源 420 发生的光（近红外光）。光检测部 401 由例如具有在光纤的端部构成的接触面、对从该接触面经由光波导部输入的来自被检体内的反射光进行光电变换的多个检测元件构成。作为检测元件，例如，除了光电二极管、光电晶体管等受光元件以外，还能够采用 CCD、APD、光电子倍增管等。也可以在光照射部 400 的与被检体的接触面中，设置光匹配层。

[0044] 导光部 402 如图 1 所示设置于各光检测部 401 与被检体表面之间，具有被检体表面侧的开口面积比光检测部 401 的检测面侧的开口面积变大的圆锥状的构造（例如锥形构造）。导光部 402 对基于来自光照射部 400 的照射光的来自被检体的光进行导光（或者聚光），使各光检测部 401 中的光检测效率飞跃地提高。导光部 402 的开口面积依赖于该导光部 402 的锥形形状的开口角。另外，也可以在光检测部 401 的检测面与导光部 402 之间设置光纤。在上述情况下，光纤的导光部侧的开口面积被形成为比导光部的被检体的表面侧的开口面积更小。

[0045] 为了在生物体光测量中评价有无异常组织部分及其性质和状态，需要比较在有异常组织部分的情况和无异常组织部分的情况下射出了的光的强度。进而，在用于超声波图像诊断的情况下，探测应进行超声波摄像的位置的接近状态而告知检验者，为了引导超声波探测器（以及光探测器 40），追随光探测器 40 的扫描而检测出的光强度需要具有耐受运算的 SN 比。在本实施方式的生物体光测量装置中，如后所述，通过导光部 402，能够比以往使 SN 比飞跃地提高。

[0046] 光测量处理部件 42 具有光源 420、光信号控制部 422、光解析部 424、运算电路 426。光源 420 是发生生物体内吸收小的波长的光（例如作为被称为生物体的窗的波长带的 $600\text{nm} \sim 1000\text{nm}$ 的范围的光）、在异常部位中吸收量增加的特定波长的光（例如处于被称为生物体的窗的波长带范围内且血液中的血红蛋白吸收的 $750 \sim 860\text{nm}$ 的波长范围的光）的半导体激光器、发光二极管、固体激光器、气体激光器等发光元件等。将在光源 420 中发生了的光经由由光纤、薄膜光波导路构成的光波导部（或者直接经由空间的传播），供给到光照射部 400。另外，光源 420 也可以与光照射部 400 一体地构成。

[0047] 光信号控制部 422 动态或者静态地控制生物体光测量装置 4。例如，光信号控制部 422 根据超声波诊断装置 1 的控制处理器 31 的控制，以按照规定的定时、频率、强度、强度变动周期 T 从光照射部 400 照射光的方式，控制光源 420。另外，光信号控制部 422 以在规定的定时执行光解析处理的方式，控制光解析部 424。

[0048] 光解析部 424 依照后述检测信号辨别功能，辨别由多个检测部 401 检测出的光信号。光解析部 424 在对从光检测部 401 输入了的模拟信号进行放大之后，变换为数字信号。进而，光解析部 424 解析光检测部 401 之间的检测光的强度变化。

[0049] 运算电路 426 使用辨别了的光信号来计算光检测部 401 之间的光的强度变化，以不产生矛盾的方式，求解反演问题，计算以在被检体内呈现规定的光吸收系数的异常部位（例如比正常组织更多地吸收特定波长的光的部位）距被检体的表面的深度、规定的位置（例如光照射部 400、超声波发送接收面 12 的中心等）为基准的异常部位的三维的位置以及距离。另外，运算电路 426 还能够根据光检测部 401 之间的检测光的强度变化，计算超声波探测器 12 和被检体表面的紧贴度。运算电路 426 中的计算结果被送出到支援信息生成

部件 44。

[0050] 支援信息生成部件 44 为了使超声波探测器 12 的发送接收面紧贴到被检体,根据运算电路 42 的判定结果以及计算结果,生成对超声波探测器 12 的位置、姿势、朝向等进行指示、引导的支援信息。

[0051] 接下来,说明超声波诊断装置 1。超声波诊断装置 1 如图 2 所示,由与上述生物体光测量装置 4 有关的部分、和与超声波图像摄像有关的部分构成。与超声波图像摄像有关的部分具有超声波探测器 12、输入装置 13、监视器 14、超声波发送部件 21、超声波接收部件 22、B 模式处理部件 23、血流检测部件 24、RAW 数据存储部 25、体数据生成部件 26、图像处理部件 28、显示处理部件 30、控制处理器 (CPU) 31、存储部件 32、外部接口部件 33。另外,生物体光测量装置 4 的光探测器 40 和超声波探测器 12 构成生物体接口 P。

[0052] 超声波探测器 12 是针对以生物体为典型例子的被检体发送超声波,接收基于该发送了的超声波的来自被检体的反射波的设备(探头),在其顶端具有排列了多个的压电振子、匹配层、背衬材料等。在该超声波探测器 12 的超声波发送接收面的附近,如后所述,以规定的形态,排列光照射部 400 的光照射面、多个光检测部 401 的光检测面。输入装置 13 与装置主体 11 连接,具有用于取入用于操作超声波诊断装置 1、生物体光测量装置的各种指示的各种开关、按钮、轨迹球、鼠标、键盘等。监视器 14 以规定的形态,显示生物体内的形态学的信息、血流信息、在支援信息生成部件 44 中生成的支援信息。

[0053] 生物体接口部 P 是用于按照规定的位置关系,配置、固定超声波探测器 12、和光探测器 40,使光照射面、光检测面、超声波发送接收面针对生物体紧贴的接口。关于该生物体接口部 P 的结构,在后面详细说明。

[0054] 超声波发送部件 21 以规定的帧频率 f_r Hz (周期: $1/f_r$ 秒),发生用于形成发送超声波的触发脉冲,提供规定的延迟时间,之后,对探测器 12 施加驱动脉冲。超声波接收部件 22 针对每个通道,放大经由探测器 12 取入了的回波信号,输入到 A/D 变换器,之后,提供必要的延迟时间来进行加法处理。B 模式处理部件 23 从接收部件 22 接受回波信号,实施对数放大、包络线检波处理等,生成用亮度的明亮度表现信号强度的数据。血流检测部件 24 从由接收部件 22 接受了的回波信号抽出血流信号,生成血流数据(平均速度、分散、能量等血流信息)。

[0055] RAW 数据存储部 25 使用从 B 模式处理部件 23、血流检测部件 24 接受到的多个 B 模式数据来生成 RAW 数据。体数据生成部件 26 通过执行包括加入了空间上的位置信息的插值处理的 RAW- 体素变换,生成 B 模式体数据、血流体数据。图像处理部件 28 针对从体数据生成部件 26 接受的体数据,进行体绘制、多剖面变换显示(MPR: multi planar reconstruction: 多平面重建)、最大值投影显示(MIP: maximum intensity projection: 最大强度投影)等规定的图像处理。显示处理部件 30 针对在图像处理部件 28 中生成、处理了的各种图像数据,执行动态范围、亮度(光泽度)、对比度、 γ 曲线校正、RGB 变换等各种。控制处理器 31 具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制各构成要素的动作。存储部件 32 存储专用程序、被摄像得到的体数据、诊断信息(患者 ID、医生的意见等)、诊断协议、发送接收条件、摄像图像、其他数据群。

[0056] 外部接口部件 33 是与输入装置 13、网络、新的外部存储装置(未图示)有关的接口。另外,还能够经由外部接口部件 33,将外装的生物体光测量装置连接到本超声波诊断

装置主体 11。能够将由该装置得到的超声波图像等数据、解析结果等通过外部接口部件 33 经由网络传送到其他装置。

[0057] (生物体接口部)

[0058] 首先,说明生物体接口部 P 中的超声波探测器 12 的超声波发送接收面、光探测器 40 的光照射面以及光检测面的配置(或者、相对的位置关系)。

[0059] 图 3 是例示生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图。如该图所示,在生物体接口部 P 的接触面 PS 的中央部,配置超声波探测器的 12 的超声波发送接收面,在将超声波发送接收面的短边延长了的两个直线所夹住的区域内,配置光探测器 40 的光照射面以及光检测面。针对超声波发送接收面这样配置光照射面以及光检测面的原因在于,考虑了将生物体接口部 P 向生物体紧贴(摺压)所致的对光测量的影响。以下,详细说明。

[0060] 图 4 是绘制了在生物体腹部中抵压生物体接口部 P 的同时从表面向内部照射 855nm 和 765nm 这二种波长的光而得到的光强度的图形,是用于说明将生物体接口部 P 向生物体摺压所致的对光强度的影响的图。如从该图可知,在发生了生物体接口部 P 的抵压的情况下,测量的光强度上升,另一方面,在放开了生物体接口部 P 的抵压的情况下,光强度衰减。其原因为,通过利用生物体接口部 P 按生物体表面,生物体内的血液被押出,伴随血流的减少,血液所致的光吸收量减少,其结果,受光量增加。关于这样的现象,从在针对生物体表面抵压超声波探测器的同时进行超声波摄像的情况下根据超声波图像确认了在生物体内皮下组织被挤压开的现象的报告(2012IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems 1284-912012)、在皮下脂肪厚度测定技术中与在探测器的抵压中光强度变化的现象有关的报告(松下电工技报 58、40-442010)等,也能够推测。

[0061] 本申请发明者鉴于以上的研究结果发现,在生物体接口部 P 紧贴到生物体的状况下,使测定了超声波图像时的压迫状态和测定光信号时的压迫状态一致是重要的。因此,进行重复研究的结果可知需要在将超声波探测器 12 的大致矩形形状(包括虽然角并非直角但实质上看起来矩形的形状)的超声波发送接收面的短边延长了的两个直线所夹着的范围内进行光测量。因此,本超声波诊断装置 1 的生物体接口部 P 采用如图 5 所示在将超声波探测器 12 的短边延长了的两个直线所夹着的区域中配置光照射部 400 的照射面、各光检测部的检测面的结构。

[0062] 接下来,说明用于提高光测量条件、操作性的生物体接口部 P 的结构。从超声波探测器 12 的超声波发送接收面的周围,测量用于重构与使用了超声波探测器 12 的超声波扫描剖面的位置实质上相同的位置处的光吸收图像的重要的数据。如上所述,如果考虑通过生物体接口部 P 或者超声波探测器 12 的摺压而皮下组织被挤压开,则为了一并运算超声波探测器 12 的位置不同的测量数据,优选能够将包括超声波发送接收面、光照射面、光检测面的生物体接口部 P 的接触面 PS 的向生物体表面的摺压控制为恒定。

[0063] 另外,在公知例子(35th Annual International Conference of the IEEE EMBS 140-1432013)中,公开了能够测定摺压的超声波探测器,示出扫描超声波探测器时的摺压的变动大。控制了摺压的超声波探测器在 2012IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems 1284-912012 中也被公开了。但是,在一般使用的超声波探测器中用于控制摺压的结构至今未被提出。

[0064] 另外,一般,熟练的检查工程师可以说以恒定且小的摺压扫描超声波探测器。但

是,现实中,摺压还根据接受检查的患者、部位而变动。期望还能够根据这样的操作者或者非检查者的个体差异,来调整摺压的生物体接口部 P。

[0065] 经过以上的研究,本申请发明者研究了各种形状的探测器的结果,采用如图 3、图 5 所示,以使光照射部 400 的光照射面以及多个光检测器 401 的光检测面相对超声波发送接收面的长边成为大致直线的方式排列(或者实质上并列地排列)了的结构。通过这样的结构,能够在接近超声波探测器 12 的超声波发送接收面的位置,测量光数据,并且,能够使用与超声波扫描实质上同时(即、即使在将生物体接口部 P 抵压到生物体的情况下也与超声波扫描实质上相同的物理的条件下)取得了的光数据,进行图像重构。能够使生物体接口部 P 的形状与超声波探测器 12 的形状尽可能类似,能够实现与以往的超声波探测器等同的操作性。

[0066] 接下来,说明用于保证生物体接口部 P 的接触面 PS 和生物体表面的紧贴的结构。一般,生物体的折射率约是 1.4,在向生物体内部入射光的情况下,如果在光照射部与生物体之间介有空气(折射率是 1),则产生反射所致的光的损失。另外,即使在取出从生物体内部射出的光的情况下,空气的介入也同样地成为信号的衰减的原因。

[0067] 为了减轻这些损失,在生物体接口部 P 中,采用超声波发送接收面、光照射面、光检测面包含于接触面 PS 内、并且使接触面 PS 成为平缓的平面的结构。通过该结构,在将生物体接口部 P 压在生物体的情况下,能够使接触面 PS 以大致均等的压力紧贴到生物体表面。另外,通过使接触面 PS 成为平缓的平面,在涂覆耦合剂(例如超声胶冻)的情况下,能够高效地去除空气。

[0068] 另外,在作为光检测部 401 使用光电二极管、光电晶体管的情况下,施加电压低,所以即使使在生物体接口 P 内安装的光检测部 401 直接接触到生物体也是安全的。另一方面,在作为光检测部 401 采用 APD、光电子倍增管的情况下,这些高灵敏度的设备是施加高电压的元件,所以存在触电的危险。在上述情况下,期望保证接触面 PS 是平缓的平面、同时在光检测部 401 的检测面中设置光纤而与生物体接触,不浪费地接受在该光纤中被波导了的光。

[0069] (检测信号辨别功能)

[0070] 接下来,说明本生物体光测量装置 4 具有的检测信号辨别功能。在本功能中,以向生物体内的光照射位置与来自生物体内的射出光的各检测位置之间的各距离为基准,决定作为计算对象的范围,根据检测到的多个光信号,辨别在计算中使用的光信号。

[0071] 首先,说明理论性背景。图 6 是例示光照射部 400、光检测部 401 在被检体表面中的配置例子的图。从光照射部 400 照射了的光如被称为香蕉型那样缓慢地扩展,在生物体内反复反射(散射),再次向生物体外射出,通过检测部 401 检测。图 7、图 8 是示出通过蒙特卡洛法对到达光检测部 401 的光的生物体内的路径进行仿真而得到的结果的图。即,图 7(a) 是在图中成为 D (光照射部 400 与光检测部 401 之间的距离) = 1mm 的情况的 Z-X 平面的生物体内光传播路径的仿真结果,图 7(b) 是成为 $D = 1\text{mm}$ 的情况的 Z-Y 平面的生物体内光传播路径的仿真结果。另外,图 8(a) 是在图中成为 $D = 10\text{mm}$ 的情况的 Z-X 平面的生物体内光传播路径的仿真结果,图 8(b) 是成为 $D = 10\text{mm}$ 的情况的 Z-Y 平面的生物体内光传播路径的仿真结果。

[0072] 根据图 7、图 8 可知,大部分的光分布于包括连接光照射部 400 和光检测部 401 的

直线的面的周围。生物体光测量装置 4 为了计算生物体内的光吸收的状态（吸收体的形状、位置、光学常数），测定反射光强度分布，以不产生矛盾的方式，求解反演问题。关于此时使用的反射光强度分布，只要设为包括图 7、图 8 所示那样的光路的范围就足够了，无需设为全部空间。通过这样在包括支配性的数据的范围中限定计算对象，能够减小处置的数据量，作为其结果，能够缩短计算时间。

[0073] 本申请发明者针对空间的范围进行潜心研究，可知以光照射部 400 的位置（即向生物体内的光照射位置）与各光检测部 401 的位置（即来自生物体内的射出光的各检测位置）之间的各距离为基准，决定作为计算对象的范围，根据检测到的多个光信号辨别在计算中使用的光信号的手法。作为一个例子，说明使用以光照射部 400 的位置和各光检测部 401 的位置为直径的圆的情况。

[0074] 图 9、图 10、图 11 是示出生物体接口部 P 的与生物体的接触面 PS 的图，是用于说明检测信号辨别功能的图。在图 9 中，将光照射部 400、和光检测部 401a 作为直径的两端的圆收敛于接触面 PS 内。因此，可以说通过检测距离比较短的光检测部 401a 检测的来自生物体的光信号在相同的摺压条件下的区域中传播，并且将在计算中支配性的区域作为传播路径。另一方面，在图 10 中，将光照射部 400、和光检测部 401f 作为直径的两端的圆的一部分从接触面 PS 露出。因此，通过检测距离比较长的光检测部 401f 检测的来自生物体的光信号不是在相同的摺压条件下的区域中传播，并且也无法说一定将在计算中支配性的区域作为传播路径。另外，在这样检测距离长的情况下，信号强度小，针对运算成为误差的原因。因此，通过光检测部 401f 检测出的光信号不是对用于计算生物体内的光吸收的状态（吸收体的形状、位置、光学常数）的计算有效地作出贡献的信号，不作为计算对象。

[0075] 图 11 示出将光检测部 401a ~ 401f 的各个和光照射部 400 作为直径的两端的圆。如从该图可知，光解析部 424 根据接触面 PS、与将光照射部 400 和光检测部 401a 作为直径的两端的圆的关系，辨别在光检测部 401a ~ 401c 中检测出的光信号作为在光检测部 401a ~ 401f 的各个中检测出的光信号中的、作为为了计算生物体内的光吸收的状态而使用的光信号。运算电路 426 使用辨别出的信号，计算生物体内的光吸收的状态。或者，运算电路 426 也可以对在光检测部 401a ~ 401c 中检测出的光信号分配大的权重系数，对其以外的光信号分配小的权重系数，计算生物体内的光吸收的状态。

[0076] （动作）

[0077] 接下来，说明使用了本实施方式的本生物体光测量装置 4 的超声波探测器的引导处理。图 12 示出使用了本超声波诊断装置 1 的超声波探测器的引导处理的流程图。如果如该图所示，将生物体接口部 P 配置（摺压）到生物体表面（步骤 S1），从光照射部 400 向生物体表面大致垂直地照射光（步骤 S2），则在生物体内扩散反射了的光通过多个导光部 402 导光，同时通过多个光检测器 401 检测（步骤 S3）。

[0078] 光解析部 424 根据接触面 PS、与将光照射部 400 和光检测部 401a 作为直径的两端的圆的关系，辨别在多个光检测部 401 中检测出的多个光信号中的、为了计算生物体内的光吸收的状态而使用的光信号（步骤 S4）。光解析部 424 在放大了辨别出的光信号（模拟信号）之后，变换为数字信号，解析光检测部 401 之间的检测光的强度变化（步骤 S5）。

[0079] 运算电路 426 根据辨别出的光信号之间的检测光的强度变化，计算超声波探测器 12 与被检体表面的紧贴度、在被检体内表示规定的光吸收系数的异常部位距被检体的表面

的深度、以规定的位置为基准的异常部位的位置以及距离（步骤 S6）。

[0080] 支援信息生成部件 44 为了使超声波探测器 12 的发送接收面紧贴到被检体，根据运算电路 426 的判定结果以及计算结果，生成对超声波探测器 12 的位置、姿势、朝向等进行指示、引导的支援信息（步骤 S7）。在监视器 14 中以规定的形态显示所生成了的支援信息（步骤 S8）。

[0081] （变形例 1）

[0082] 在上述实施方式中，例示了以向生物体内的光照射位置与来自生物体内的射出光的各检测位置之间的各距离为基准，决定作为计算对象的范围，辨别由各检测部 401 检测出的光信号的结构。但是，不拘泥于该例子，例如，也可以以向生物体内的光照射位置与来自生物体内的射出光的各检测位置之间的各距离为基准，辨别在光检测中使用的检测部 401，使用由该辨别出的光检测部 401 检测到的光信号来计算。

[0083] （变形例 2）

[0084] 在上述实施方式中，成为在光解析部 424 中执行依照检测信号辨别功能的处理的结构。但是，不拘泥于该例子，例如，在运算电路 426 中，也可以执行依照检测信号辨别功能的处理。

[0085] 根据以上叙述的本实施方式，以向生物体内的光照射位置与来自生物体内的射出光的各检测位置之间的各距离为基准，决定作为计算对象的范围，从检测出的多个光信号，辨别在计算中使用的光信号，使用该辨别出的光信号，计算生物体内的光吸收的状态。由此，能够在包括支配性的数据的范围内合理地限定计算对象，能够减小要处理的数据量。其结果，能够缩短计算时间，能够实现廉价并且应答性高的生物体光测量装置、超声波诊断装置。

[0086] （第 2 实施方式）

[0087] 图 13 是由光探测器 40、光测量处理部件 42 构成的生物体光测量装置 4 的框结构图。图 14 是从被检体接触面侧观察了探测器 P 的图，是示出相对超声波探测器 12 的超声波发送接收面的光照射部 400 以及光检测部 401 的配置例子的图。

[0088] 如图 13、图 14 所示，光探测器 40 具有至少二个光照射部 400（在图 13 的例子中在超声波探测器 12 的超声波发送接收面的中央两肋配置了的二个第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b）、在超声波探测器 12 的超声波发送接收面的中央两肋夹着第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 配置的多个光检测部 401。多个光检测部 401 被分类成属于第 1 群组的光检测部 401a、和属于第 2 群组的光检测部 401b。关于属于第 1 群组的光检测部 401a，在粗调整模式（后述）下，对第 1 光照射部 400a 分配，在微调整模式（后述）下对第 2 光照射部 400b 分配。另一方面，关于属于第 2 群组的光检测部 401b，在粗调整模式下对第 2 光照射部 400b 分配，在微调整模式下对第 1 光照射部 400a 分配。

[0089] 另外，在图 14 中，示出了多个光检测部 401 被分类为二个群组，沿着超声波探测器 12 的超声波发送接收面的长度方向，夹着光入射部 400 各配置了两个各群组的光检测部的例子（在该图的例子中，光入射部 400a、400b 关于超声波发送接收面的长度方向线对称地配置，属于第 1 群组的光检测部 401a 和属于第 2 群组的光检测部 401b 关于超声波发送接收面的长度方向线对称地配置，属于同一群组的光检测部 401 关于超声波发送接收面的宽度方向线对称地配置）。但是，不拘泥于该例子，对多个光检测部 401 进行分类的群组数

是 2 个以上即可,同一群组内的检测部 401 的数量也是二个以上即可,可以分别是几个。但是,为了确保空间上的对称性,对多个光检测部 401 进行分类的群组数、同一群组内的检测部 401 的数量优选为偶数。另外,在图 14 的例子中,沿着超声波发送接收面的长度方向,等间隔地配置了光入射部 400 和多个光检测部 401。其也仅为一个例子,还有考虑相对置的光检测部 401 的距离来调整位置间隔的变形例。

[0090] 第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 朝向被检体照射第 1 光源 420a、第 2 光源 420b 分别发生的光(近红外光)。另外,向第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b,分别供给不同的驱动频率(f_1 、 f_2)。其结果,从第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b,以不同的驱动频率分别照射特定波长的光。

[0091] 多个光检测部 401 由具有通过例如光纤的端部构成的检测面、对从该检测面经由光波导部输入的来自被检体内的反射光进行光电变换的多个检测元件构成。作为检测元件,例如,除了光电二极管、光电晶体管等受光元件以外,还能够采用 CCD、APD、光电子倍增管等。也可以在光照射部 400 以及各光检测部 401 的与被检体的接触面中,设置光匹配层。

[0092] 光测量处理部件 42 具有第 1 光源 420a、第 2 光源 420b、光信号控制部 422、光解析部 424、第 1 运算电路 426a、第 2 运算电路 426b。

[0093] 第 1 光源 420a、第 2 光源 420b 是发生生物体内吸收小的波长的光(例如作为被称为生物体的窗的波长带附近的 600nm ~ 1800nm 的范围的光)、在异常部位中吸收量增加的特定波长的光(例如处于被称为生物体的窗的波长带范围并且血液中的血红蛋白吸收的 750 ~ 860nm 的波长范围的光)的半导体激光器、发光二极管、固体激光器、气体激光器等发光元件等。将在第 1 光源 420a、第 2 光源 420b 中发生了的光经由由光纤、薄膜光波导路构成的光波导部(或者直接经由空间的传播),供给到第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b。第 1 光源 420a、第 2 光源 420b 也可以分别与第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 一体地构成。向第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b,供给不同的驱动频率。其结果,从第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b,以不同的驱动频率,分别照射特定波长的光。另外,在本实施方式中,设为第 1 光源 420a 和第 2 光源 420b 发生同一波长的光。但是,不拘泥于该例子,也可以第 1 光源 420a 和第 2 光源 420b 发生相互不同的波长的光。

[0094] 光信号控制部 422 动态或者静态地控制生物体光测量装置 4。例如,光信号控制部 422 根据超声波诊断装置 1 的控制处理器 31 的控制,以按照规定的定时、规定的频率、强度、强度变动周期 T ,从第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 照射光的方式,控制第 1 光源 420a、第 2 光源 420b(特别在本实施方式的情况下,在第 1 光源 420a、第 2 光源 420b 中驱动周期不同)。另外,光信号控制部 422 以在规定的定时执行与规定的驱动周期的光对应的解析处理的方式,控制光解析部 424。

[0095] 光解析部 424 具有多通道锁相放大器,在选择周期 f_1 、 f_2 仅检测规定的信号并放大之后,变换为数字信号。进而,光解析部 424 解析光检测部 401 之间的检测光的强度变化。

[0096] 运算电路 426 根据光检测部 401 之间的检测光的强度变化,计算以多个光检测部 401 与被检体表面的紧贴度、在被检体内表示规定的光吸收系数的异常部位(例如比正常组织更多地吸收特定波长的部位)距被检体的表面的深度、规定的位置(例如光照射部 400、超声波探测器 12 的超声波发送接收面中心等)为基准的异常部位的三维的位置以及距离。运算电路 426 中的计算结果被送出到支援信息生成部件 44。

[0097] 图 15 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子的图。依照该图,更详细地说明生物体光测量装置 4 的光学测定系统。第 1 光源 420a 以及第 2 光源 420b 采用例如波长是 765nm 附近的 LED。二个 LED 分别以各自的驱动频率 (f_1 、 f_2) 闪烁驱动。在驱动频率 (f_1 、 f_2) 中,使用后述多通道锁相放大器的相位检波用参照信号。从 LED 朝向第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 通过光纤传递第 1 光源 420a 以及第 2 光源 420b 发生了的光。从第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 向生物体照射光,向各光检测部 401 加入来自生物体的光,经由光纤,传递给由光电变换元件(光电二极管、雪崩光电二极管、光晶体管等)和信号放大器构成的光探测模块。将放大的光强度信号在光解析部 424 具有的多通道锁相放大器中分离为针对各光源(各驱动频率)的每一个的强度。在光解析部 424 中,16ch 的信号通过多通道半导体切换开关缩减为 8ch,被选择了的必要的来自入射位置的光信号在 AD 转换器中进行 A/D 变换,解析其强度变化。

[0098] 此处,关于驱动频率 (f_1 、 f_2),避开商用频率 (50Hz、60Hz) 的整数倍,考虑动态的测定对应 (10Hz 以上的数据更新周期)、LED 驱动频率等,例如,设为 130Hz、230Hz。另外,还能够代替图 15 所示的例子,制成全部利用 16ch 的信号的测定系统。但是,如果如后所述并用多个波长不同的光而同时处理多个信号,则电路规模变大。考虑该点,在图 15 中,例示了将信号缩减为一半的结构。

[0099] 图 16 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的变形例 1 的图。与图 15 的相异点在于,成为不是通过半导体切换开关进行检测部的光源选择,而是通过切换开关 422a 选择 LED 的驱动频率的结构。作为优点,可以举出能够降低开关数。作为缺点,由于预先决定了探测器各自的相位检波频率,所以成为灵活性欠缺的系统。

[0100] 图 17 是示出生物体光测量装置 4 的光学测定系统的结构的变形例 2 的图。与图 15、图 16 的相异点在于,通过光信号控制部 422 控制波形发生器 422b 来进行 LED 的驱动的点、从波形发生器 422b 向多通道锁相放大器发送参照信号的点。在该情况下,在多通道锁相放大器自身中不需要参照信号发生器。作为优点,可以举出能够容易地对应于从环境混入的噪声频率的变化。作为缺点,可以举出由于需要扩大锁相放大器的频率滤波器的带通特性,所以具有相位检波性能降低的可能性。

[0101] (超声波探测器引导功能)

[0102] 接下来,说明本超声波诊断装置具有的超声波探测器引导功能。本功能是指,向生物体内照射以不同的驱动频率照射的至少二个光,选择与特定的驱动频率对应的光检测部并进行检测,使用其解析结果,从而更适宜地引导超声波探测器 12 的位置、朝向、姿势、加压力等的功能。

[0103] 图 18(a)、(b) 是用于说明本超声波诊断装置具有的超声波探测器引导功能的图。具体而言,图 18(a) 是用于说明在以使利用超声波探测器 12 的超声波扫描剖面包括生物体内的诊断对象部位(被确认为异常部位的部位或者存在异常的怀疑的部位)的方式,在生物体表面上进行超声波探测器 12 的位置调整的情况下,用于大致地检索上述异常部位而引导超声波探测器 12 的位置的模式(粗检索模式)的图。

[0104] 图 18(b) 是用于说明同样地在生物体表面上进行超声波探测器 12 的位置调整的情况下,高精度地检索上述异常部位,用于以使诊断对象部位包含于超声波扫描剖面的方式引导超声波探测器 12 的位置的模式(微调整模式)的图。

[0105] 在粗检索模式下,第 1 照射部 400a 和属于第 2 群组的光检测部 401b 被配对,第 2 照射部 400b 和属于第 1 群组的光检测部 401a 和被配对(即、在超声波探测器 12 的同一侧配置了的光入射部检测部被配对)。

[0106] 在配对之后,通过利用第 1 照射部 400a 和属于第 2 群组的光检测部 401b 检索的区域(第 1 检索域)、以及利用第 2 照射部 400b 和属于第 1 群组的光检测部 401a 检索的区域(第 2 检索域),实施生物体光测量。此时,例如,可知在针对与诊断对象部位对应的特定的频率频带的信号,与第 1 检索域相比从第 2 检索域更强地被检测出的情况下,该诊断部位与超声波探测器 12 的中心(长轴)相比存在于第 2 检索域侧。或者,作为其相逆,在针对相同的特定的频率频带的信号,与第 2 检索域相比从第 1 检索域更强地被检测出的情况下,可知该诊断部位与超声波探测器 12 的中心(长轴)相比存在于第 1 检索域侧。在该粗检索模式下,在超声波探测器 12 的超声波照射面两侧,能够比较宽地取得用于检索异常部位的区域。根据该特点,可以说是适合于将诊断对象部位引导至超声波探测器附近的模式。

[0107] 另一方面,例如,在经由粗检索模式进行了大致的位置调整之后,执行微调整模式。在该微调整模式下,第 1 照射部 400a 和属于第 1 群组的光检测部 401a 被配对,第 2 照射部 400b 和属于第 2 群组的光检测部 401b 被配对(即、夹着超声波探测器 12 而配置了的光入射部和检测部被配对)。

[0108] 在配对之后,通过利用第 1 照射部 400a 和属于第 1 群组的光检测部 401a 检索的区域(第 1 检索域)、以及利用第 2 照射部 400b 和属于第 2 群组的光检测部 401b 检索的区域(第 2 检索域),实施生物体光测量。此时,例如,通过针对与诊断对象部位对应的特定的频率频带的信号,比较来自第 1 检索域的强度和来自第 2 检索域的强度,能够将诊断对象部位的位置限定为探测器中心附近。在该微调整模式下,以包括超声波探测器 12 的超声波照射面的方式,设定用于检索异常部位的区域。根据该特点,可以说是适合于用于在超声波扫描面内正确地引导诊断对象部位的微调整的模式。

[0109] 另外,在粗检索模式、微调整模式下计算出的与诊断对象部位的位置有关的信息被送到支援信息生成部件 44。支援信息生成部件 44 根据接受到的与诊断对象部位的位置有关的信息,生成并输出用于针对被检体以及诊断对象部位更适宜地引导超声波探测器 12 的位置、朝向、姿势、加压力等的支援信息。例如,在监视器 14 中以规定的形态显示被输出了的支援信息。

[0110] 另外,例如,通过来自输入装置 13 的操作,执行粗检索模式与微调整模式之间的切换。但是,不拘泥于该例子,例如,也可以通过比较诊断对象部位与超声波发送接收面的距离和规定的阈值,装置自动地选择粗检索模式或者微调整模式。

[0111] (基准波长光强度校正功能)

[0112] 接下来,说明本超声波诊断装置具有的基准波长光强度校正功能。图 19(a) 是示出在同一光源位置、同一检测位置进行测定的情况下,检测脱氧血红蛋白的波长(765nm 左右)和基准波长(809nm 左右)与光强度的相关关系的图形。图 19(b) 是示出同样地在同一光源位置、同一检测位置进行测定的情况下,检测脱氧血红蛋白的波长(855nm 左右)、和基准波长(809nm 左右)与光强度的相关关系的图形。如根据从双方的图理解可知,不论在哪一个波长下,相对于与光强度的相关关系都能得到接近比例的关系。

[0113] 此处,正确而言,如果光源-检测位置之间的距离延伸,则在相关直线中产生切

片。例如,图 20(a) 是示出在针对生物体表面使探测器 P 加压、缓和的操作中,由距光源的距离不同的各检测部 401(ch(通道)1 = 15mm、ch3 = 25mm、ch5 = 35mm) 输出了的电压的时间变化的图形。图 20(b) 是示出用最短距离的 ch1 = 15mm 的强度标准化了的通道之间的检测光强度的相关关系的图形。如从图 20(a)、图 20(b) 可知,光源 - 检测位置之间的距离越大,相关直线的切片越大。其是由于接下来的理由。即,光量变动的主要原因是从皮肤附近通过加压、变形押出血液而增减的现象。其原因,如果距离变长,则深的位置的生物体信息被反映到测定光量而相对地变大,其作为相关直线的切片出现。因此,基准波长的选择是重要的,例如,如果选择了水的吸收(950nm 左右),则即便近距离在相关直线中也出现切片,在校正中产生问题。在本实施方式中,例如,作为基准波长,采用 809nm。

[0114] 图 21(a)、图 21(b) 示出用基准波长对在生物体光测定中产生的输出变动进行光强度校正的校正序列的一个例子。首先,作为本来的生物体光测量处理的前阶段,在基准位置中,进行在生物体表面(皮肤)上按压、松缓探测器 P 这样的操作的同时,执行生物体光测量。第 1 运算电路 426a、第 2 运算电路 426b 计算被检验者个人固有的、与各入射、检测位置对应的基准波长校正直线。之后,如图 12(a) 所示,使探测器 P 进行横向扫描来测定光强度,进行校正标准化而作为信号。通过导入该方法,如图 21(b) 所示,能够将变动噪声降低到 1/10 以下。另外,存在如下方法:为了进行考虑了入射检测距离的更正确的评价,代替利用基准波长强度的标准化,通过计算出的距校正直线的背离对检测数据进行定量判定。

[0115] 图 22 是加上了基准波长光强度校正功能的生物体检查装置 4 的框图。与图 13 的结构的主要的差异在于,第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 都是从 2 个光源(波长 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$) 导入光的结构;第 1-1 光源 420a、第 1-2 光源 420a、第 2-1 光源 420b、第 2-2 光源 420b 全部通过各自的频率(分别 f1、f2、f3、f4) 驱动的结构。

[0116] 图 23 是加上了基准波长光强度校正的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子。与图 15 的差异在于以下的点:向各第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 从 2 个光源(波长 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 。在图 23 的例子中 $\lambda 1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda 2 = 809\text{nm}$) 导入光的结构;第 1-1 光源 420a、第 1-2 光源 420a、第 2-1 光源 420b、第 2-2 光源 420b 全部通过各自的频率(分别 f1、f2、f3、f4) 驱动;与图 15 同样地从多通道锁相放大器供给 LED 的驱动信号,但其是 4 个频率;以及多通道锁相放大器是 8ch $\times$ 4 的结构且是图 15 的 2 倍规模,配置了将 32ch 的信号缩减为 16ch 的多通道半导体切换开关。

[0117] 图 25 是加上了基准波长光强度校正和光吸收的图像可视化所需的精密测定功能的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的一个例子。与图 24 的主要的差异在于以下的点:向各第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b 从 3 个光源(波长 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、 $\lambda 3$ 。在图 24 的例子中 $\lambda 1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda 2 = 809\text{nm}$ 、 $\lambda 3 = 855\text{nm}$) 导入光的结构;配置了将同时驱动的 LED 从 3 组(6 个)选择 2 组(4 个)的半导体切换开关。当然,还有同时驱动 3 组 LED 的结构,但为了抑制电路规模,在该例子中,设置了选择机构。通过分开使用引导用的 765nm 和 809nm、光吸收的可视化计算用的 765nm 和 855nm,降低了系统的电路规模。

[0118] 图 25 是加上了基准波长光强度校正和精密测定功能的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的例子。与图 24 的相异点在于,与图 17 同样地通过光信号控制部 422 控制波形发生器来进行 LED 的驱动的点、从波形发生器向多通道锁相放大器发送参照信号的点。

[0119] 图 26 是加上了基准波长光强度校正的生物体检查装置 4 的光学测定系统的结构的例子。在该系统中,能够分开使用利用模拟除法器按照 16ch 的近似值高速地进行信号处理的模式、和将 32ch 的信号全部取入并通过基于软件的信号处理来解析的精密模式。

[0120] 根据以上叙述的本实施方式的超声波诊断装置,能够向生物体内照射以不同的驱动频率照射的至少两个光,边选择与特定的驱动频率对应的光检测部边进行检测。因此,能够排除来自多个光源的光的串扰,将测定对象高精度地高效地引导到超声波探测器 12 的中心位置的正下方。特别,在本超声波诊断装置中,能够通过粗检索模式,将诊断对象部位引导至超声波探测器附近,通过微调整模式,在超声波扫描面内,简单并且迅速地引导诊断对象部位并高精度地配置。

[0121] 另外,根据本超声波诊断装置,能够使用基准波长光强度校正功能,在基准位置中,进行在生物体表面上按压、松缓探测器 P 这样的操作,计算被验者个人固有的、与各入射、检测位置对应的基准波长校正直线,使超声波探测器横向扫描来测定光强度,进行校正标准化而作为信号。由此,能够使向生物体表面将探测器 P 按压、松缓这样的操作所引起的变动噪声飞跃地降低。

[0122] 在以上叙述的实施方式中,以生物体光测量装置 4 和超声波诊断装置 1 是一体型的情况为例子进行了说明。但是,不拘泥于该例子,也可以通过利用适配器在超声波探测器 12 上安装光探测器 40,在既存的超声波诊断装置 1 上事后安装独立的生物体光测量装置 4(或者用于实现生物体光测量装置 4 的功能的硬件、程序等),实现上述实施方式的超声波诊断装置。

[0123] (第 3 实施方式)

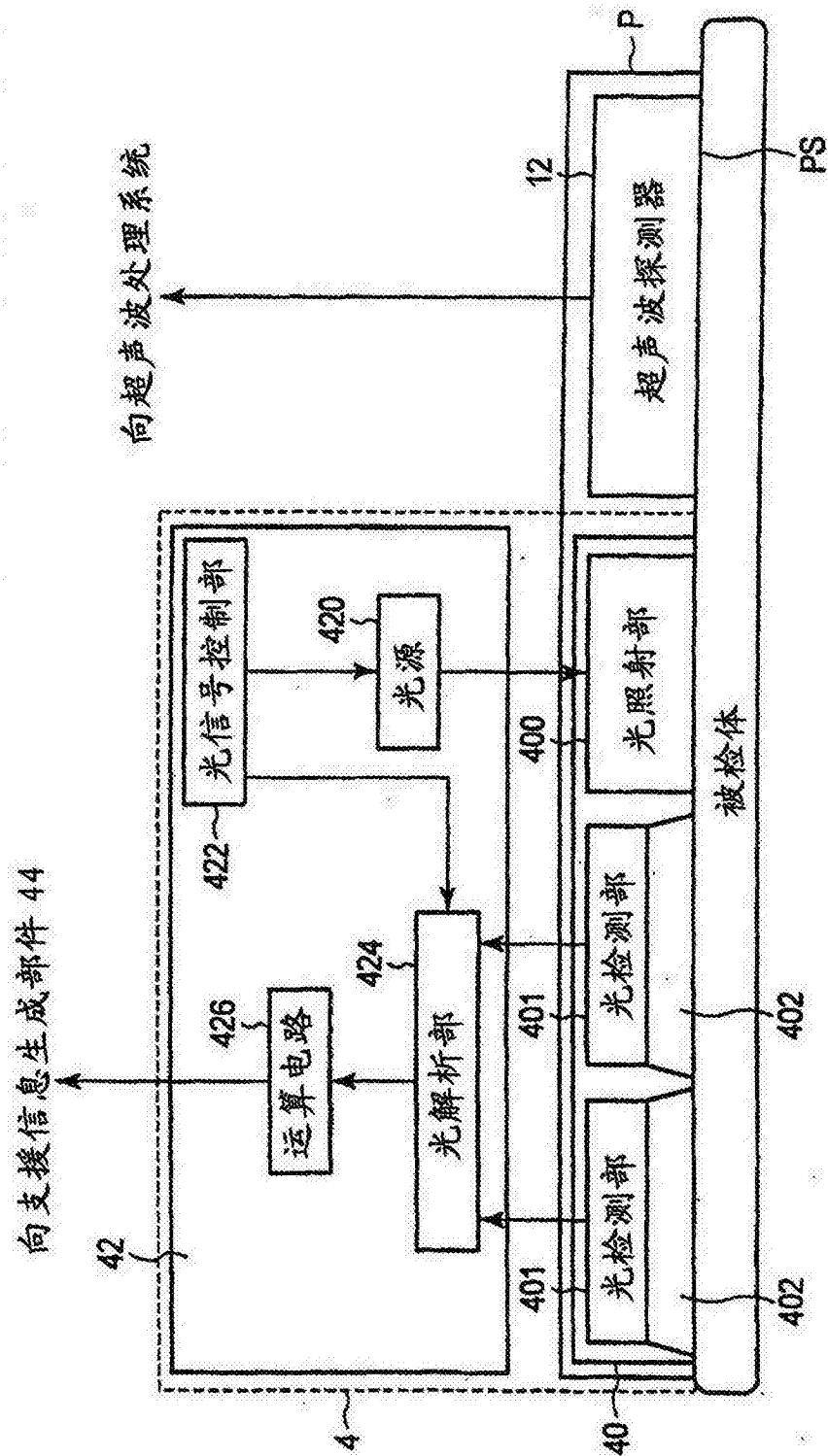
[0124] 还能够组合上述第 1 实施方式的生物体光测量装置和第 2 实施方式的生物体光测量装置。在上述情况下,例如,图 13 所示的光解析部 424 具有图 1 所示的光解析部 424 的功能,图 13 所示的第 1 运算电路 426a 以及第 2 运算电路 426b 具有图 1 所示的运算电路 426 的功能。另外,在上述情况下,使用多个驱动频率,但针对每个驱动频率,执行信号辨别。

[0125] 图 27 是从被检体接触面侧观察了第 3 实施方式的生物体接口部 P 的图。该图所示的生物体接口部 P 具备图 3 所示的生物体接口部 P、和图 14 所示的生物体接口部 P 这两方的功能。另外,其形状是融合了图 3 所示的生物体接口部 P 的矩形形状、和图 14 所示的生物体接口部 P 的椭圆形状的形状。但是,不特别限定于该形状,图 27 所示的形狀的生物体接口部 P 能够适用于第 1 实施方式或者第 2 实施方式的生物体光测量装置。

[0126] (其他变形例)

[0127] 在图 3、图 14、图 27 中,光照射部配置于超声波发送接收面的长边中心两肋。但是,关于光照射部的配置位置,未特别限定,例如,在第 2 实施方式中,也可以将光照射部配置于超声波发送接收面的一短边附近、或者偏离超声波发送接收面的长边的中心而配置。另外,在第 1 或者第 2 实施方式中,也可以混合存在将光照射部配置于超声波发送接收面的长边中心附近的例子、和远离中心地配置的例子。

[0128] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式仅为例示,未意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够通过其他各种形态来实施,能够在不脱离发明的要旨的范围内,进行各种省略、置换、变更。这些实施方式、其变形包含于发明的范围、要旨中,并且包含于权利要求书记载的发明和其均等范围内。



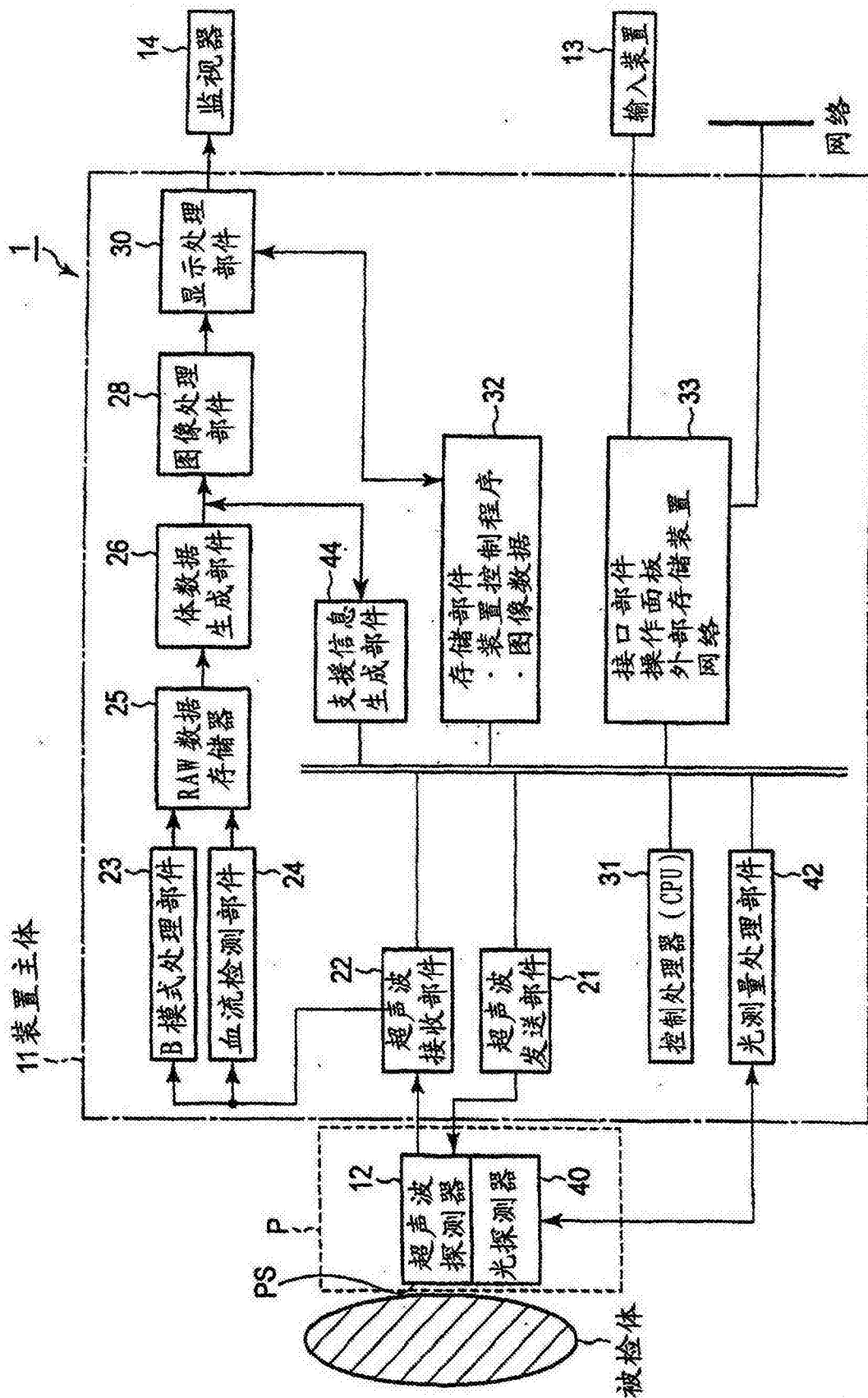


图 2

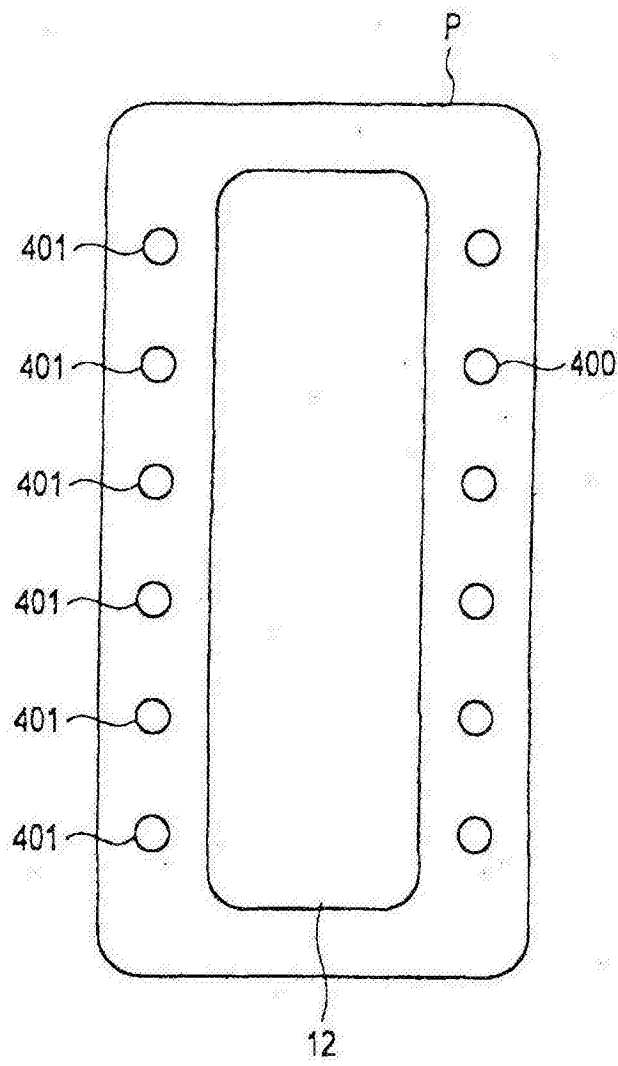


图 3

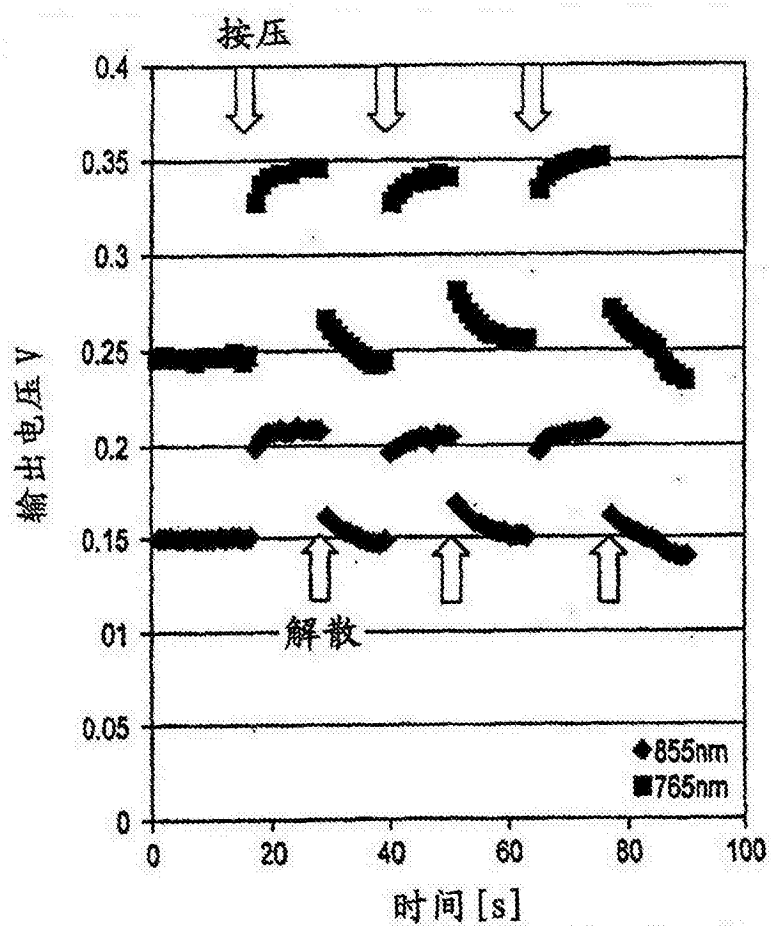


图 4

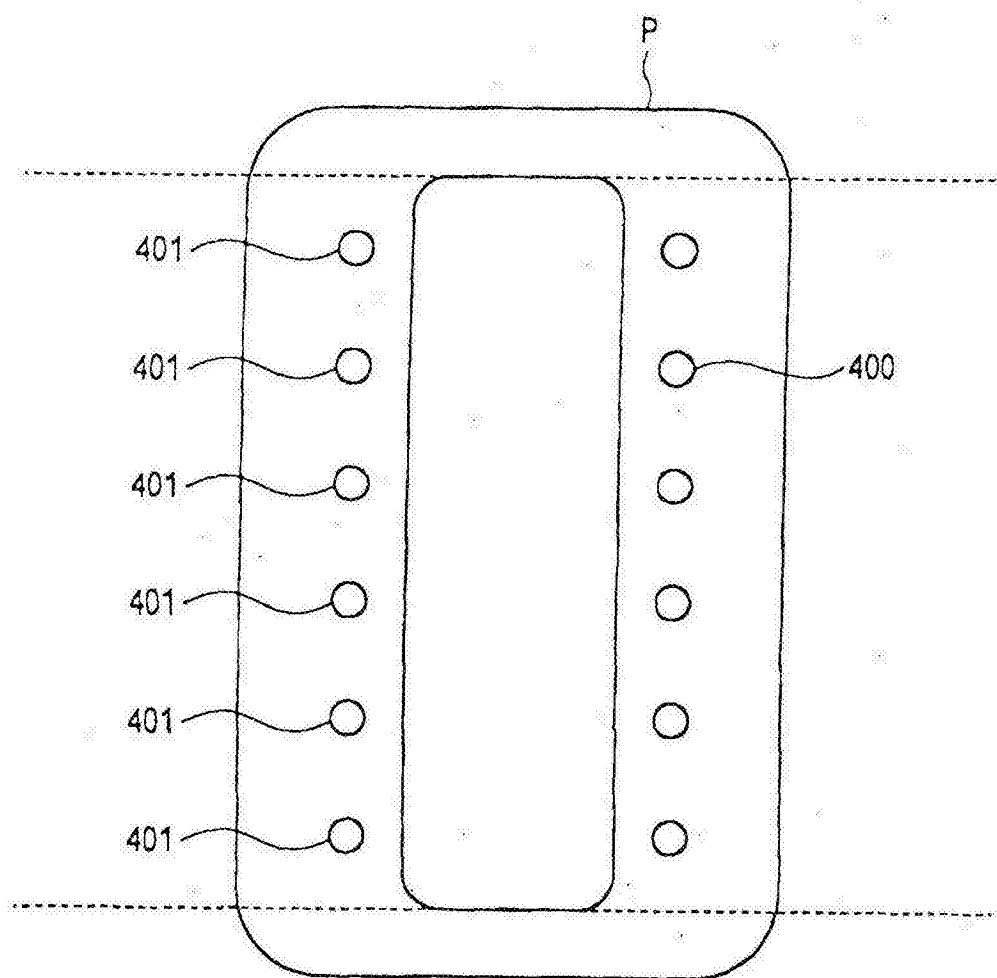


图 5

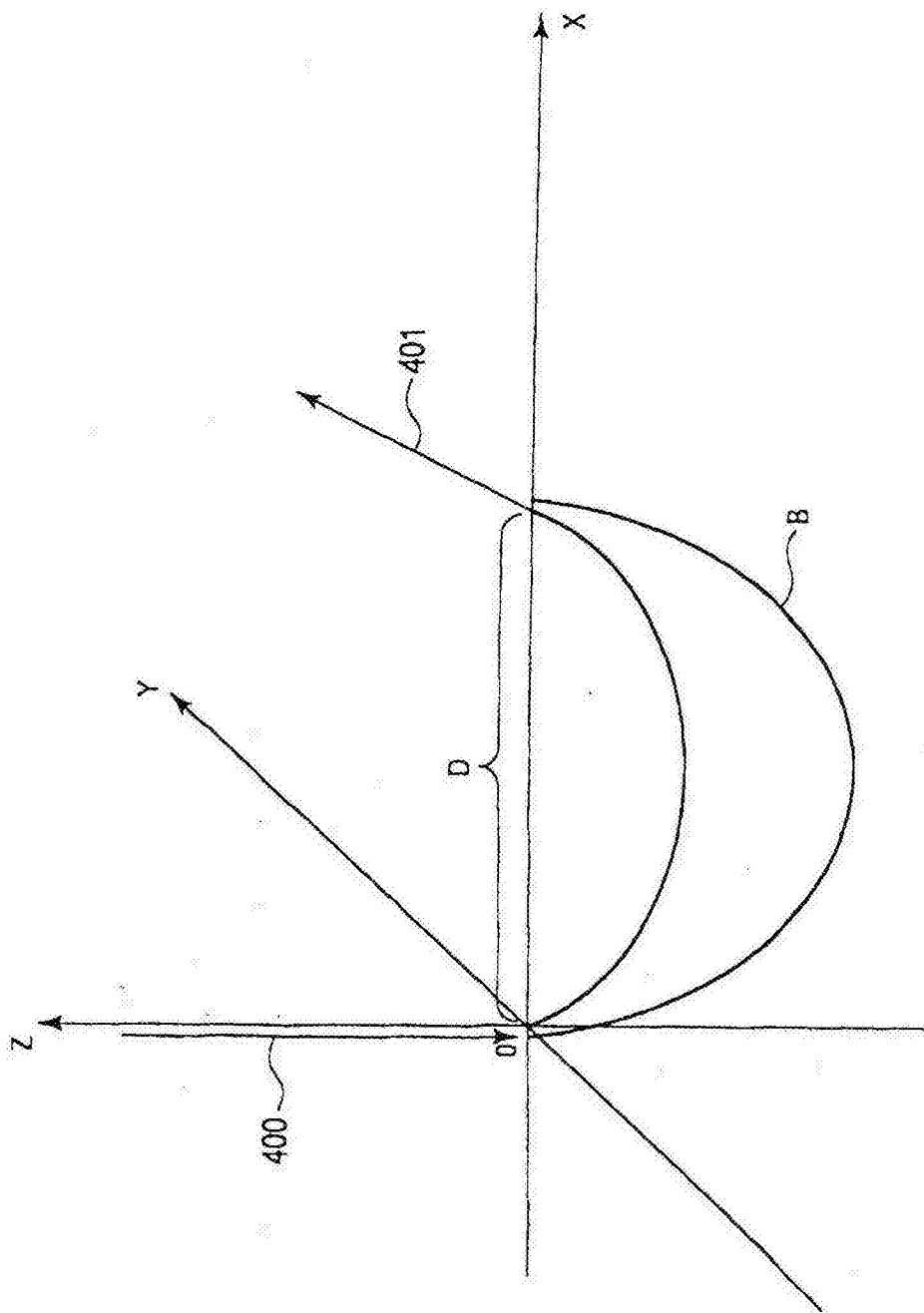


图 6

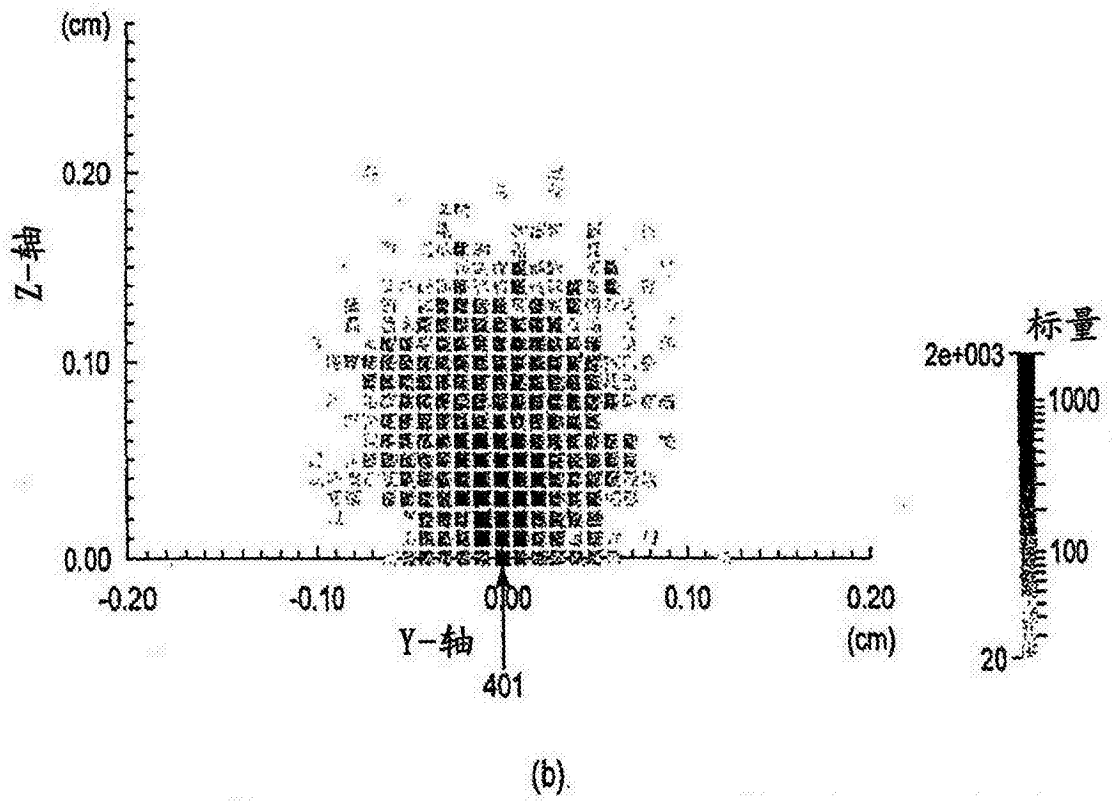
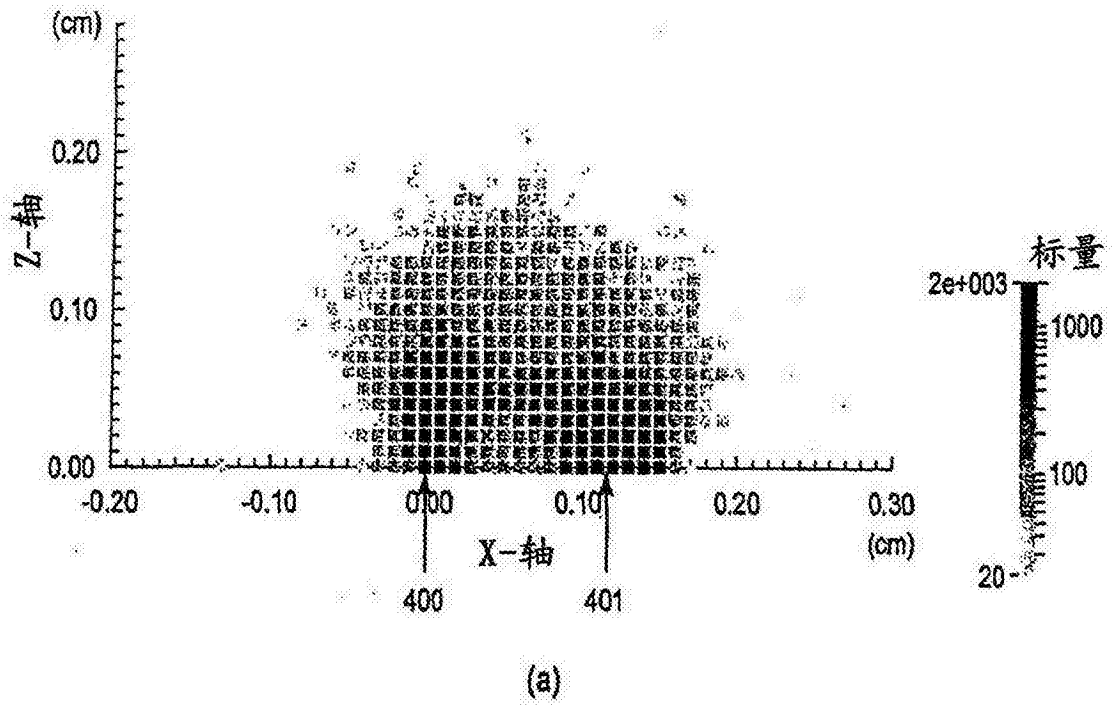


图 7

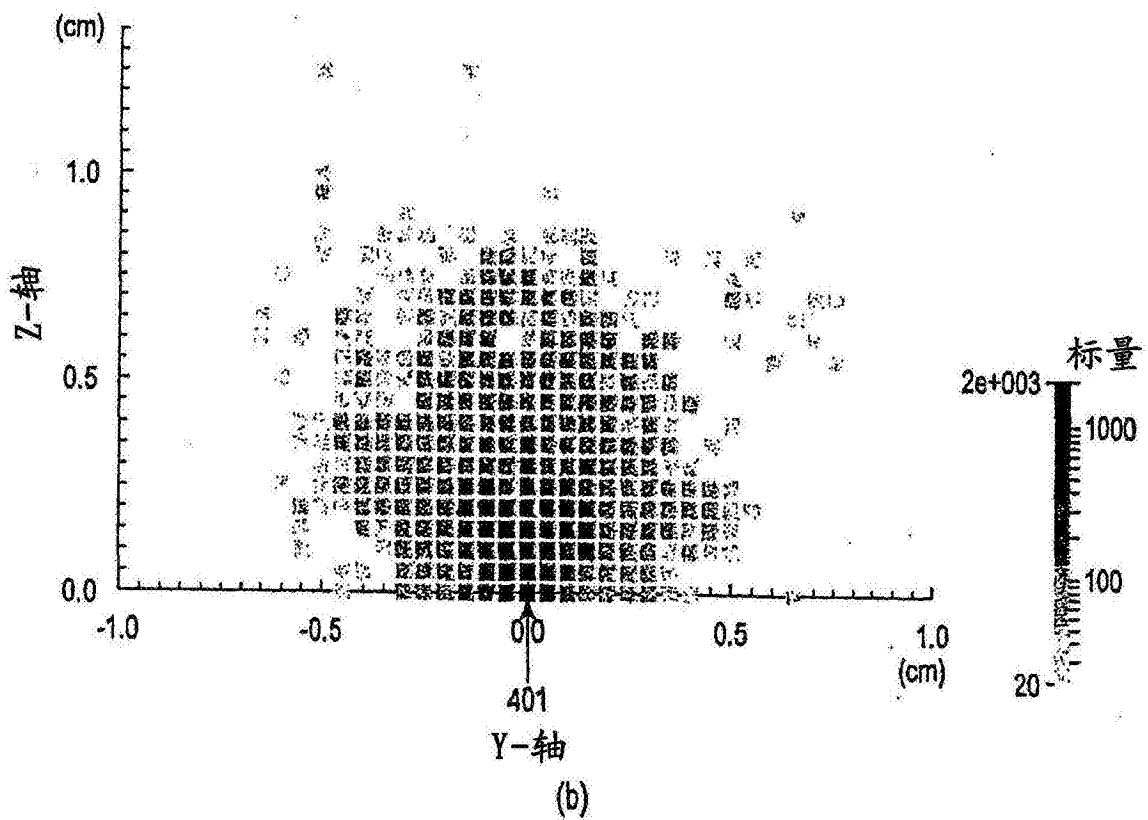
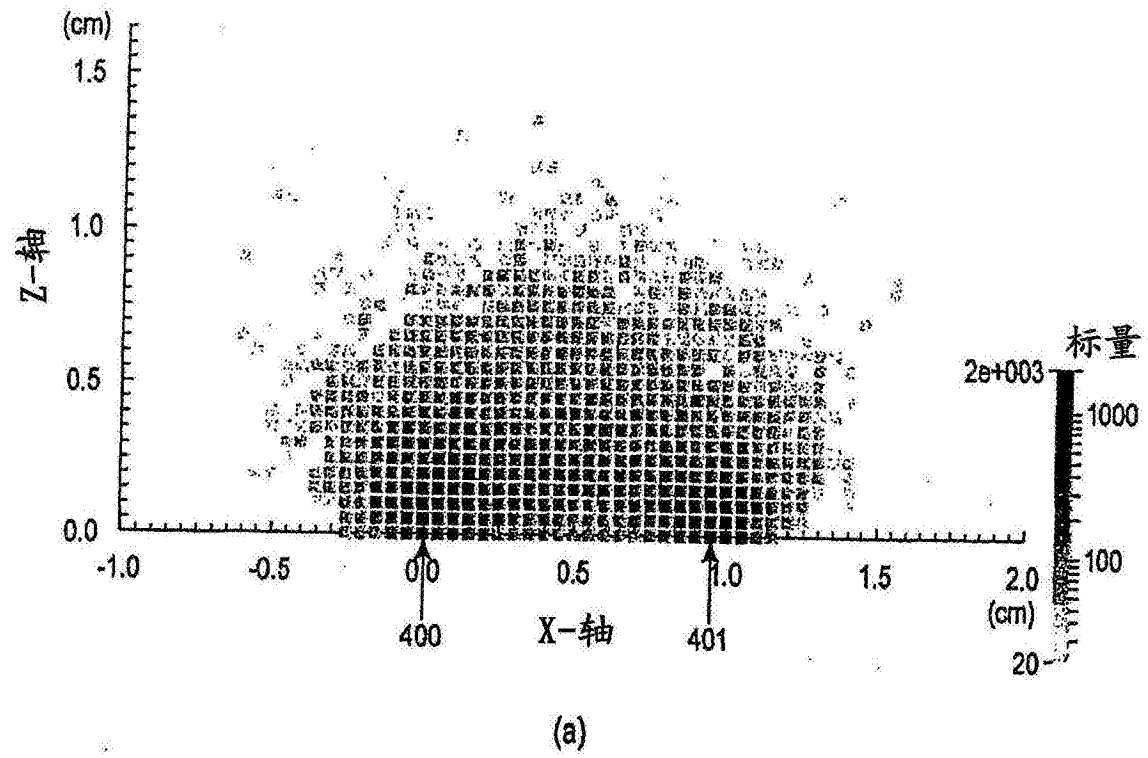


图 8

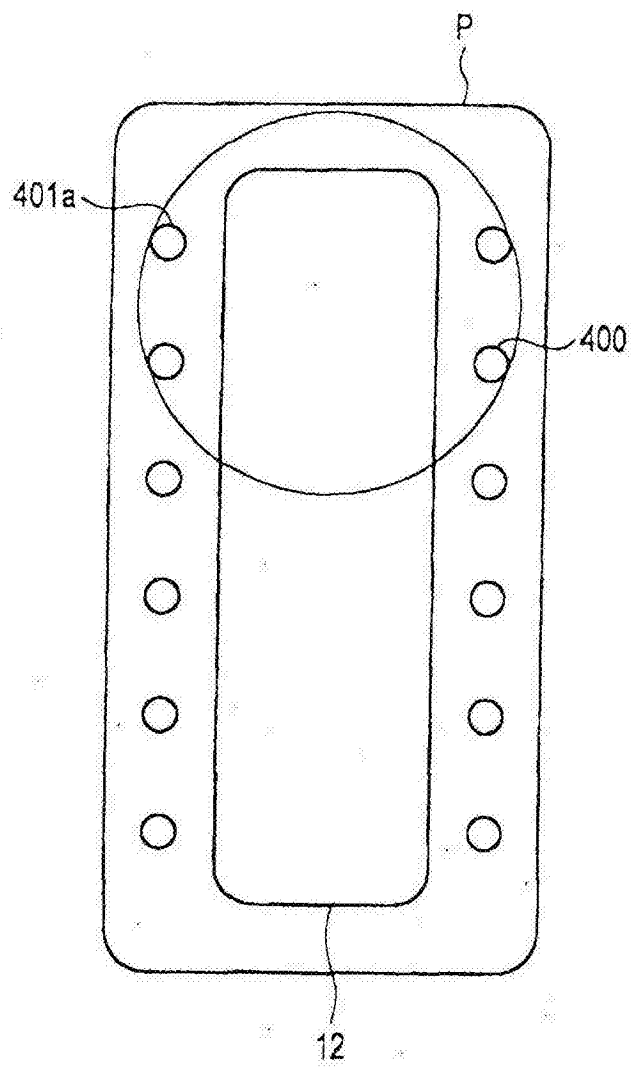


图 9

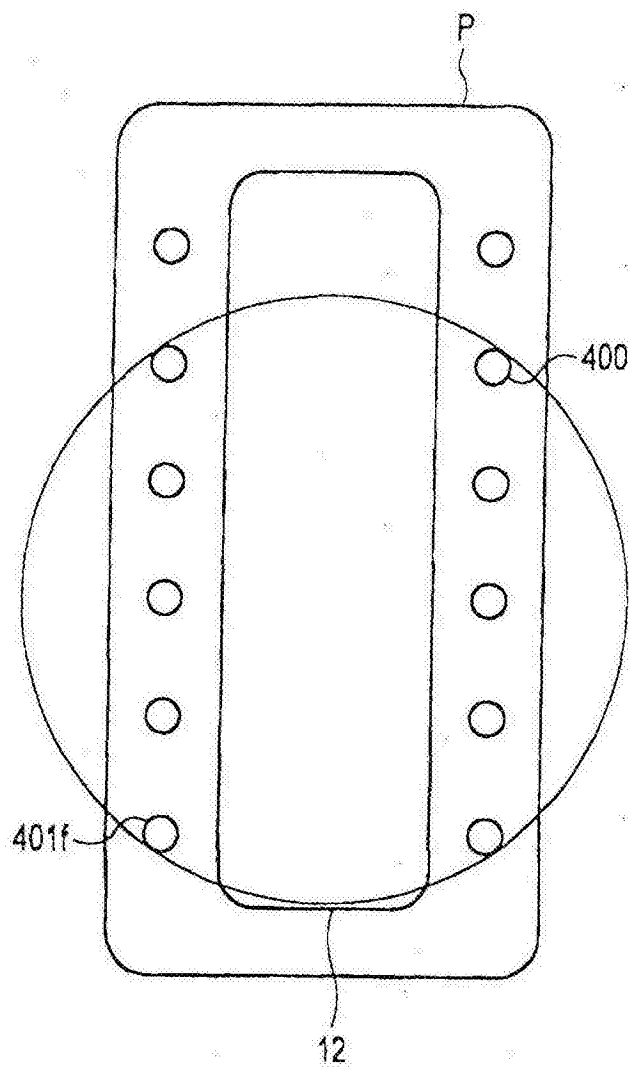


图 10

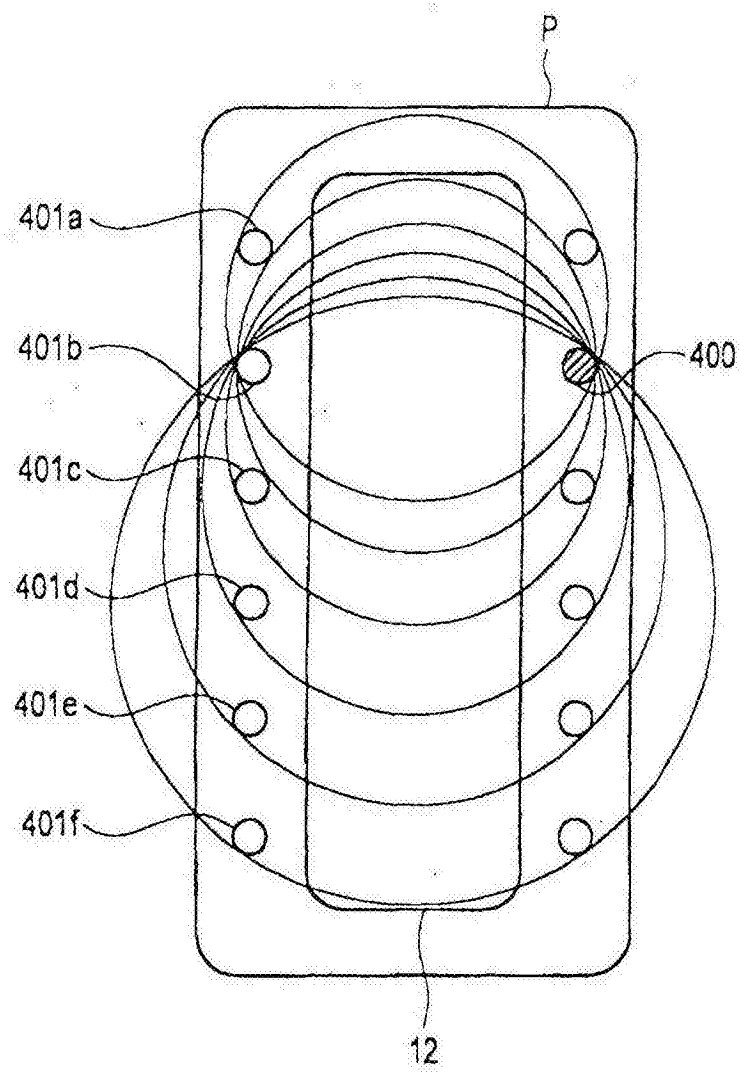


图 11

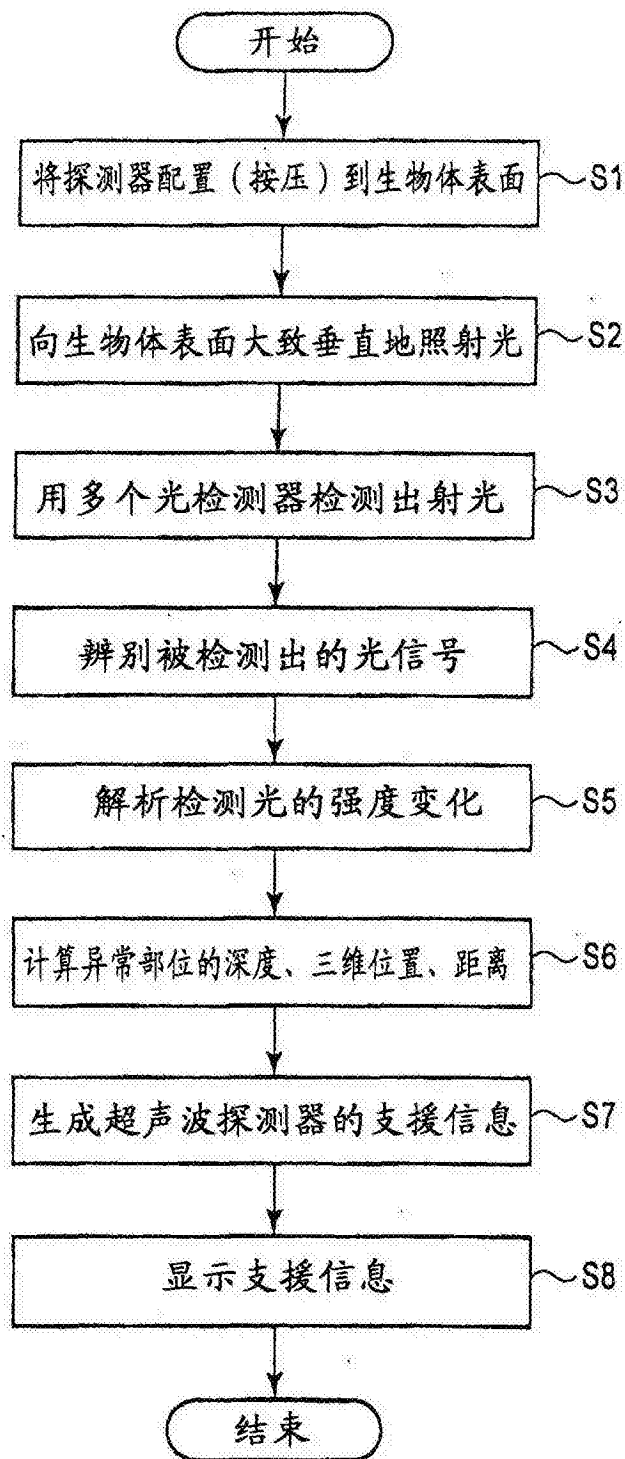


图 12

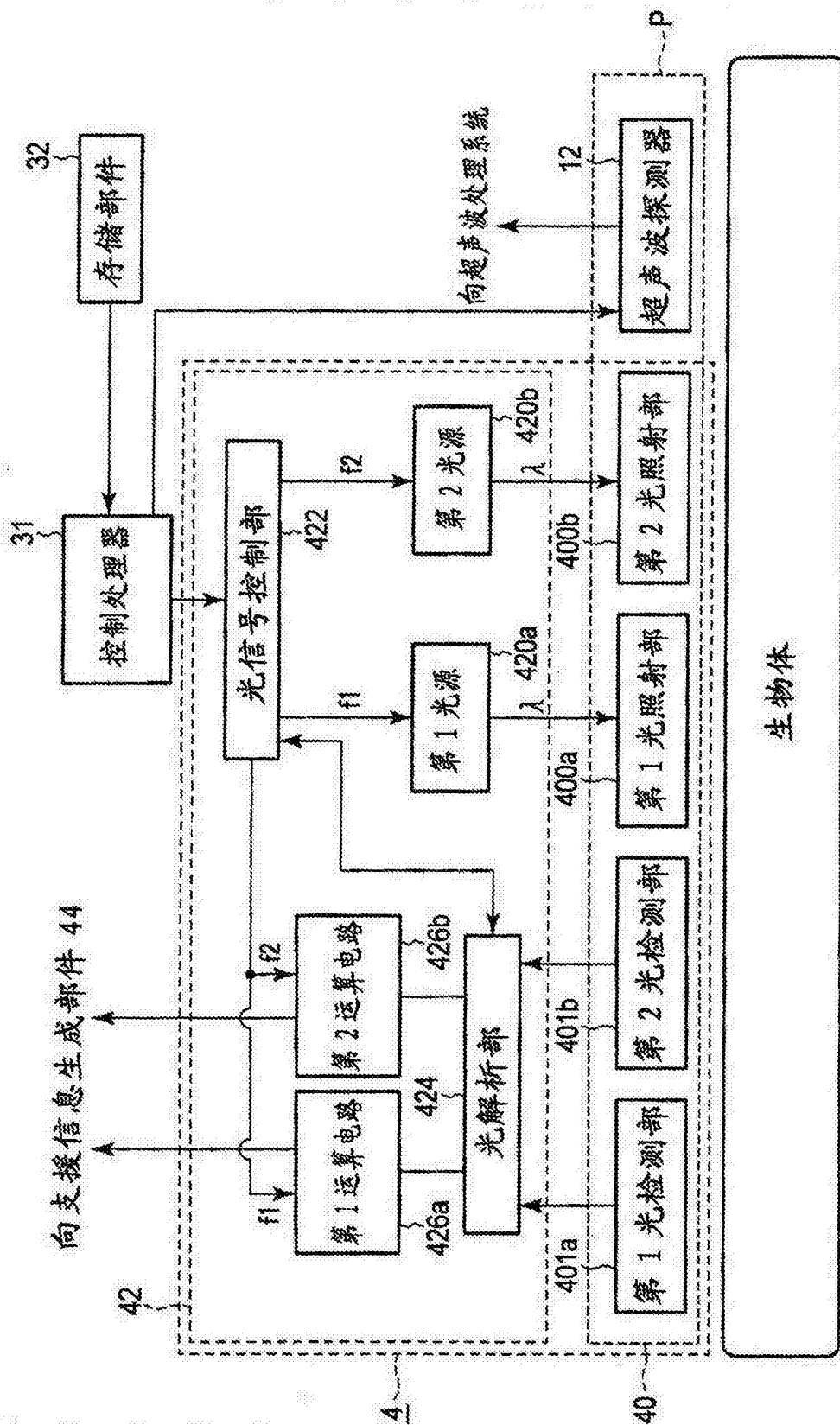


图 13

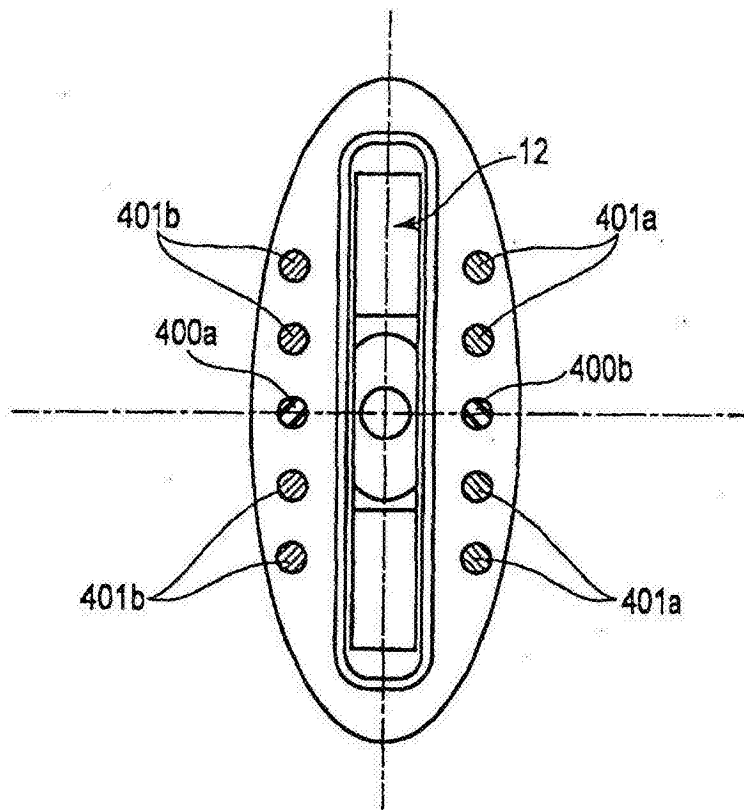


图 14

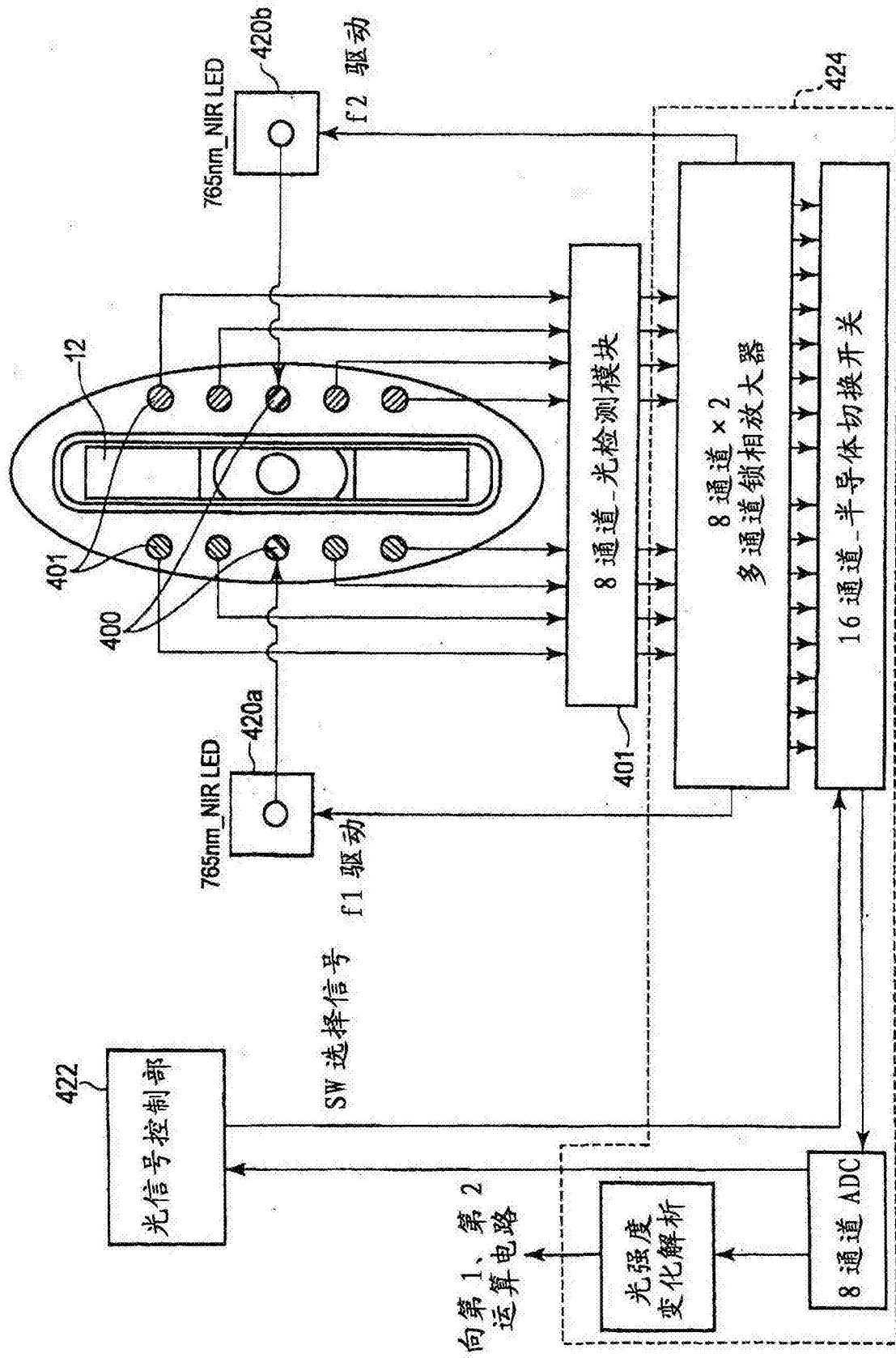


图 15

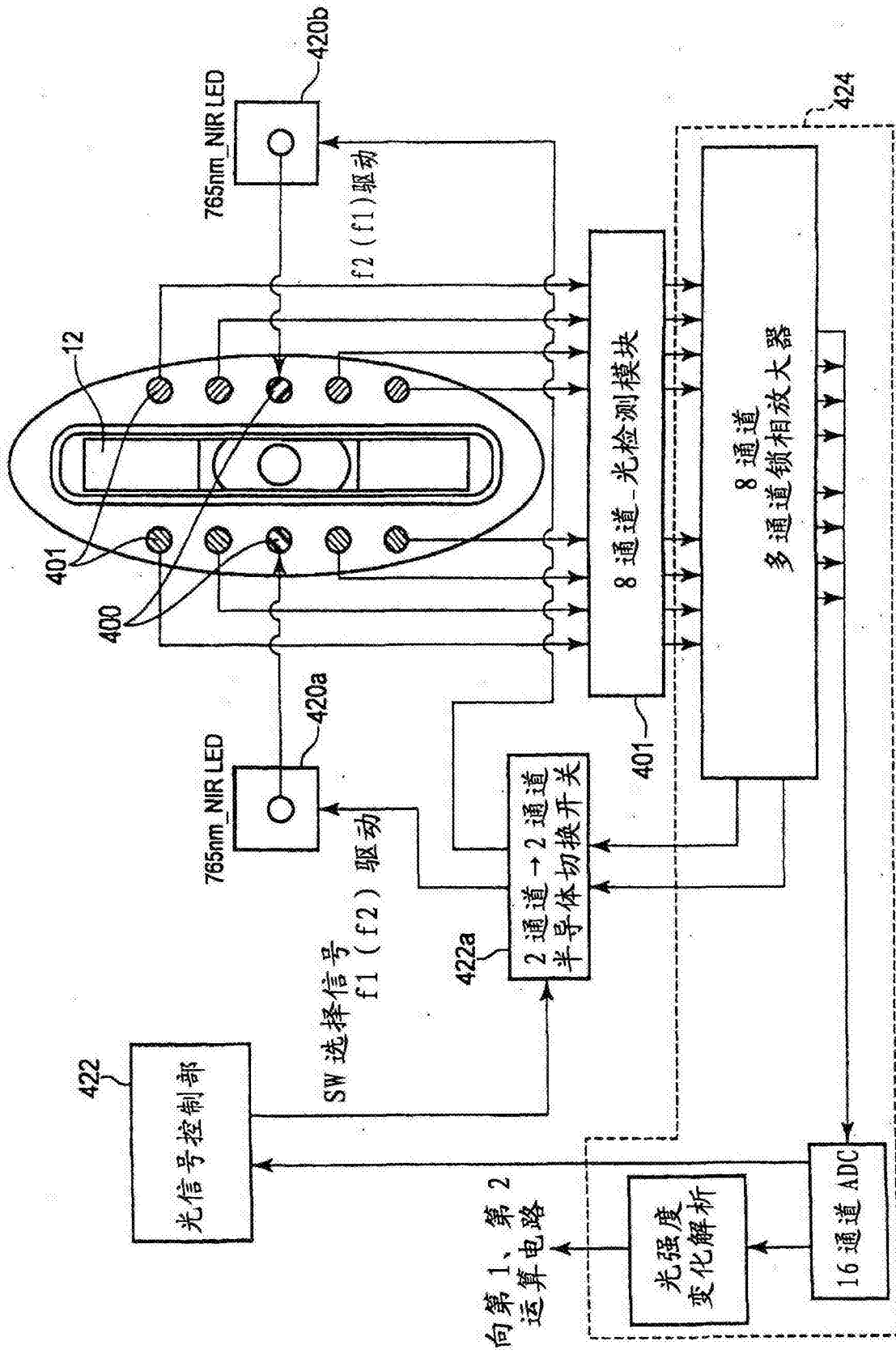


图 16

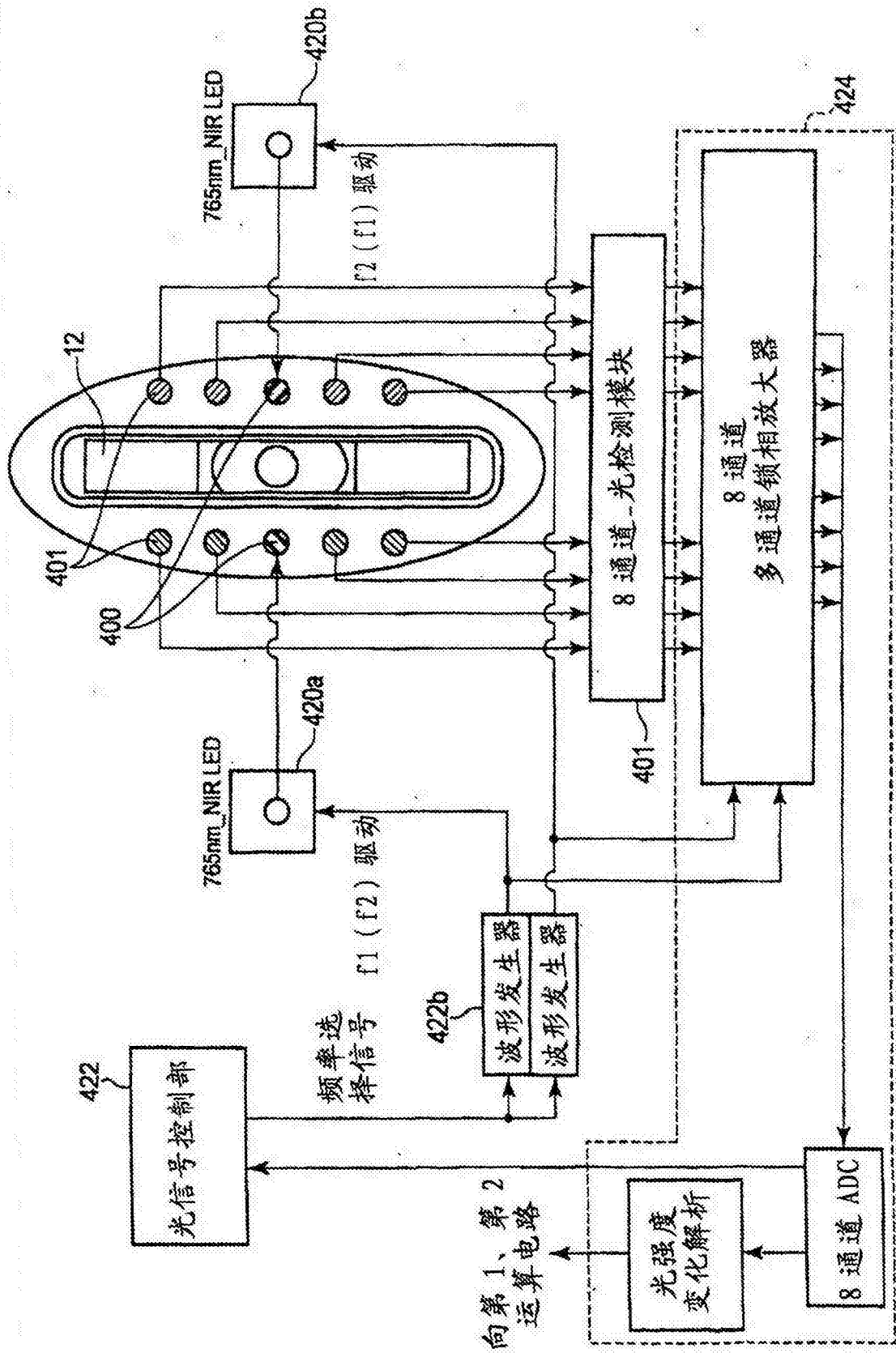


图 17

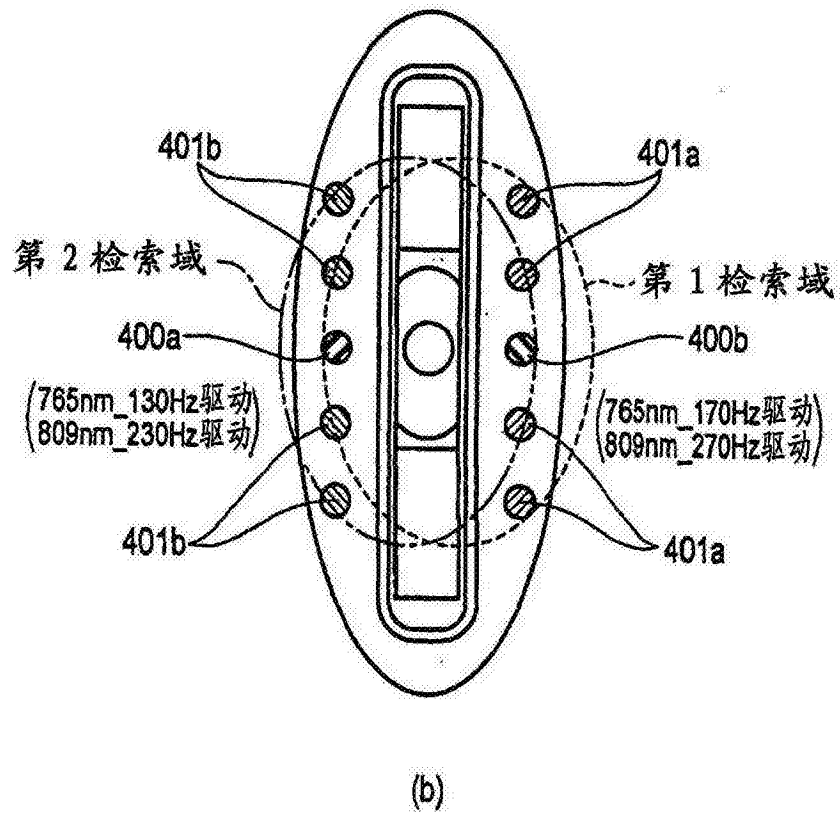
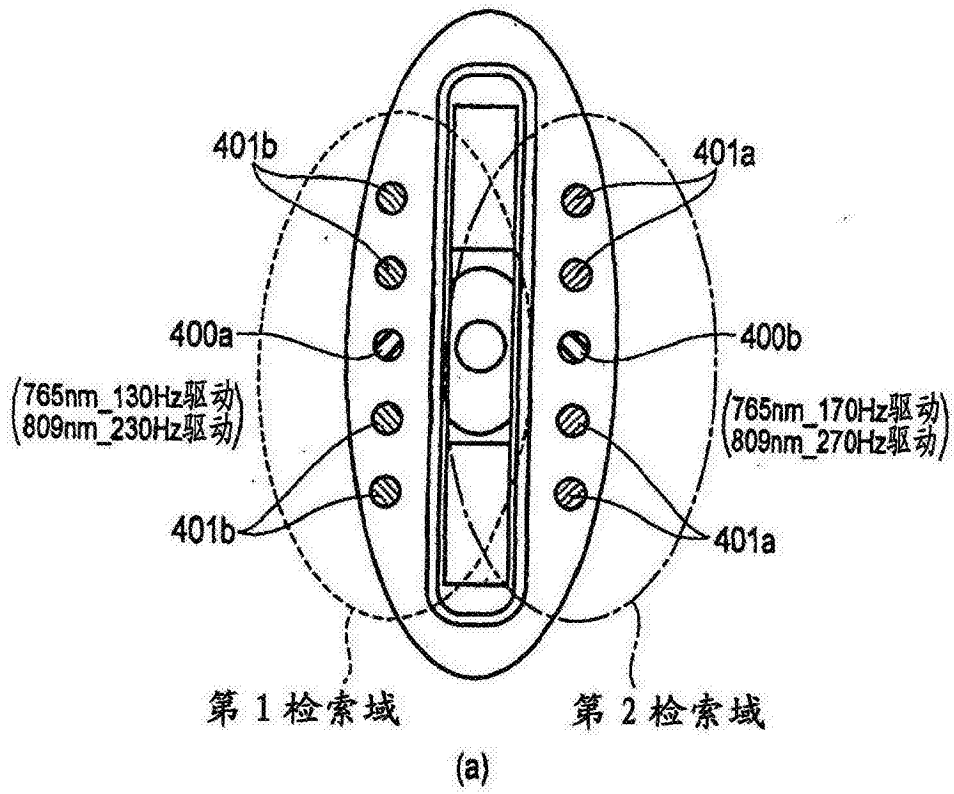


图 18

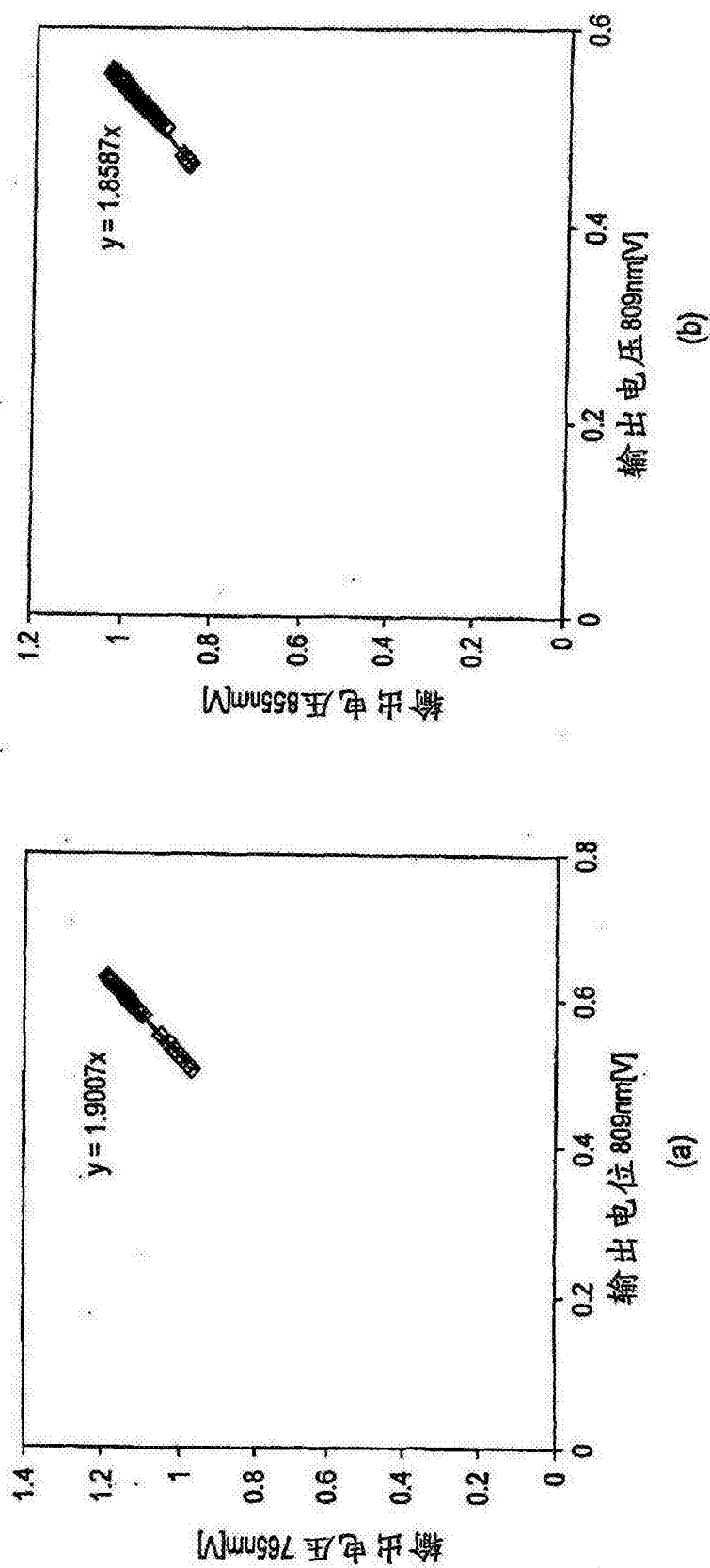


图 19

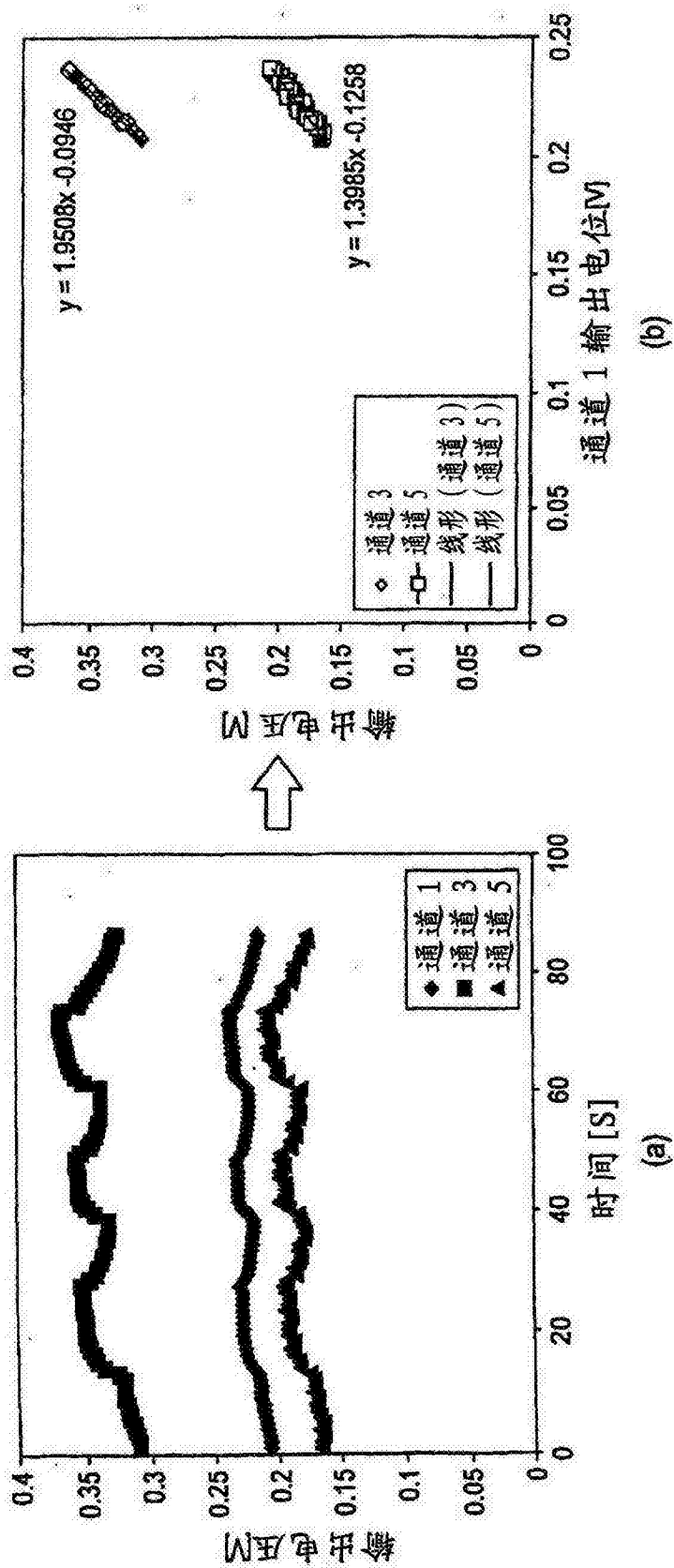


图 20

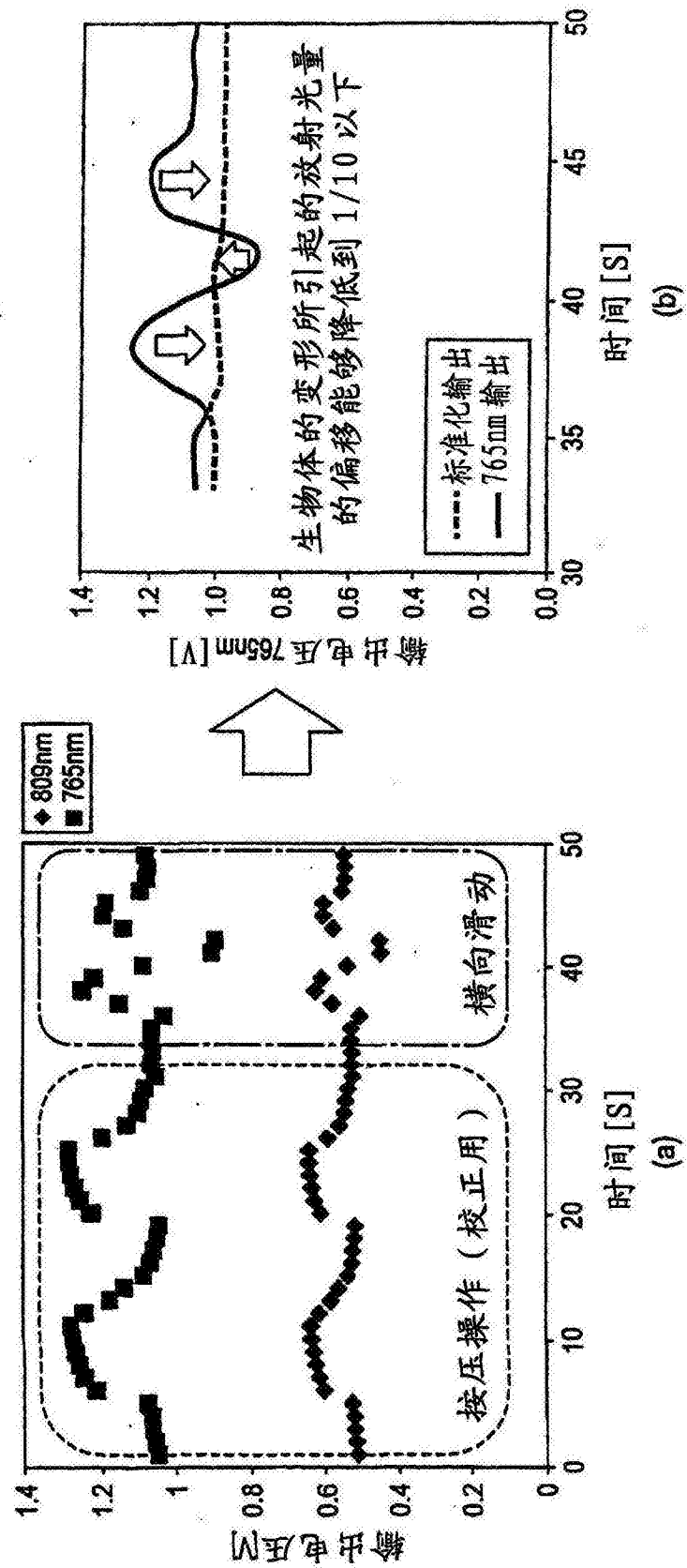


图 21

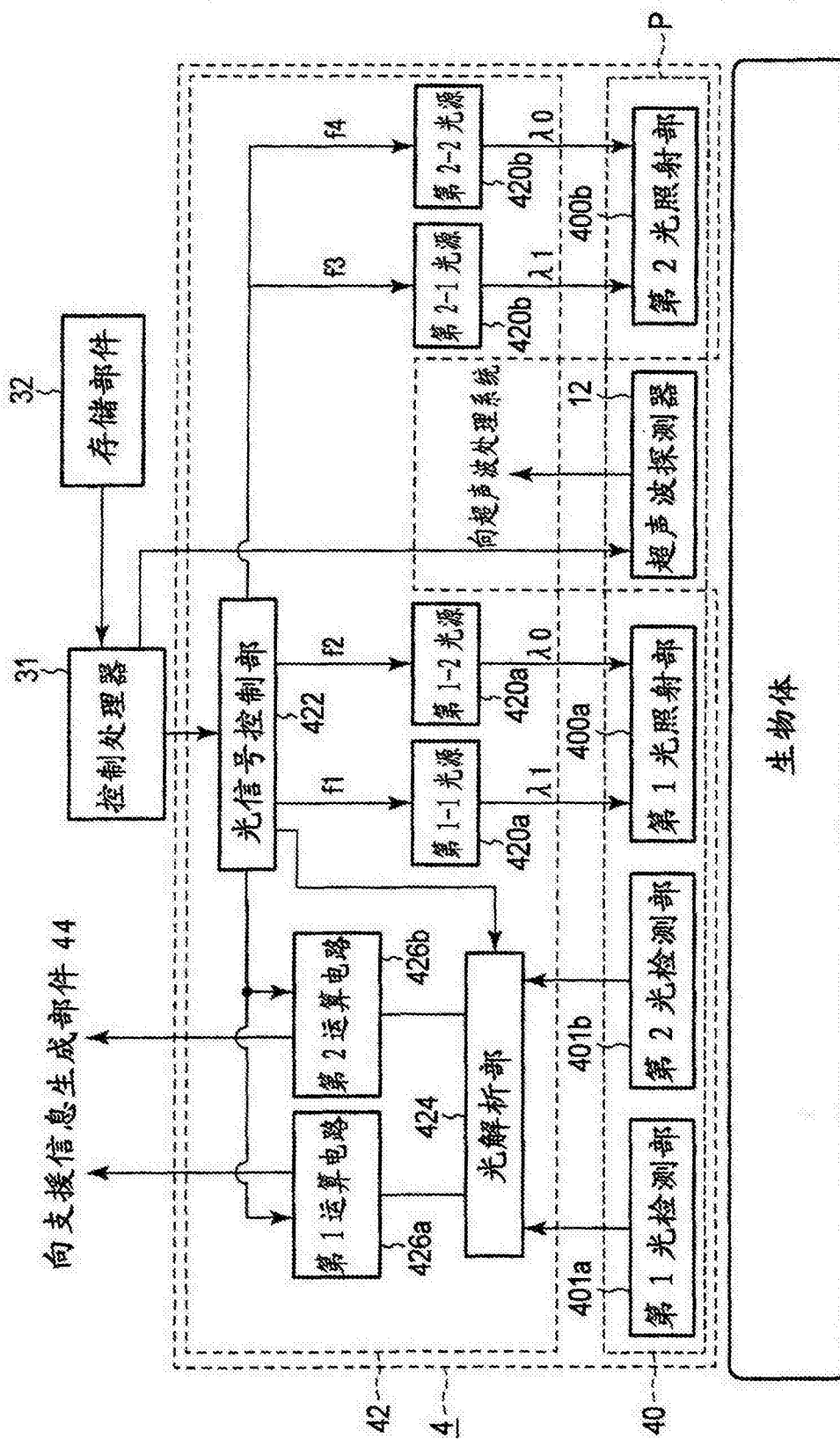


图 22

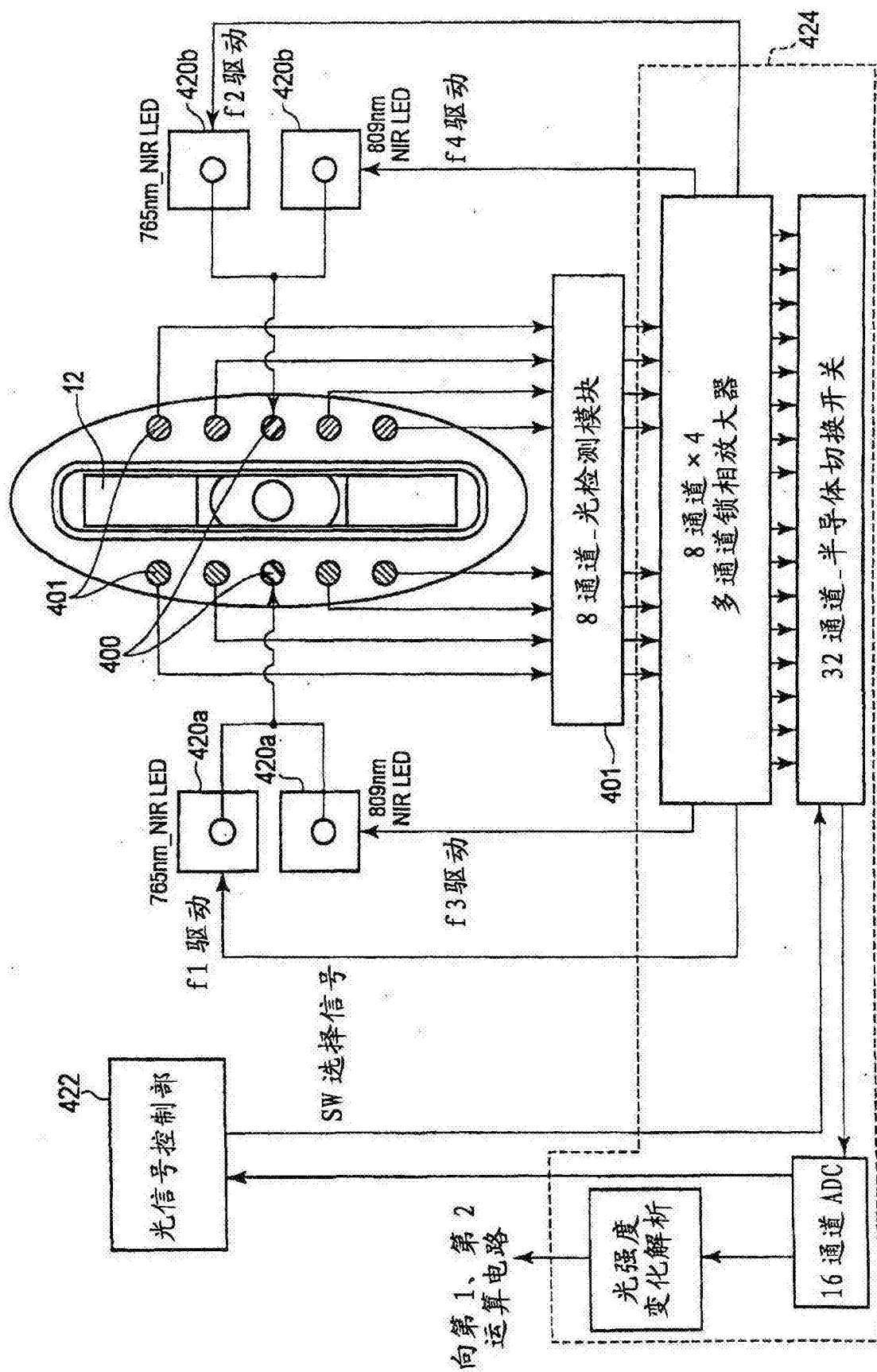


图 23

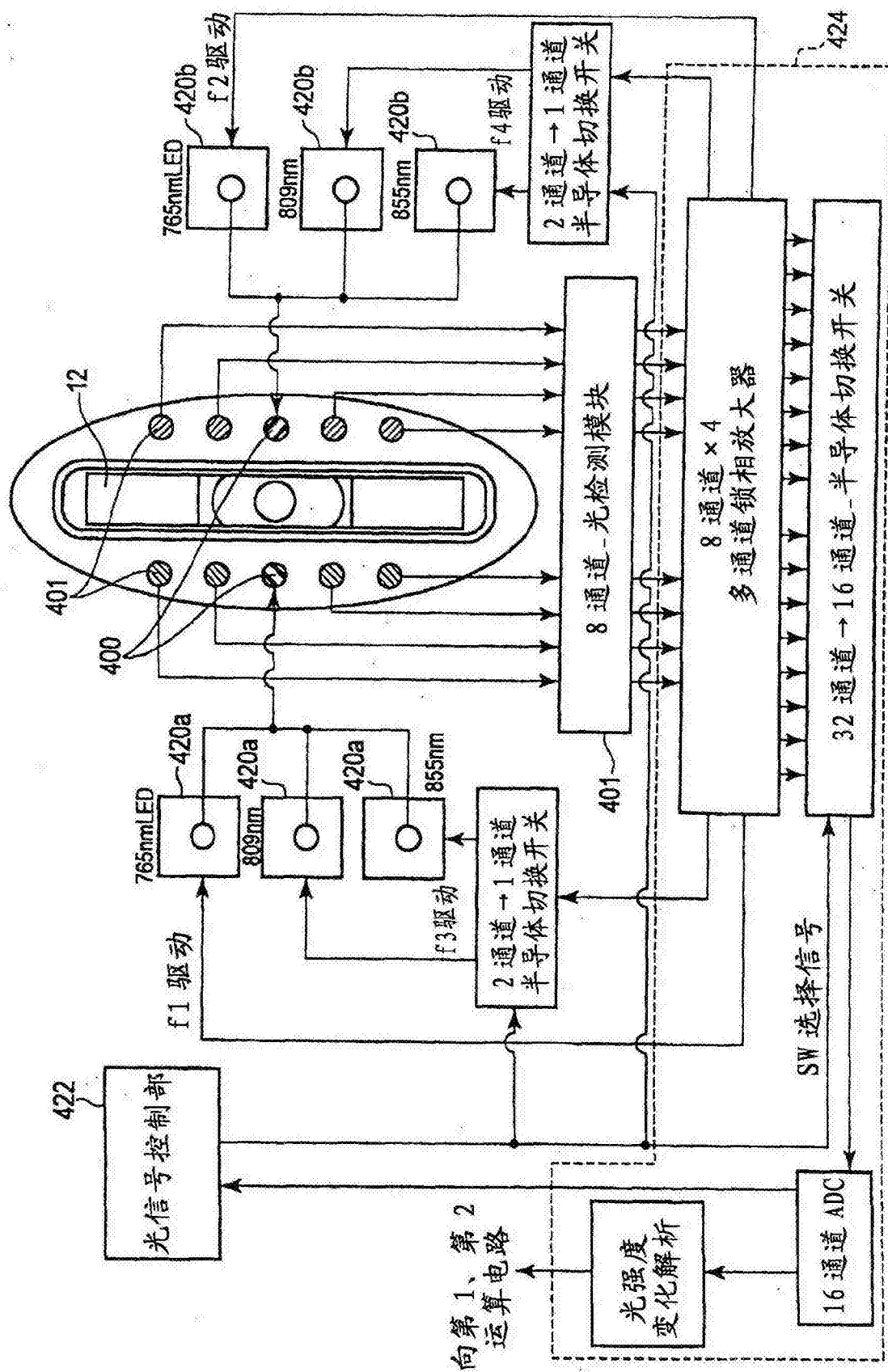


图 24

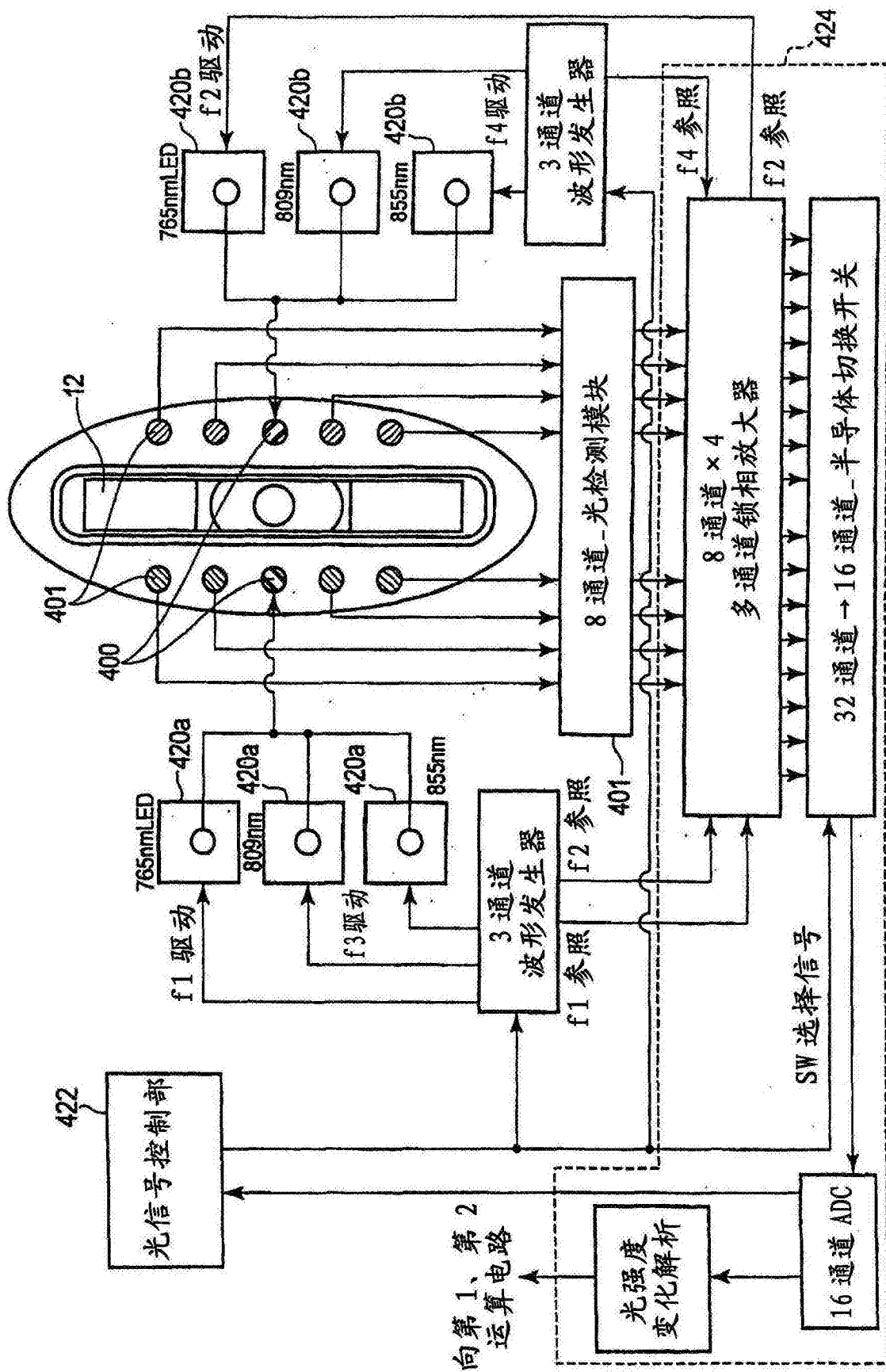


图 25

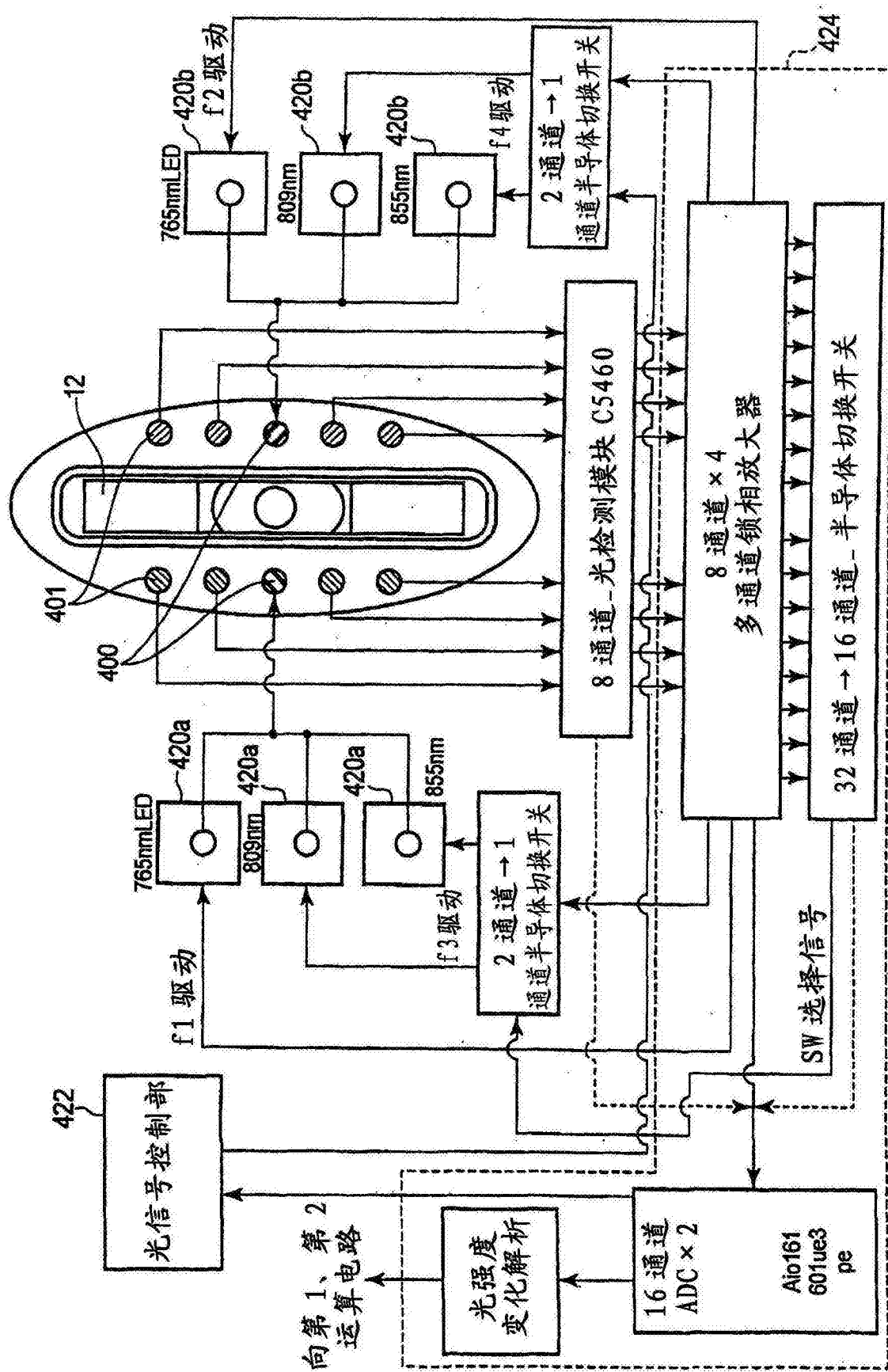


图 26

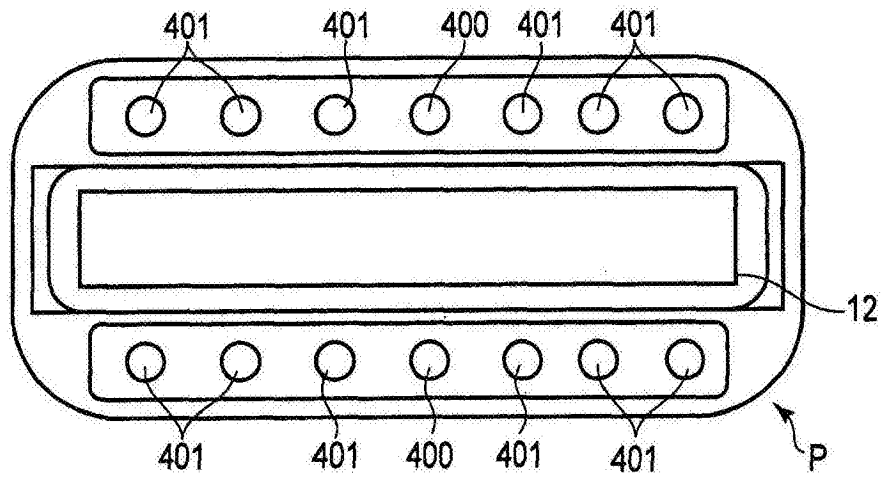


图 27

专利名称(译)	超声波诊断装置以及生物体光测量装置		
公开(公告)号	CN105030273A	公开(公告)日	2015-11-11
申请号	CN201510206500.5	申请日	2015-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
[标]发明人	浦野妙子 高山晓 中西务 中村健二		
发明人	浦野妙子 高山晓 中西务 中村健二		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B5/0075 A61B5/7425 A61B8/14 A61B8/42 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/58 A61B5/0091 A61B5/4312 A61B5/6843 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4254 A61B8/429 A61B8/4455 A61B2562/063		
代理人(译)	孙蕾		
优先权	2014093033 2014-04-28 JP 2014191961 2014-09-19 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波诊断装置、生物体光测量装置。超声波诊断装置具备超声波探测器、图像生成部件、光照射部件、多个光检测部件、计算部件。超声波探测器从超声波发送接收面面向被检体发送超声波，经超声波发送接收面接收被检体内反射的超声波。图像生成部件使用由超声波探测器接收的超声波来生成超声波图像。多个光照射部件从超声波发送接收面的周围朝被检体的内部照射包含作为生物体成分的吸收波长带的多个特定波长成分的光。控制部件使多个光照射部件以不同频率驱动。多个光检测部件配置于多个光照射部件周围，检测从多个光照射部件照射并在所述生物体内扩散反射的特定波长的光信号。计算部件针对每个驱动频率，计算各特定波长的光信号的强度。

