



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109314120 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780024403.1

(22)申请日 2017.04.25

(30)优先权数据

2016-089228 2016.04.27 JP

2017-085234 2017.04.24 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2017/016288 2017.04.25

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/188219 JA 2017.11.02

(71)申请人 雫石诚

地址 日本国宫城县

(72)发明人 雫石诚

(74)专利代理机构 北京思格颂知识产权代理有限公司 11635

代理人 王申

(51)Int.Cl.

H01L 27/146(2006.01)

H04N 5/369(2006.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 10/00(2006.01)

G01N 21/17(2006.01)

H01L 27/144(2006.01)

H01L 27/15(2006.01)

H01L 31/02(2006.01)

H04N 5/33(2006.01)

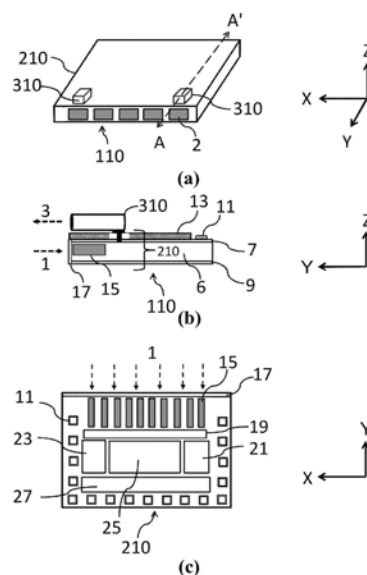
权利要求书3页 说明书20页 附图17页

(54)发明名称

摄像模块及摄像装置

(57)摘要

本发明通过提高光学绘图装置或光CT装置等摄像装置中的空间、时间、能量分辨率,且通过摄像装置的小型・轻量化来大幅提高影像诊断精度,从而实现疾病等的早期发现以及医疗费用的消减。本发明提供一种摄像模块的摄像装置,该摄像模块是对将与形成有集成电路的半导体基板面垂直方向上的半导体基板的侧面部作为受光面的半导体摄像元件,在形成有集成电路的半导体基板面上,以来自光源部的光的出射方向与基板侧面部的法线方向一致的方式配置一个或多个光源部而成。



1. 一种摄像模块,其中,将在半导体基板上形成有集成电路的面定义为X-Y平面、将该半导体基板的厚度方向定义为Z轴时,将所述半导体基板的位于X-Z平面的一侧面部作为受光面的多个光电转换部在所述半导体基板内部沿着所述半导体基板内的Y轴方向形成,并且在所述半导体基板的所述X-Y平面上安装有一个或多个光源部,且该光源部的光出射方向与所述光电转换部的延伸方向相同,为Y轴方向。

2. 一种摄像模块,其中,将在半导体基板上形成有集成电路的面定义为X-Y平面、将该半导体基板的厚度方向定义为Z轴时,具有将所述半导体基板的与所述Z轴方向平行的一侧面部作为受光面的光电转换部,且成为所述受光面的所述半导体基板的侧面部的形状仅在所述X-Y平面视角上呈凸状或凹状弯曲,并且在半导体基板的所述X-Y平面上具有一个或多个光源部,以该光源部的光出射方向与所述光源部正下方的受光面的法线方向一致的方式将所述光源部安装在所述半导体基板上。

3. 如权利要求1或2所述的摄像模块,其中,在形成有所述集成电路的半导体基板面的背面侧具有所述光源部。

4. 如权利要求1~3中意一项所述的摄像模块,其中,所述半导体基板与所述光源部之间层叠有安装基板。

5. 一种摄像模块,其中,将在半导体基板上形成有集成电路的面定义为X-Y平面、将该半导体基板的厚度方向定义为Z轴时,具有将所述半导体基板的与所述Z轴方向平行的一侧面部作为受光面的光电转换部,且在所述Z轴方向平行的一侧面部上安装有一个或多个光源部。

6. 如权利要求5所述的摄像模块,其中,将在所述受光面排列的像素阵列的像素中心连接的线与将所述光源部光出射部的中心连接的线位于与所述X-Y平面平行的同一平面上。

7. 如权利要求5或6所述的摄像模块,其中,成为所述受光面的所述半导体基板的侧面部的形状仅在所述X-Y平面视角上呈凸状或凹状弯曲。

8. 如权利要求5或6所述的摄像模块,其中,成为所述受光面的所述半导体基板的侧面部的形状在所述X-Y平面视角上为圆形。

9. 一种摄像模块,其中,将在半导体基板上形成有集成电路的面定义为X-Y平面、将该半导体基板的厚度方向定义为Z轴时,所述半导体基板的中央部具有在所述X-Y平面视角上于所述Z轴方向贯通的圆形中空区域以及将所述中空区域的内壁部作为受光面的多个光电转换部,且在该中空区域的内壁部安装有光源部。

10. 如权利要求5~9中任一项所述的摄像模块,其中,在具有所述受光面的侧面部或所述中空区域的内壁部具有切槽部,在该切槽部内插入有所述光源部。

11. 如权利要求9所述的摄像模块,其中,所述半导体基板的外形形状在所述X-Y平面视角上为圆形。

12. 如权利要求1~11中任一项所述的摄像模块,其中,所述半导体基板是硅基板,所述光电转换部形成在所述硅基板内,且所述光电转换部中含有锗。

13. 如权利要求1~12中任一项所述的摄像模块,其中,在所述受光面上层叠有微透镜或光波导或者将它们组合而成的光学部件。

14. 如权利要求13所述的摄像模块,其中,所述Z轴方向上从所述半导体基板的形成有集成电路的面到所述光学部件的光学中心线的位置的距离比所述半导体基板在所述Z轴方

向上的厚度的1/2更小。

15. 如权利要求2、5、9中任一项所述的摄像模块,其中,将所述半导体基板的与所述Z轴方向平行的一侧面部作为受光面的光电转换部在所述半导体基板侧面部上依次层叠有像素电极、光电导膜和对置电极。

16. 一种层叠型摄像模块,其在所述Z轴方向通过电连接手段层叠两个以上权利要求5~15中任一项所述的摄像模块。

17. 如权利要求16所述的层叠型摄像模块,其中,所述Z轴方向上邻接的两个以上的浮置扩散层区域彼此电连接。

18. 根据权利要求16或17所述的层叠型摄像模块,其中,层叠的各摄像模块在所述Z轴方向上的厚度为3微米以上且20微米以下,各摄像模块的受光部在所述Z轴方向上的尺寸以及粘接层的厚度的合计与各摄像模块的受光部在与所述半导体基板面平行的方向上的所述受光部的宽度相等。

19. 一种层叠型摄像模块,其在一个或多个权利要求5~15中任一项所述的摄像模块或者权利要求16~18中任一项所述的层叠型摄像模块上,于所述Z轴方向通过电连接手段进一步层叠有周边电路元件。

20. 如权利要求1~15中任一项所述的摄像模块或者权利要求16~19中任一项所述的层叠型摄像模块,其中,所述光源部射出近红外光。

21. 一种光CT装置,其中,将立体摄像模块作为机架部,所述立体摄像模块具有如下结构:

在定义了将圆筒形的中心线规定为U轴方向、将所述圆筒形的上表面或下表面规定为V-W平面的三维坐标轴时,将权利要求1所述的多个摄像模块以具有受光窗的半导体基板侧面部与所述圆筒形的中心线平行,且在V-W平面视角上相对于所述中心线成对称位置的方式组入圆筒形的支撑体。

22. 一种光CT装置或光学绘图装置,其中,其具有立体摄像模块,该立体摄像模块具有如下结构:

在定义了将圆顶形状的中心线规定为U轴方向、将所述圆顶形状的与所述U轴方向垂直的平面中的一个规定为V-W平面的三维坐标轴时,将权利要求2或7所述的所述侧面部的形状在平面视角上为凹状的两个以上的摄像模块配置为构成所述受光面的半导体基板侧面部覆盖圆顶形状,且在V-W平面视角上从上方俯视所述圆顶形状时以一点为中心呈放射状配置。

23. 一种乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置,其是使用决定摄像模块的配置的支撑体,将权利要求9所述的两个以上的摄像模块在与所述半导体基板面垂直的方向上立体组合而成的。

24. 一种光CT装置、乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置,其是将圆形形状的直径不同的两个以上的权利要求9所述的摄像模块,使用连续变更与所述半导体基板面垂直的方向上的距离的支撑体,在所述垂直方向上立体组合而成的。

25. 一种光CT装置、乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置,其使用了立体摄像模块,所述立体摄像模块具有如下结构:

将两个以上的权利要求11所述的摄像模块在与半导体基板面垂直的方向立体组合,并

以所述圆形形状的直径在邻接的摄像模块间依次不同的方式在圆顶形状的纬度方向上配置,并且将权利要求7中所述侧面部的形状在平面视角上为凹状且使外形成为圆弧形的摄像模块在该圆顶形状的经度方向上呈放射状配置而成的结构。

26.一种光超声波影像诊断装置,其在所述侧面部的形状在平面视角上为凸状的权利要求2所述的摄像模块上,进一步以超声波出射面在X-Y平面视角上与所述凸状的侧面部大致一致的方式安装有超声波检测部。

27.一种光超声波内窥镜装置,其在权利要求8所述的摄像模块上安装有超声波检测部。

摄像模块及摄像装置

技术领域

[0001] 本发明涉及能量、空间及时间分辨率优异,且实现高灵敏度、小型轻量、低功耗的摄像模块,以及使用了该摄像模块的摄像装置。

背景技术

[0002] 目前公开有使用近红外光的光CT(计算机断层扫描)装置(专利文献1)。但是,由于需要呈放射状配置多个检测器,或者使光源部在被检体的周围旋转运动,因而得不到充分的空间析像度,难以实现装置的小型・轻量化。同样地,还公开有利用近红外光的乳腺X射线摄影装置(专利文献2),但由于与被检体的形状吻合的检测器和光源的配置存在制约且检测器的个数也有限制,因此难以发现早期或者几毫米以内的微小病变部位。另外,对于使用近红外光的光学绘图装置(专利文献3),所使用的检测器与光源的组合个数也存在制约,因而得不到充分的分辨率,对进行后续图像分析或诊断等期待进一步改善。另外,无论是乳腺X射线摄影装置还是光学绘图装置,均难以准确设定光源与检测器的相对位置关系,此外对受检者而言,将这些装置通过密合或压迫而装备于身体时所带来的痛苦和不快感也成为了问题。另一方面,公开有将由可见光得到的图像信息和由超声波检测器得到的信息进行了组合的复合摄像装置(专利文献4),但还需要使用近红外光同时获取生物体内的图像信息以期早期发现癌症及其它疾病及减轻患者负担。

[0003] 目前公开有通过使X射线从半导体基板的侧面入射并于X射线在半导体基板内部向与半导体基板面平行的方向行进期间进行光电转换,来实现X射线光谱分析的方法(专利文献5),以及对近红外光具有灵敏度的摄像元件(专利文献6)。与可见光相比,X射线及近红外线都是通过增加硅内部的入射光光程来提高灵敏度。专利文献7中记载有将上述侧面入射摄像元件的原理应用于X射线CT装置的例子。但是,这种将基板侧面作为受光部的摄像元件是通过切割(Dicing)半导体晶圆将其分割(单片化)为一个个的摄像元件而得到的。因此,摄像元件表面的周边部或侧壁部会因该切割工序而受到机械损伤、热损伤而产生晶体缺陷,并且暴露于来自于外部的重金属或反应性化学物质等的污染当中。因而,像这样将基板侧面作为受光部的摄像元件仍存在尚未解决的技术问题。

[0004] 现有技术文献:

专利文献1:日本特开平4-241850

专利文献2:日本特表2002-502652

专利文献3:日本特开昭63-275323

专利文献4:日本特开昭57-145650

专利文献5:日本特开平8-29329

专利文献6:日本特开2011-205085

专利文献7:日本特表2012-517604

发明内容

发明要解决的问题：

[0005] 本发明要解决的课题在于，提供用于对被测定物相对于近红外光等的光物理性质进行光谱分析或摄像的摄像模块及使用该摄像模块的摄像装置，实现空间、能量及时间分辨率的提高，检测灵敏度、析像度、动态范围的提高，以及摄像装置的小型・轻量化和低功耗化。另外，还在于实现可检测的入射光波长区域的扩大；可与各种被检体形状及尺寸等对应的摄像模块和使用该摄像模块的摄像装置及光谱分析装置等的应用领域的扩大。另外，还在于通过实现荧光分析装置或超声波摄像装置等使用了不同的光源波长或信号源和可同时进行摄像或光谱分析的混合型摄像模块的摄像装置，能够实现高精度且高可靠性的影像诊断或基于检体分析的早期诊断和治疗。另外，还在于在应用摄像模块及使用该摄像模块的摄像装置时减轻受检者的肉体和精神上的负担，实现无创或低负荷的检查。具体而言，主要是以下项目为要解决的技术课题。

[0006] 在二维或三维空间内精密配置多个检测器和光源部来提高空间析像度。实现检测器的高灵敏度化、高析像度化、以及动态范围的扩大。正确设定与被检体的形状吻合的检测器和光源的配置、检测器与光源的个数、以及光源与检测器的相对位置关系，进而优化与被检体的形状适合的检测器的受光面形状和来自光源的光的出射面方向。抑制多个检测器间的特性不均，提高基于高速、低功耗驱动的时间分辨率。通过使用超出所使用硅片尺寸的半导体摄像元件（也称为光电转换元件），能够实现人体等大型被检体的摄像。

[0007] 兼顾对近红外光（NIR）等长波长光的高灵敏度化和低串扰。并且提高对入射光的能量分辨率。使用如下半导体摄像元件构成摄像模块，即该半导体摄像元件会降低驱动电压且不使用SOI（Silicon on Insulator）基板、高电阻硅片等会增加成本的特殊材料。通过能够避免所使用的硅基板在厚度方向上形成较深的光电转换区域及元件分离区域的半导体摄像元件的结构来抑制制造工序的负荷。在用于摄像模块的半导体摄像元件中，抑制半导体基板侧面部的晶体缺陷的发生，防止来自于外部的污染等导致的摄像特性或可靠性的降低。

[0008] 实现小型、轻量的便携型且能够减轻受检者的痛苦和负担的摄像装置或光谱分析装置。

解决问题的方案：

[0009] 为实现上述目的，本发明所涉及的摄像模块配置为：在具备光电转换部的半导体摄像元件上具有一个或多个光源部，且光源部的出射部位于受光面侧，其中，上述光电转换部是以与形成有集成电路的半导体基板面垂直方向上的半导体基板的侧面部作为受光面。本发明的摄像模块在具备受光面一侧的半导体基板的侧面部侧具有一个或多个光源部。本发明所涉及的摄像模块中，连接排列于受光面的像素阵列的像素中心的线与连接光源部的出射部中心的线位于同一平面上。本发明所涉及的摄像模块由在形成有集成电路的半导体基板面侧或半导体基板背面侧具有一个或多个光源部的结构而构成。本发明所涉及的摄像模块中，半导体摄像元件层叠在安装基板上，且在与安装有半导体摄像元件的面相同的面上或相反侧的安装基板面上具有一个或多个光源部。

[0010] 本发明所涉及的摄像模块是成为受光面的半导体基板侧面部的形状在平面视角上呈弯曲的结构。本发明所涉及的摄像模块的特征在于，成为受光面的半导体基板侧面部

的形状在平面视角上为圆形。本发明所涉及的摄像模块中,半导体摄像元件部是由将两个以上的半导体摄像元件在与半导体基板面垂直的方向上通过电气耦合手段层叠而成的结构构成。

[0011] 本发明所涉及的摄像模块为半导体摄像元件的受光面和光源部的光出射方向全方位(360°)围绕被检体的结构。因此,在单一半导体基板的内部设置中空部,或者将多个摄像模块排列设置为在X-Y平面上围绕被检体。此外,外周部的形状在平面视角上为圆环形。

[0012] 成为受光面的半导体基板侧面部由硅氧化膜等绝缘膜覆盖。此外,在该绝缘膜的下层设置高浓度杂质层。在硅基板上的光电转换部设置含锗的SiGe区域。在受光面上层叠微透镜等光学部件。由CIGS和其它光电导膜形成半导体摄像元件的光电转换部。将摄像模块所使用的半导体摄像元件的基板厚度薄层化至5~20μm左右。

[0013] 本发明所涉及的摄像模块的光源部为发光二极管、激光二极管或光纤中的任一者或者是它们的组合,使其出射光例如为近红外光。

[0014] 本发明所涉及的光CT装置具有将两个以上的摄像模块在与半导体基板面垂直的方向上立体组合而成的结构。

[0015] 本发明所涉及的光CT装置或光学绘图装置具有将两个以上的摄像模块以构成受光面的半导体基板侧面的长边方向以一条直线为中心呈放射状环绕的方式配置而成的结构。

[0016] 本发明所涉及的光CT装置、乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置的特征在于,是将两个以上的摄像模块在与半导体基板面垂直的方向上立体组合而成的结构,且邻接的摄像模块的圆直径が逐渐扩大或缩小,上述摄像模块中,成为受光面的半导体基板的侧面部的形状在平面视角上为凹状圆形。

[0017] 本发明所涉及的光CT装置、乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置的特征在于,能够使两个以上的摄像模块间的相对位置伸长或缩短。

[0018] 本发明所涉及的光CT装置、乳腺X射线摄影装置或光学绘图装置的特征在于,由网状结构构成,该网状结构是将圆顶形状的经度方向上呈放射状组合两个以上的圆弧形形状的摄像模块,并且在圆顶形状的维度方向上组合圆环形状的摄像模块而成的。

[0019] 本发明所涉及的光超声波摄像装置具有摄像模块,该摄像模块由成为受光面的半导体基板的侧面部的形状在平面视角上为凸状的半导体摄像元件、光源部和超声波检测部组成。

[0020] 本发明所涉及的光超声波内窥镜装置具有摄像模块,该摄像模块由成为受光面的半导体基板的侧面部的形状在平面视角上为凸状圆形的半导体摄像元件、光源部和超声波检测部组成。

发明效果

[0021] 能够实现使用近红外光的摄像装置或光谱装置等的小型・轻量化及低功耗化。即使将摄像装置小型・轻量化,也可具有图像的高画质化、高速摄像、灵敏度偏差小、假信号等少的摄像特性,带来应用范围的扩大。由于能够实现具有对被检体形状适合的摄像元件形状及其配置的摄像装置,所以能够得到高画质、高析像度且能量、时间、空间分辨率优异的摄像装置。能够得到防止获得的图像上出现白痕、串扰等图像劣化,提高摄像元件的可靠性及产品寿命的效果。可得到混合型摄像诊断装置,该装置在单一摄像模块中可同时实现

使用了超声波检测器等不同的摄像功能,除了小型轻量化、高灵敏度・高画质化以外,还具有多个诊断功能。并且,将实现可获得与被检体(人体或脏器等)的大小、形状、或各种被检体组成(骨、肌肉、血管等)及入射光能量的不同相对应的最适图像信息的新型脑图像、乳腺X射线摄影、内窥镜装置等影像诊断装置。这样,能够得到准确设定光源与检测器的相对位置关系且与被检体形状吻合的摄像模块,因此可实现尤其是能够减轻受检者精神上・肉体上的痛苦和不快感的微创或无创的医疗用摄像装置或光谱分析装置等。

附图说明

[0022] 图1(a)是表示本发明的摄像模块的一例的立体图及其三维坐标轴;

图1(b)是图1(a)的虚线箭头A-A'所示位置的该模块的剖面图;

图1(c)是用于说明该模块中的半导体摄像元件部的结构的平面图;

图2(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的立体图及其三维坐标轴;

图2(b)是图2(a)的虚线箭头B-B'所示位置的该模块的剖面图;

图2(c)是用于说明该模块中的半导体摄像元件部的结构的平面图;

图3(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的立体图及其三维坐标轴;

图3(b)是图3(a)的虚线箭头C-C'所示位置的该模块的剖面图;

图3(c)是用于说明该模块中的半导体摄像元件部的结构的平面图;

图4(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的平面图及其二维坐标轴;

图4(b)是用于说明从图4(a)所示的空心箭头D方向观察时的该模块的受光面及光源的光出射部的结构的平面图;

图4(c)是将两个以上的摄像模块配置在X-Y平面上的复合摄像模块的平面图;

图5(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的立体图及其三维坐标轴;

图5(b)是该模块的平面图;

图5(c)是用于说明从图5(b)所示的空心箭头E方向观察时的该模块的受光面及光源的光出射部的结构的平面图;

图6(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的平面图及其二维坐标轴;

图6(b)是表示本发明的摄像模块的另一例的平面图及其二维坐标轴;

图7(a)是表示本发明的摄像模块的另一例的立体图及其三维坐标轴;

图7(b)是图7(a)的虚线箭头F-F'部处的该模块的剖面图;

图7(c)是表示本发明的摄像模块的另一例的立体图及其三维坐标轴。

图8(a)是用于说明图5(b)中被虚线包围的部分250a的详细结构的平面图;

图8(b)是其变形例;

图8(c)是与图8(a)中的指引线G、G'对应的虚线箭头所示位置上的半导体摄像元件的剖面结构图,图8(d)是其它变形例的剖面结构图;

图9(a)是本发明的半导体摄像元件270的主要部分剖面结构图与Ge原子的Z轴方向上的浓度分布图;

图9(b)是其它实施例的半导体摄像元件271的主要部分剖面结构图。

图10(a)是层叠型摄像模块620的从X轴方向观察时的Z轴方向上的主要部分剖面结构;

图10(b)是层叠型摄像模块620的从Y轴方向观察时的Z轴方向上的受光面侧的主要部

剖面结构。

图11 (a) 是层叠型摄像模块630的Z轴方向的剖面结构,图11 (b) 是半导体摄像元件部的等效电路图;

图12 (a) 是实施例所涉及的摄像模块640中的半导体摄像元件部的主要部分剖面结构图;

图12 (b) 是实施例所涉及的其它摄像模块641中的半导体摄像元件部的主要部分剖面结构图;

图12 (c) 是从Z轴方向观察实施例所涉及的摄像模块640或641时的平面图;

图13 (a) 是本发明所涉及的光CT装置的主要部分立体图及其三维坐标轴;

图13 (b) 是从U轴方向观察该主要部分的平面图;

图13 (c) 是该主要部分的其它实施例所涉及的从U轴方向观察时的平面图;

图14 (a) 及图14 (b) 是本发明所涉及的光CT装置或光学绘图装置的立体图及其三维坐标轴;

图15 (a) 是本发明所涉及的其它光CT装置或光学绘图装置的侧面图及其二维坐标轴;

图15 (b) 是从U轴方向观察该装置时的平面图;

图15 (c) 是本发明所涉及的其它光CT装置或光学绘图装置的立体图及其三维坐标轴;

图16 (a) 是本发明所涉及的光超声波摄像装置的结构图;

图16 (b) 是组入该装置的光超声波探针前端部的摄像模块的立体图;

图16 (c) 是该模块的Y-Z平面的剖面结构图。

图17 (a) 是本发明所涉及的光超声波内窥镜装置的立体图;

图17 (b) 是将由该装置得到的超声波图像与光信号强度分布重合的摄像画面的一例。

具体实施方式

[0023] 对本发明的第一实施例的摄像模块进行说明。图1 (a) 中示出了摄像模块110的立体图及三维坐标轴。为了说明摄像模块110及其构成要素,定义三维坐标轴。将形成有集成电路的半导体基板面规定为X-Y平面,将与该半导体基板面垂直的方向、即半导体基板的厚度方向规定为Z轴。半导体基板例如在硅基板的侧面部(X-Z平面)配置有多个受光窗2,其表示接受入射光的部分。如下文所述,与受光窗2相当的部分是在半导体基板内沿Y轴方向延伸的光电转换区域的端部,或是后述层叠光电导膜而成的构成中的各像素电极上的光电导膜部。另外,受光窗2彼此被元件分离区域隔开或者在与上述像素电极对应的位置上被隔开。以下说明的电路块等形成在上述半导体基板面上。另外,摄像模块110上安装有两个光源部310。作为光源部310,例如可使用发光二极管(LED)、激光二极管(LD)、光纤等,在本实施例中图示了使用LED的情况。光源部310的个数,可根据被检体的形状・物性等或光源部的光强度、光波长等决定。

[0024] 将图1 (a) 所示的虚线箭头A-A' 的位置上的摄像模块110的Y-Z面的剖面结构示于图1 (b)。半导体摄像元件210例如形成于p型硅基板6,由导入有n型杂质的光电转换区域15构成pn光电二极管。若入射光1从半导体基板6的侧面入射,则光信号在pn光电二极管部被转换成电信号。如图所示,可实现光电转换的n型杂质区域15是从半导体基板侧面附近沿着Y轴(右)方向且沿着半导体基板表面延伸而形成的。根据本结构,能够通过电路设计图案

即光刻工序容易地设定n型杂质区域15的延伸距离,因此可根据例如入射光波长得到最适合的光电转换效率。可见光波长例如为380~700纳米(nm)时,n型杂质区域15的延伸距离为5微米(μm)左右即充分,例如为近红外光(例如、波长700~1000nm)时,n型杂质区域15的延伸距离需要为10至50 μm 左右。应予说明,如下文所述,在使用硅基板时,因硅的带隙而在入射光波长为900nm以上的长波区域中灵敏度急剧降低。对此,现有可见光摄像元件在检测与硅基板面几乎垂直入射的近红外光时,需要将n型杂质区域的Z轴方向的深度设定在10 μm 以上。但是在该制造工序中,需要使用高电阻基板进行长时间且高温的热扩散工序或需要高能离子注入装置等。另外在这种较深的n型杂质结构中,需要数十伏特(V)以上的高驱动电压。

[0025] 在半导体基板侧面部具有受光窗的半导体摄像元件是通过切割(dicing)半导体晶圆将其分割(单片化)成一个个的摄像元件而得到的。因此,摄像元件表面的周边部或侧壁部会因该切割工序而受到机械损伤、热损伤而产生晶体缺陷,并且暴露于来自于外部的重金属或反应性化学物质等的污染当中。为了解决在半导体基板侧面部具有受光窗的半导体摄像元件存在的这些技术课题,例如,如图1(b)所示,用绝缘膜(例如硅氧化膜)7、9、17覆盖半导体基板的表面、背面及受光部侧面。其结果,能够使以半导体基板侧面部作为受光部的摄像元件与外部电绝缘,同时防止来自于外部的污染(碱金属、重金属、其它颗粒等)或晶体缺陷等的产生等。另外,也可成为未图示的如下结构:在绝缘膜7、9、17的下部的半导体基板表面有浓度比半导体基板6高的p型杂质层,检测到的信号电荷不易受绝缘膜与半导体基板之间的界面陷阱、例如晶格缺陷等的影响。另外,在半导体摄像元件210上形成有遮光膜13及成为输入输出端子的接触垫11。遮光膜13优选为铝(Al)、铜(Cu)、钨(W)等金属薄膜。通过遮光膜13能够遮蔽除想要检测的入射光1以外的不必要的杂散光,除此之外,还具有抑制光源部310的温度上升对半导体摄像元件210的影响例如暗电流增加的效果。应予说明,通过在半导体摄像元件210的背面即绝缘膜9上也层叠遮光膜,能够防止不必要的光从背面侧侵入。在半导体摄像元件210的上部层叠有光源部310,光源部310例如由LED构成。在本实施例中,光源部310是由树脂等封装的部件,驱动信号通过半导体摄像元件210上的配线层供给。即通过将微凸块等插入发光部与半导体摄像元件210之间,可通过半导体摄像元件210对光源部310进行驱动控制。

[0026] 另一个重要特征在于,将摄像模块110搭载于光CT装置和其它摄像装置上时,成为光信号检测部的半导体摄像元件210与光源部310能够同时且相对位置关系不产生偏差地确实地安装定位于摄像装置内。其结果能改善摄像数据的空间分辨率。从光源部310例如向同图的Y轴(左)方向照射近红外区域的出射光3。出射光3的一部分在未图示的被检体等被吸收、反射或漫射。因此,这样的反射光或漫射光的一部分成为入射光1,并可再次被半导体摄像元件210检测。本发明并不限于这种摄像模块110本身发出的光在被检体内漫射、传播后再次被同一摄像模块110检测出的情况。例如也可以是无创的近红外荧光成像法,该方法是从摄像模块110的发光部310射出的出射光3(例如波长 λ_1 的激发光)的照射使被检体内的光造影剂发光,从而作为入射光1(例如波长 λ_2 的荧光)由半导体摄像元件210检测出来。应予说明,激发波长 λ_1 的波长一般比荧光波长 λ_2 短。此外,如下文所述,也可作为基于从摄像装置内的第二、第三和其它摄像模块射出的光而成为透射光或漫射光的入射光1而观测到。

[0027] 图1(c)是用于说明半导体摄像元件210的结构平面图。为了说明,示出了去除遮

光膜13后的电路块图。如上所述,受光面的表面被薄硅氧化膜17覆盖。这是为了减少伴随机械损伤、热损伤的晶体缺陷,并保护光电转换部15不受来自外部的重金属或反应性化学物质等的污染。另外,通过层叠未图示的防反射膜可提高灵敏度。如图所示,光电转换部15从半导体摄像元件210的侧面部向形成有集成电路块的区域延伸。多个光电转换部15因元件分离区域而彼此分隔,如图1(a)所示,从Y轴方向观察时,受光窗2(也称为像素)形成为一维阵列状。受光窗2的阵列间距如下文所述可通过设计・制造半导体摄像元件210的阶段即图案化,例如以 $0.1\mu\text{m}$ 以下的精度来确定。在本图1(c)中,电路块19是用于从光电转换部15读取信号电荷的信号读取扫描电路;电路块21是用于在半导体摄像元件210的内部或对发光部310提供所需控制信号的定时脉冲产生电路(TG);电路块23是用于对读取出的电信号进行数字转换的AD转换电路(ADC);电路块25是用于对数字化的图像信号进行处理的数字信号处理电路(DSP);电路块27是用于与外部元件进行通信的接口(I/F)电路;11是用于形成与外部电路的电触点的、成为输入输出端子的接触垫。信号读取扫描电路19中,如下文所述,源输出放大器(SFA)、采样保持电路等噪声消除电路设置在各光电转换部15的附近,因此能够检测出微弱的光电荷且能够在单一半导体基板上集成化,因此能够将多个光电转换部15中的灵敏度偏差抑制在最小限度。同样地,通过片上ADC及DSP可得到高速、低噪声且低功耗的数字信号输出。另外,如下文所述,用于内窥镜等时输入输出端子数有限制,但此时通过在接口(I/F)电路中将并行信号进行串行转换后再输出,减少输入输出端子数变得容易,能够由单一摄像模块得到多个像素信号。

[0028] 由此,通过将半导体基板侧面部作为受光面,即使入射光的侵入距离为例如数十 μm 以上,也能得到高光电转换效率且无需高电压驱动。另外,即使在使用硅基板的情况下,也可对波长 $1\mu\text{m}$ 以下的近红外光等得到高检测灵敏度,通过对TG、ADC或DSP等周边电路进行片上化,可实现以摄像元件或像素群为单位的并行AD转换,能够减少由信号处理高速化和驱动频率降低产生的功耗或发热量。另外,相邻的像素形成于同一半导体基板的侧面,因此能够使像素间的灵敏度偏差为最小限度。以往需要杂质的高温且长时间的热扩散工序或使用高能离子注入装置在Z轴方向上形成较深的光电转换区域15。但是,在本实施例中,通过光刻(掩模设计),能够容易地设定光电转换区域15在与X-Y平面平行的方向上的延伸距离。另外,如图所示,上述电路块(19等)隔着光电转换区域15形成在与受光面侧相反侧的区域,因此与现有的检测在与半导体基板面垂直的方向入射的光的结构不同,能够防止入射光和其它杂散光造成电路块的误动作或噪声。

[0029] 对本发明的第二实施例的摄像模块进行说明。在图2(a)中,示出了摄像模块120的立体图和三维坐标轴。对不同于第一实施例的部分进行说明。在构成半导体摄像元件220的半导体基板、例如硅基板的侧面部配置有多个受光窗2,但是该半导体基板侧面部侧如图所示并非直线,而是在X-Y平面视角上呈凸状弯曲。并且,多个发光部320沿着上述弯曲部安装。光源部320例如可使用LED、LD、光纤等,本实施例中对使用光纤的情况进行了图示。光源部320的个数可根据被检体的形状・物理特性等、或对光源部320要求的发光强度、发光波长及其它条件来决定,可以与上述受光窗的个数不一致。光源部320的光纤从光纤安装部321朝向受光窗2固定于半导体摄像元件220上。光纤安装部321的作用不仅仅是将从外部连接的光纤进行捆束,还能够通过光学连接手段对光源部320的光纤进行传输光再分配。或者可以是在光纤安装部321内部内置LED或LD等发光元件,对光源部的光纤供给光的结构。

[0030] 将图2(a)所示虚线箭头B-B'位置的摄像模块120在Y-Z面的剖面结构示于图2(b)。对半导体摄像元件220结构,以下仅说明与第一实施例不同的部分。电路块和绝缘膜7与实施例1不同,位于与固定有光源部320和光纤安装部321的面相反的面。因此,接触垫11也位于与光源部320相反侧的半导体摄像元件面。因此,遮光膜13形成在绝缘膜9的上方。通过该结构,能够避免输入输出端子的配置受光纤等制约。

[0031] 图2(c)是用于说明半导体摄像元件220的结构的平面图。如上所述,受光面的表面呈凸状弯曲,且被薄绝缘膜(硅氧化膜等)17覆盖。此外,通过层叠未图示的防反射膜可提高灵敏度。光电转换部15从半导体摄像元件220的侧面部向形成有集成电路块的区域延伸形成。与第一实施例同样地,多个光电转换部15被元件分离区域彼此隔离,如图2(a)所示,从Y轴方向观察时,受光窗2形成为一维阵列状。此外,优选来自光源部320的出射光线的方向与上述弯曲曲面的法线方向一致。由此,通过使受光面表面成为凸状弯曲的结构,从而能够像装有广角透镜那样检测来自广角度的入射光1,因此例如如下文所述,形成与像超声波探针前端部这种形状的近红外检测器相适合的形状。应予说明,本图2(c)的电路块的构成与第一实施例的情况(图1(c))相同。

[0032] 对本发明的第三实施例所涉及的摄像模块130进行说明。图3(a)中示出了摄像模块130的立体图和三维坐标轴。对与第一、第二实施例不同的部分进行说明。在构成半导体摄像元件230的半导体基板的侧面部配置有多个受光窗2,但该半导体基板侧面部侧如图3(a)所示并非直线,而是在X-Y平面视角上呈凹状弯曲。在本实施例中,安装基板430层叠在半导体摄像元件230上,安装基板430的端部侧面与半导体摄像元件230同样地呈凹状弯曲。此外,多个光源部330沿着上述弯曲部安装。光源部330例如可使用LED、LD、光纤等,本实施例中图示了使用LD的情况。光源部330的个数可根据被检体的形状・物性等、或对发光部330要求的发光强度、发光波长及其它条件来决定,可以与上述受光窗的个数不一致。

[0033] 将图3(a)所示虚线箭头C-C'位置的摄像模块130的剖面结构示于图3(b)。对半导体摄像元件230的结构,以下仅说明与第一实施例不同的部分。在半导体摄像元件230与光源部330之间设有安装基板430,可借由微凸块10与半导体摄像元件230和光源部330的输入输出端子(未图示)电连接。此外,安装基板430在与未图示的周边电路之间进行信号的发送和接收,另外可接受供电。安装基板430优选为硅中介层。这是因为容易形成复杂且微小的多层配线图案,另外,容易对半导体摄像元件230和光源部330分别供给不同的电源电压。遮光膜13形成在绝缘膜9上,在安装基板430的遮光效果不充分时,也可以在绝缘膜7上层叠遮光膜。

[0034] 图3(c)是用于说明半导体摄像元件230的结构的平面图。如上所述,受光面的表面呈凹状弯曲且被薄绝缘膜(硅氧化膜等)17覆盖。与第二实施例同样地,光电转换部15沿弯曲曲面的法线方向且从半导体摄像元件230的侧面部向形成有集成电路块的区域延伸。此外,优选来自光源部330的出射光线的方向与上述弯曲曲面的法线方向一致。由此,通过使受光面表面成为凹状弯曲的结构,能够向构成为围绕被检体的光CT装置等那样高效率地检测呈放射状扩散的入射光1。本图3(c)中的电路构成与第二实施例的情况(图2(c))相同。

[0035] 对本发明的第四实施例所涉及的摄像模块140进行说明。图4(a)中示出了摄像模块140的X-Y平面图和二维坐标轴。在构成半导体摄像元件240的半导体基板的侧面部与第一~第三实施例同样地配置有多个受光窗2(未图示)。本实施例中,与第三实施例同样地,

该半导体摄像元件的基板侧面部呈凹状弯曲。此外,本实施例中,在凹状弯曲部中于半导体摄像元件的基板的一部分设有切槽(本中有三处),此外,在该切槽部插入有光源部340。光源部340例如可使用LED、LD等。优选来自光源部340的出射光3的方向和光电转换部15的长边方向均与圆弧的中心方向一致。

[0036] 图4(b)是用于说明图4(a)中从空心箭头D方向观察时的摄像模块140的侧面部结构的平面图。实际上如图4(a)所示侧面部呈凹状弯曲,但为了方便说明这里简化为平面图。如上所述,在半导体基板侧面部形成有多个受光窗2。在半导体摄像元件240的侧面部还存在切槽部分,该部分中嵌入有光源部340。优选将光源部340的发光部出射面中心部341配置为与受光窗2的中心部位于同一直线上。即将排列于受光面的像素阵列的像素中心连接的线与将光源部光出射部的中心连接的线位于同一平面上,因此,例如来自位于对置位置的其它摄像模块140的出射光3成为入射光1而被检测时,入射光1将入射到半导体摄像元件240的受光窗的中心线上,因此能够提高再构成图像或检测信号的空间位置信息的精度。

[0037] 图4(c)中示出了应用第四实施例的变形例的X-Y平面图。摄像模块141是由将与图4(a)所示的摄像模块140相同的摄像模块140-1、140-2、140-3、140-4以围绕成圆周的方式配置在安装基板440上而成的结构构成。各摄像模块140-1~140-4的最大形状取决于所使用的半导体晶圆的最大尺寸,但通过本结构,能够扩大摄像模块141可摄像的被检体的最大尺寸。另外,如图所示能够向圆周中心方向以360°围绕被检体,因此如下文所述,可适用于乳腺X射线摄影装置、脑光学绘图装置等。

[0038] 将本发明的第五实施例所涉及的摄像模块150的立体图及其三维坐标轴示于图5(a)。在本实施方式中,半导体摄像元件250在单一的半导体基板的中央部有圆形的中空区域,该中空区域的内壁安装有光源部350。即多个受光窗也配置在该中空部的侧壁。形成受光面的中空部的圆的直径取决于所使用的半导体基板例如硅片的尺寸。硅片尺寸为12英寸左右时,在应用于例如头部和其它人体部位或小动物等光学影像诊断时特别有效。

[0039] 图5(b)是摄像模块150的X-Y平面图。摄像模块150由半导体摄像元件250和发光部350构成,在中空部的内壁密合固定有光源部350。光源部350的多个光出射部351朝向圆中心方向等间隔排列,因此出射光3的光轴也朝向该圆的中心。同样地,光电转换部15从中空部的圆中心方向呈放射状朝向半导体基板内部延伸配置,成为受光面的半导体基板侧面部与其它实施例同样地由绝缘膜17(未图示)覆盖。应予说明,电路块19、21、23、25、27在上文中已进行了说明,电路块29为缓冲存储器块。目的是为了应对伴随摄像模块大型化的数据量的增大而临时保存数据。由此,使用单一半导体基板的摄像模块150能够360°包围在被检体周围,因此在对被检体进行摄像时,无需使摄像元件、光源部围绕被检体旋转或者对半导体摄像元件与光源部的相对位置关系进行微调,从而起到在拍摄图像中可获得极高空间分辨率的优异效果。另外,通过单一半导体基板上形成的集成电路可进行光电转换和信号处理,因此可期待像素间灵敏度等特性不均的最小化,以及由信号处理高速化和驱动频率降低产生的功耗的降低和发热量的减少等。此外,由于可通过半导体摄像元件上的电路例如TG对光源部的驱动进行发光控制,因此可起到能够实现摄像模块150的高速驱动或大幅提高时间分辨率的特殊效果。此外,由于能够将使用本摄像模块的摄像装置的形状小型・轻量化,因此还可得到能够容易地实现可手提、或可车载等的便携型(mobile)光CT装置等的效果。应予说明,该图中的虚线所示部分250a的详细内容将在下文叙述。

[0040] 图5(c)是图5(b)中从空心箭头E方向观察时的光源部350的平面图。实际上光源部350的表面部从图5(b)可知沿着形成于半导体摄像元件250的圆形中空部分的侧壁同样弯曲。如上所述,成为受光面的半导体基板面侧面部上还层叠有光源部350。光源部350例如优选为有机LED。光源部350由有机LED薄膜所构成的光出射部351和保持它的基底部件构成。基底部件优选为例如透明且具有柔软性的塑料膜等。如图5(c)所示,透过基底部件可看到半导体摄像元件250的受光窗2。光出射部351形成于等间隔排列的受光窗2之间,优选受光窗2与光出射部351的中心位置排列在一条直线上。本实施例中,在受光窗2上的基底部件还形成有光学过滤器352。由此可得到如下效果:活用具有多个受光部的特征,使半导体摄像元件250具备多种光谱特性,或者使除检测对象光的波长以外的入射光衰减等。由此,能够从被检体获的多种光物理性质信息,另外通过提高所检测的光信号的S(信号)/N(噪声)比可进一步实现高灵敏度化。

[0041] 图6(a)和(b)是第六实施例所涉及的摄像模块160平面图。在图6(a)和(b)的任一实施方式中,摄像模块160和161的外形形状在平面视角上均为圆形。如图6(a)所示,摄像模块160具有中空部,因此具有圆环形的外形形状。光电转换部15朝向圆环形状的中心方向呈放射状形成。光源部360例如为LD,在光电转换部15间以一定间隔配置。除了成为受光面的半导体基板面侧面部的绝缘膜17之外,半导体基板外周部也被薄硅氧化膜22覆盖。图中的11m为微型焊垫,在其下方形成有贯通电极30(未图示)时,或者其上形成有微凸块进行与其它半导体基板或安装基板的电连接时使用。电路块19、21、23、25、27、29已在上文进行了说明。从LD发出的出射光3存在以下情况:直线行进而被处于对置位置的光电转换部15作为入射光1检测;以及在位于中空部的被检体中反复散射、折射等并被任一光电转换部15作为入射光1检测。在半导体基板外周部与半导体基板外周部临近地配置有电路块19、21、23、25、27、29。绝缘膜22能够减少伴随机械损伤、热损伤的晶体缺陷,并且能够保护集成电路不受来自外部的重金属、反应性化学物质等污染的影响。即不通过切割来使硅基板侧面部切断・露出,例如在薄化硅基板后,采用干法刻蚀或反应性离子蚀刻等使硅基板侧面部露出,再用硅氧化膜等覆盖。其结果,能够将集成电路形成至硅基板侧面部附近,能够使半导体摄像元件260大型化。例如在使用12英寸的硅片时,虽然上述圆环形状的外形即最大直径不足12英寸,但仍能确保其内径为10英寸或11英寸以上。通过使用这种晶圆尺寸的半导体摄像元件260,能够实现小型、便携的光CT装置。尤其可以实现以齿科、头部、乳房和其它身体部位或宠物等小动物等的影像诊断为目的的光CT装置。另外,如下文所述,在用于将改变了圆环形状直径的多个摄像模块160组合而成的立体形状的复合摄像模块时是特别有利的结构。

[0042] 对此,图6(b)的实施方式中,受光窗2(未图示)配置在构成摄像模块161的半导体摄像元件261的外周。即在半导体基板的凸状外周侧面部形成有光电转换区域15,且光源部361与光电转换区域15交替配置。光源部361的个数可以比光电转换部15的个数少。与图7(a)相反,绝缘膜17覆盖半导体摄像元件261的外周,电路块群(19、21、23、25、27)和微型焊垫11m配置在半导体基板内部。由此,能够将全方位(360°方向)入射的入射光1在光电转换区域15转换成电信号。光电转换区域15的延伸距离已在上文进行了说明,可以设定为10微米到数毫米左右,因此并不局限于红外光,对于放射线的检测也有效。与图7(a)的情况同样地,不通过切割来使硅基板侧面部切断・露出,且绝缘膜17可减少伴随机械损伤、热损伤

的晶体缺陷,并且能保护集成电路不受来自外部的重金属、反应性化学物质等污染的影响,因此不需要在半导体摄像元件261的周围区域预留切割余量等,在需要获得特别小型的摄像模块时可得到特殊的效果,对于在狭小观察区域使用的情况也是有利的结构。

[0043] 将本发明的第七实施例所涉及的层叠型摄像模块610的立体图及其三维坐标轴示于图7(a)。层叠型摄像模块610是通过电连接手段将与图5(a)、(b)和(c)所示的摄像模块150相同的摄像模块150-1、150-2、150-3层叠而成的。如图7(b)所示,在摄像模块150-1与150-2之间以及150-2与150-3之间形成有微凸块10和未图示的微型焊垫作为电连接手段,由此能够实现摄像模块间的电连接。应予说明,于摄像模块150-1和150-2形成有所谓的硅贯通电极(TSV)30,使得摄像模块150-1和150-2的表面与背面的电连接变得容易。在摄像模块150-1与150-2之间以及150-2与150-3之间夹有绝缘性粘接层32而一体形成层叠摄像模块610。中空部内的侧壁由绝缘膜17覆盖,进一步于层叠在一起的摄像模块150-1、150-2、150-3贴合有一体形成的光源部350。层叠摄像模块610底部形成有可实现与外部的电连接的输入输出用接触垫11。由此在Z轴方向上也可得到来自被检体的光物理性质信息,因此例如有如下优点:通过增加Z轴方向上的层叠数,即使被检体在中空部内活动也可同时获得信息。

[0044] 另一方面,图5(a)、图6(a)和图7(a)的摄像模块具有可由一片半导体晶圆形成摄像元件部的有点,但对于其大小,若所使用的半导体晶圆尺寸例如为12英寸或14英寸,则难以形成大于该尺寸的大型摄像模块。因此通过如图4(c)所示将多个摄像元件在一个平面上排列组合,可进一步实现大型的摄像模块。但是,如图4(a)所示仅一边弯曲而其余三边为矩形的一部分时(140等),原件面积得不到有效利用,另外图4(c)的摄像模块141的最大外形尺寸也需要进一步大型化。

[0045] 将可实现进一步大口径化的第八实施例示于图7(c)。摄像模块162与图6(a)的摄像模块160同样地在X-Y平面视角上为圆环形,是将多个摄像模块162-1~162-8紧密组合而成的。各摄像模块162-1~162-8如图所示呈弓型弯曲,且其宽度 r_2 例如为数mm~至多3cm左右。因此,能够容易地由一片半导体晶圆形成多片该弓型且长条的摄像元件。其结果,摄像模块162的中空部直径 r_1 例如可扩大至70~100cm左右。组合的弓型摄像模块数并不限于如本实施例的8个,可以增加或减少。另外,也可以像图7(a)的摄像模块610那样在Z轴方向上层叠多个摄像模块162。

[0046] 图8(a)是用于说明图5(b)中由虚线所示的区域250a的结构平面图。区域250a与所谓的MOS型光电转换(摄像)元件的一个像素的结构相当。光电转换区域15可沿着光(1)的入射方向在半导体基板中延伸形成,因此成为不局限于可见光,例如近红外光(NIR)的光电转换也容易进行的结构。在光电转换区域15中产生的电荷被发送至信号读取扫描电路19。信号读取扫描电路19的上部形成有配线群20。此外,优选在邻接像素间的半导体基板侧面上层叠遮光膜14以减轻邻接像素间的串扰。图8(b)是图8(a)的MOS型半导体摄像元件结构的变形例。即如图所示,光电转换区域在入射光方向上分割形成成为15-1、15-2和15-3。通过本结构,例如在光电转换区域15-1主要可检测出绿色(G)光,在光电转换区域15-2主要可检测出红色(R)光,在光电转换区域15-3中主要可检测出近红外光(NIR),因此也可用于入射光的能量解析。

[0047] 使用图8(c)说明图中虚线箭头G-G'部中的光电转换区域15和信号读取扫描电路

19的元件剖面结构。半导体基板的表面、背面和设有受光窗的侧面部分被绝缘膜7、9和17覆盖,在这些绝缘膜的下部还形成有高浓度p型杂质层8、18和12。此外,半导体基板的底面层叠有遮光膜13。入射光1从图面左方向入射,在光电转换区域15中行进并产生光电荷。由光电转换区域15传输的信号电荷被信号读取扫描电路19中的信号电荷检测电路例如SFA41读取。信号读取扫描电路19形成于p型阱区域16。通过施加驱动脉冲而在光电二极管耗尽的状态下开始曝光。在本结构中,由于光电转换区域15与半导体基板面平行地延伸,因此能够将用于耗尽光电转换区域15的耗尽电压设定得较低。因此,能够使半导体摄像元件的驱动电压接近现有半导体表面曝光的二维MOS型摄像元件产生的光电荷通过输出栅极端子31被传输至浮置扩散层(FD)39。端子35和37分别为复位端子和复位漏极。由此,入射光在与Z轴正交的方向上于半导体基板内行进的过程中衰减。如上所述,由于能够将光电转换区域15的延伸距离设定在数百 μm ~10mm左右的范围,因此能够得到对红外光、放射线等也具有灵敏度的摄像模块。图8(d)与图8(c)不同,是CCD型半导体摄像元件的剖面结构的一例。光电转换区域15的上部兼作电荷传输路,在半导体基板上形成有传输电极群40。通过发挥CCD型半导体摄像元件的特征,例如不需要分割形成光电转换区域15,读取的电荷包也分别具有位置信息,因此可进行精密的入射光能量的光谱分析,另外各电荷包的像素加算(剔除)也容易。

[0048] 图9(a)是第九实施例所涉及的半导体摄像元件270中的光电转换部区域的主要部分剖面结构。如图所示,在构成半导体摄像元件270的半导体基板6(例如p型硅基板)的内部形成的光电转换区域15(例如高浓度n型硅区域)的附近形成有由虚线表示的含锗(Ge)的硅锗(SiGe)区域24,其分布延展与基板面平行的方向即入射光(1)的方向延伸。该图右侧示出了Si基板厚度方向(Z轴方向)上的锗元素的浓度分布的一例。锗的浓度不需要在Si基板的厚度方向上均匀,如图所示以Si基板厚度方向中心附近为最大浓度峰的方式分布。这是因为入射光从该图左侧向Si基板侧面部入射,在与X-Y平面即半导体基板面平行的方向行进。这样的浓度分布具有如下优点:可通过锗离子的离子注入(例如加速能量:1~10MeV;注入剂量:10E15~10E17/平方cm)和其后的热扩散工序容易地形成。此外,由于大部分入射光会通过具有高浓度锗的SiGe区域24,因此对半导体摄像元件270的光谱灵敏度频谱的长波长化特别有效。将半导体摄像元件270所显示的光谱灵敏度频谱与现有Si光电二极管相比,由硅(Si)单质构成的光电二极管有波长超过900nm后波长越长光谱灵敏度急剧降低的趋势,在近红外区域使用时未必充分。根据本实施例,通过在光电转换区域导入锗,长波长侧的光谱灵敏度可改善至900nm以上,例如1100nm左右。

[0049] 同样地,图9(b)是第十实施方式所涉及的半导体摄像元件271的主要部分剖面结构图。其特征在于,在层叠于半导体摄像元件271侧面部的光电导膜36进行光电转换。即半导体基板6的侧面部被高浓度杂质层18和绝缘膜17覆盖,在其上部还层叠有像素电极34。对于像素电极34,在沿着上述半导体基板侧面部的外周部设有两个以上的像素(检测部)时,图案化有相同数量的该像素电极34。在像素电极34的上部层叠有光电导膜36,进一步形成有对置电极38。对置电极38与像素电极34不同,像素(检测部)为多个时,可作为单一电极形成,但需要入射光可透射的材料。对置电极38能够在像素电极34的配线层相反的背面侧延长其配线。在半导体基板与对置电极38之间形成有绝缘膜30。光电导膜36所使用的光电导膜材料可根据入射光波长选择最合适的材料。例如已知有含铜、铟、镓、硒的化合物半导体

(一般称为CIGS)为代表的黄铜矿系化合物半导体;X射线检测等时为含有硒、铋和其它原子序号大的元素的光电导膜;可见光区域时为非晶硅、有机光电导膜等。尤其是CIGS系的光电导膜对近红外区域也具有光谱灵敏度,因此还应用于太阳能电池以外的用途。产生的光电荷从像素电极34读取,开启栅极电极31,被FD(39)读取,再被SFA(41)扩增。FD(39)的复位动作和其它后续信号处理、元件结构等与上文说明的实施例相同。将层叠有CIGS的半导体摄像元件271的分光光谱与上述导入了SiGe的情况相比,能够使光谱灵敏度进一步扩展至长波长侧的1200nm附近。由此,能够几乎涵盖称为“生物窗”的波长700~1300nm的较宽范围。另一重要特征在于,在本申请发明中成为可能的具有圆形或中空部的半导体基板的侧面部上、即弯曲面上也可通过气相沉积(CVD)、蒸镀、分子束外延、溅射等其它物理·化学成膜方法自由地形成光电转换部。由此,可预计组入有使用了CIGS等光电转换膜的半导体摄像元件的摄像模块的应用范围将大幅度扩大。

[0050] 图10(a)是第十一实施例所涉及的层叠型摄像模块620的从Y-Z平面观察时的主要部分剖面图,图10(b)是用于说明从Y轴方向观察层叠型摄像模块620时的受光面的结构的平面图。如图所示,由在半导体基板厚度(Z轴)方向上层叠半导体摄像元件281-1、281-2、281-3而成的层叠型半导体摄像元件构成。这里,图中未示出光源部,例如在层叠图1~图3中的结构的半导体摄像元件时,考虑仅在最上层或最下层的半导体摄像元件上设置光源部的结构,另一方面,在层叠图4~图6中的半导体摄像元件时,可以是在全部半导体摄像元件上设置光源部,也可以是在任一半导体摄像元件上设置光源部的结构。半导体摄像元件281-1~281-3是与上文说明的半导体摄像元件240、250等同等的元件结构,但由于层叠有多片半导体摄像元件,所以于各半导体摄像元件形成有贯通电极部(TSV)30,使得与上层元件的信号传输和接收或者元件间的电连接变得容易。贯通电极部(TSV)30本身因绝缘膜43而与半导体基板电绝缘。如图所示,半导体摄像元件281-1~281-3形成有光电转换区域15-21、15-22、15-23;读取栅极电极31-1、31-2、31-3;以及FD部分33-1、33-2、33-3。由FD(33-1等)读取的光电荷如上所述被未图示的SFA扩增后被传输至后段电路。如下文所述,Z轴方向上邻接的多个FD(33-1、33-2、33-3)彼此电连接,可以是由共通的SFA读取的结构。本实施例中,重要的技术事项如下。即能够以较薄的厚度d形成各半导体摄像元件281-1、281-2、281-3。厚度d例如为5~20 μm ,即为元件分离区域与半导体基板背面的高浓度(p型)杂质层12接触程度的深度。通过减小厚度d,可避免所使用的半导体基板材料的高电阻化,其结果能够使驱动电压进一步低电压化。此外,由于元件分离区域到达半导体基板背面的高浓度(p型)杂质层12,因此能够防止在与上述X-Y平面平行的方向上邻接的光电转换区域间的信号电荷的泄漏(串扰)。与此相对,现有半导体摄像元件(在与硅基板面垂直的方向入射的结构)中,若为了提高红色光(R)、近红外光(NIR)的灵敏度而在基板厚度方向上扩大光电转换区域,则无法消除驱动电压的升高和在基板深部产生的信号电荷向邻接的像素泄漏而导致串扰增大的问题。

[0051] 本结构不仅元件分离区域26的形成容易,光电转换区域15或贯通电极部30等的形成工序也变得容易,因此从制造方面来看是有利的。以下从其他侧面考察本结构。图10(b)是从Y轴方向观察摄像模块620的层叠型半导体摄像元件部中的受光面侧的侧面部时的X-Z平面图。由于层叠有摄像模块281-1~281-3,因此厚度(Z轴)方向的尺寸D是摄像模块281-1~281-3的厚度加上粘接层的尺寸。另一方面,各受光面的X方向上的尺寸W是上述摄像模块

281-1~281-3中各受光面的X轴方向上的尺寸。本实施例中,例如在由虚线围成的受光区域45中,优选W与D为相同尺寸。换言之,可以说是将现有的单一像素(受光部)的尺寸为横W、纵D的结构仅在纵(Z轴)方向上三分割而成的结构。由于本来为单一像素(单一受光部),所以将来自三分割而成的像素部即3层光电转换部的信号,通过下文所述的共用FD部的电路构成进行加和、输出即可。受光区域45的大小即使是例如 $30\mu\text{m}\times 30\mu\text{m}$,也可通过增加层叠的半导体摄像元件数来减小各半导体摄像元件的厚度d。其结果,容易使光电荷的读取电压等的驱动电压等进一步低电压化。例如像本实施例这样层叠3片时,可以使厚度d为 $10\mu\text{m}$ 左右。通过这样减小半导体摄像元件的厚度d,可起到元件分离区域、光电转换区域、贯通电极部等均容易形成的特殊效果。

[0052] 图11(a)是第十二实施例所涉及的摄像模块630使用的半导体摄像元件部的主要部分剖面结构图。光源部未图示,可以是安装于层叠后的半导体摄像元件的上部或下部的结构,或者也可以在去除了下文说明的光电导膜的一部分的部位配置光源部。摄像模块630由层叠多个半导体摄像元件(291-1、291-2、291-3)而成的结构构成的层叠型摄像模块,在像素电极(34-1、34-2、34-3)上连接光电导膜36以及在其上部连接对置电极38而一体形成。另外,层叠有由驱动电路、信号处理电路等构成的周边电路元件292。即通过将半导体摄像元件291-1、291-2、291-3中重复的电路等设置在周边电路元件292上,能够简化半导体摄像元件291-1、291-2、291-3的结构,或者容易特化出最适合于光电转换区域的元件结构和制造工艺。如图所示,半导体摄像元件291-1、291-2、291-3形成有像素电极34-1、34-2、34-3和读取栅极电极31-1、31-2、31-3以及FD39,FD39借由贯通电极(TSV)30在半导体摄像元件291-1、291-2、291-3间共用。而且,由FD39读取的光电荷被半导体元件292上的SFA41扩增后被传输到后续电路。如图11(b)的等效电路所示,FD39被共用,读取栅极电极31-1、31-2、31-3独立发挥功能,因此可以选择半导体摄像元件291-1、291-2、291-3中的任一者进行读取,或者也可以将来自多个半导体摄像元件的信号电荷进行加算后再读取。根据本结构,想要增加半导体基板厚度方向上的受光面数(像素数)来提高该方向的析像度时,在分别读取,输入光强度水平低的情况下,可通过加算来提高灵敏度,因此能够将灵敏度、析像度、动态范围的扩大等设定成适合的特性。在制造本层叠型半导体摄像元件630时,可在晶元层叠工序后将光电导膜及其上部的对置电极38形成在上述多个半导体摄像元件(291-1~291-3)上,因此无需对每个半导体摄像元件分别层叠光电导膜等,能够将光电导膜品质劣化等导致成品率低下的因素抑制到最小,且能够简化制造工序从而降低制造成本。

[0053] 使用图12对第十三实施例所涉及的摄像模块640中使用的半导体摄像元件的主要部分进行说明。光源部未进行图示,可使用图1~图3中说明的安装在半导体摄像元件上部或下部的结构;或者图4~图6等中说明的安装在半导体基板侧面部的结构。本实施例中,公开了能够改善光电转换部的灵敏度、特别是700nm以上的长波长灵敏度和串扰的新型元件结构。如图12(a)所示,半导体摄像元件部在半导体基板的侧面部上层叠有光学部件。即光学部件46是凸形微透镜,光学部件47是凹形微透镜,光学部件48是折射率不同的部件(48-1和48-2)构成的光波导。微透镜等所使用的材料可根据入射光的波长等进行选择,但特别需要注意折射率的波长依赖性。本实施例中对同时使用了这三种光学部件的例子进行了图示,也可根据光路计算等适当选择任一种。其它结构已在图8(c)、图9(a)等的实施例中进行了说明。优选将微透镜配置为:穿过微透镜中心部的入射光可通过在半导体基板厚度(Z轴)

方向上与半导体基板表面相距距离 d_1 的位置。这里, d_1 是半导体摄像元件在Z轴方向上的厚度 d 的约 $1/2$ 。由此,能够高效率地聚集入射光从而提高灵敏度,这一点与现有摄像元件上的微透镜的效果相似,但应注意本结构还可起到以下说明的特殊效果。即现有摄像元件中,入射光从同图的Z轴方向上部入射并通过光电转换区域15朝向半导体基板底面方向。但是,特别是在700nm以上的长波长光的情况下,使用硅基板时,必须通过扩大硅基板的厚度 d 和光电转换区域15的深度来确保灵敏度。这样一来,制造工序需采用与通用的CMOS制造工序不同的技术,还需在高电阻基板等中导入特殊材料,而且要面对无法避免驱动电压等增大这种严重的问题。即便使光电转换区域15形成得较深,相反会产生邻接光电转换区域间串扰增加的弊端。与此相对,本实施例中,入射光1以贯穿光电转换区域15附近的、在与X-Y平面平行的方向Z轴方向扩张的耗尽层区域49的方式从该图左侧向右方向行进,因此无需进一步扩大硅基板厚 d 就能够实现高效率的光电转换。在是因为将光电转换区域15在上述入射光方向上的长度设定为(设计)5~100 μm 的范围进行制造是能够以通常的图案化(光刻)解决的问题。另外,如图9(a)所示,入射光几乎都会通过耗尽层区域49、即锗(Ge)高浓度分布的区域24,因此还可期待进一步提高长波长光灵敏度的效果。微透镜46等的立体形状可以是被称为“半圆锥体形”或双凸透镜的形状。应予说明,在使用了光电导膜的构成(例如图9(b)、图10(a)等)中,由于所谓的开口率足够大,所以从灵敏度的观点考虑并不一定需要微透镜,为防止入射光1的入射角度依赖性或对邻接像素的光线侵入等,可以将上述光学部件层叠在光电导膜上。

[0054] 图12(b)是上述图12(a)的结构变形例所涉及的摄像模块641中使用的半导体摄像元件的主要部分剖面图。本实施例中,特征在于,微透镜等光学部件在Z轴方向上的光学中心的位置与半导体摄像元件表面的距离 d_2 比半导体摄像元件的厚度 d 的 $1/2$ 小($d_2 < d/2$)。根据本结构,能够在Z轴方向上更浅地形成SiGe形成区域24,因此能够降低离子注入时的Ge离子的加速能,实现热处理工序的低温化或短时间化。另外,如图所示,通过利用微透镜等聚光光学系统将入射光的光束集拢得较细,从而能够集中照射Ge离子分布浓度最高的区域。根据本结构,能够进一步减小硅基板等半导体基板本身的厚度 d ,其结果,能够实现元件分离区域26的形成,即元件分离区域26在Z轴方向上的浅化,同时能够实现进一步改善串扰等的效果,以及对近红外光等长波长光的灵敏度改善。

[0055] 使用图12(c)对具有微透镜的摄像元件的另一重要特征进行说明。图12(c)是从Z轴方向观察摄像模块650中使用的半导体摄像元件部时的X-Y平面图。在半导体摄像元件的侧面部与图12(a)、(b)同样地形成有微透镜46、47。为便于说明,图中示出了一处不具有微透镜的受光部。向具有微透镜的受光部入射的光几乎均沿着光电转换部15的延伸方向(Y轴)行进,侵入邻接的光电转换区域15的风险小。另一方面,如图所示,不具有微透镜的受光部中,以与Y轴方向不同的入射角侵入的入射光尤其是在上述700nm以上的长波长光的情况下,入射光1未大幅衰减,因而在邻接的多个光电转换区域15中产生光电荷的风险变大而增大串扰。对于在光电转换区域15或耗尽层区域49附近产生的光电荷,上文中已经说明,可通过元件分离区域26防止向邻接的光电转换区域15泄漏。通过组合有光学部件的本结构,还能够抑制入射光本身向邻接的光电转换区域15泄漏,因此能够同时解决近红外光等长波长光的灵敏度改善和串扰抑制。

[0056] 将本发明的第十四实施例所涉及的立体摄像模块710立体图及其三维坐标轴示于

图13(a)。立体摄像模块710由将摄像模块110a、110b、110c、110d、110e、110f组入圆筒形支撑体171而成的结构构成。摄像模块110a、110b、110c、110d、110e、110f以具有受光窗的半导体基板侧面部与圆筒形的中心线平行的方式固定。摄像模块110a、110b、110c、110d、110e、110f例如可使用与第一实施例中说明的摄像模块110(图1)等同的摄像模块。应予说明,本图中,摄像模块110d、110e、110f隐藏在圆筒形支撑体171中所以看不到。这里重新定义三维坐标轴U、V、W。如图所示,若将圆筒的中心线规定为U轴方向,与圆筒的上表面、下表面相当的平面则为V-W平面。立体摄像模块710相当于X射线CT装置中的机架(Gantry)部。因此,通过使被检体(未图示)在立体摄像模块710内部向箭头方向移动,能够重建立体形状的被检体的三维断层图像。即,适合作为光CT装置的机架部。将立体摄像模块710的V-W平面上的剖面图示于图13(b)。摄像模块110a、110b、110c构成复合摄像模块173,同样地,摄像模块110d、110e、110f构成复合摄像模块175。复合摄像模块173和175配置在彼此相对于圆筒形支撑体171的中心线对称的位置。复合摄像模块173和175通过围绕支撑体171的中心线旋转,能够重建被检体171的断层图像,此外通过使被检体172或立体摄像模块710在U轴方向上移动,能够得到多张断层图像。例如,来自摄像模块110a的出射光3a直线行进成为摄像模块110d的入射光1a被检测,同样地来自摄像模块110d的出射光3d直线行进成为摄像模块110a的入射光1d被检测。此时,通过改变出射光3a和3d波长,基于被检体内的不同光物理性质能够获得更详细的分子水平的信息。应予说明,本图中使用了含多个摄像模块的复合摄像模块173、175,因此在邻接的摄像模块间(例如110a和110c),一方射出的出射光会由另一方检测到,从而还能够检测被检体表面附近的漫射光。为简化装置,也可以仅使用对置的一对摄像模块(例如110a和110d)。这是因为可通过旋转立体摄像模块710进行360°扫描。

[0057] 图13(c)是表示第十四实施例的其它变形例的立体摄像模块720的V-W平面图。立体摄像模块720由将多个摄像模块110(包括110p、110q、110r)呈放射状等间隔组入圆筒形支撑体171内而成的结构构成。组入的摄像模块110以具有受光窗的半导体基板侧面部与圆筒形支撑体171的中心线平行的方式固定。摄像模块110例如可使用与第一实施例中说明的摄像模块110(图1)等同的摄像模块。即形成在V-W平面视角上以360°包围被检体172周围的结构。因此,不需要使立体摄像模块720在被检体周围旋转即可实现装置本身的小型轻量化。立体摄像模块720可适用于漫射光学断层成像装置(Diffused Optical Tomography, DOT)和其它光CT装置。例如摄像模块110p射出的红外光3在被检体172的内部漫射并传播,在摄像模块110r作为入射光1被检测到。另外,其它一部分的漫射光穿过癌组织174并传播,在摄像模块110q作为入射光1被检测到。采用基于被检体172的正常组织与癌组织174中的光吸收系数、漫射系数的差异的图像重建算法,能够无创且不受放射线照射地使癌组织174的存在可视化。此外,还起到可用于荧光CT装置的特殊效果。

[0058] 将本发明的第十五实施例所涉及的立体摄像模块810的立体图及其三维坐标轴示于图9(a)。立体摄像模块810由使用摄像模块180a、180b、180c和用于决定它们的配置的4根支撑体181立体组装而成的结构构成。摄像模块180a、180b、180c的结构与图5(a)和(b)相同,作为光源,优选为LED或LD。另外,摄像模块180a、180b、180c具有直径R的圆形中空部。来自各摄像模块的信号线可介由连接器部182与外部图像处理系统(未图示)连接。本实施例与图13的实施例的区别点在于构成各摄像模块内的半导体摄像元件的半导体基板与被检体的位置关系。即本实施例中,为使被检体在摄像模块内的中空区域内穿过,摄像模块是弯

曲的半导体基板侧面为全方位(360°方向)包围被检体的结构,与此相对,图13的实施例中,摄像模块(110a、110b、110c等)由相对于被检体中心方向呈放射状配置的结构构成。因此,图14(a)所示的立体摄像模块810中,不需要将多个摄像模块呈放射状精密配置或者使摄像模块在被检体周围旋转。因此,空间位置精度高且可实现小型轻量化,适合于便携的DOT等光CT装置或光学绘图装置。

[0059] 将第十五实施例的变形例所涉及的立体摄像模块820的立体图示于图14(b)。立体摄像模块820由圆形中空部的直径分别为R1、R2、R3的摄像模块180d、180e、180f构成。各摄像模块被弹性部件构成的支撑体183支撑。支撑体183呈蛇腹状,为可连续变更、调整摄像模块间距离的结构。与图14(a)的情况同样地具有连接器部182。另外,采用半导体光刻技术可容易地将摄像模块180d、180e、180f的中空部直径变更为例如直径R1、R2、R3($R1 > R2 > R3$)。因此,可得到适合于光CT装置、特别是乳腺X射线摄影装置、以脑为对象的光学绘图装置的结构。除了中空部直径以外,摄像模块间(U轴方向)的距离也可变更,因此易于迎合被检体的形状,能够提高准确的空间位置信息的精度,并且能够高效率地将来自光源的出射光发送到被检体内部。

[0060] 将本发明的第十六实施例所涉及的立体摄像模块910的侧面图及其二维坐标轴示于图15(a)。立体摄像模块910如下文所述,由摄像模块190a、190b、190c、190d、190e、190f、190g、190h构成。本图中,为便于说明仅示出了190a和190e。摄像模块190a、190b、190c、190d、190e、190f、190g、190h例如可利用图4(a)所示的摄像模块的构成,如图所示包围被检体(例如头部)。图15(b)是从上方俯视立体摄像模块910时的平面图。摄像模块190a、190b、190c、190d、190e、190f、190g、190h以一点为中心呈放射状配置,且除了摄像模块190e与190f之间以外,彼此通过含弹性部件的圆弧状支撑体193连接。通过圆弧状的支撑体193伸缩,可在被检体周围呈蛇腹状开合。与第十五实施例的不同点在于,各摄像模块可配置为朝向圆顶形状的头顶部覆盖被检体,因此能够进一步扩大三维检查区域,从而将检查不到的死区最小化。因此,除上述特征以外,对于乳腺X射线摄影装置、以脑活动等为对象的光学绘图装置等特别有效。

[0061] 将第十六实施例的变形例所涉及的立体摄像模块920的立体图示于图15(c)。立体摄像模块920是进一步改良立体摄像模块910后的结构。立体摄像模块910的各摄像模块(190a~190h)若以地球仪为例是在经度方向上呈放射状排列的结构,而立体摄像模块920是进一步在纬度方向上也组合多个圆环形状的摄像模块而成的结构。即在经度方向上排列的摄像模块195例如是使图4(a)所示的摄像模块的外周成为圆弧状的结构,在纬度方向上排列的摄像模块197-1、197-2、197-3例如由使图6(a)所示的摄像模块的直径不同而成的结构构成。根据本结构,针对三维结构的被写体,能够以高位置精度且呈网状配置光源部和光检测部,在所取得的图像信息或重建图像中可得到极高的空间位置精度和分辨率。与上述实施例同样地,能够将各摄像模块配置成覆盖被检体整体的圆顶形状或头盔形状,因此针对三维检查对象能够消除检查不到的死区。因此,除了上述特征以外,对于乳腺X射线摄影装置、以脑活动等为对象的光学绘图装置等也起到特殊效果。

[0062] 将本发明的第十七实施方式所涉及的光超声波摄像装置1000的整体构成示于图16(a)。光超声波摄像装置1000由控制图像摄像探针1005的主控台1001、将摄像图像可视化的图像显示部1003、以及将图像摄像探针1005与主控台1001连接的线缆1009构成。图像摄

像探针1005在其前端部具有摄像探针头1007,此外在摄像探针头1007的内部内置有摄像模块198。如下文所述,摄像模块198与超声波检测部510组合。即如图16(b)的立体图所示,摄像模块198例如与图2所示的摄像模块120同样,半导体摄像元件220的受光面为凸状的形状,与光纤、LD等光源部320一体化。如图所示,在摄像模块198的上部层叠有超声波检测部510,超声波检测部510的超声波出射面也与摄像模块198同样地为凸状的形状,且从Z轴方向观察时,以超声波出射面与摄像模块198的受光面大致一致的方式层叠。

[0063] 使用图16(c)的剖面图进一步详细说明。图16(c)是图16(b)中虚线箭头H-H'的位置的剖面图。如上所述,摄像模块198在半导体摄像元件220上具有由送出LD或LD的光的光纤构成的光源320,在其上方层叠有超声波检测部510。半导体摄像元件220的剖面结构已在图2(b)中说明。通过使光源320摄像模块198的前端部即受光面、光源的光出射部、超声波出射部紧贴于腹部等被检体1011地移动,能够同时进行超声波图像和近红外光的吸收·漫射等的光谱分析。即,若对被检体1011照射近红外脉冲激光3,则在被检体内的光吸收体膨胀和恢复时会产生热弹性变形,产生与光的吸收率和照射激光脉冲的脉冲宽度相应的超声波5。通过用超声波检测器510检测所产生的超声波5的断面,可重建三维图像。通过使用本光超声波摄像装置,可实现不会被放射线照射、无创且不需要造影剂的检查装置,例如通过与超声波像重叠地绘出癌的血管新生,能够且在极早期阶段准确地确定出早期癌细胞等病灶的位置。已知癌细胞增殖时会在组织周边制造新的血管且氧浓度比正常组织低。因此,例如作为近红外光波长选择797nm、756nm、825nm这3种。对于波长797nm的近红外光,含氧血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸收系数相同,因此由该波长得到的图像显示血红蛋白的分布。而对于波长756nm的近红外光,脱氧血红蛋白的吸收系数大,对于波长825nm的近红外光,含氧血红蛋白的吸收系数大,利用该现象可测定组织的氧饱和度,从而可获知癌症的发展程度。由此,除了可早期发现乳腺癌、前列腺癌等以外,还具有如下特殊效果:可实现患者的痛苦和负担的减轻,或者在采集组织时也能够可靠地确定病灶位置。

[0064] 此外,通过使用光造影剂,当从摄像模块198送出的激发光(波长 λ_3)照射到组织内的光造影剂(也称为荧光探针)时,发出的荧光(波长 λ_1)能够被摄像模块198检测到。应予说明,例如波长 λ_3 为比波长 λ_1 短的近红外光。由此,能够实现可同时获得通常的超声波图像、基于近红外光照射的超声波图像、基于近红外光激发的近红外荧光图像等多个不同图像或光谱分析信息的多功能或复合(混合)影像诊断或光谱分析装置。

[0065] 将本发明的第十八实施方式所涉及的光超声波内窥镜装置1020的内窥镜结构示于图17(a)。在光超声波内窥镜装置1020的内窥镜探针前端部1021内组入有具有超声波检测部520的摄像模块199。摄像模块199由图6(b)所示的圆形摄像模块161、在其下部安装的圆形超声波检测部520、圆形安装基板1025以及通信·电源线缆1023构成。应予说明,作为摄像模块161所使用的光源361,也可使用图5的实施例中说明的由有机LED薄膜构成的光源部来代替(由无机结晶材料构成的)LED、LD。由于可使用柔性薄膜底座,所以特别是在插入要求细径化的内窥镜探针内的情况下,即使在摄像模块161的外周曲率变化较大时也容易对应。超声波检测部520为向心辐射方式,由振子阵列、声匹配层、声透镜等构成。在超声波检测部520的下部有安装基板1025,来自摄像模块161的信号线、电源线等经由超声波检测部520的圆筒内部与安装基板1025连接。同样地,来自超声波检测部520的信号线、电源线等也与安装基板1025连接,最终与通信·电源线缆1023相连。由此,半导体摄像元件(与图6

(b)的261相当)、光源部(与图6(b)的361相当)、以及超声波检测部520均可全方位(360° 方向)进行近红外光射出(3)、入射光检测(1)、超声波射出(未图示)、超声波检测(5),实现了其外形形状为圆形且容易细径化的结构。应予说明,摄像原理与第十七实施例相同,提供特别适合插入体内使用的内窥镜、胶囊内窥镜、腹腔镜、导管等的摄像装置。

[0066] 将使用本实施方式所涉及的光超声波内窥镜装置1020获得的摄像画面的模式图1027示于图17(b)。由虚线围成的区域1031、1033、1035是发现了一些异常的区域。实线的光谱1029表示由近红外荧光光谱分析得到的入射近红外光的强度分布。即,通过使用含荧光探针材料的光造影剂,当从摄像模块199送出的激发光(波长 λ_3)照射到在组织内的癌组织等聚集的光造影剂时,发出的荧光(波长 λ_1)被半导体摄像元件161检测到,得到光谱分布1029。应予说明,波长 λ_3 比波长 λ_1 短。因此,来自光源部的出射光波长优选为比半导体摄像元件的灵敏度光谱中的峰值波长短的波长。在图17(b)中,例如区域1031通过通常的超声波摄像观察到了病变部位(网点部分),但由于光谱分布1029未显示较高的值,所以良性癌组织的可能性较大。而区域1033中,除了由通常的超声波检测器获得的异常部位(网点部分)之外,还重叠描绘有基于由近红外光照射产生的超声波信号的异常部位(黑色部分)。可知基于近红外光照射的荧光光谱(1029)的值也增大。在区域1035中,未观察到应由通常的超声波检测器获得的异常部位(网点部分),仅描绘有基于由近红外光照射产生的超声波信号的异常部位(黑色部分),且基于近红外光照射的荧光光谱(1029)的值也增大。由此,采用通常的超声波检测器无法发现的癌组织可通过由摄像模块199的近红外光照射产生的超声波信号来发现。另外,首次实现了可起到如下效果的混合超声波内窥镜装置。即,通过同时获得的近红外光荧光光谱(1029),能够一并获知异常部位的癌组织等的发展程度。其结果,可期待特别是体内深处部位的恶性肿瘤例如胰腺癌、胆管癌和其它微小病灶的早期发现。

产业上的可利用性

[0067] 以上主要以医疗领域为中心进行了说明,但本发明所涉及的摄像模块和摄像装置在动植物、各种制品、食品等生物化学领域和其它工业领域均有用。

[0068] 附图标记说明

1……向受光部照射的入射光、2……受光部、3……来自发光源的出射光、4……超声波检测窗、5……超声波、6……半导体基板、7……半导体基板表面的绝缘层、8……光电转换区域表面的高浓度P型半导体区域、9……半导体基板背面的绝缘层、10……微凸块、11……接触垫、11m……微型焊垫、12……半导体基板背面的高浓度P型半导体区域、13……遮光膜层、14……半导体基板侧面部的遮光膜层、15、15-1~15-3、15-21~15-23……光电转换区域、16……P型阱、17……半导体基板侧面部的绝缘膜层、18……半导体基板侧面部的高浓度P型半导体区域、19……电荷读取电路部、20……配线群、21……定时脉冲发生电路、22……绝缘膜、23……AD转换电路、24……SiGe区域、25……数字信号处理电路、26……元件分离区域、27……接口电路、28……绝缘膜、29……缓冲存储器块、30……贯通电极、31……输出栅极、32……粘接层、33……高浓度N型半导体区域、34……像素电极、35……复位端子、36……光电导膜、37……复位漏极、38……对置电极、39……浮置扩散层或Floating diffusion(FD)、40……电荷传输电极、41……源输出放大器(SFA)、43……贯通电极周围的绝缘膜、44……外部电极、45……受光区域、46……凸型微透镜、47……凹型微透镜、48……光波导、48-1,48-2……折射率不同的部件、49……耗尽层区域、110、120、130、

140、150、160、161、110-a~110-r、140-1~140-4、150-1~150-3……本发明所涉及的摄像模块、171……机架、172……被检体、141、162、173、175……复合摄像模块、174……表示被检体内部的不同光物理性质的区域、180-a、180-b、180-c……具有直径R的圆形受光面的摄像模块、180-d、180-e、180-f……分别具有直径R1、R2、R3的圆形受光面的摄像模块、181……决定摄像模块配置的支撑体、182……用于将立体摄像模块与外部图像处理系统电连接的连接部、183……决定摄像模块配置的含弹性部件的支撑体、190-a~190-h……摄像模块、193……决定摄像模块配置的含弹性部件的圆弧状支撑体、195……圆弧状的摄像模块、197-1、197-2、197-3、197-4……环状摄像模块、198、199……具有超声波检测部的摄像模块、210、220、230、240、250、260、261、270、271……构成本发明所涉及的半导体摄像模块的半导体摄像元件、292……周边电路元件、310、320、330、340、350、360、361……构成本发明所涉及的摄像模块的光源部、321……光纤安装部、341……光源出射面中心部、351……光源出射部、352……彩色滤光片、430、440……构成本发明所涉及的摄像模块的安装基板、510、520……超声波检测部、610、620、630、640、650……本发明所涉及的层叠型摄像模块、710、720、810、820、910、920……本发明所涉及的立体摄像模块、1000……本发明所涉及的光超声波摄像装置、1001……超声波摄像装置主控台、1003……图像显示部、1005……摄像探针、1007……摄像探针头、1009……线缆、1011……病变部位、1020……本发明所涉及的光超声波内窥镜装置、1021……内窥镜探针前端部、1023……通信和电源线缆、1025……安装基板、1027……摄像画面、1029……入射近红外光强度分布、1031……通常的超声图像中的异常部位、1033……基于通常的超声波图像和光超声波图像的异常部位、1035……基于光超声波图像的异常部位

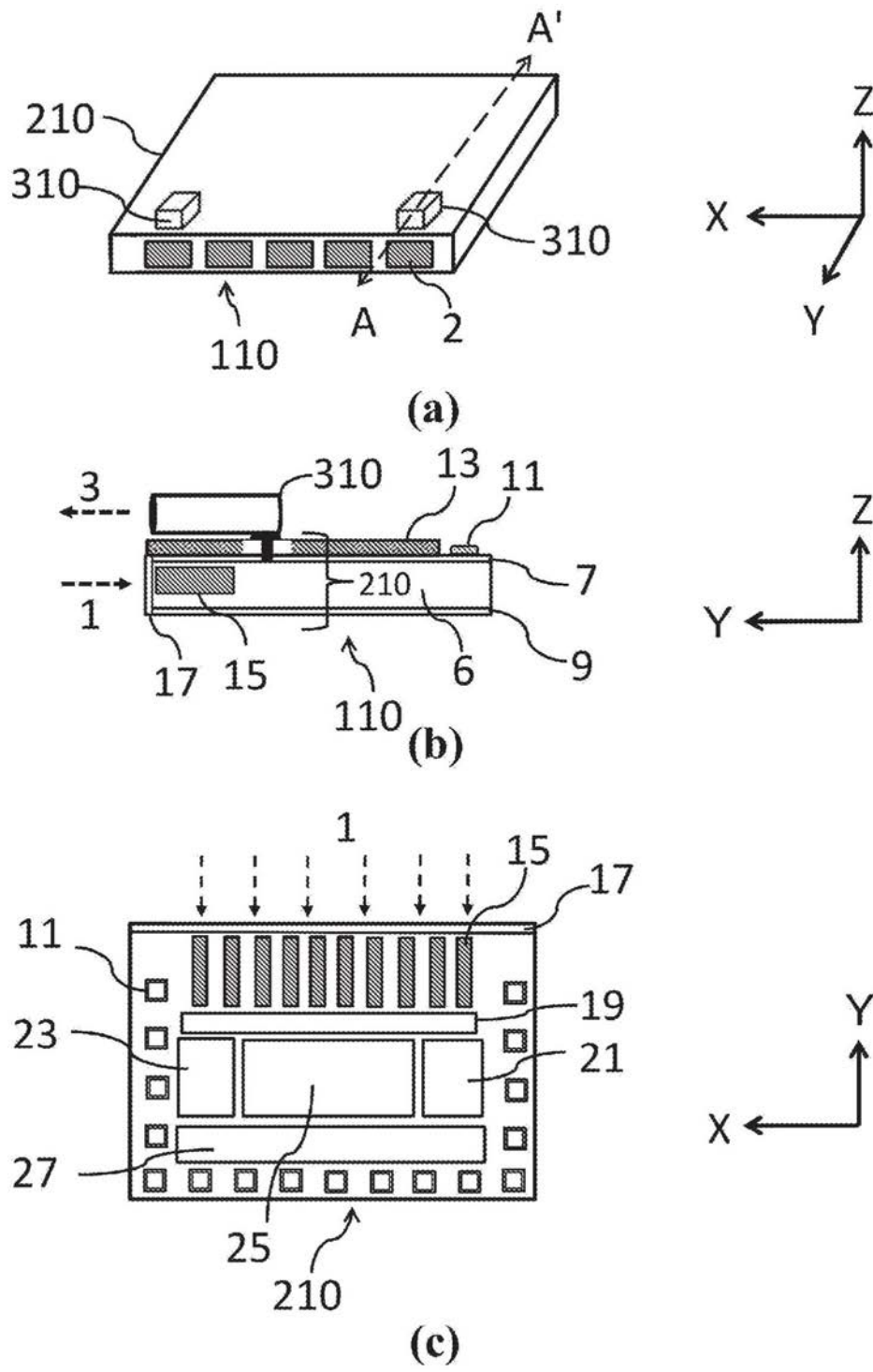


图1

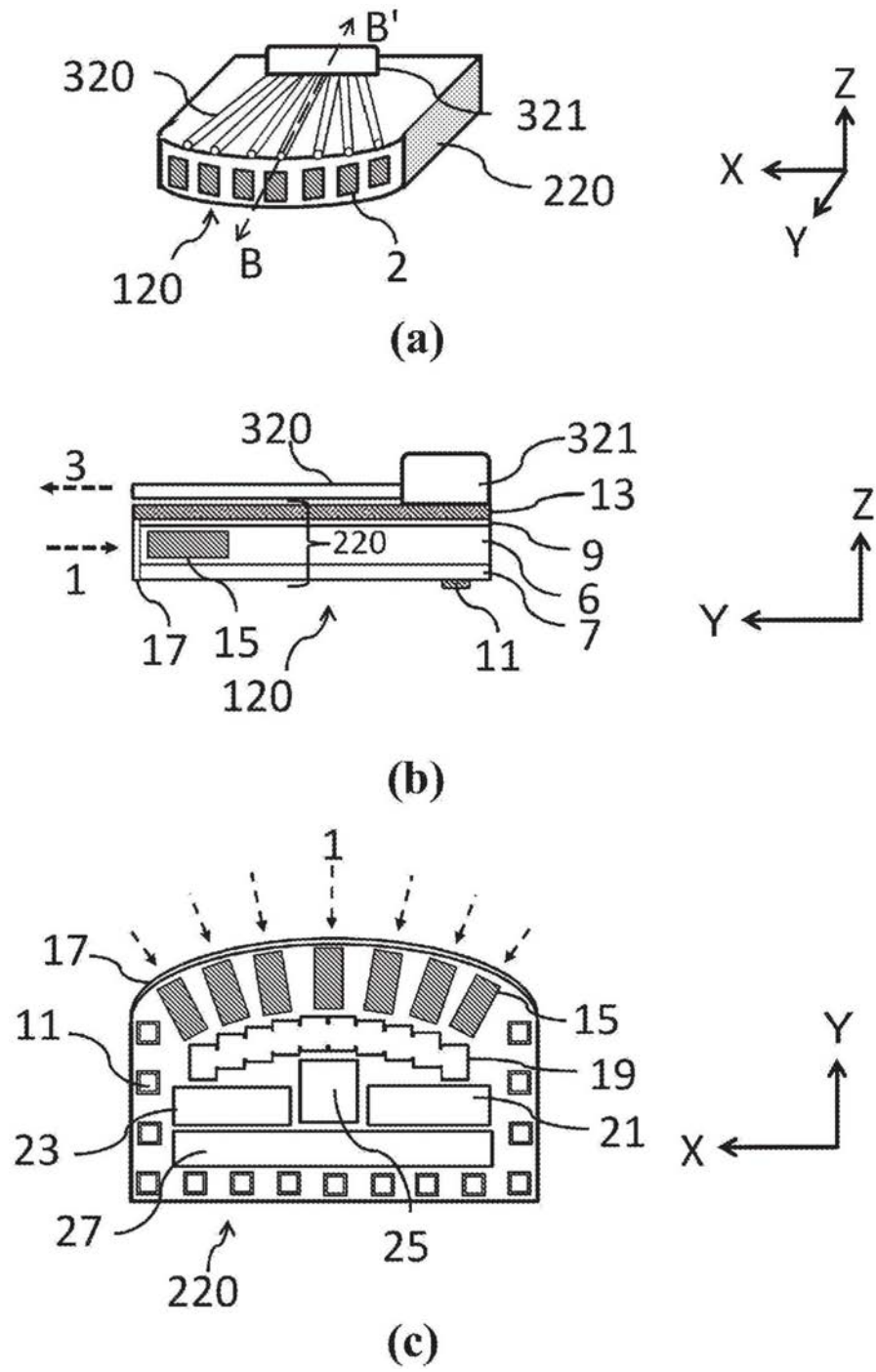


图2

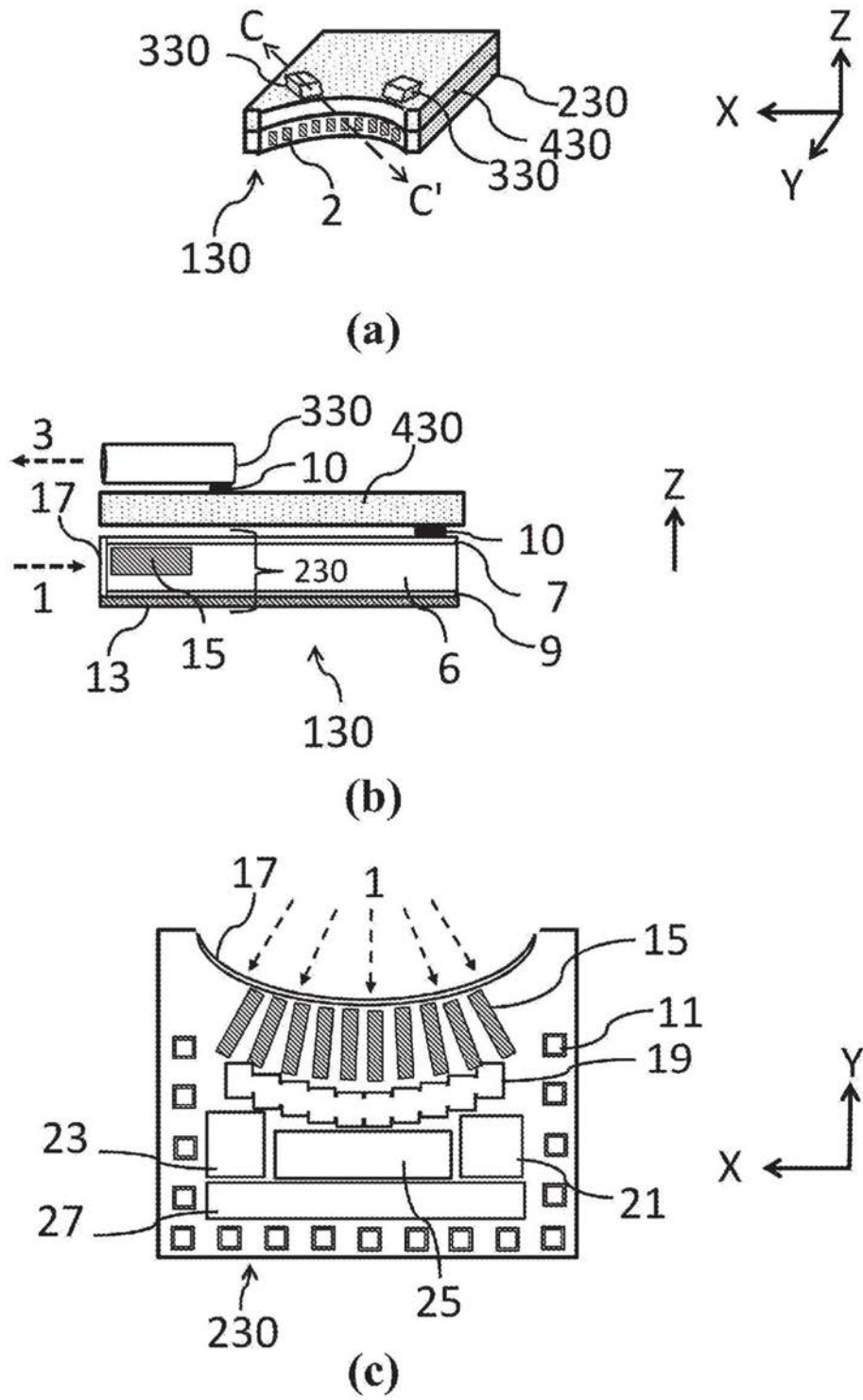


图3

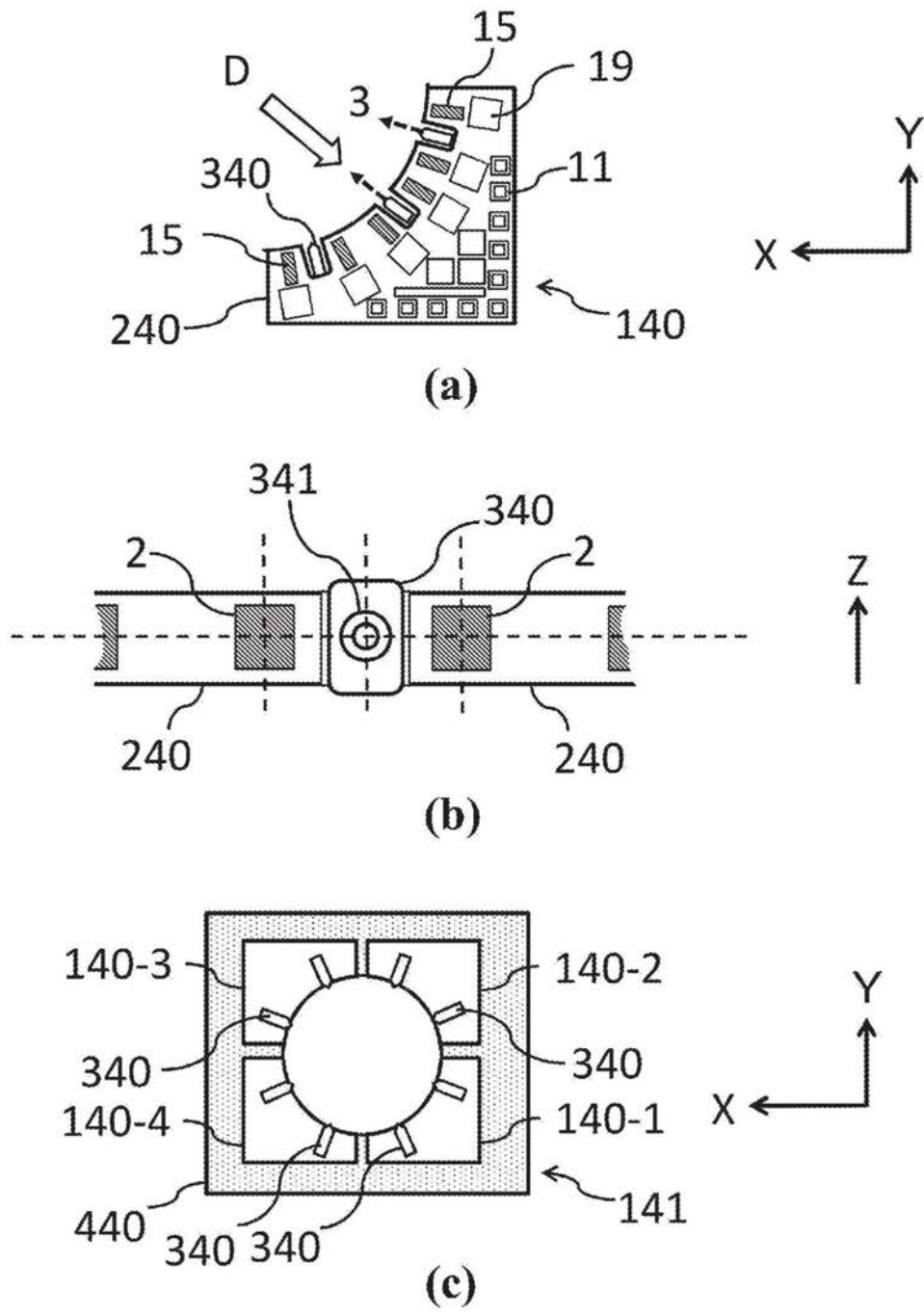


图4

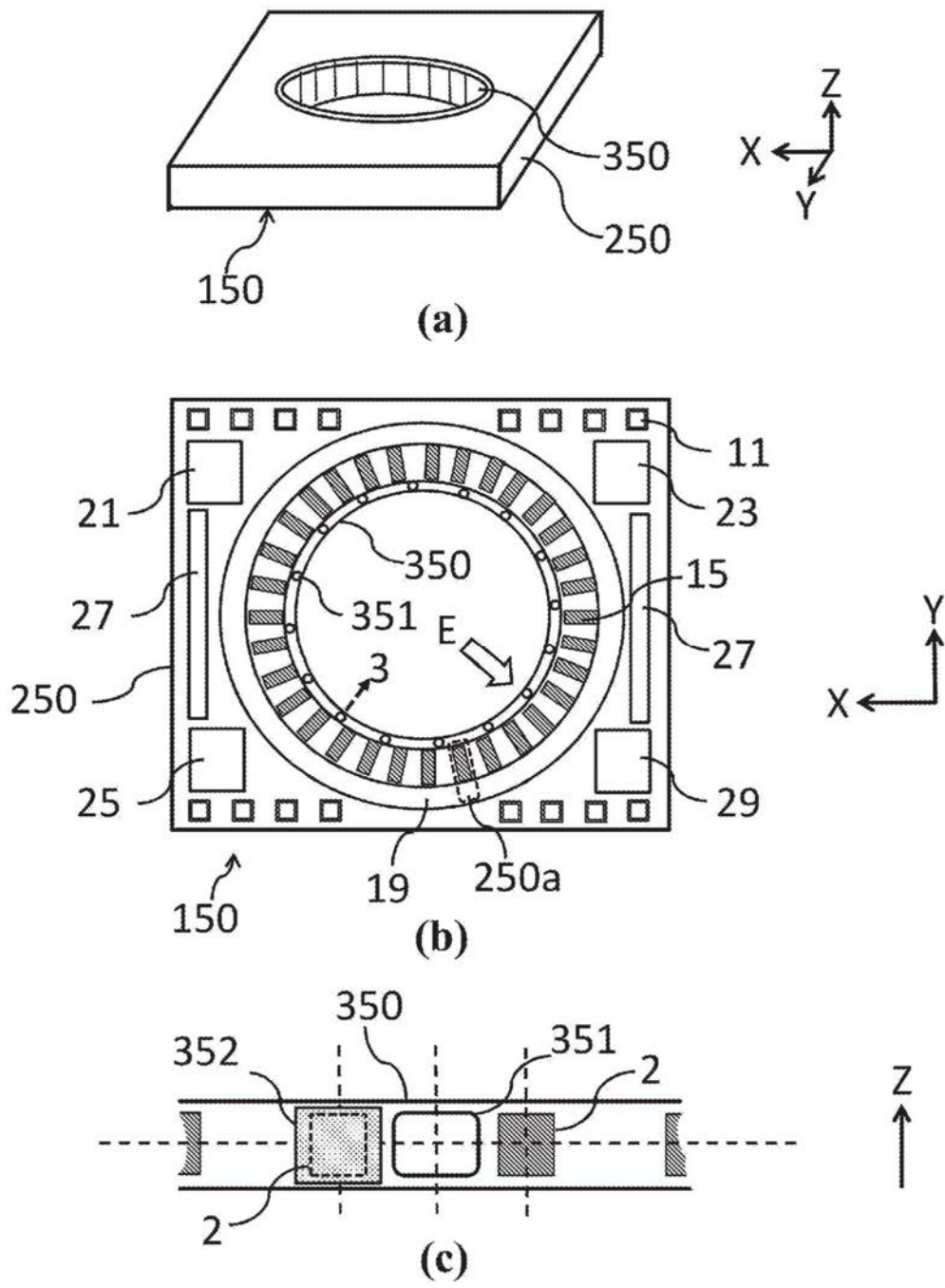


图5

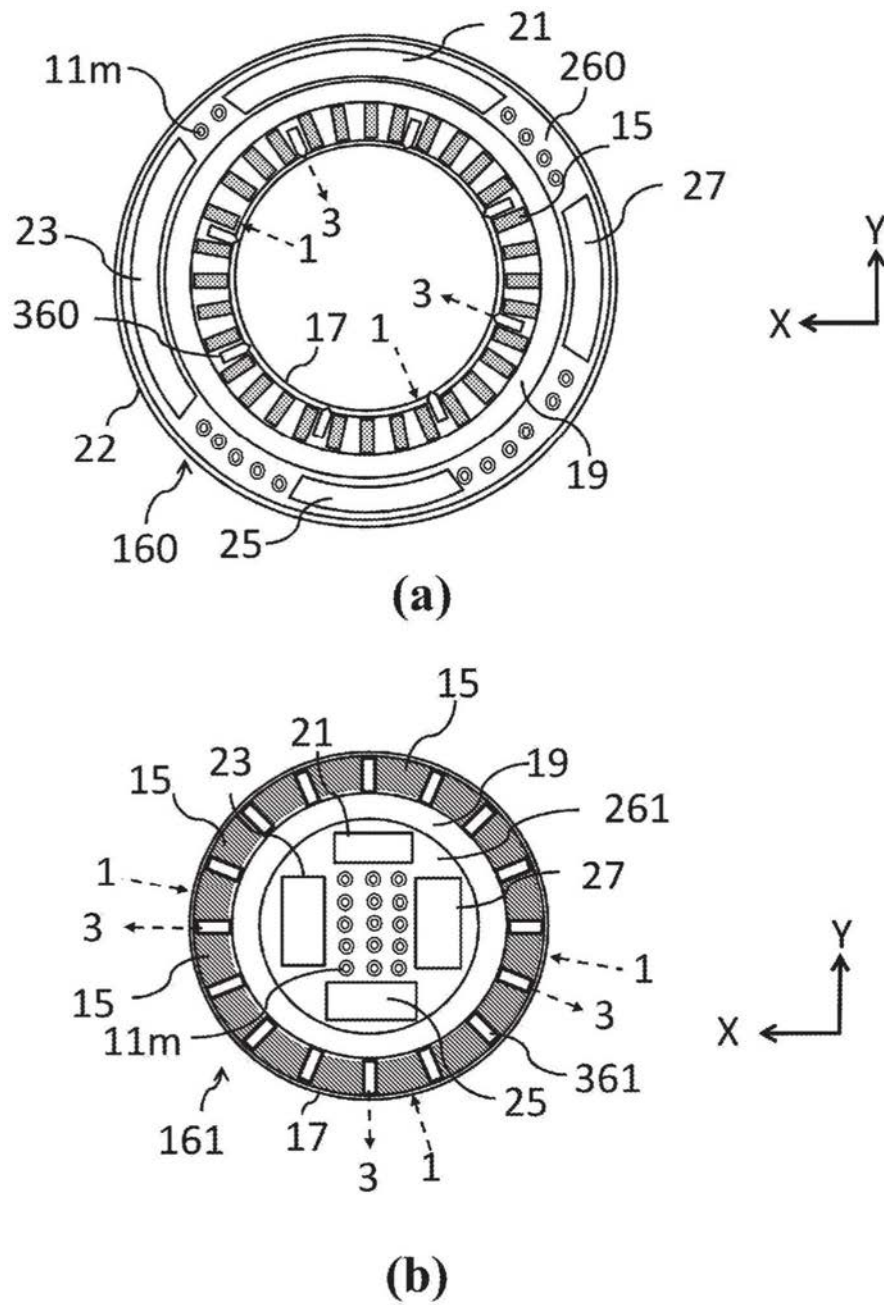


图6

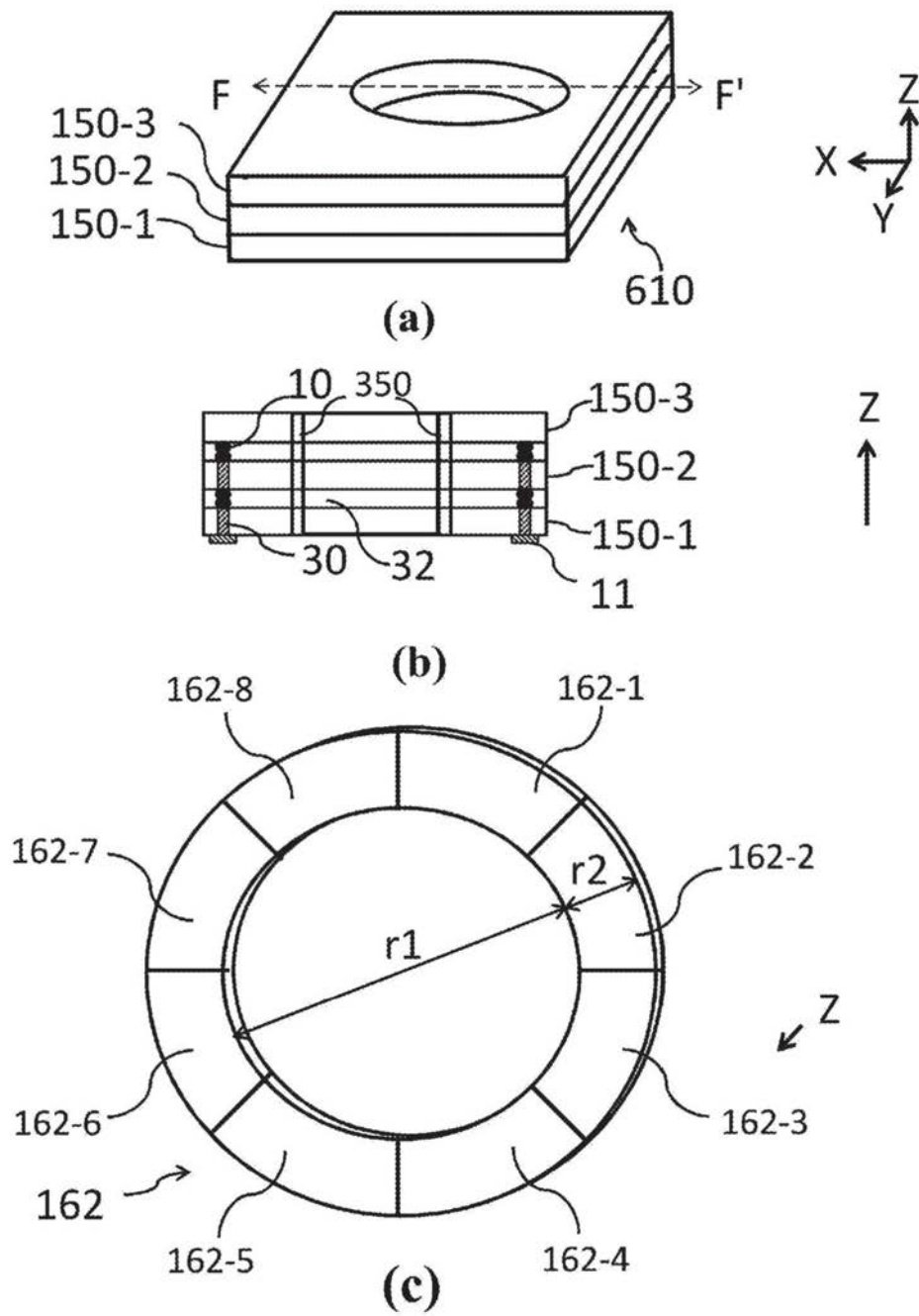


图7

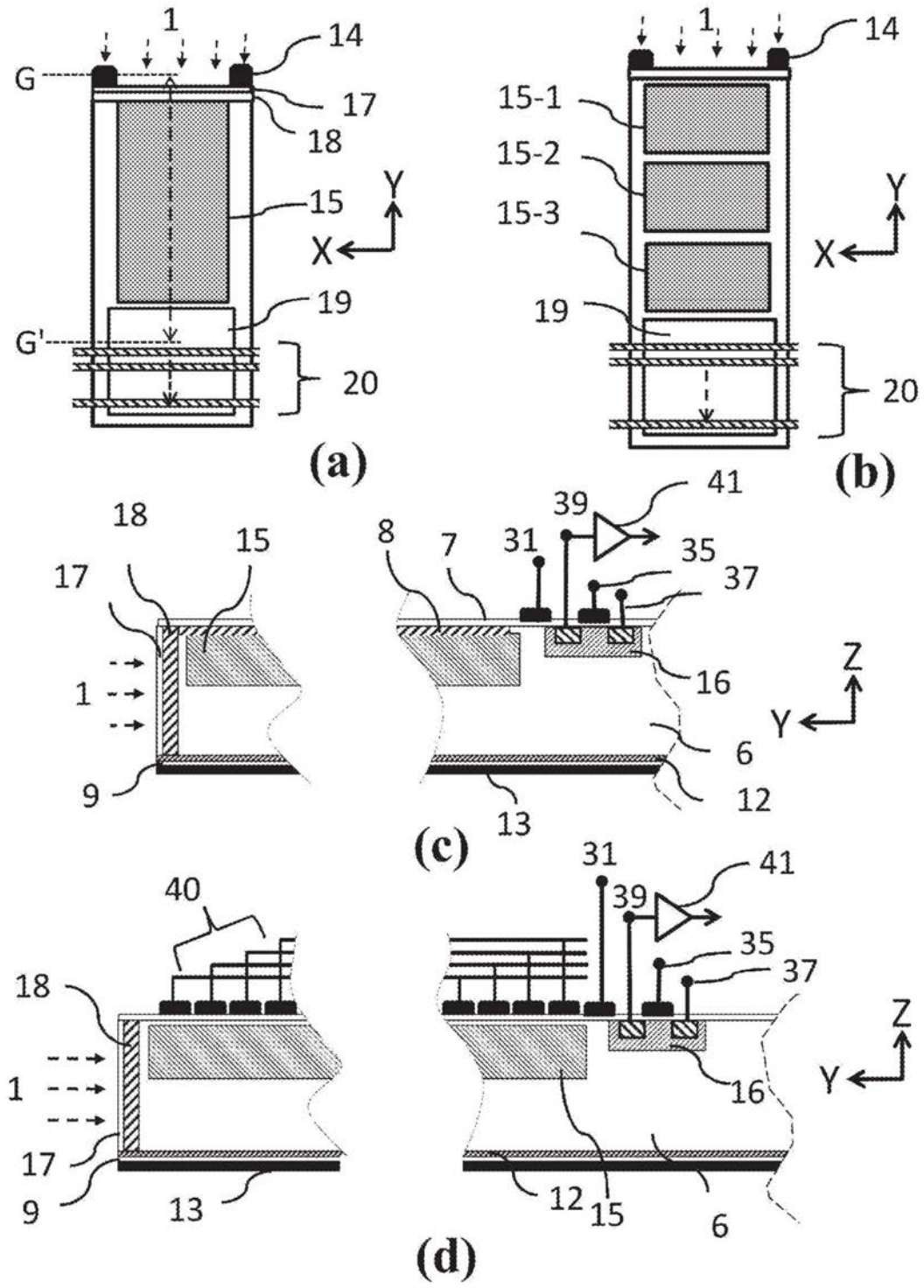


图8

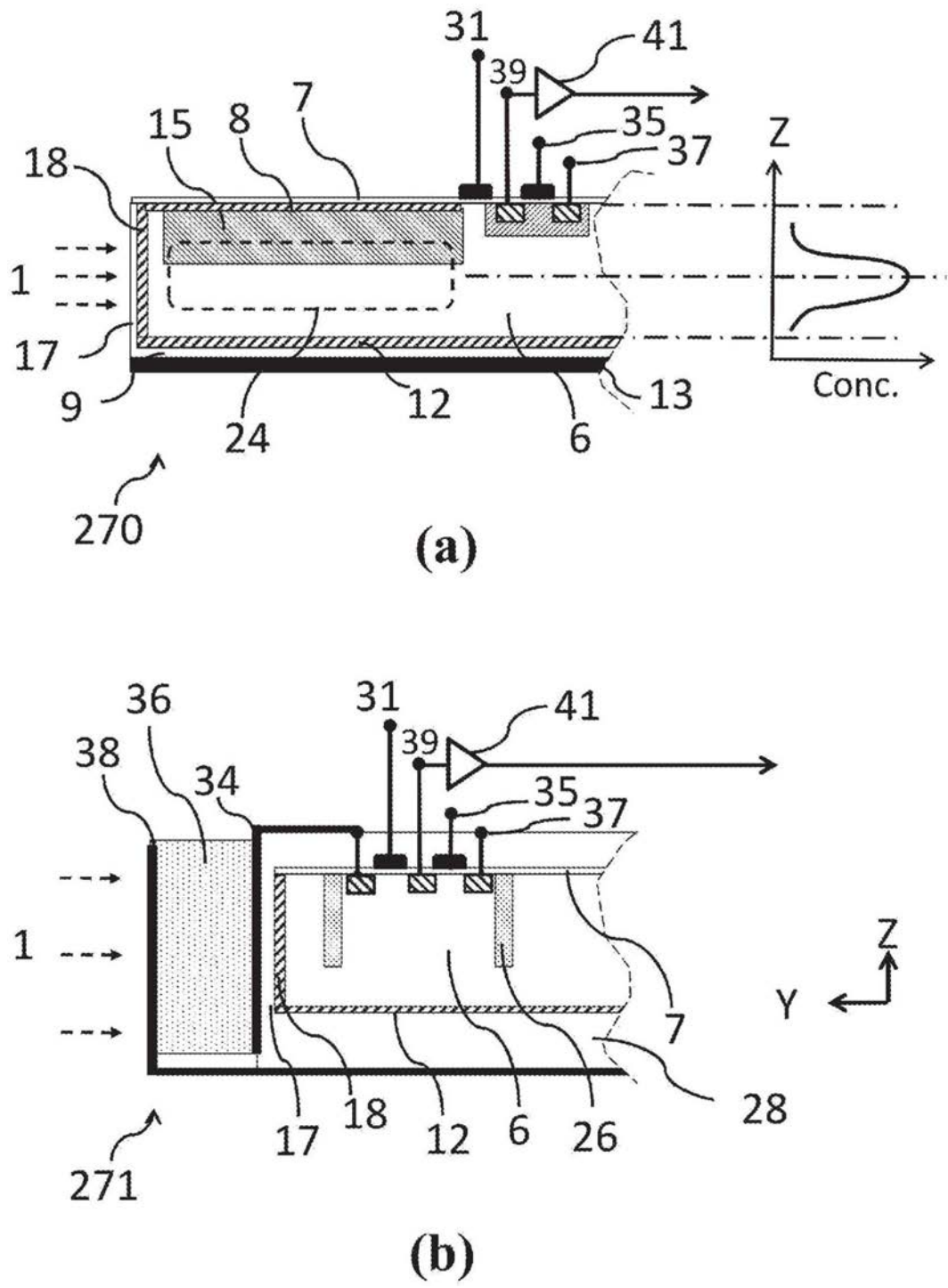


图9

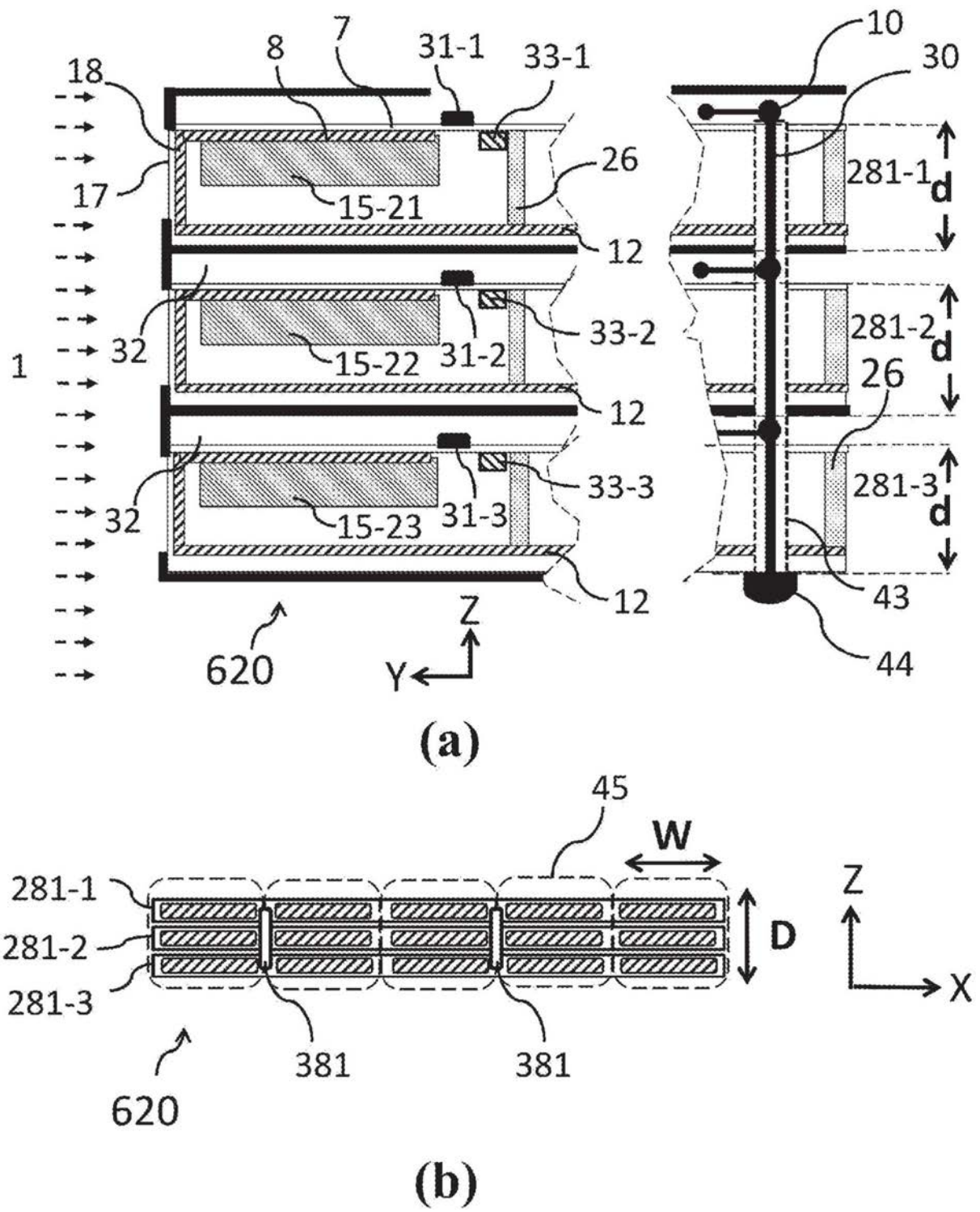


图10

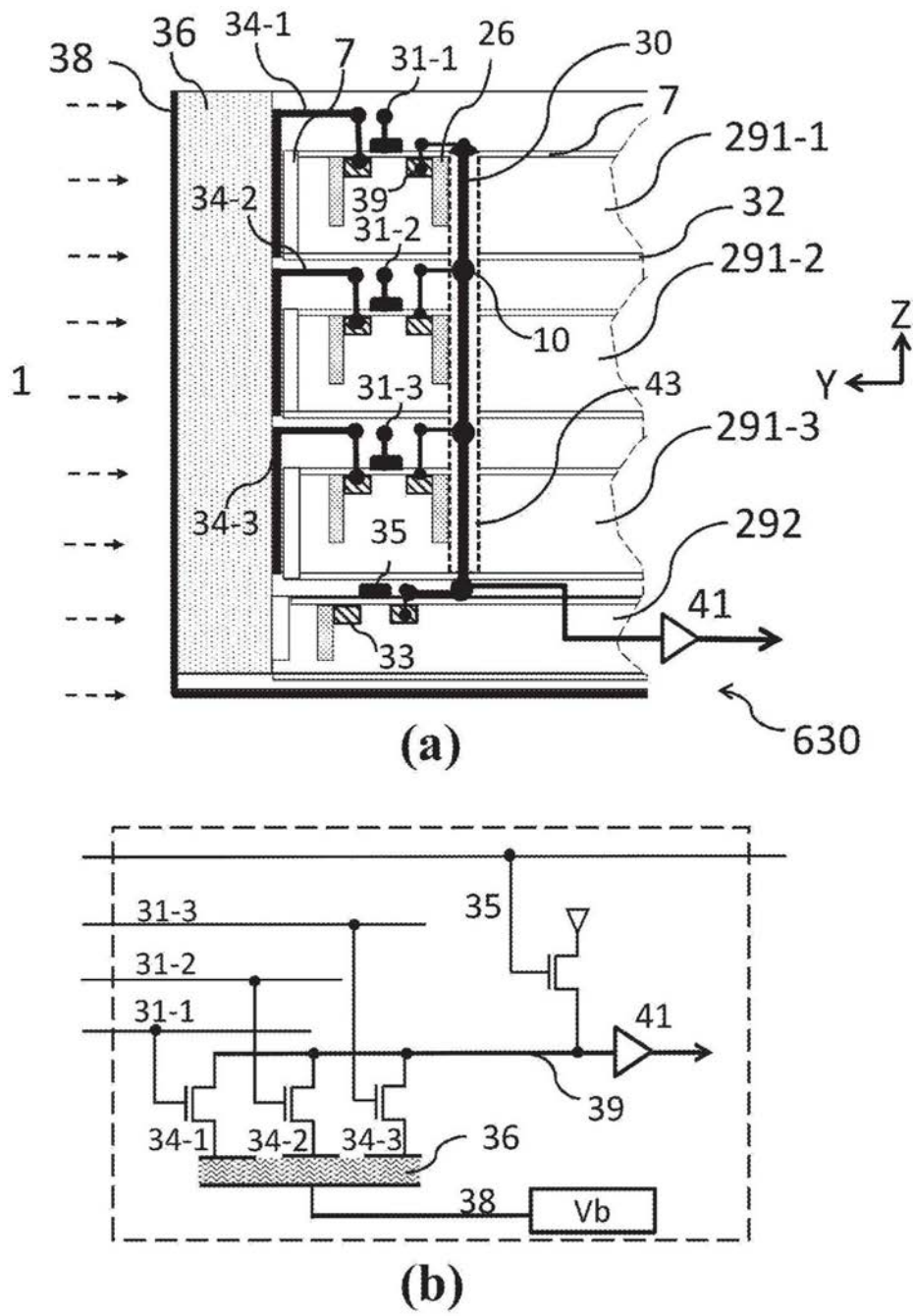


图11

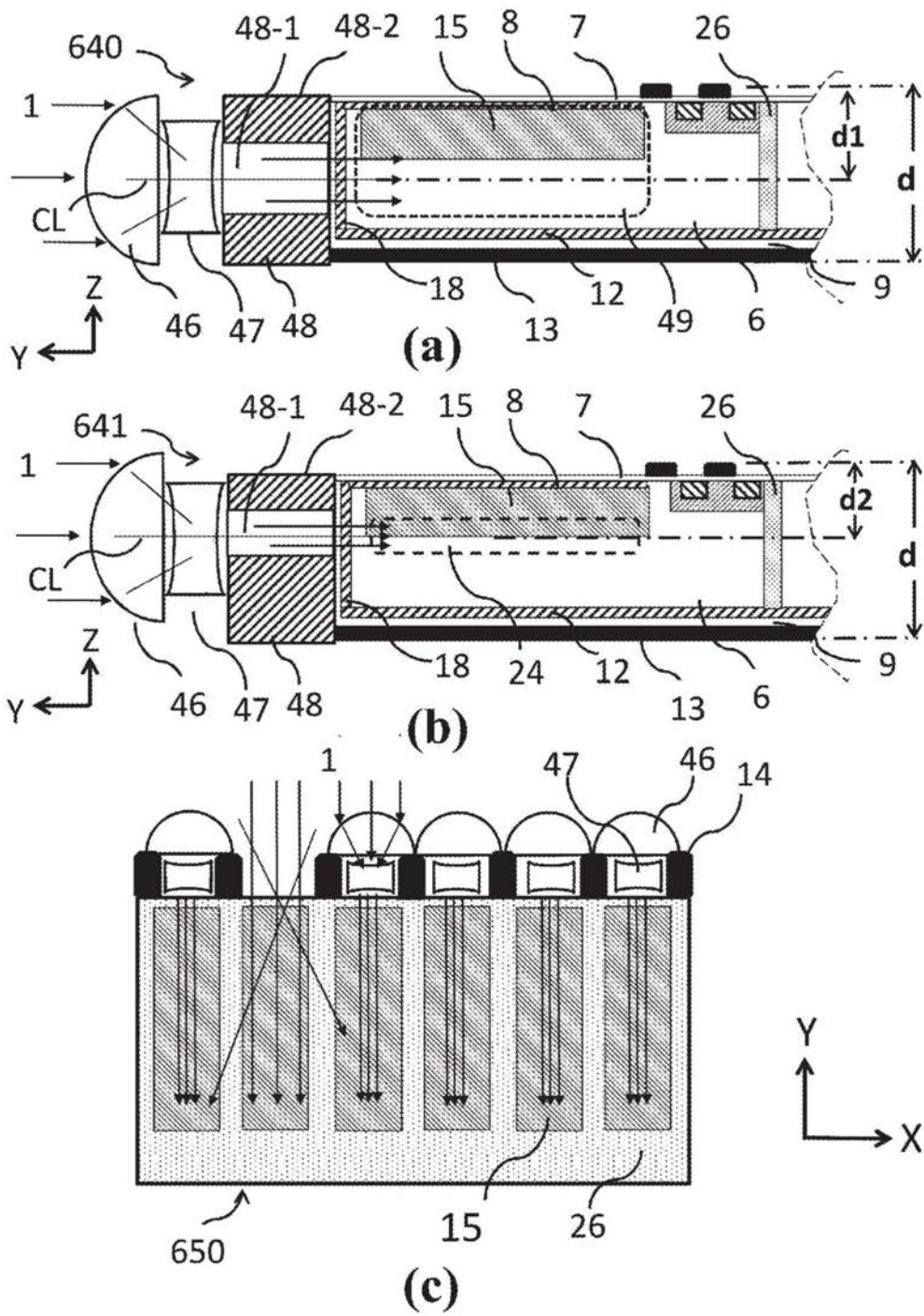


图12

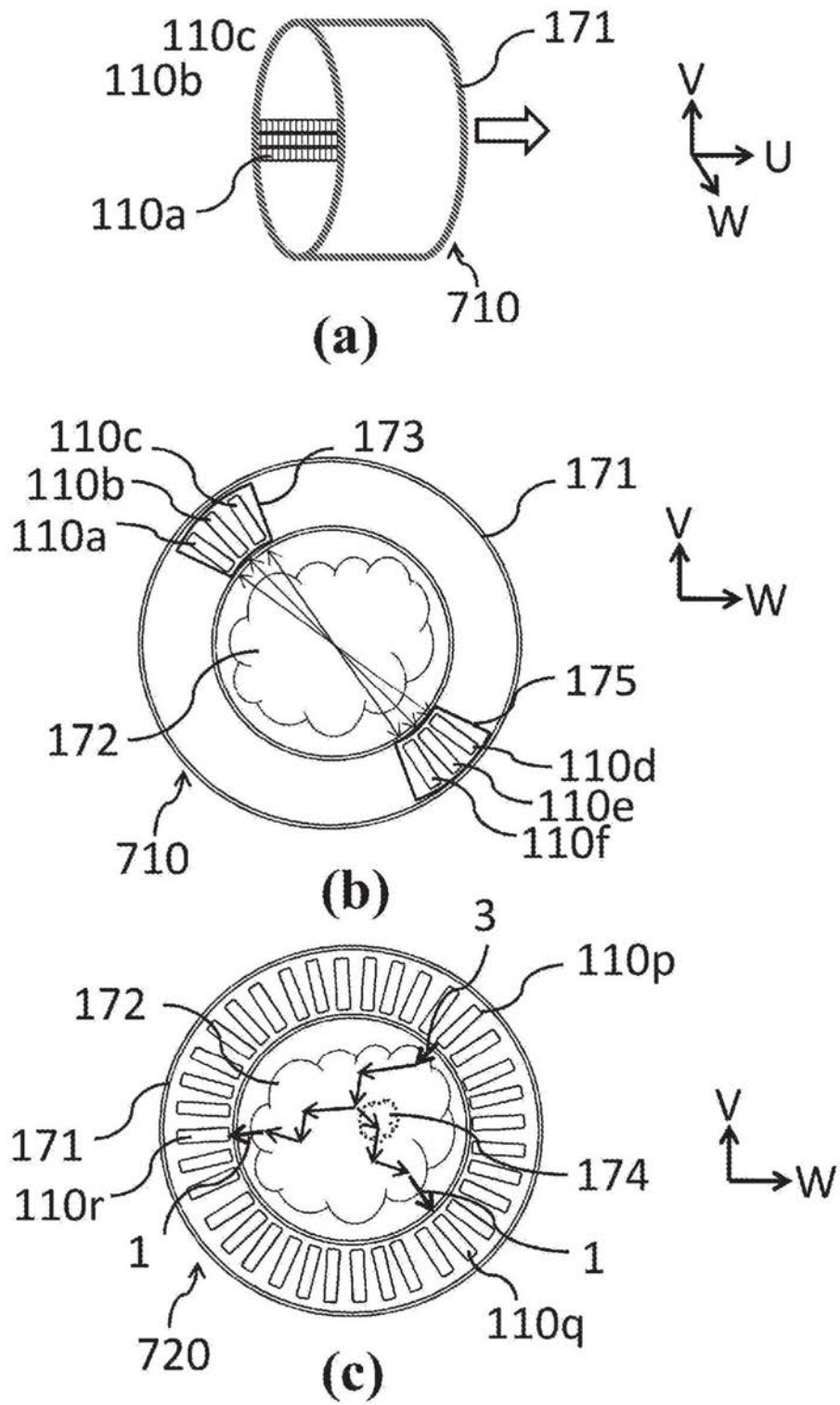


图13

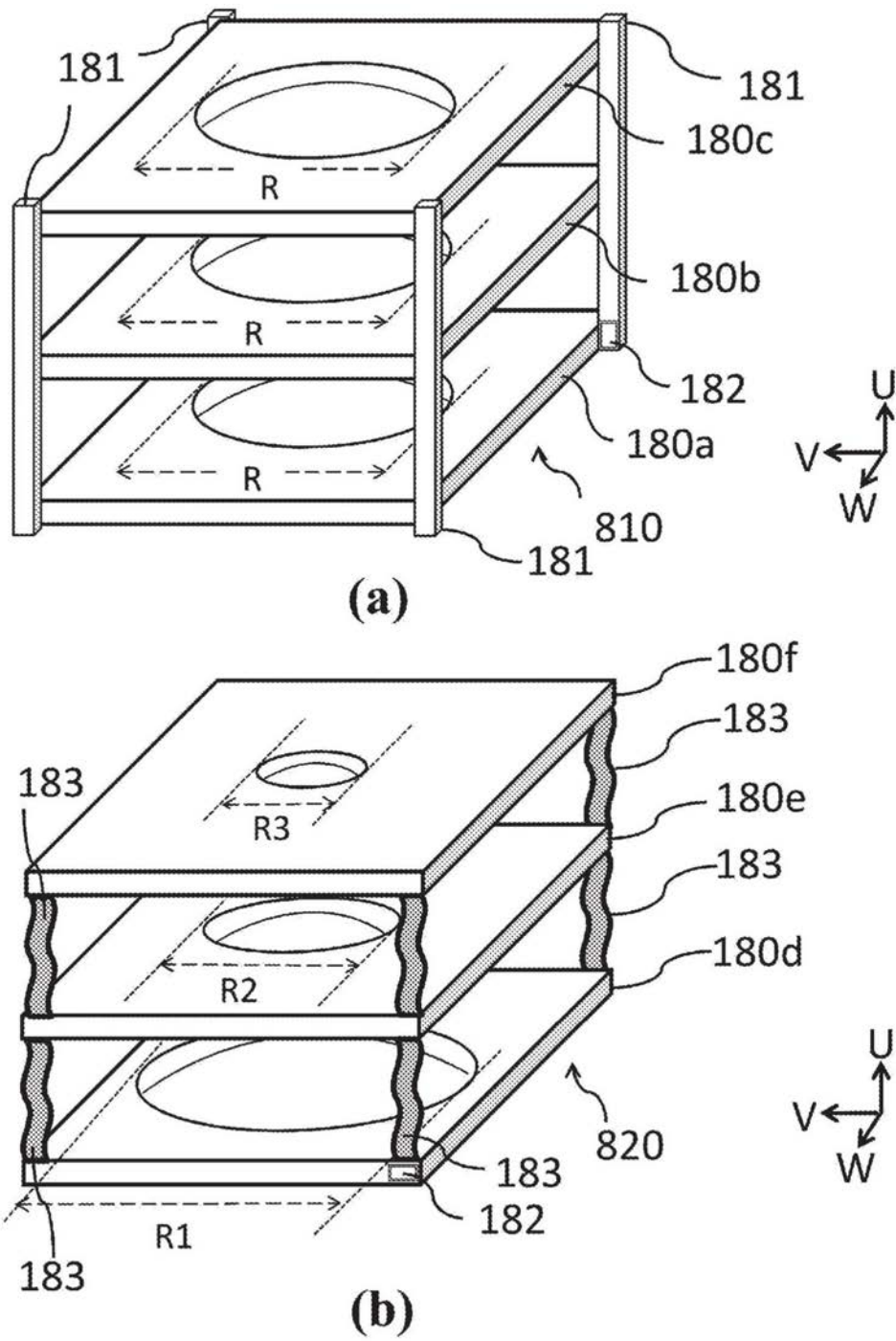


图14

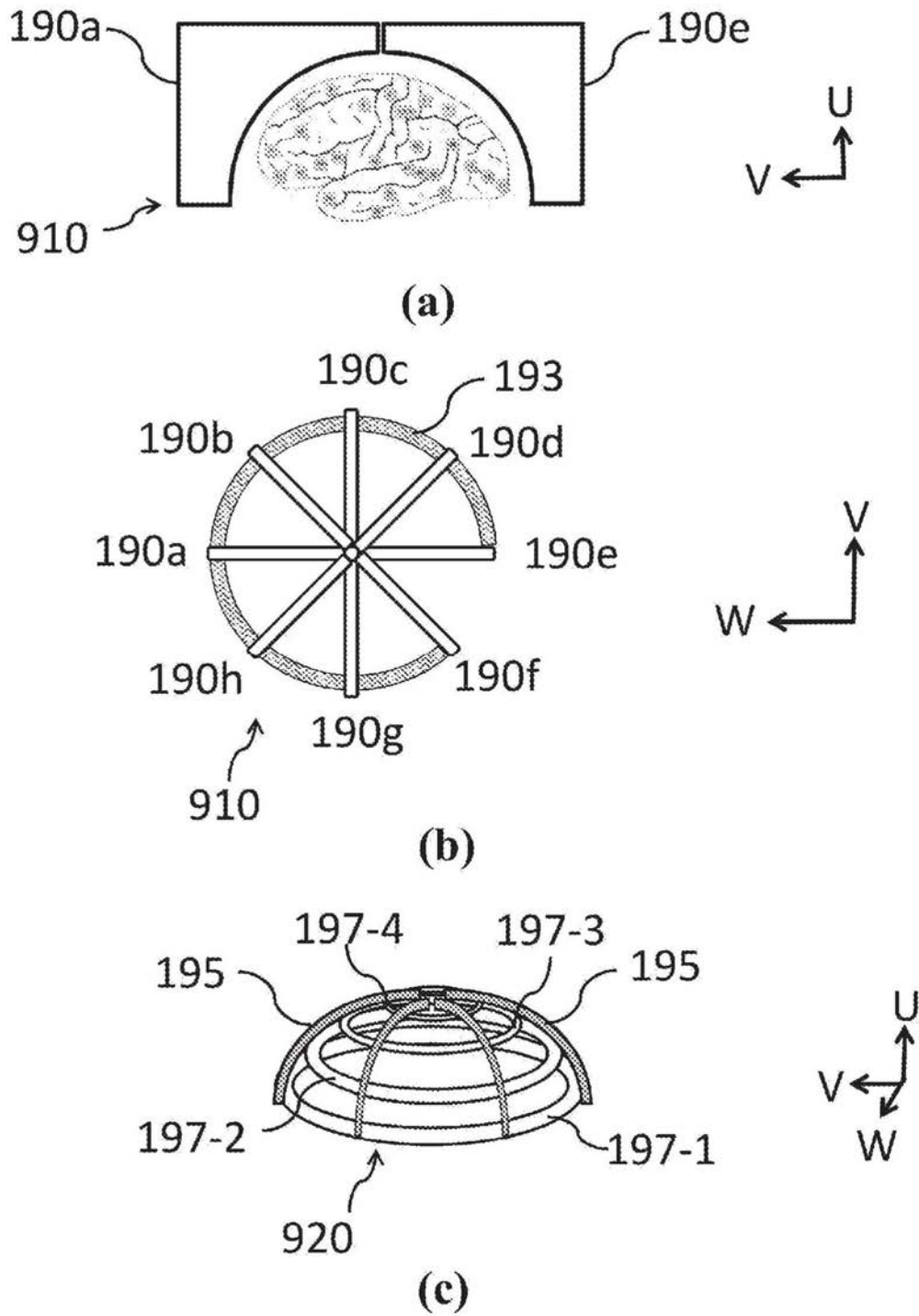


图15

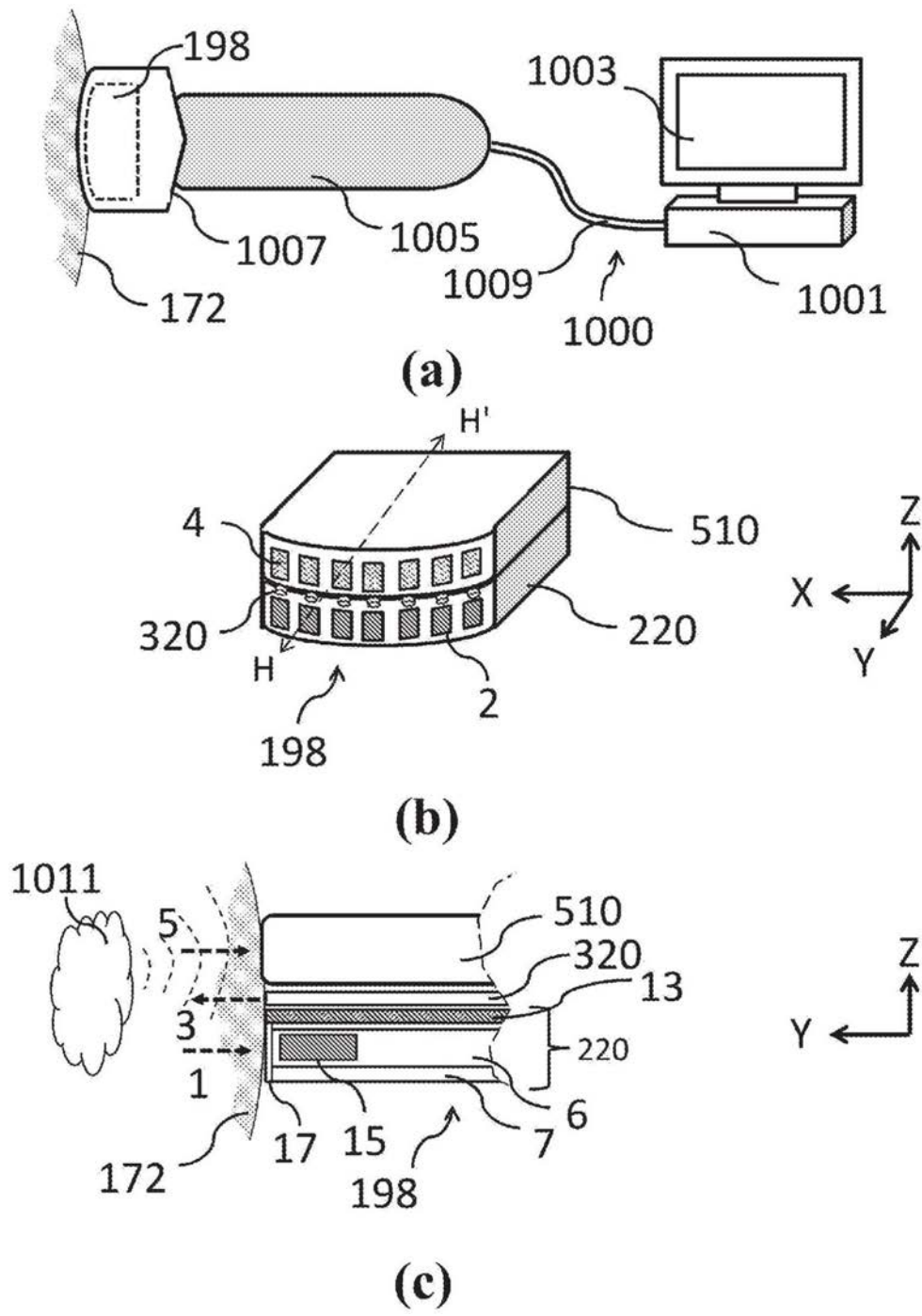


图16

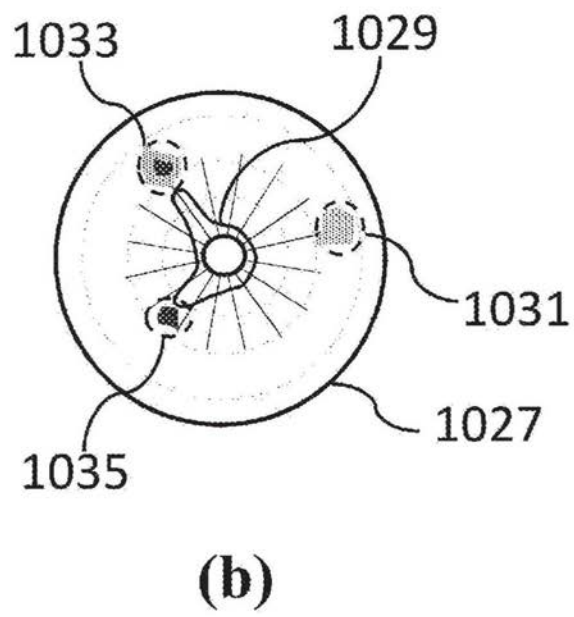
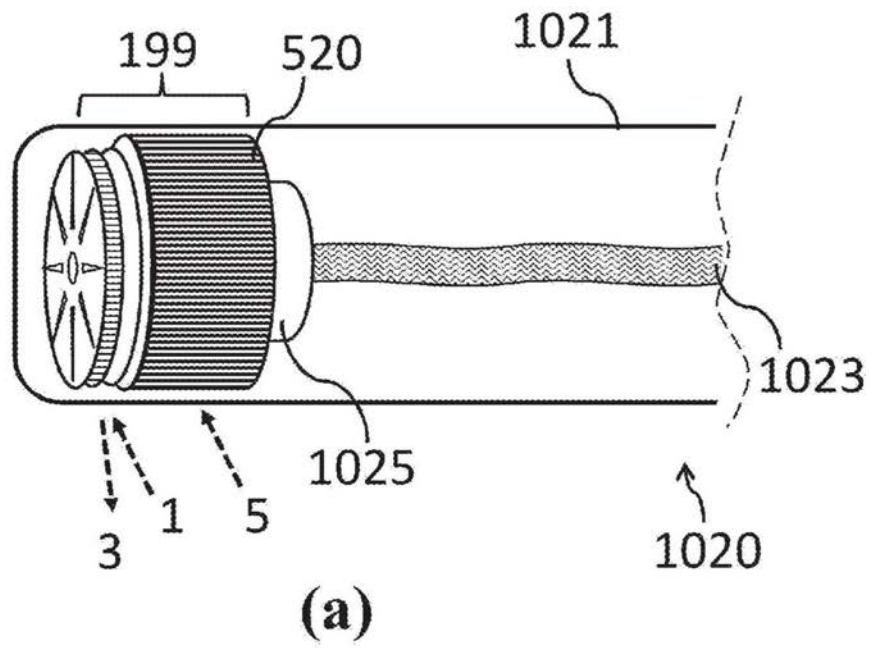


图17

专利名称(译)	摄像模块及摄像装置		
公开(公告)号	CN109314120A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201780024403.1	申请日	2017-04-25
[标]发明人	雫石诚		
发明人	雫石诚		
IPC分类号	H01L27/146 H04N5/369 A61B1/00 A61B1/04 A61B8/00 A61B10/00 G01N21/17 H01L27/144 H01L27/15 H01L31/02 H04N5/33		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B8/00 A61B10/00 G01N21/17 H01L27/144 H01L27/146 H01L27/15 H01L31/02 H04N5/33 H04N5/369		
代理人(译)	王申		
优先权	2016089228 2016-04-27 JP 2017085234 2017-04-24 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明通过提高光学绘图装置或光CT装置等摄像装置中的空间、时间、能量分辨率，且通过摄像装置的小型·轻量化来大幅提高影像诊断精度，从而实现疾病等的早期发现以及医疗费用的消减。本发明提供一种摄像模块的摄像装置，该摄像模块是对将与形成有集成电路的半导体基板面垂直方向上的半导体基板的侧面部作为受光面的半导体摄像元件，在形成有集成电路的半导体基板面上，以来自光源部的光的出射方向与基板侧面部的法线方向一致的方式配置一个或多个光源部而成。

