



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104224111 A

(43) 申请公布日 2014. 12. 24

(21) 申请号 201410259702. 1

(22) 申请日 2014. 06. 12

(30) 优先权数据

2013-123677 2013. 06. 12 JP

2013-270509 2013. 12. 26 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 郭思宇

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

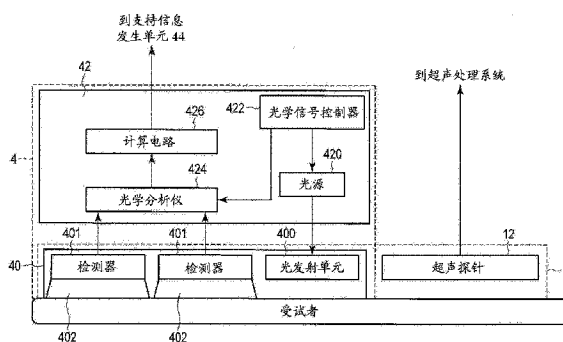
权利要求书2页 说明书9页 附图16页

(54) 发明名称

生物光学测量设备和超声诊断设备

(57) 摘要

本发明涉及生物光学测量设备和超声诊断设备。根据一个实施例,生物光学测量设备包括光发射单元、多个检测器、图像获取单元以及计算单元。光发射单元被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光。多个检测器被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光。图像获取单元获取关于受试者的图像。



1. 一种生物光学测量设备,包括:

光发射单元,被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光;

多个检测器,被布置在光发射单元周围的不同位置处,所述检测器中的至少一个相对于光发射单元的中心轴以预定倾斜角倾斜,并且所述多个检测器被配置成分别检测从光发射单元施加且在受试者体内传播的光的强度;

图像获取单元,被配置成获取关于受试者的图像;以及

计算单元,被配置成计算对应于所获取图像的受试者的位置和由所述多个检测器检测光的强度的位置之间的相对位置。

2. 如权利要求 1 的设备,其中,至少一个倾斜的检测器被放置在距光发射单元的发射表面的 30mm 内。

3. 如权利要求 1 或 2 的设备,其中,所述倾斜角落在  $10^{\circ}$  至  $40^{\circ}$  的范围内。

4. 如权利要求 1、2 或 3 的设备,其中,所述倾斜角随着距光发射单元的距离的增加而减小。

5. 如权利要求 1、2、3 或 4 的设备,还包括多个光导主体,每个光导主体为所述多个检测器中的至少一个提供、被插入在检测表面和受试者的表面之间并在受试者表面侧具有比在检测器侧的开口区域更大的接触区域。

6. 如权利要求 5 的设备,其中,在受试者表面侧的所述多个光导主体中的每一个的接触区域随着距光发射单元的距离的增加而增加。

7. 如权利要求 5 的设备,还包括在检测器的检测表面和光导部分之间提供的光纤,其中,在受试者的表面侧的光导部分的开口区域大于在光导部分侧的光纤的开口区域。

8. 如权利要求 5 的设备,其中,所述多个光导主体中的每一个具有带有超过  $10^{\circ}$  并小于  $30^{\circ}$  的开度角的圆锥形状。

9. 如权利要求 5 的设备,其中,为所述多个检测器的远离光发射单元不小于 10mm 的检测部分提供光导部分。

10. 一种生物光学测量设备,包括:

光发射单元,被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光;

多个检测器,被布置在光发射单元周围的不同位置处并被配置成分别检测从光发射单元施加且在受试者体内传播的光的强度;以及

至少一个光导部分,被提供在所述多个检测器中的至少一个和受试者的表面之间,并被形成使得在受试者的表面侧的开口区域大于在检测器的检测表面侧上的开口区域。

11. 如权利要求 10 的设备,其中,为所述多个检测器中的远离光发射单元不小于 10mm 的检测器提供光导部分。

12. 如权利要求 10 或 11 的设备,其中,在受试者的表面侧的光导部分的开口直径随着距光发射单元的距离的增加而增加。

13. 如权利要求 10、11 或 12 的设备,还包括在检测器的检测表面和光导部分之间提供的光纤,

其中,在受试者的表面侧的光导部分的开口区域大于在光导部分侧的光纤的开口区域。

14. 如权利要求 10、11、12 或 13 的设备,其中

所述光导部分具有锥形结构,该锥形结构具有基本上圆形截顶的圆锥形状。

15. 如权利要求 10、11、12、13 或 14 的设备,

其中,所述光发射单元中的至少一个相对于光发射单元的中心轴以预定倾斜角倾斜。

16. 如权利要求 15 的设备,其中,至少一个倾斜检测器被放置在距光发射单元的发射表面的 30mm 内。

17. 如权利要求 15 的设备,其中,所述倾斜角落在  $10^{\circ}$  至  $40^{\circ}$  的范围内。

18. 如权利要求 15 的设备,其中,所述倾斜角随着距光发射单元的距离的增加而减小。

19. 一种超声诊断设备,包括:

超声探针,被配置成从超声发射/接收表面向受试者发射超声波并通过超声发射/接收表面来接收在受试者体内被反射的超声波;

光学探针,包括被布置在受试者的表面上且被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光的光发射单元,被布置在超声发射/接收表面周围的不同位置处的多个检测器,超声发射/接收表面在纵向方向上的中心轴是对称轴,并被配置成检测在受试者体内被反射的光的强度,以及被布置在光发射单元周围的不同位置处的多个检测器,其中至少一个检测器相对于光发射单元的中心轴以预定倾斜角倾斜,并被配置成分别检测从光发射单元施加并在受试者体内传播的光的强度;

图像生成单元,被配置成通过使用由超声探针接收到的超声波来生成超声图像;

计算单元,被配置成基于由每个检测器所检测的光的强度来计算受试者体内的呈现预定光吸收系数的异常区域的位置和尺寸;以及

显示单元,被配置成显示指示异常区域的位置和尺寸的超声图像。

20. 一种超声诊断设备,包括:

超声探针,被配置成从超声发射/接收表面向受试者发射超声波并通过超声发射/接收表面来接收在受试者体内被反射的超声波;

包括被布置在受试者的表面上且被配置成从光发射单元的发射表面向发射/接收表面基本上垂直地发射光的至少一个光发射单元和被布置在超声发射/接收表面周围并被配置成检测在受试者体内传播的光的强度的多个检测器的光学探针,和提供在包括在所述多个检测器中的至少一个和受试者的表面之间的至少一个光导部分并被形成为使得在受试者的表面侧的开口区域变得大于在检测器的检测表面侧的开口区域的光学探针;

图像生成单元,被配置成通过使用由超声探针接收到的超声波来生成超声图像;

计算单元,被配置成基于由每个检测器所检测的光的强度来计算超声发射/接收表面和受试者表面之间的接触的程度;

支持信息生成单元,被配置成基于所计算的接触的程度来生成用于支持超声探针的操作的支持信息;以及

支持信息输出单元,被配置成输出支持信息。

## 生物光学测量设备和超声诊断设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于并要求 2013 年 6 月 12 日提交的在先日本专利申请号 2013-123677 和 2013 年 12 月 26 日提交的在先日本专利申请号 2013-270509 的优先权 ;其全部内容被通过引用结合到本文中。

### 技术领域

[0003] 本文所述实施例一般地涉及生物光学测量设备和超声诊断设备。

### 背景技术

[0004] 存在无创地测量受试者内部的各种类型的技术。作为这些技术中的一个的光学测量在没有暴露于辐射的问题和能够通过选择波长来选择化合物作为测量目标方面具有优点。一般生物光学测量设备在抵靠着受试者的皮肤表面压紧光发射单元时经皮向受试者体内发射光,并测量透射通过内部或被内部反射、并且当再次透射通过皮肤时出现在受试者外面的光,从而基于测量结果来计算各种类型的生物信息。用于通过光学测量来确定受试者体内的异常组织的存在的根据是异常组织与正常组织之间的吸收系数的差。也就是说,由于受试者体内的异常组织的吸收系数不同于正常组织的,所以所检测的光量根据被吸收的光量的不同而不同。也就是说,将其作为来自所检测光量的逆向问题来解决能够获得异常组织的吸收系数。根据所获得的吸收系数能够辨别异常组织的特性。另外,根据测量的光来分析测量位置和深度。这种分析技术包括调整光发射单元(在下文中简单地称为光源)与检测器之间的距离的技术(空间分辨法)、通过使用其强度随时间而变的光源从光的到达时间差获得深度信息的技术(时间分辨法)以及将这些技术组合的方法。这些分析方法实现能够获取高质量信号的生物光学测量设备。然而,基于受试者体内的光的信息可视化在低空间分辨率方面有问题。另外,为了从反射光的检测结果获得正确的位置信息,必须通过使用复杂的算法来获得许多数据。也就是说,不可能执行实时确定。

[0005] 生物光学测量的高度可行应用包括乳癌检查(参见日本专利申请 KOKAI 公开号 2005-331292)。然而,如上所述,由于光学测量本身在分辨率和分析时间方面有问题,所以优选的是使用通过与其他形态相组合地使用光学测量来改善检查性能的方案。在这种情况下,本发明人已提出了通过使用从超声回波获得的形态信息来补偿光的低空间分辨率的方案(参见日本专利申请 KOKAI 公开号 2007-020735)。可预期能够通过使用此方案在比常规方案更短的时间内辨别受试者组织中的形态特性和形貌特性部分的组成部分分布。然而,仍存在用于实时确定方面的改善的空间。

[0006] 乳癌是妇女中死亡的主要原因之一。乳癌筛查和早期诊断在降低死亡率和抑制保健成本方面是非常有价值的。当前方法包括胸部组织触诊和 X 射线成像(乳房 X 线照相术)以便搜索可疑的组织变形。如果在射线照相中存在可疑区域,则执行超声成像,并且进一步执行外科组织检查。一系列的这些检查要求很多时间以得到最终结论。另外,在停经期前的年轻女性之中存在乳腺密度高且难以在 X 射线成像方面获得令人满意的灵敏度的问题。

因此,通过超声成像来筛查的重要性在年轻女性之中是尤其重大的。

[0007] 一般地,在超声成像中,合格的操作员收集超声静止图像,并且专业射线照相解释者(在某些情况下多个射线照相解释者)根据图像上的形态信息来进行确定。在医学检查中,考虑到由于操作员的疲劳和注意力丧失而引起的疏忽的风险,将由一个操作员筛查的受试者的数目限制为每日 50 个的最大值。

[0008] 在捕捉超声图像方面,当收集描述形态特性的静止图像时,操作员的知识和经验是非常重要的。为了执行准确且快速的筛查,操作员需要技术熟练。例如,每个受试者的标准检查时间是 5 分钟至 10 分钟,但是某些操作员可能根据其技能而要求更多的时间。也就是说,在使用当前超声成像技术的筛查中,图像收集的准确度可根据操作员的技能水平而改变。此外,当收集图像时,要求操作员始终注意图像并独立地执行确定。为此,沉重的精神负担被施加到甚至技术熟练的操作员。可使用从活动图像收集所有图像信息的方案。然而,在这种情况下,沉重的负担被施加到射线照相解释者。

[0009] 为了解决此类超声图像诊断中的问题,提出了通过基于通过生物光学测量而获得的受试者的新陈代谢信息在平面方向上引导超声探针的测量位置而减少技师的负担的方案(参见日本专利申请 KOKAI 公开号 2009-077931)。这种方案使得可以与相关技术相比在超声成像中在短时间内相对容易地检测和辨别异常区域。

[0010] 然而,仍存在在常规生物光学测量方法、使用该方法的生物光学测量设备以及超声成像中的超声探针位置引导方面进行改善的空间。

#### 附图说明

[0011] 图 1 是示出了包括光学探针 40 和光学测量处理单元 42 的生物光学测量设备 4 的布置的框图;

[0012] 图 2 是示出了根据本实施例的结合了生物光学测量设备 4 的超声诊断设备 1 的布置的框图;

[0013] 图 3 是示出了使用锥形结构的光导部分 402 的示例的侧视图;

[0014] 图 4 是示出了其中将图 3 中所示的光导部分 402 布置在受试者的表面上的情况的截面图;

[0015] 图 5 是示出了受试者表面上的光发射单元 400、多个检测器 401 以及光导部分 402 的布局示例的视图;

[0016] 图 6 是用于解释当使用对应于光检测距离的检测器倾斜结构时的光发射单元 400 与检测器 401 之间的位置关系的视图;

[0017] 图 7 是示出了具有对应于接收光距离的检测器的倾斜结构的光学探针 40 的截面的示例的视图;

[0018] 图 8 是沿着 A-A 截取的图 7 中所示的光学探针 40 的剖视图;

[0019] 图 9 是用于解释使用光学探针 40 的模拟的视图;

[0020] 图 10、11 和 12 是每个示出了用于通过模拟获得的每个倾斜角  $\theta$  和每个旋转角  $\phi$  的光强度(相对于当倾斜角  $\theta = 0$  时在竖直方向上测量的值的强度)的分布的视图;

[0021] 图 13A 和 13B 是示出了通过使用光学探针 40(图 7 和 8)的测量获得的光强的 X 轴方向分量和 Y 轴方向分量的图表;

- [0022] 图 14 是示出了从探针 p 的受试者接触表面侧看的光导部分 402 的视图；
- [0023] 图 15 是示出了当光导部分 402 被安装时所检测的光强度和当光导部分 402 未被安装时所检测的光强的图表；
- [0024] 图 16 是示出了其中根据光检测距离 R 来调整每个光导部分 402 的开度角  $\phi$  和每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  的探针 P 的示例的视图；
- [0025] 图 17A 和 17B 是每个与通过使用光学探针 40 (图 7 和 8) 的测量获得的开度角  $\phi$  相关联的图表；以及
- [0026] 图 18 是示出了用于使用生物光学测量设备 4 的超声探针的引导处理的流程图。

### 具体实施方式

[0027] 一般地, 根据一个实施例, 生物光学测量设备包括光发射单元、多个检测器、图像获取单元以及计算单元。光发射单元被配置成布置在受试者的表面上并被配置成基本上垂直地向表面发射光。所述多个检测器被布置在光发射单元周围的不同位置处。检测器中的至少一个相对于光发射单元的中心轴以预定倾斜角倾斜。该检测器分别地检测从光发射单元施加并在受试者体内传播的光的强度。此图像获取单元从与用于测量近红外光相对于受试者的反射光强度分布的检测单元不同的检测单元获取图像。计算单元计算所获取图像的位置和来自所述多个检测器和图像获取单元的信号的光学检测位置之间的相对位置。

[0028] 为了使得描述更加具体, 将描述在超声图像诊断中所使用的生物光学测量设备。然而, 在不限于本示例的情况下, 还可以将根据本实施例的生物光学测量设备用作分立设备。另外, 在本实施例中, 如稍后将描述的, 将举例说明结合在超声诊断设备 1 (与超声诊断设备 1 组成整体结构) 中的生物光学测量设备 4。然而, 在不限于本示例的情况下, 生物光学测量设备和超声诊断设备可被使用为单独结构。

[0029] 图 1 是示出了包括光学探针 40 和光学测量处理单元 42 的生物光学测量设备 4 的布置的框图。图 2 是示出了根据本实施例的结合了生物光学测量设备 4 的超声诊断设备 1 的布置的框图。请注意, 在以下描述中, 相同的附图标记表示具有几乎相同的功能和布置的组成元件, 并且将只有当要求时再进行重复描述。

[0030] 生物光学测量设备 4 包括光学探针 40、光学测量处理单元 42 以及生成用于支持超声探针 12 的放置操作的支持信息的支持信息生成单元 44。

[0031] 光学探针 40 包括至少一个光发射单元 400、多个检测器 401 以及用于改善光检测效率的光导部分 402。光发射单元 400 几乎垂直地向受试者发射由光源 420 产生的光 (近红外光)。检测器 401 包括多个检测元件, 其中的每一个具有由例如光纤的端部形成的接触表面, 并对通过光导部分从接触表面输入的来自受试者体内的反射光进行光电转换。可以使用例如诸如光电二极管或光敏晶体管之类的光接收元件、CCD、APD 或光电倍增管作为检测元件。可在与受试者接触的光发射单元 400 的表面上提供光学匹配层。

[0032] 如图 3 中所示, 在每个检测器 401 与受试者表面之间提供光导部分 402, 并且其具有锥状结构 (例如, 锥形 (tapered) 结构), 该锥形结构在受试者表面侧的开口区域比在检测器 401 的检测表面侧更大。稍后将详细地描述光导部分 402 的布置。

[0033] 图 4 是示出了其中将图 3 中所示的光导部分 402 布置在受试者的表面上的情况的截面图。图 5 是示出了受试者表面上的光发射单元 400、多个检测器 401 以及光导部分 402

的布局示例的视图。图 5 是示出了从受试者接触表面侧看的探针 P 的视图。参考图 4, 示例性地将异常组织部分示为球形吸收体。然而, 当应用本实施例中, 异常组织部分不限于本示例。从光发射单元 400 施加的光在受试者体内被反复地反射 (散射) 并再次出现在受试者体外。由于以这种方式出现在受试者体外的光已经以这种方式在受试者体内被反复地散射, 所以光的强度与入射光相比被大大地衰减, 并且光的方向也被分散。因此, 例如从给定点出现的光的强度与入射光相比已被大大地衰减。

[0034] 为了在生物光学测量中评估异常组织部分的存在 / 不存在和特性, 必须将在存在异常组织部分的情况下出现的光的强度与在不存在异常组织部分的情况下出现的光的强度相比较。另外, 当将在超声图像诊断中使用生物光学测量, 以便检测相对于在该处应执行超声成像的位置的接近状态、将该接近状态教授给检查者并将超声探针 (和光学探针 40) 引导到该位置时, 在光学探针 40 的扫描之后所检测的光强度需要具有高到足以执行计算的 S/N 比。如稍后将描述的, 根据本实施例的生物光学测量设备通过使用光导部分 402, 与相关技术相比能够显著地增加 S/N 比。

[0035] 光学测量处理单元 42 包括光源 420、光信号控制器 422、光学分析器 424 以及计算电路 426。光源 420 是发光元件, 诸如半导体激光器、发光二极管、固态激光器或气体激光器, 其产生具有显示出低生物吸收的波长的光 (例如, 600nm 至 1,000nm 的波长范围内的光, 其为称为生物窗口的波长带) 和具有在异常区域中显示出吸收量增加的特定波长的光 (例如, 在 750nm 至 850nm 的波长范围内的光, 其落在称为生物窗口的波长范围内, 血液中的血红蛋白吸收在该范围内的光)。由光源 420 产生的光通过由光纤或薄膜光波导形成的光导部分 (或直接地通过空间) 被提供给光发射单元 400。请注意, 可将光源 420 与光发射单元 400 成一整体地形成。

[0036] 光信号控制器 422 动态地或统计地控制生物光学测量设备 4。光信号控制器 422 控制光源 420 以在超声诊断设备 1 的控制处理器 31 的控制下以预定时序、频率、强度以及强度变化周期 T 从光发射单元 400 施加光。另外, 光信号控制器 422 控制光学分析器 424, 从而以预定时序执行光学分析处理。

[0037] 光学分析器 424 将从检测器 401 输入的模拟信号放大且然后将该信号转换成数字信号。另外, 光学分析器 424 分析检测器 401 之间的检测光的强度的变化。

[0038] 计算电路 426 基于检测器 401 之间的检测光的强度的变化来计算超声探针 12 与受试者表面之间的密切接触的程度、在受试者体内显示出预定光吸收系数的异常区域 (例如, 吸收具有超过正常组织的特定波长的光的区域) 从受试者表面的深度以及该异常区域参考预定位置 (例如, 光发射单元 400 或超声发射 / 接收表面 120 的中心) 的三维位置和距离。由计算电路 426 获得的计算结果被发送到支持信息生成单元 44。

[0039] 支持信息生成单元 44 生成用于基于由计算电路 426 获得的确定结果和计算结果来命令和引导超声探针 12 的位置、姿势、方向等的支持信息, 以便使超声探针 12 的发射 / 接收表面与受试者进行密切接触。生成的支持信息以预定形式被显示。

[0040] 接下来将描述超声诊断设备 1。如图 2 中所示, 超声诊断设备 1 包括超声探针 12、输入设备 13、监视器 14、超声发射单元 21、超声接收单元 22、B 模式处理单元 23、血流检测单元 24、RAW (原始) 数据存储单元 25、体积数据生成单元 26、图像处理单元 28、显示处理单元 30、控制处理器 (CPU) 31、存储单元 32 以及接口单元 33。

[0041] 超声探针 12 和光学探针 40 组成探针 P。超声探针 12 是向以受试者为代表的受试者发射超声波并基于发射的超声波从受试者接收反射波的设备（探针）。超声探针 12 在其远端上包括多个压电换能器的阵列、匹配层、背衬构件等。例如，如在图 5 中举例说明的，生物光学测量设备 4 的光发射单元 400 和检测器 401 以预定形式排列在超声探针 12 的超声发射 / 接收表面附近。输入设备 13 被连接到设备主体 11 并包括各种类型的开关、按钮、轨迹球、鼠标以及键盘，其被用来输入各种类型的指令以便操作超声诊断设备 1 和生物光学测量设备。监视器 14 以预定形式显示受试者体内的形态信息和血流信息及由支持信息生成单元 44 生成的支持信息。

[0042] 超声发射单元 21 以预定速率频率  $f_r$  Hz（周期： $1/f_r$  秒）生成用于发射超声波形成的触发脉冲，给出预定延迟时间，并且然后向探针 12 施加驱动脉冲。超声接收单元 22 针对每个通道将经由探针 12 接收到的回波信号放大，执行每个信号的 A/D 转换，并且然后在向各信号给出所需延迟时间时对信号执行加法处理。

[0043] B 模式处理单元 23 从接收单元 22 接收回波信号，并对该信号执行对数放大、包络检测处理等以生成数据，该数据的信号强度用辉度（亮度）水平来表示。血流检测单元 24 从已从接收单元 22 接收到的回波信号中提取血流信号，并生成血流数据（诸如平均速度、方差或功率之类的血流信息）。

[0044] RAW 数据存储单元 25 通过使用从 B 模式处理单元 23 和血流检测单元 24 接收到的多个 B 模式数据来生成 RAW 数据。体积数据生成单元 26 通过在考虑空间位置信息的情况下执行包括内插处理的 RAW 体素转换来生成 B 模式体积数据和血流体积数据。图像处理单元 28 对从体积数据生成单元 26 接收到的体积数据执行诸如体积呈现、MPR（多平面重构）和 MIP（最大强度投影）之类的预定图像处理。显示处理单元 30 对由图像处理单元 28 生成 / 处理的各种类型的图像数据执行与动态范围、辉度（亮度）、对比度、 $\gamma$  曲线修正、RGB 转换等相关联的各种类型的处理。控制处理器 31 具有信息处理设备（计算机）的功能并控制每个组成元件的操作。存储单元 32 存储专用程序、捕捉体积数据、诊断信息（病人 ID、医生的发现等）、诊断协议、发射 / 接收条件、捕捉的图像及其他数据组。

[0045] 接口单元 33 是与输入设备 13、网络以及新的外部存储设备（未示出）相关联的接口。还可以经由接口单元 33 将外部生物光学测量设备连接到超声诊断设备主体 11。接口单元 33 可以经由网络将由此设备获得的诸如超声图像、分析结果等数据传输到另一设备。

[0046] （对应于光检测距离的检测器的倾斜结构）

[0047] 接下来将描述对应于生物光学测量设备 4 的光检测距离的检测器的倾斜结构。此结构被设计成根据光检测距离  $R$ （从光发射单元 400 施加的光的光入射位置到每个检测器 401 的距离）针对每个检测器 401 单独地设置由光发射单元 400 的中心轴（从光发射单元 400 施加的光的光轴）和每个检测器 401 的中心轴定义的角度（倾斜角  $\theta$ ）。

[0048] 图 6 是用于解释当使用对应于光检测距离的检测器倾斜结构时光发射单元 400 与检测器 401 之间的位置关系的视图。如图 6 中所示，每个检测器 401 被提供成使得检测器 401 的中心轴根据与光发射单元 400 的光检测距离  $R$  相对于光发射单元 400 的中心轴以倾斜角  $\theta$  倾斜。在这种情况下，倾斜角  $\theta$  采取等于或超过  $0^\circ$  且小于  $90^\circ$  的值。如果例如倾斜角  $\theta = 0^\circ$ ，则将检测器 401 的中心轴设置成基本上平行于光发射单元 400 的中心轴。虽然其取决于要用于测量的光的波长，但当使用具有称为生物窗口的波长带（例如，

765nm) 的光作为入射光时,根据光检测距离  $R$  而单独地提供倾斜角  $\theta$ ,使得当光检测距离  $R$  在 5mm 内时,检测器 401 的倾斜角被给定为  $\theta = 0^\circ$ ,而当光检测距离  $R$  大于 5mm 时,检测器 401 的倾斜角  $\theta$  被设置成例如大于  $0^\circ$  且小于  $90^\circ$  的值。

[0049] 图 7 是示出了由本发明人在实验中制造的光学探针 40 的截面的示例的视图,其中,检测器具有对应于光检测距离的倾斜结构。图 8 是沿着 A-A 截取的图 7 中所示的光学探针 40 的剖视图。如图 7 和 8 中所示,光学探针 40 包括多个导孔 400h 和检测器导块 401g。如图 7 中所示,多个导孔 400h 被以预定间隔布置于以检测器导块 401h 为中心的同心圆的各圆周上。如图 8 中所示,检测器导块 401g 具有半球形(圆顶状)外壳,其提供有多个检测器导孔 401h,该检测器导孔的倾斜角  $\theta$  相差例如  $15^\circ$  的增量。光学探针 40 使得可以通过改变光发射单元 400 的入射纤维被插入其中的导孔 400h 来调整光发射单元 400 与检测器导块 401g 之间的距离(即,光检测距离  $R$ )。另外,改变检测器 401 的光检测纤维被插入其中的检测器导孔 401h 能够调整由光发射单元 400 的中心轴和检测器 401 的中心轴定义的角度(即,倾斜角  $\theta$ )。

[0050] 本发明人通过使用光学探针 40 来执行蒙特卡洛模拟以获得对应于光检测距离  $R$  的最佳倾斜角  $\theta$ 。如图 9 中所示,对应于该模拟的实验如下;光检测距离  $R$  被设定为固定值,通过改变光检测纤维被插入其中的检测器导孔 401h 将倾斜角  $\theta$  从  $-60^\circ$  以  $15^\circ$  的增量增加至  $+60^\circ$ 。另外,本发明人将由将检测器 401 的中心连接到光发射单元 400 的中心的直线(图 9 中的 X 轴)的延长线与通过将检测器 401 的中心轴投影在受试者表面上获得的直线 P 定义的旋转角  $\phi$  从  $-60^\circ$  以  $15^\circ$  的增量增加至  $+60^\circ$ ,并测量由检测器 401 检测的光强。在此模拟中,将倾斜角  $\theta$  从  $-90^\circ$  变成  $+90^\circ$ 。请注意,已使得入射光(765nm)垂直地放射一个样本表面,并且在远离入射位置 10mm 的位置处测量反射光强。通过在树脂中分散散射剂和颜料并使结果得到的结构固化从而使其散射系数和吸收系数与受试者的那些匹配来获得样本。

[0051] 图 10、11 和 12 示出了当光检测距离分别被设定为  $R = 10\text{mm}$ 、 $20\text{mm}$  和  $30\text{mm}$  时由上述模拟针对每个倾斜角  $\theta$  和每个旋转角  $\phi$  获得的光强(相对于在具有倾斜角  $\theta = 0$  的垂直方向上测量的值的强度)的分布。如从图 10、11 和 12 之间的比较显而易见的,随着光检测距离  $R$  增加,对倾斜角  $\theta$  的相关性降低(也就是说,倾斜地出现的光的比减小),并且平均出现角接近  $0^\circ$ 。另外,如从图 12 中所示的模拟结果显而易见的,出现光的角度相关性仍至少达到光检测距离  $R = 30\text{mm}$ ,并且通过使检测器 401 倾斜可改善检测效率。

[0052] 图 13A 和图 13B 是示出了图 7 和 8 中所示的实验获得的光强的 X 轴方向分量和 Y 轴方向分量的图表。图 13A 和图 13B 指示当倾斜角  $\theta = 15^\circ$  时所检测的光具有最大强度,亦即相对于当倾斜角  $\theta = 0$  时所检测的光明显高的强度。图 13A 和图 13B 中所示的实验结果是采取  $15^\circ$  的增量的粗数据。为了适当地确定角范围,其中与信号当倾斜角为 0 时获得的信号相比能够被增加,可以如图 10、图 11 和图 12 中所示地利用模拟结果。根据图 10、图 11 和图 12,其中光与处于倾斜角  $\theta = 0$  的情况相比具有足够高强度的倾斜角  $\theta$  的范围例如为从  $10^\circ$  至  $40^\circ$ 。尤其是增加光强的效果在从  $15^\circ$  至  $35^\circ$  的范围内是大的。此结果与从如图 13A 和图 13B 中所示的实验获得的结果一致。

[0053] (使用锥形结构的光导功能)

[0054] 接下来将描述使用生物光学测量设备 4 的锥形结构的光导功能。如在图 6 中举例

说明的,通过在至少一个检测器 401 与受试者表面之间提供光导部分 402 来实现此功能,该光导部分 402 具有其中在受试者表面侧的开口区域比在检测器 401 的检测表面侧大的结构(例如,锥形结构)。请注意可在检测器 401 的检测表面与光导部分 402 之间提供光纤。在这种情况下,在光纤的光导部分侧的开口区域比在光导部分的受试者表面侧小。在检测器 401 的检测器表面侧提供具有此类结构的光导部分 402 能够有效地将不仅平行于检测器 401 的轴线的光、而且还有在受试者体内被反复地散射且不平行地检测器 401 的轴线的光引导(或聚焦)到检测器 401 的检测表面。结果,每个检测器 401 的光检测效率显著地改善。

[0055] 请注意,光导部分 402 的开口区域取决于如图 6(或图 3)中所示地定义的开度角  $\phi$ 。每个光导部分 402 的开度角  $\phi$  可根据光检测距离 R 而不同。

[0056] 图 14 是从受试者接触表面侧看的探针 P 的视图,并且示出了光导部分 402 的受试者接触表面的开度如何随光检测距离 R 的增加而增加。参考图 14,每个点线指示从光发射单元 400 至每个检测器 401 的距离。此布置能够显著地改善远离光发射位置的位置处的光导效率。

[0057] 图 15 是示出了当光导部分 402 被安装时所检测的光强度和当光导部分 402 未被安装时所检测的光强度的图表。本发明验证并确认如图 15 中所示,光导部分 402 在光检测距离为 5mm 至 15mm 时将光强增加 1.2 至 1.3 倍,而当光检测距离是 25mm 时其将光强增加 6.8 倍,并且当光检测距离是 35mm 时增加 10 倍。另外,当光导部分 402 的受试者接触表面的开口区域的直径为约 5mm  $\phi$  时认识到此类效果,其允许用于 5mm 的最小光检测距离的制造。当针对 35mm 的光检测距离将具有 35mm 的直径的光导主体与具有约 10mm  $\phi$  的直径的光导主体相比较时,用具有约 10mm  $\phi$  的直径的光导主体观察到较大的效果。随着光检测距离增加,受试者体内的传播距离增加,并且因此散射的次数增加。因此,一般地认为所检测光强随光检测距离的增加而减小。然而,如图 15 中所示,当提供光导部分 402 时,所检测光的强度随光检测距离的增加而显著增加(尽管有光的反复散射)。随着光检测距离增加,光的强度衰减。这是引人注意的效果。

[0058] (使用检测器的倾斜结构和锥形结构的光导功能的组合)

[0059] 还可以通过根据光检测距离 R 来调整每个光导部分 402 的开度角  $\phi$  和每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  两者而在尽可能保持空间分辨率的同时进一步改善光检测效率。

[0060] 图 16 是示出了其中根据光检测距离 R 来调整每个光导部分 402 的开度角  $\phi$  和每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  的探针 P 的示例的视图。根据由本发明人执行的实验,通过参考例如光检测距离 R = 10mm 和 30mm 来调整每个光导部分 402 的开度角  $\phi$  和每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  而实现良好的光学检测,虽然光检测距离取决于所使用的波长。

[0061] 也就是说,在光检测距离  $R \leq 10\text{mm}$  的范围内,每个检测器 401 倾斜,从而在开度角  $\phi = 0$  时(或在没有光导部分 402 的情况下)随着光检测距离 R 的增加而减小倾斜角(亦即从而使检测器 401 随着其到光发射位置的距离的减小而更加倾斜)。已经确认在光检测距离  $R \leq 10\text{mm}$  的范围内,从受试者出现的光并未变成全漫射光,仍是具有一定程度的方向性(出现光的角度相关性)。因此,在此范围内,将每个光导部分 402 的开度角设置成  $\phi = 0$  以通过调整每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  而在改善检测效率的同时相对于源自于光导部分 402 的锥形形状的聚焦效果而对光学检测的空间分辨率给以优先权。

[0062] 另外,在由  $10\text{mm} \leq R \leq 30\text{mm}$  给定的光检测距离  $R$  范围内,每个检测器 401 倾斜,从而随着光检测距离  $R$  的增加而增加开度角  $\phi$ ,并且随着光检测距离  $R$  的增加而减小每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$ 。使用此类布置是因为当光检测距离  $R$  落在此范围内时,可以预期光学检测效率将由于光导部分 402 的锥形形状和每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  而被显著改善。

[0063] 此外,在光检测距离  $R > 30\text{mm}$  的范围内,开度角  $\phi$  随着光检测距离  $R$  的增加而增加,并且每个检测器 401 的倾斜角被设置成  $\theta = 0$  (也就是说,使得检测器 401 的光轴基本上平行于光发射单元 400 的光轴)。在此范围内使用此类布置,因为出现光是散射光且具有较少的方向性。检测器 401 随每个倾斜角的倾斜效果是小的。由于光导部分 402 的锥形形状,可以预期将显著地改善光学检测效率。

[0064] 另外,为了针对每个光检测距离获得光导部分 402 的最佳开度角  $\phi$ ,本发明人通过当光检测距离被设置成  $30\text{mm}$  和  $34\text{mm}$  时通过针对光导部分 402 的各开度角、即  $\phi = 10^\circ$ 、 $20^\circ$  和  $30^\circ$  使用图 6 中所示的光学探针 40 来测量倾斜角  $\theta$  与所检测光的强度之间的关系。图 17A 和 17B 是用此测量获得的图表。如从图 17A 和 17B 显而易见的,在其中光检测距离是  $30\text{mm}$  和  $34\text{mm}$  的两个情况下,当开度角  $\phi = 20^\circ$  时,所检测光呈现最大强度。另外,在从  $10^\circ$  至  $30^\circ$  的开度角  $\phi$  的范围内观察到由上述光导部分 402 获得的增加光导效率的效果。

[0065] 接下来将描述通过使用根据本实施例的生物光学测量设备 4 来引导超声探针的处理。图 18 是示出了通过使用生物光学测量设备 4 来引导超声探针的处理的流程图。如图 18 中所示,当光发射单元 400 几乎垂直地向受试者表面发射光时(步骤 S1),在受试者体内被散射和反射的光被其开度角  $\phi$  根据光检测距离而不同的多个光导部分 402 引导,并被每个具有单独倾斜角  $\theta$  的多个检测器 401 检测(步骤 S2)。光学分析器 424 将所检测光信号(模拟信号)放大,将其转换成数字信号,并分析检测器 401 之间的所检测光的强度变化(步骤 S3)。计算电路 426 基于检测器 401 之间的所检测光的强度变化来计算超声探针 12 与受试者表面之间的密切接触程度、受试者体内呈现预定光吸收系数的异常区域距受试者表面的深度以及异常区域参考预定位置的位置和距离(步骤 S4)。

[0066] 支持信息生成单元 44 基于由光学测量处理单元 42 获得的确定结果和计算结果来生成用于命令和引导超声探针 12 的位置、姿势、方向等的支持信息,以便使超声探针 12 的发射/接收表面与受试者进行接触(步骤 S5)。监视器 14 以预定形式来显示生成的支持信息(步骤 S6)。

[0067] (第一修改)

[0068] 在以上实施例中,根据光检测距离来固定每个检测器 401 的倾斜角  $\theta$  和每个光导部分 402 的开度角  $\phi$ 。然而,在不限于本示例的情况下,例如,根据需要,可提供能够任意地调整倾斜角  $\theta$  和开度角  $\phi$  的移动机构。

[0069] (第二修改)

[0070] 上述实施例已示出被配置成增加开度角  $\phi$  的布置作为增加光导部分 402 的开口区域的技术。然而,在不限于本示例的情况下,例如,可通过增加形成锥形形状的圆形截顶圆锥形状的高度来增加光导部分 402 的开口区域。

[0071] 根据上述生物光学测量设备,根据光检测距离  $R$  针对每个检测器 401 单独地设定

倾斜角  $\theta$ ，其为由光发射单域的中心轴和每个检测器的中心轴定义的角。另外，根据光检测距离  $R$  针对每个检测器 401 单独地设定具有锥形结构且在检测器与受试者表面之间提供的光导部分的开度角  $\phi$ 。在指定受试者体内的光散射时，由于来自受试者的出现光不是全漫射光，所以与相关技术相比，可以在光在受试者体内被反复地散射时高效地收集从受试者出现的光。因此，可以用比相关技术更高的 S/N 比来执行生物光学测量，并确定且示出受试者体内的可疑组织的存在。

[0072] 另外，使用根据本实施例的生物光学测量设备，能够将超声探针（和光学探针）准确地引导至期望位置（例如，直接在可疑组织之上的位置）。这减少由操作员技能水平的变化引起的超声图像诊断的质量的变化，并且能够大大地缩短对应于新陈代谢的信息的光学恒量所需的计算时间。另外，当解释超声图像时，由于可以通过使用通过光学测量获得的新陈代谢信息来增强超声图像，所以射线照相解释者能够进行快速且正确的确定。

[0073] 请注意，例如，国际公开 W02006/132218 公开了一种常规生物光检测设备。这种生物光检测设备具有其中波导在受试者侧和检测器侧具有不同开口区域以在没有遗漏的情况下从受试者接收光以及在受试者侧设定较大开口区域的功能的结构。这种设备被设计成在不向受试者体内发射光的情况下检测自发地从受试者体内发出的光。与此相反，根据本实施例的生物光学测量设备 4 是基于新的实验事实，即光导主体的效果根据光检测距离（进入受试者身体的光的位置与当在受试者体内传播时从受试者出现的光的位置之间的距离）而不同，并且有效直径还根据光检测距离而不同。根据本实施例的生物光学测量设备 4 实现用常规生物光学测量设备不能实现的显著技术效果。

[0074] 虽然已描述了某些实施例，但这些实施例仅仅是以示例的方式提出的，并且并不意图限制本发明的范围。事实上，可以用多种其他形式来体现本文所述的新型方法和系统；此外，在不脱离本发明的精神的情况下，可以实现本文所述的方法和系统的形式方面的各种省略、替换和变更。所附权利要求及其等效物意图涵盖此类形式或修改，如同将落在本发明的范围和精神内一样。

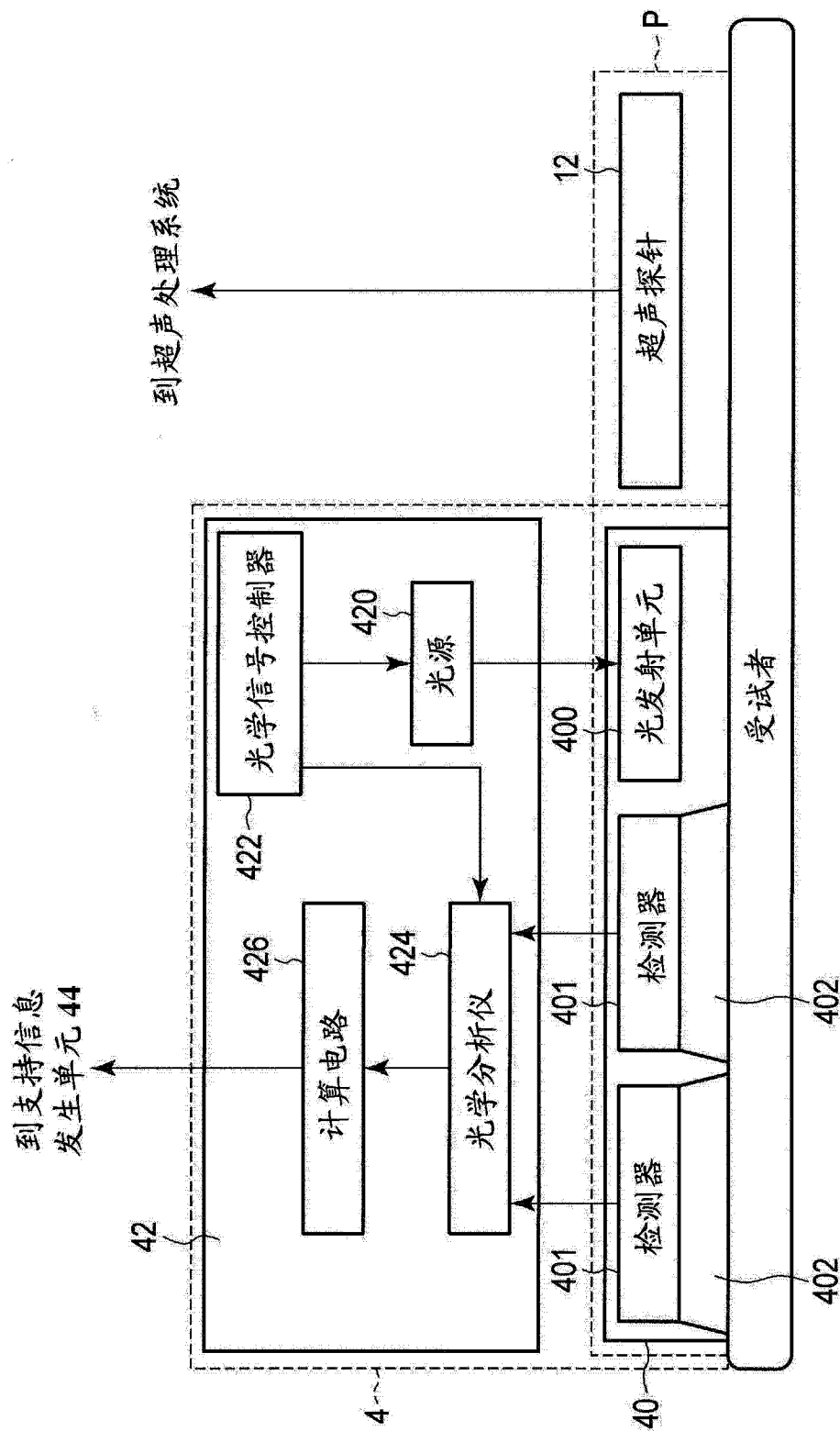


图 1

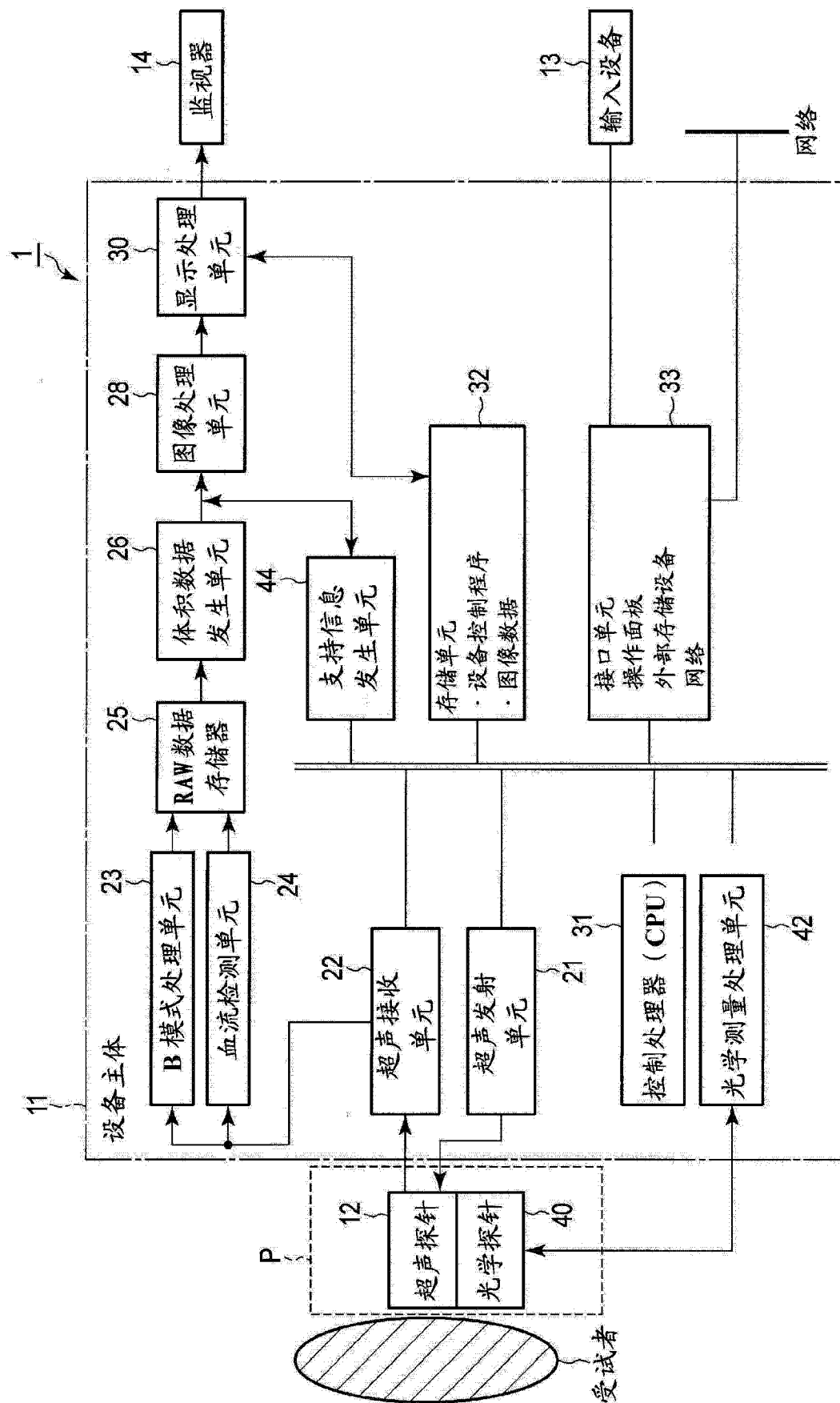


图 2

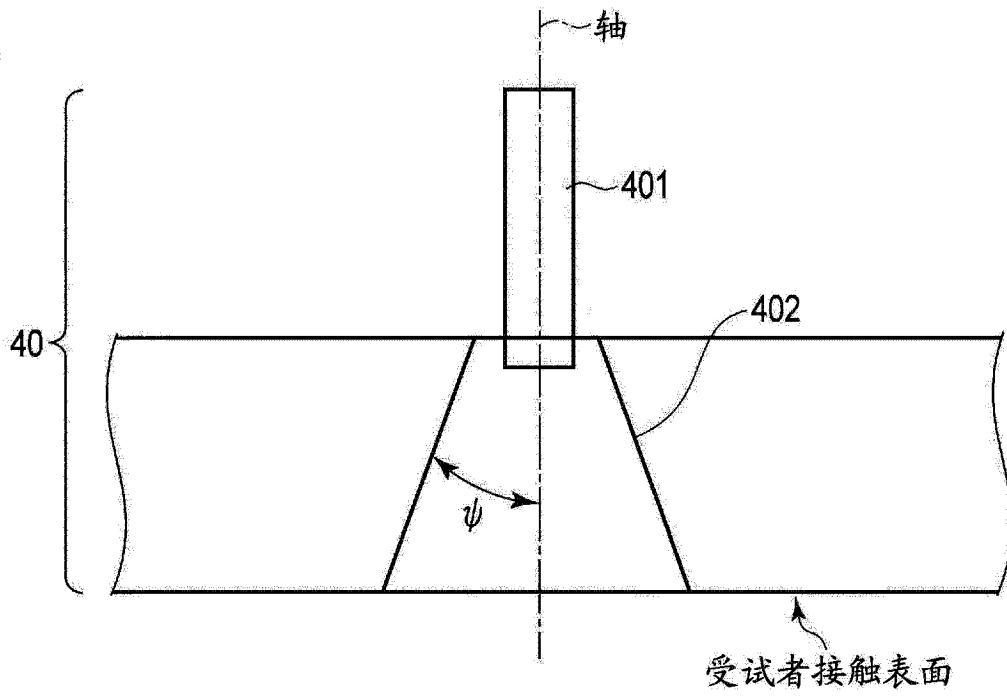


图 3

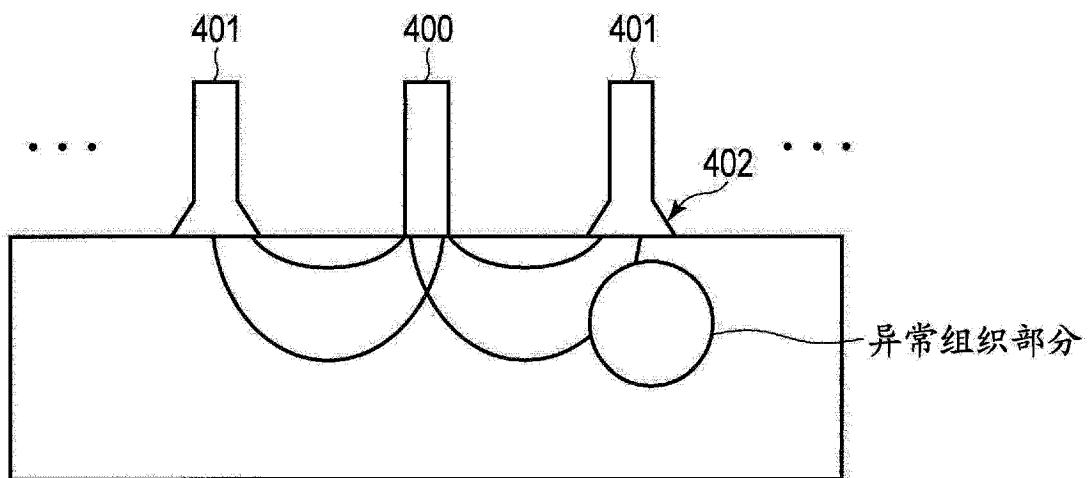


图 4

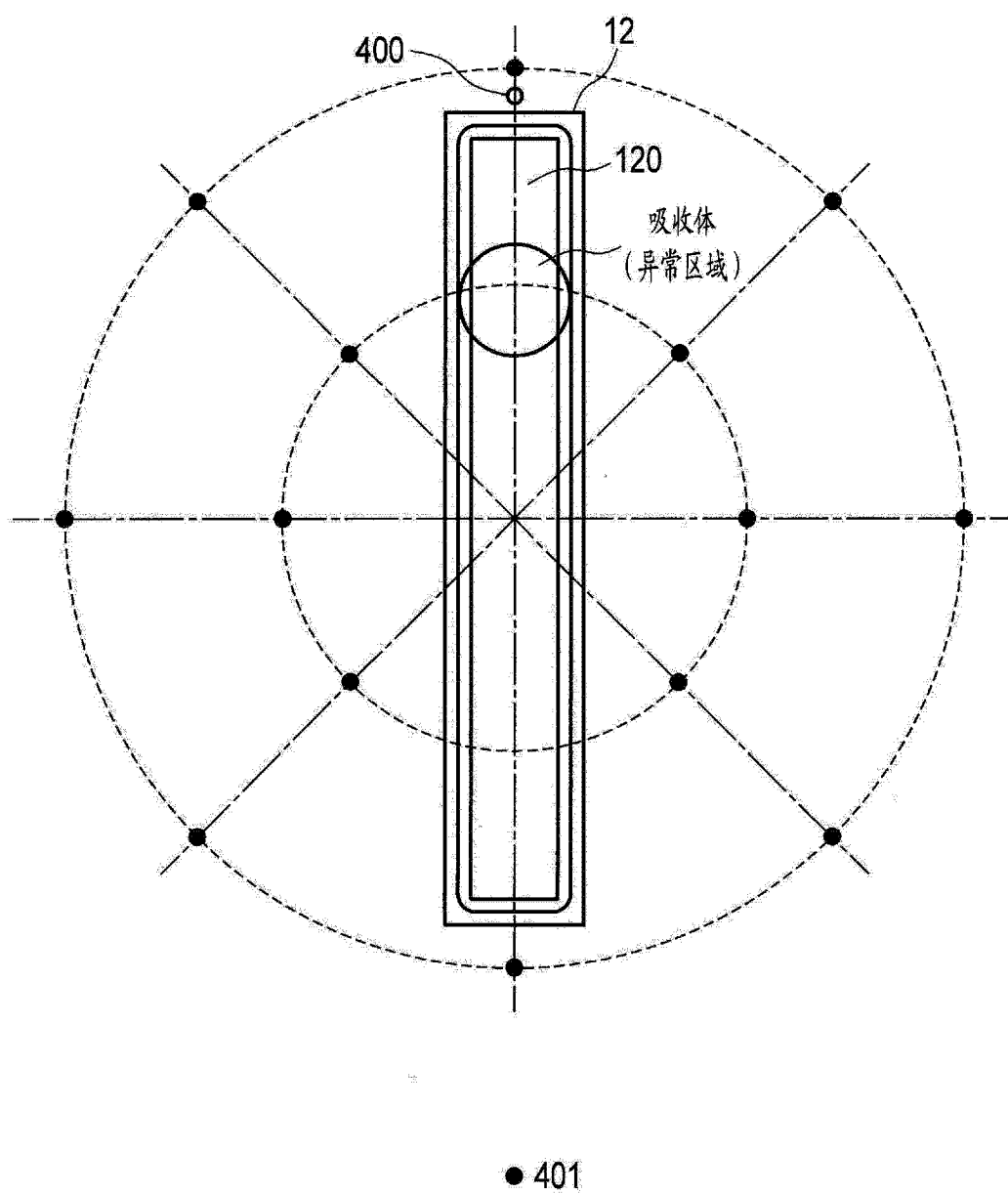


图 5

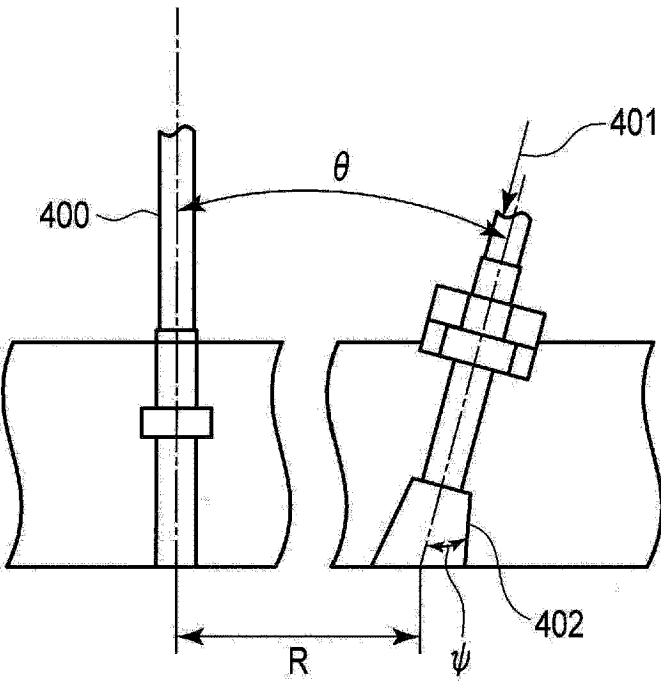


图 6

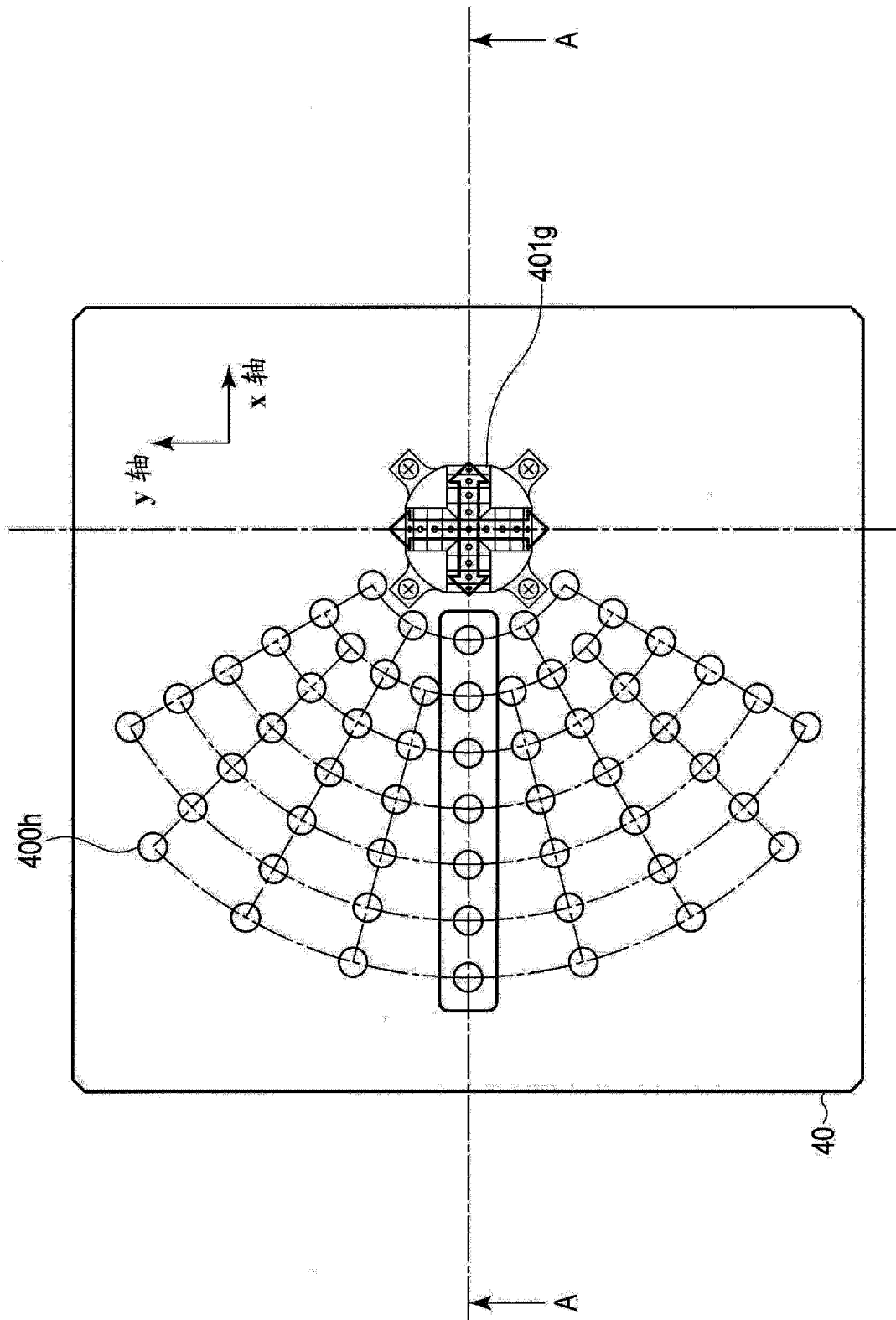


图 7

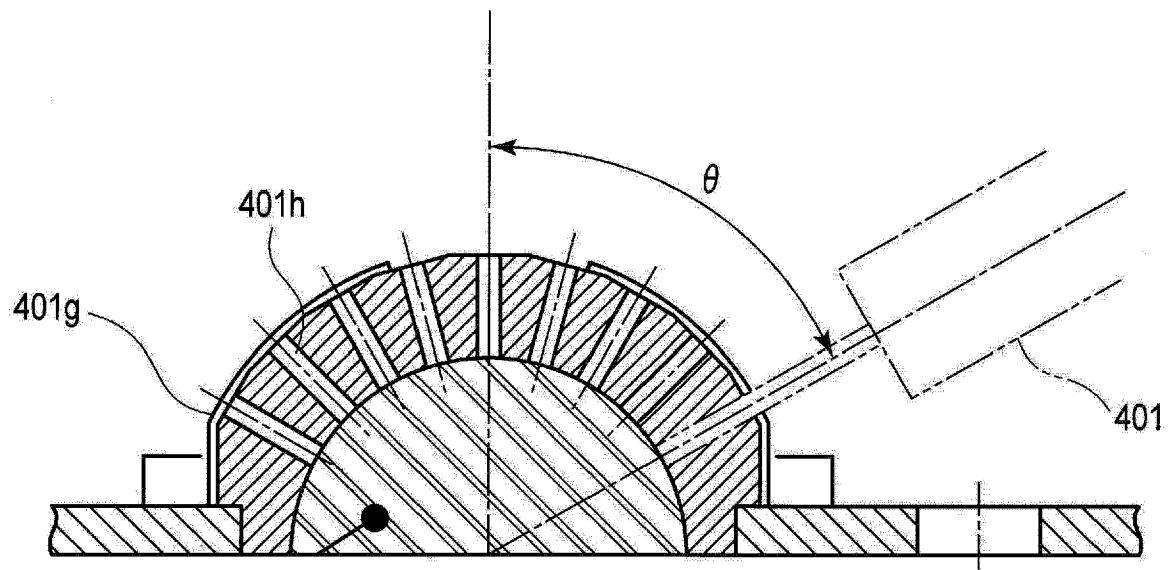


图 8

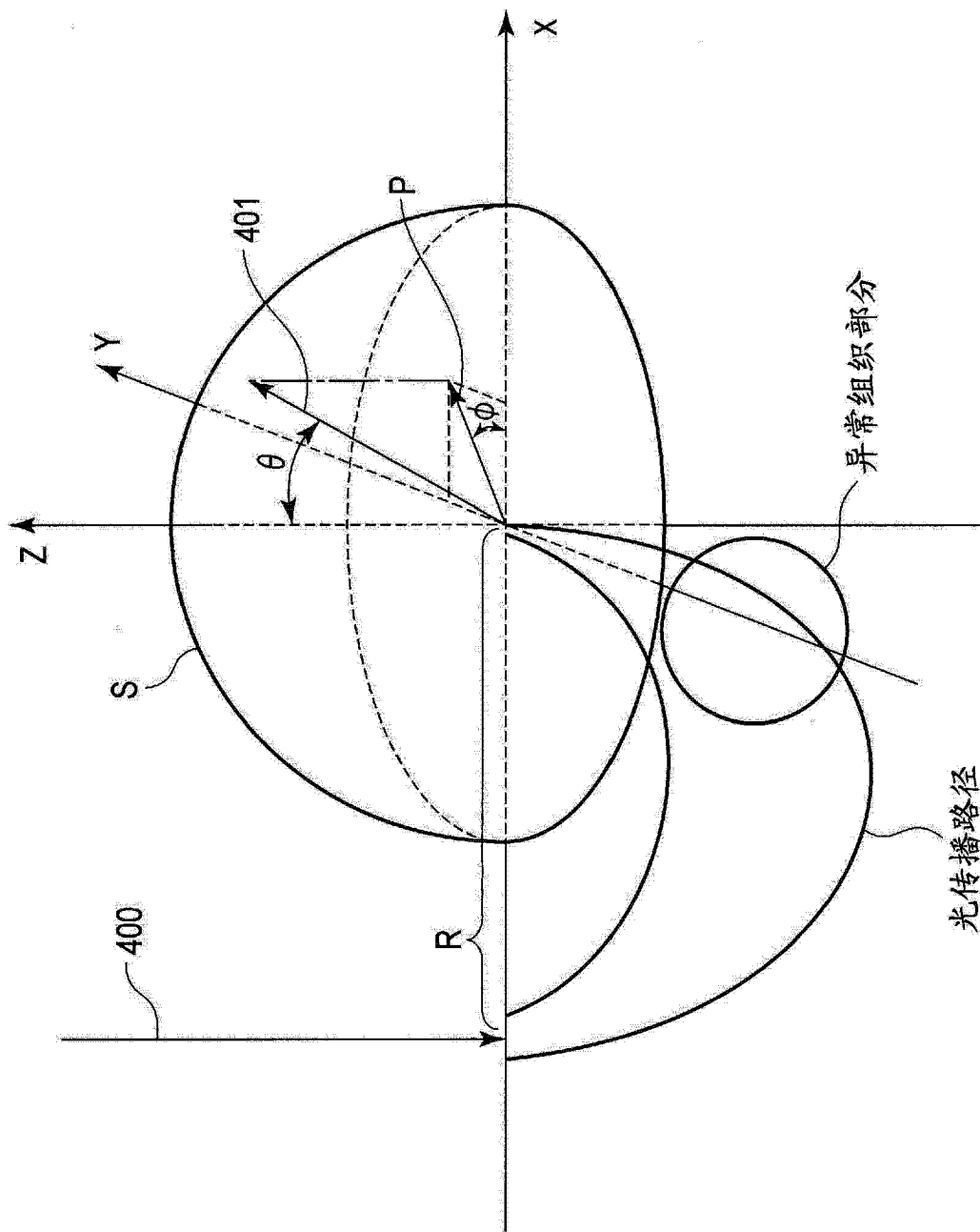


图 9

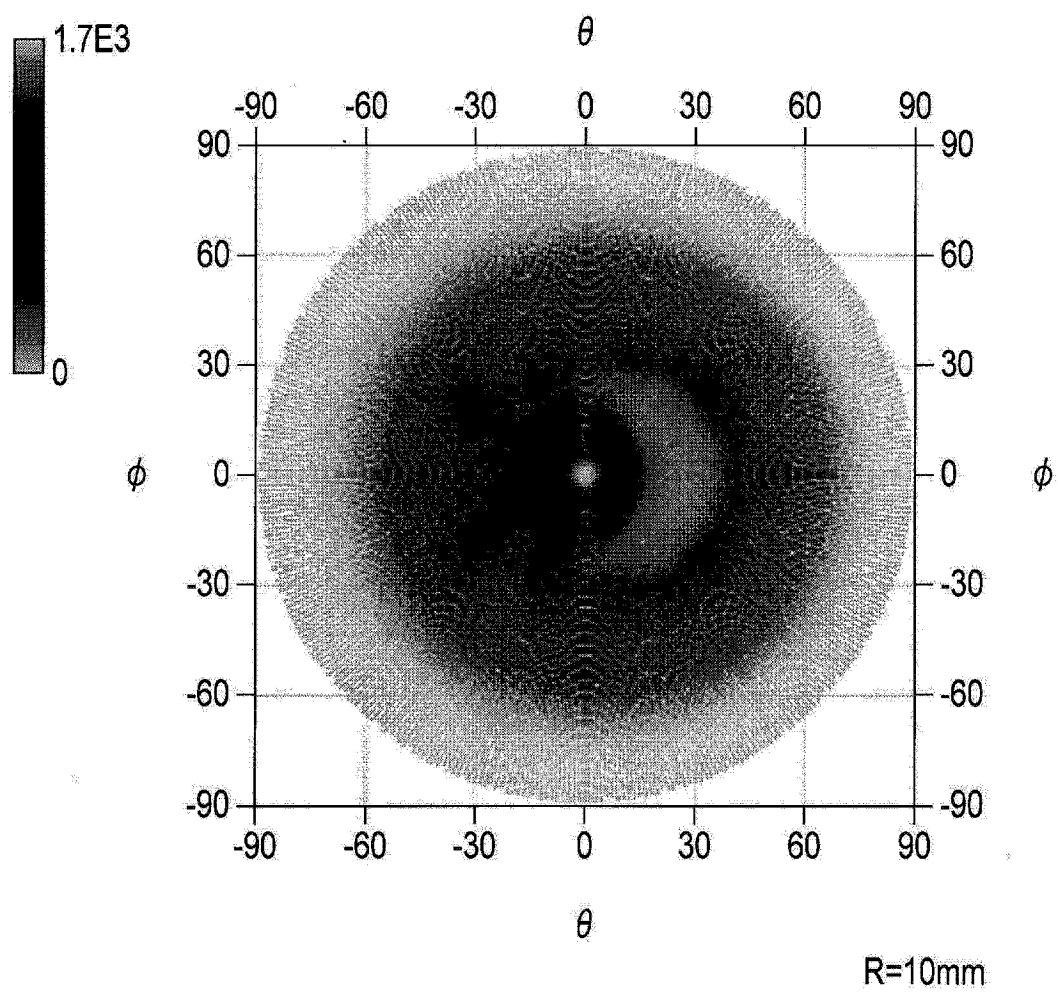


图 10

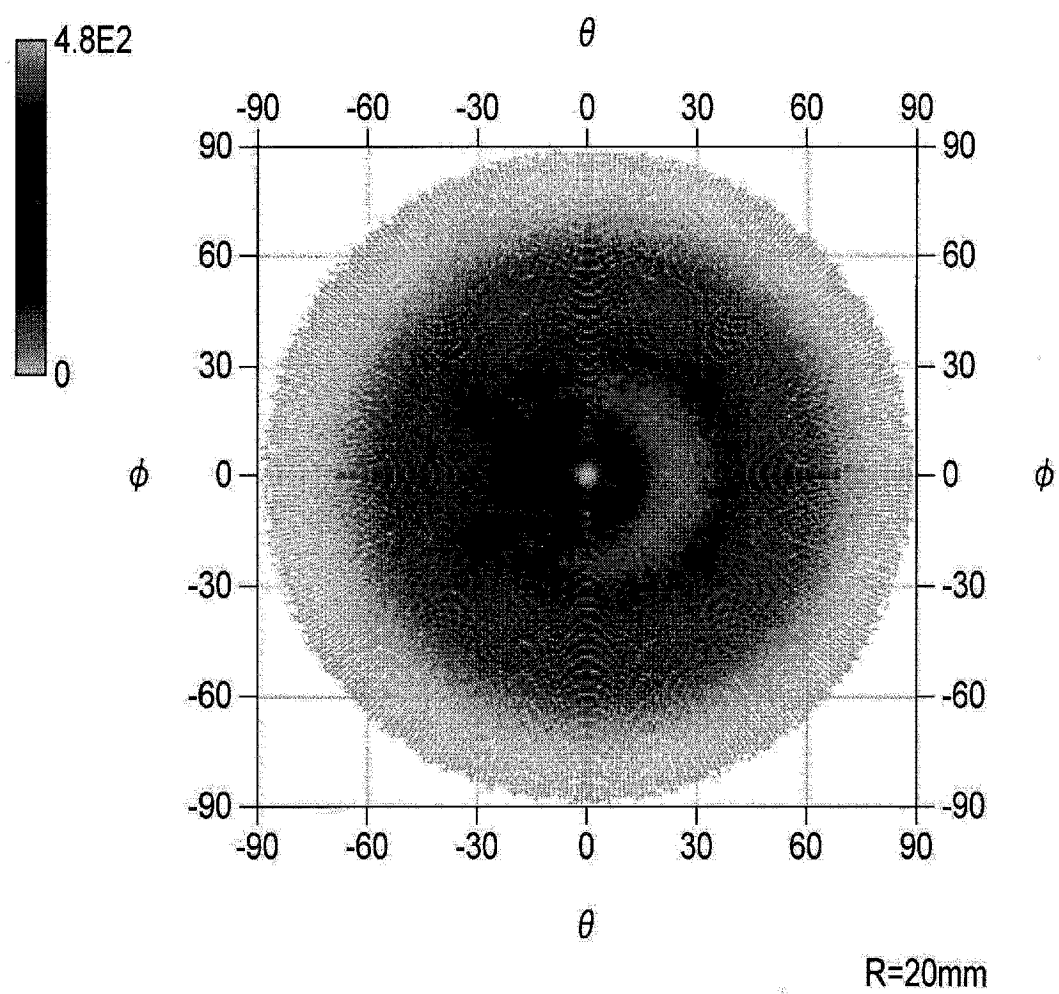


图 11

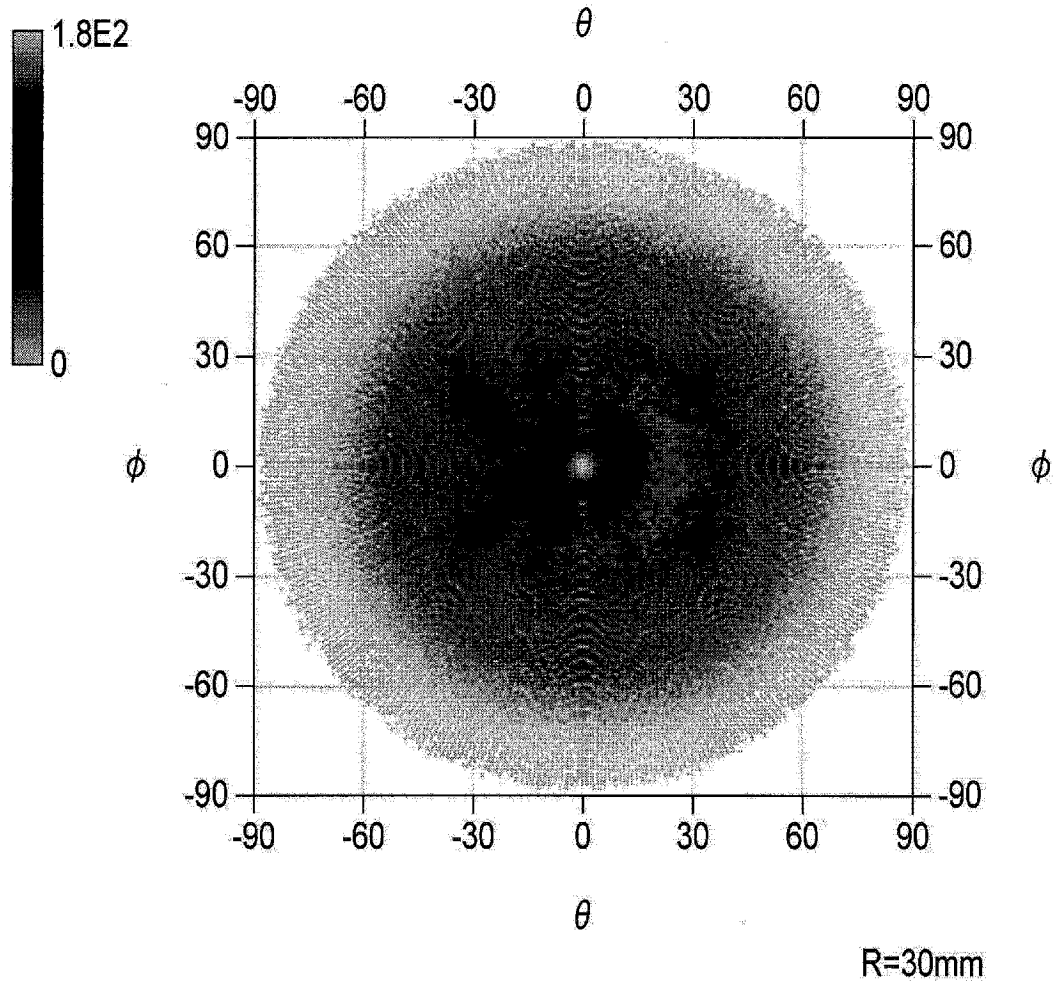


图 12

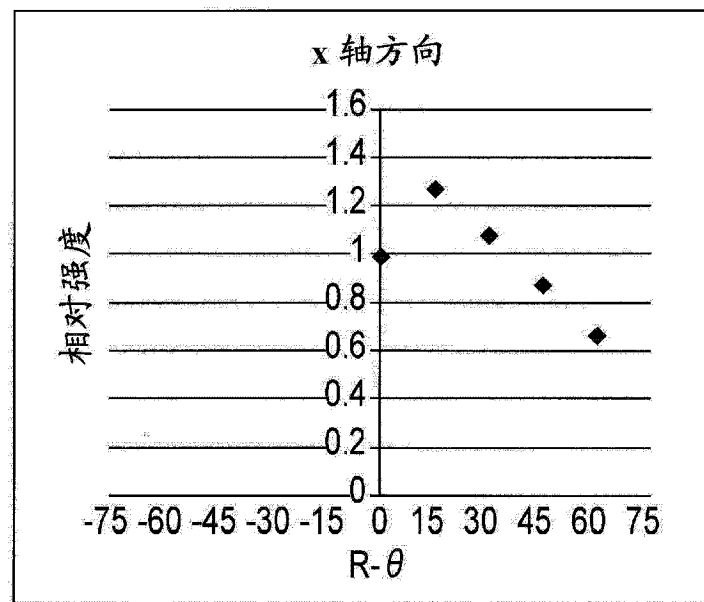


图 13A

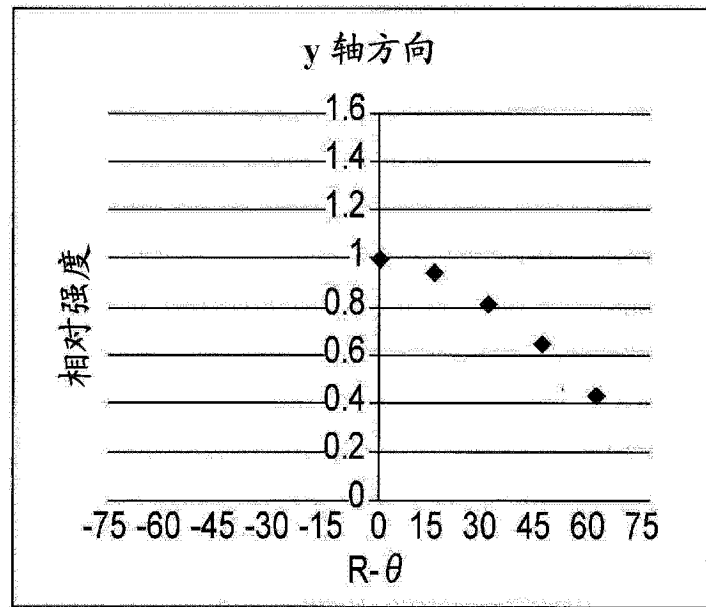


图 13B

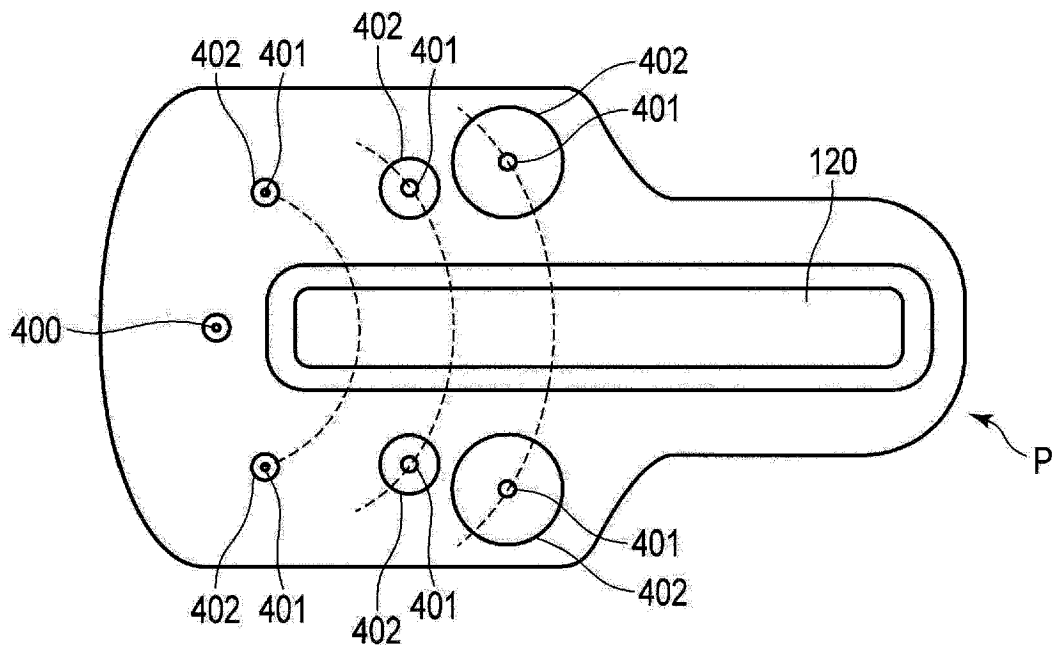


图 14

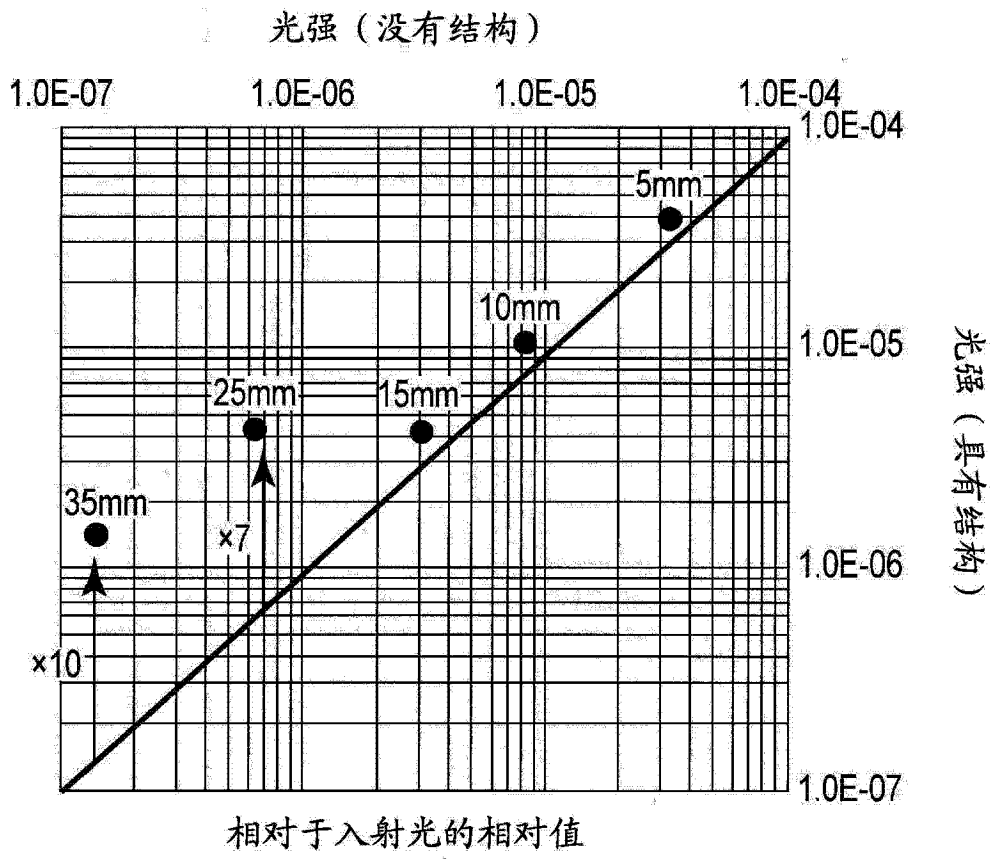


图 15

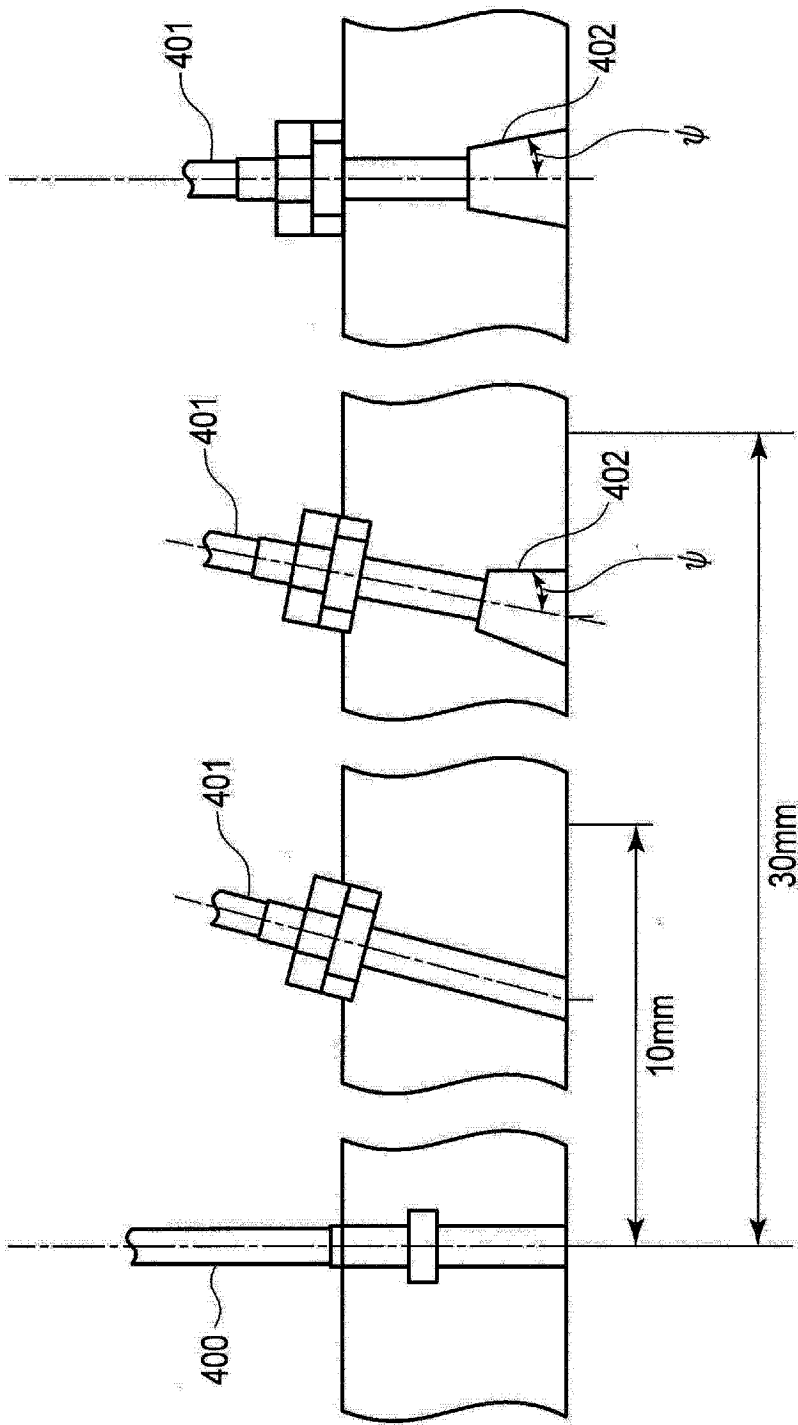


图 16

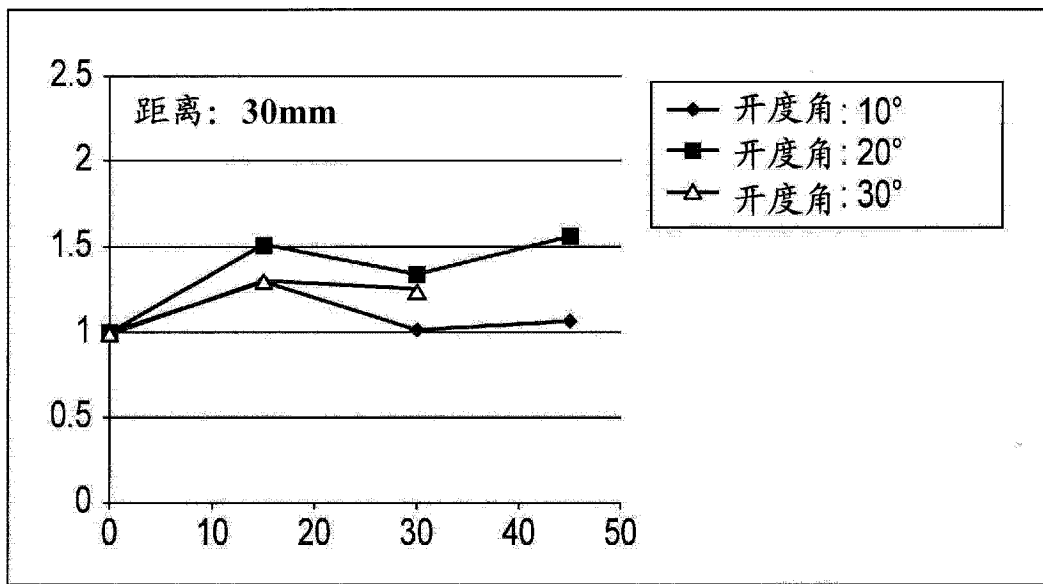


图 17A

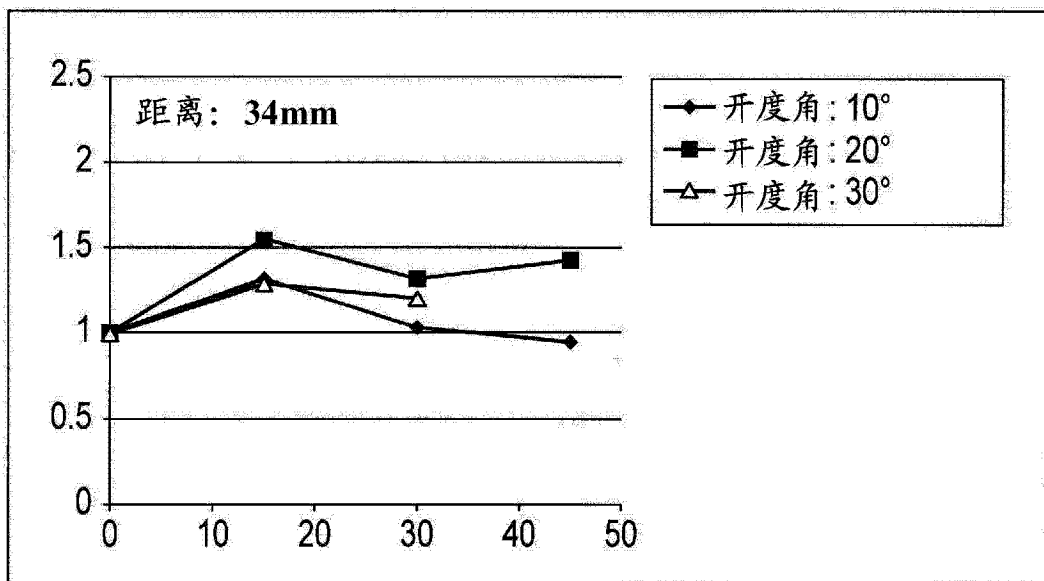


图 17B

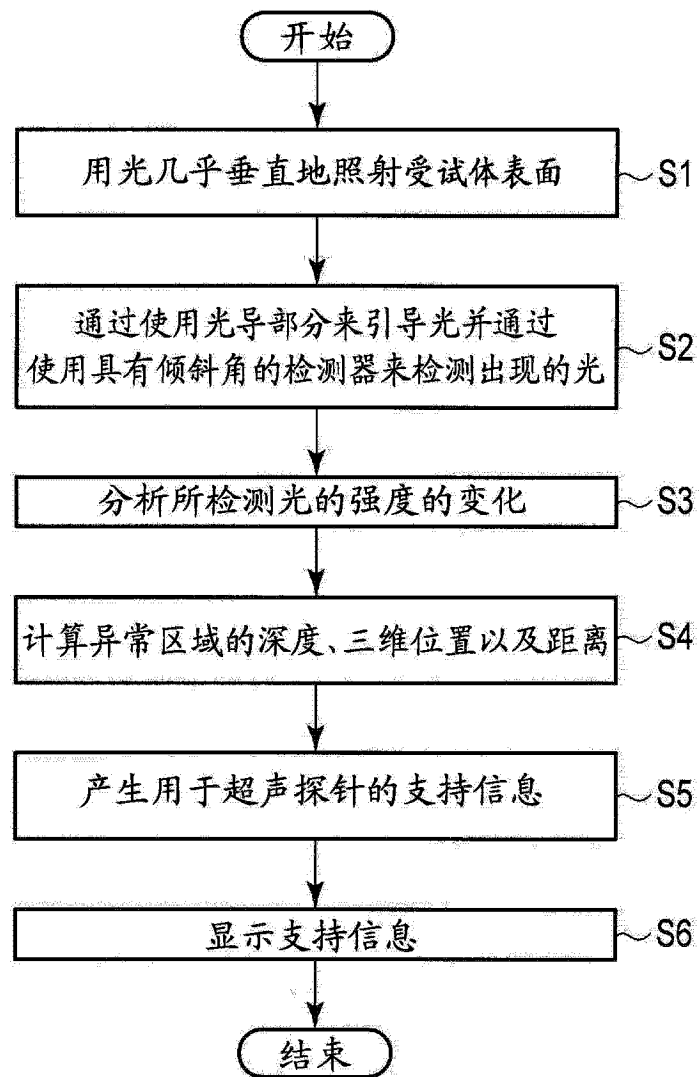


图 18

|                |                                                                   |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 生物光学测量设备和超声诊断设备                                                   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN104224111A</a>                                      | 公开(公告)日 | 2014-12-24 |
| 申请号            | CN201410259702.1                                                  | 申请日     | 2014-06-12 |
| [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<br>高山晓<br>中西务<br>中村健二                                        |         |            |
| 发明人            | 浦野妙子<br>高山晓<br>中西务<br>中村健二                                        |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B8/00                                                 |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/5261 A61B5/0035 A61B5/0091 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/4444 |         |            |
| 代理人(译)         | 郭思宇                                                               |         |            |
| 优先权            | 2013123677 2013-06-12 JP<br>2013270509 2013-12-26 JP              |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                    |         |            |

# 摘要(译)

本发明涉及生物光学测量设备和超声诊断设备。根据一个实施例，生物光学测量设备包括光发射单元、多个检测器、图像获取单元以及计算单元。光发射单元被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光。多个检测器被布置在受试者的表面上并被配置成从光发射单元的发射表面向受试者的表面基本上垂直地发射光。图像获取单元获取关于受试者的图像。

