

# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103445810 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201310219089. 6

(22) 申请日 2013. 06. 04

(30) 优先权数据

2012-126760 2012. 06. 04 JP

2012-126761 2012. 06. 04 JP

(71) 申请人 精工爱普生株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 西胁学

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 8/10(2006. 01)

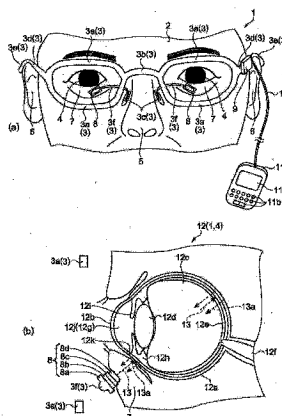
权利要求书4页 说明书30页 附图21页

## (54) 发明名称

眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法

## (57) 摘要

本发明提供一种眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法。该眼球生物体信息收集装置具备超声波传感器部以及支撑主体部,支撑主体部具备将超声波传感器部按压至受检者的下眼睑的弹性部。还具备:超声波传感器部;在使用时使超声波传感器部与受检者的眼睑贴紧的贴紧部;基于由超声波传感器部检测到的检测数据运算眼压的数据运算部;存储由超声波传感器部检测到的检测数据及由数据运算部运算出的运算数据的数据存储部;基于时刻信息设定计测定时与计测间隔的计时器部,以及控制超声波传感器部、数据运算部、数据存储部、计时器部的控制部,其中,按在计时器部设定的计测定时与计测间隔获得眼压。



1. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波,以及

按压部,设置成在所述使用时能将所述超声波传感器部按压至所述受检者的眼睑。

2. 根据权利要求 1 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述超声波传感器部具有:

多个开口部配置为阵列状的基板;以及

形成于各个所述开口部的超声波元件,

其中,各超声波元件具有:

形成于所述开口部的振动膜;以及

设置于所述振动膜上的压电元件部,

所述压电元件部具有:

设置于所述振动膜之上的下部电极;

以覆盖所述下部电极的至少一部分的方式而设置的压电体膜;以及

以覆盖所述压电体膜的至少一部分的方式而设置的上部电极。

3. 根据权利要求 2 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述基板是半导体基板。

4. 根据权利要求 3 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述超声波传感器部一体地具有所述超声波元件、以及放大接收到的信号的放大电路。

5. 根据权利要求 4 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述超声波传感器部具有其中串联连接有所述超声波元件的所述压电元件部的超声波接收部。

6. 根据权利要求 5 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述超声波传感器部具有其中并联连接有所述超声波元件的所述压电元件部的超声波发送部。

7. 根据权利要求 1 至 6 中任一项所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

在所述超声波传感器部的朝向所述眼睑的一侧设置有凝胶状的超声波导体。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,具有:

将所述放大电路输出的信号转换为数字信号的 AD 转换部、以及存储所述数字信号的存储部。

9. 根据权利要求 1 至 8 中任一项所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述按压部具有由弹性材料构成的弹性部件,在安装于所述受检者的头部时,所述弹性部件的一部分配置于与所述受检者的头部接触的位置。

10. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波,以及

弹性部,在所述超声波传感器部的所述使用时,设置于朝向所述受检者的眼睑的一侧的相反侧。

11. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波,以及

弹性支撑部,支撑所述超声波传感器部,在所述使用时沿朝向所述受检者的眼睑的方向延伸。

12. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;

在所述使用时载置于所述受检者的耳及鼻上的框架;以及

支撑部,安装于所述框架上,在所述使用时沿朝向所述受检者的眼睑的方向支撑所述超声波传感器部,所述支撑部由弹性材料构成。

13. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;

在所述使用时卷绕在所述受检者的头部的卷绕部;以及

按压部,位于所述卷绕部与所述超声波传感器部之间,向所述受检者的眼睑按压所述超声波传感器部,所述按压部由弹性材料构成。

14. 一种眼球生物体信息收集装置,其特征在于,所述眼球生物体信息收集装置安装于受检者的头部来进行使用,所述眼球生物体信息收集装置具有:

超声波传感器部,在使用时向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;

贴紧部,在使用时使所述超声波传感器部与所述受检者的眼睑贴紧;

数据运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球生物体信息;

数据存储部,存储由所述超声波传感器部检测到的检测数据及由所述数据运算部运算出的运算数据;

计时器部,基于时刻信息设定计测定时与计测间隔;以及

控制部,控制所述超声波传感器部、所述数据运算部、所述数据存储部和所述计时器部,

其中,所述眼球生物体信息收集装置获得在所述计时器部设定的计测定时和计测间隔所对应的眼球的生物体信息。

15. 根据权利要求 14 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

所述超声波传感器部具有:

多个开口部配置为阵列状的基板;以及

形成于各个所述开口部的超声波元件,

其中,各超声波元件具有:

振动膜,覆盖所述开口部而形成并能沿膜厚方向位移,以及  
设置于所述振动膜上的压电元件部,

所述压电元件部具有:

在所述振动膜之上设置的下部电极;

覆盖所述下电极的至少一部分而设置的压电体膜;以及

覆盖所述压电体膜的至少一部分而设置的上部电极。

16. 根据权利要求 15 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,  
所述超声波传感器部一体地具有所述超声波元件和放大由所述超声波元件接收的信号  
的放大电路。

17. 根据权利要求 14 至 16 中任一项所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,  
所述数据运算部具有:相对变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的前次  
的检测数据运算变动值,以及

变动值判定部,判定由所述相对变动值运算部运算出的变动值的运算数据。

18. 根据权利要求 14 至 16 中任一项所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

在所述数据存储部中具有存储校正值的校正值存储器,

在所述校正值存储器中具有至少两个不同体位下的眼球生物体信息。

19. 根据权利要求 18 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

在所述数据存储部的所述校正值存储器中,

具有相对于从至少两个不同体位取得的眼球的巩膜厚度变动的、眼压值的变化率数据  
作为校正值,

所述数据运算部具有:膜厚变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检测  
数据运算眼球的巩膜的厚度变动,以及

眼压值运算部,基于在所述校正值存储器中存储的校正值和校正时的检测数据,根据  
由所述膜厚变动值运算部运算出的眼球的巩膜的厚度变动运算眼压。

20. 根据权利要求 18 所述的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,

在所述数据存储部的所述校正值存储器中,

作为校正值,具有相对于从至少两个不同体位取得的眼球的角膜厚度变动的、眼压值  
的变化率数据,

所述数据运算部具有:角膜厚变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检  
测数据运算眼球的角膜的厚度变动,以及

眼压值运算部,基于在所述校正值存储器中存储的校正值和校正时的检测数据,根据  
由所述角膜厚变动值运算部运算出的眼球的角膜的厚度变动运算眼压。

21. 一种眼球生物体信息收集方法,其特征在于,所述眼球生物体信息收集方法是在安  
装于受检者的头部的状态下获得眼球生物体信息,其中,

从与受检者的眼睑贴紧的超声波传感器部,对眼球按规定的计测定时和计测间隔进行  
超声波的发送及接收,以及

基于由所述超声波元件检测到的检测数据算出眼球生物体信息。

22. 根据权利要求 21 所述的眼球生物体信息收集方法,其特征在于,

基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据及预先得到的至少两个不同体位下的眼球生物体信息算出眼球生物体信息。

23. 根据权利要求 21 所述的眼球生物体信息收集方法,其特征在于,  
基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球的巩膜的厚度变动,  
基于预先得到的至少两个不同体位下的来自眼球的巩膜的反射波数据和眼压值,根据眼球的巩膜的厚度变动算出眼压。

24. 根据权利要求 21 所述的眼球生物体信息收集方法,其特征在于,  
基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球的角膜的厚度变动,  
基于预先得到的至少两个不同体位下的来自眼球的角膜的反射波数据和眼压值,根据眼球的角膜的厚度变动算出眼压。

## 眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法。

### 背景技术

[0002] 人体的眼球是在被巩膜和角膜包围的内部填充有玻璃体及眼内液的构造。而且，已经发现作为眼内液的压力的眼压高是青光眼的原因之一。因此，在进行青光眼的治疗时，在进行用药等的治疗后，进行测定眼压变化的检查。然后，根据相对于时间的经过的眼压推移来确认治疗的效果。

[0003] 在专利文献 1 中公开了使用超声波来检查眼球的装置。根据该装置，首先，操作者使超声波探测器与受检眼角膜接触。然后，超声波探测器发送超声波，并接收在眼球反射的反射回波。在该装置中，根据反射回波到达探测器的时间检测出反射的部位。而且，该装置基于反射回波算出眼轴长等的眼球的尺寸。

[0004] 在先技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1：日本专利特开 2008-272308 号公报

[0007] 在现有的检查眼球的装置中，检查者使超声波探测器与受检眼角膜接触，向受检眼内部发送超声波。而且，检查者接收由受检眼内部的内各组织所反射的超声波并观察反射回波的强度波形。检查者观察反射回波波形的同时，调整超声波探头的位置、角度以使能够获得适当的反射回波波形。因此，为了检查眼球，如果超声波探测器的位置、角度没有成为适当的状态则无法进行正确的检查。而且，在超声波探测器的位置、角度偏离适当的状态时，则不能正确地检查。因此，期望有不需调整与受检眼的位置的工序的眼球生物体信息收集装置。

[0008] 另外，在现有的装置中，必须在设置有该装置的位置来计测眼球生物体信息（角膜厚、胸膜厚、眼轴长、前房深度、水晶体厚、眼压等）。

[0009] 在这样的装置中，难以在通常的生活状态中获取长期的眼球生物体信息的信息（数据）并把握其变动。因此，期望有能够容易地计测长期的眼球生物体信息的眼球生物体信息收集装置。

[0010] 例如，在青光眼的诊断·治疗中，作为受检者的眼球生物体信息的眼压的计测是不可或缺的。在青光眼的治疗中，采用通过降低眼压来停止视野障碍的恶化这样的方法，通过掌握在用药后或实施手术后眼压的数日内的眼压变化、以及一天内的对应于受检者的活动状态（起床、日常活动、就寝等）而引起的眼压变化，能够期待提高治疗效果。

### 发明内容

[0011] 本发明是为了解决上述课题的至少一部分而做出的，可作为以下的方式或适用例来实现。

[0012] （适用例 1）

[0013] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置是安装于受检者而进行使用的眼球生物体信息收集装置,其特征具有:超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;以及按压部,设置成在所述使用时可将所述超声波传感器部按压至所述受检者的眼睑。

[0014] 依据本适用例,眼球生物体信息收集装置具有超声波传感器部。超声波传感器部向眼球发送超声波并接收在眼球上反射的反射波。眼球由巩膜、玻璃体、角膜等构成。从超声波传感器部发送的超声波在巩膜、角膜的表面或背面等进行反射。眼球是球状的,超声波在巩膜的多个部位反射。由此能够测定巩膜的厚度、角膜的厚度,眼球的尺寸等的信息。

[0015] 眼球生物体信息收集装置具备按压部,按压部将超声波传感器部按压至受检者的眼睑。因此,超声波传感器部能够向眼球发送超声波并接收反射波。其结果是,能够不需要调整眼球生物体信息收集装置与受检者的位置的工序。

[0016] (适用例 2)

[0017] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征具有:所述超声波传感器部具有多个开口配置为阵列状的基板,形成于各个所述开口处的振动膜,以及设置于各个所述振动膜上的压电元件部,所述压电元件部具备超声波元件,所述超声波元件具有:设置在所述振动膜之上的下部电极;以覆盖所述下部电极的至少一部分的方式而设置的压电体膜;以覆盖所述压电体膜的至少一部分的方式而设置的上部电极。

[0018] 依据本适用例,超声波传感器部具备基板,在基板上阵列状地配置有多个开口。而且,振动膜在开口处形成,因而容易振动。在振动膜之上重叠地依次设置有下部电极、压电体膜、上部电极。而且,向下部电极与上部电极施加规定的电压波形,从而压电体膜发生振动。由此,振动膜发生振动,因而超声波传感器部能够发送超声波。振动膜及压电体膜是膜,是较薄的形态。因此,超声波传感器部是较薄的传感器,因而能够容易地设置于人体。

[0019] (适用例 3)

[0020] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征具有,所述基板是半导体基板。

[0021] 依据本适用例,电路基板是半导体基板,所以能够制成薄而刚性高的超声波传感器部。其结果是能够使超声波传感器部小型化,使得即使按压至眼睑,也不会感觉到异物感。

[0022] (适用例 4)

[0023] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征具有,所述超声波传感器部一体地具备所述超声波元件以及放大接收的信号的放大电路。

[0024] 依据本适用例,超声波传感器部一体地具备放大超声波元件与放大电路。到达超声波传感器部的反射波由超声波元件接收。然后,放大电路放大接收的信号。放大电路与超声波元件一起设置于超声波传感器部。因此,在放大电路与超声波元件之间进行通信时,也能够抑制超声波传感器部受到噪声的影响。

[0025] (适用例 5)

[0026] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征具有,所述超声波传感器部具有其中串联连接有所述超声波元件的超声波接收部。

[0027] 依据本适用例,在超声波接收部中超声波接收元件串联连接。因此,超声波接收部

能够输出合计了各超声波元件的输出的信号。其结果是,超声波传感器部能够高灵敏度地收集眼球生物体信息。

[0028] (适用例 6)

[0029] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征在于,所述超声波传感器部具有其中并联连接有所述超声波元件的超声波发送部。

[0030] 依据本适用例,在超声波发送部中超声波元件并联连接。因此,多个超声波元件由相同信号驱动,从而能够以较强的强度发送相同波形的超声波。其结果是,超声波传感器部能够高灵敏度地收集眼球生物体信息。

[0031] (适用例 7)

[0032] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征在于,在所述超声波传感器部的朝向所述眼睑的一侧设置有凝胶状的超声波导体。

[0033] 依据本适用例,在超声波传感器部设置有超声波导体。而且,在将眼球生物体信息收集装置设置于人体时,超声波导体位于超声波传感器部与眼睑之间。超声波导体将超声波从超声波传感器部传导至眼睑,因而能够防止因超声波的传播路径内加入空隙而导致的传播效率的下降。

[0034] (适用例 8)

[0035] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征在于,具有:将所述放大电路输出的信号转换成数字信号的 AD 转换部,以及存储所述数字信号的存储部。

[0036] 依据本适用例,眼球生物体信息收集装置具备 AD 转换部及存储部。AD 转换部将放大电路输出的信号转换为数字信号。存储部存储转换后的数字信号。因此,眼球生物体信息收集装置存储超声波传感器部所接收的反射波的数据,因而能够使用存储的数据分析反射波。

[0037] (适用例 9)

[0038] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,其特征在于,所述按压部具有由弹性材料构成的弹性部件,在安装于所述受检者的头部时,所述弹性部件的一部分配置于与所述受检者的头部接触的位置。

[0039] 依据本适用例,弹性部的一部分与人体的头部接触。因此,在弹性部与人体的头部之间产生摩擦,因此弹性部难以相对人体的头部移动。超声波传感器部相对眼睑移动时,反射波中噪声成分增加。另一方面,在本适用例中,超声波传感器部难以相对眼睑移动,从而能够接收抑制了噪声的产生的反射波。

[0040] (适用例 10)

[0041] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置,是安装于受检者而进行使用的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,具备:超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;以及弹性部,在所述超声波传感器部的所述使用时,设于朝向所述受检者的眼睑的一侧的相反侧。

[0042] 依据本适用例,眼球生物体信息收集装置具有超声波传感器部。超声波传感器部向眼球发送超声波并接收在眼球反射的反射波。从超声波传感器部发送的超声波在巩膜、角膜的表面和背面等进行反射。眼球是球状的,超声波在巩膜的多个部位进行反射。由此能够测定巩膜的厚度、角膜的厚度、眼球的尺寸等的信息。

[0043] 眼球生物体信息收集装置具备弹性部,弹性部将超声波传感器部按压至受检者的眼睑。因此,超声波传感器部能够朝向眼球发送超声波并接收反射波。其结果是,能够不需要调整眼球生物体信息收集装置与受检者的位置的工序。

[0044] (适用例 11)

[0045] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置是安装于受检者而进行使用的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,具备:超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;以及弹性支撑部,支撑所述超声波传感器部,在所述使用时沿朝向所述受检者的眼睑的方向延伸。

[0046] 依据本适用例,眼球生物体信息收集装置具有超声波传感器部。超声波传感器部向眼球发送超声波并接收在眼球反射的反射波。从超声波传感器部发送的超声波在巩膜、角膜的表面或背面等进行反射。眼球是球状的,超声波在巩膜的多个部位进行反射。由此能够测定巩膜的厚度、角膜的厚度,眼球的尺寸等的信息。

[0047] 眼球生物体信息收集装置具备弹性支撑部,弹性支撑部沿朝向受检者的眼睑的方向延伸。而且,弹性支撑部将超声波传感器部按压至受检者的眼睑。因此,超声波传感器部能够向眼球发送超声波并接收反射波。其结果是,能够不需要调整眼球生物体信息收集装置与受检者的位置的工序。

[0048] (适用例 12)

[0049] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置是安装于受检者而进行使用的眼球生物体信息收集装置,特征在于,具备:超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;在所述使用时载置于所述受检者的耳及鼻上的框架;以及由弹性材料构成的支撑部,安装于所述框架,在所述使用时沿朝向所述受检者的眼睑的方向支撑所述超声波传感器部。

[0050] 依据本适用例,在使用眼球生物体信息收集装置时,框架载置于受检者的耳及鼻上。此时,框架与受检者的耳与鼻抵接,为卡定在受检者的头部的状态,也有将所谓的眼镜框悬挂于头部的状态。框架包括与所谓的眼镜框同样地与鼻抵接的鼻托、与耳抵接的挂耳部等。

[0051] 在框架上由支撑部将超声波传感器部支撑于。超声波传感器部向受检者的眼球发送超声波并接收在眼球反射的反射波。由此,超声波传感器部能够检测眼球生物体信息。而且,支撑部由弹性材料构成,在使用时沿朝向受检者的眼睑的方向支撑超声波传感器部。由此,支撑部将超声波传感器部向受检者的眼睑按压。因此,超声波传感器部能够向眼球发送超声波并能够接收反射波。其结果是,能够不需要调整眼球生物体信息收集装置与眼球的位置的工序。

[0052] (适用例 13)

[0053] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置是安装于受检者而进行使用的眼球生物体信息收集装置,特征在于,具备:超声波传感器部,在所述眼球生物体信息收集装置的所述使用时,朝向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;在所述使用时在所述受检者的头部卷绕的卷绕部;以及由弹性材料构成的按压部,位于所述卷绕部与所述超声波传感器部之间,向所述受检者的眼睑按压所述超声波传感器部。

[0054] 依据本适用例,在使用眼球生物体信息收集装置时,卷绕部在受检者的头部卷绕。在卷绕部经由按压部设置有超声波传感器部。超声波传感器部向受检者的眼球发送超声波并接收在眼球上反射的反射波。由此,超声波传感器部能够检测眼球生物体信息。而且,按压部将超声波传感器部向受检者按压。因此,超声波传感器部能够朝向眼球发送超声波并接收反射波。其结果是,能够不需要调整眼球生物体信息收集装置与眼球的位置的工序。

[0055] (适用例 14)

[0056] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集装置是安装于受检者的头部而进行使用的眼球生物体信息收集装置,其特征在于,具备:超声波传感器部,在使用时向所述受检者的眼球发送超声波并接收在所述眼球反射的反射波;贴紧部,在使用时使所述超声波传感器部与所述受检者的眼睑贴紧;数据运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球生物体信息;数据存储部,存储由所述超声波传感器部检测到的检测数据及由所述数据运算部运算出的运算数据;计时器部,基于时刻信息设定计测定时与计测间隔;以及控制部,控制所述超声波传感器部、所述数据运算部、所述数据存储部和所述计时器部,其中,眼球生物体信息收集装置获得在所述计时器部设定的计测定时和计测间隔中的眼球的生物体信息。

[0057] 依据该结构,具备与覆盖眼球的眼睑贴紧的超声波传感器部,从超声波传感器部朝向眼球发送超声波,并由超声波传感器部捕捉该超声波的反射波,能够得到各种眼球生物体信息。该计测基于在数据存储部中存储的运算数据及由超声波传感器部检测到的检测数据,运算眼球生物体信息。另外,眼球生物体信息的计测按由计时器部设定的计测定时和计测间隔进行。

[0058] 这样,具备安装于眼睑的超声波传感器部,能够按在计时器部设定的计测定时和计测间隔得到眼球生物体信息,能够容易地捕捉眼球生物体信息的变动。

[0059] 而且,按在计时器部设定的计测定时与计测间隔进行眼球生物体信息的计测,因而能够以与受检者的活动对应的计测频率来计测眼球生物体信息,能够提高测定值的可靠性和降低无用的测定。

[0060] (适用例 15)

[0061] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选所述超声波传感器部具有:多个开口部配置为阵列状的基板;振动膜,覆盖各个所述开口部而形成并可沿膜厚方向位移;以及设置在各个所述振动膜上的压电元件部,所述压电元件部具备超声波元件,所述超声波元件具有:设置在所述振动膜之上的下电极;覆盖所述下电极的至少一部分而设置的压电体膜,以及覆盖所述压电体膜的至少一部分而设置的上电极。

[0062] 依据该结构,超声波元件具备具有压电体膜的压电元件部。具备超声波元件的超声波传感器部厚度薄、小型且重量轻,长时间内与眼睑贴紧也不会产生超声波传感器部的位置偏移。因此,能够对眼球向相同部分发送超声波,能够得到高精度的眼球生物体信息。

[0063] (适用例 16)

[0064] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选所述超声波传感器部一体地具备所述超声波元件、以及放大由所述超声波元件接收到的信号的放大电路。

[0065] 依据该结构,一体地具备超声波元件以及放大由超声波元件接收到的信号的放大电路。

[0066] 因此,能够将超声波元件与放大由超声波元件接收到的信号的放大电路之间的配线设定地较短,能够抑制因配线的长度引起的噪声的影响。

[0067] (适用例 17)

[0068] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选所述数据运算部具备:相对变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的前次的检测数据运算变动值,以及变动值判定部,判定由所述相对变动值运算部运算出的变动值的运算数据。

[0069] 依据该结构,具备判定由相对变动值运算部运算的变动值的运算数据的变动值判定部。因此,基于前次检测的检测数据,能够基于计测值的变动值判断计测的差错、或计测值的异常,可进行再计测、警告或警报等的应对处理。

[0070] (适用例 18)

[0071] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选在所述数据存储部具有存储校正值的校正值存储器,在所述校正值存储器具备至少两个不同体位下的眼球生物体信息。

[0072] 依据该结构,在数据存储部具有存储校正值的校正值存储器,在校正值存储器中具有至少两个不同体位下的眼球生物体信息。

[0073] 已知眼压、角膜厚、眼轴长、前房深度、水晶体厚等的眼球生物体信息随体位(身体的位置、姿势)而变动,通过利用两个不同体位下的信息,能够用于异常计测值的判断、绝对值的运算等。

[0074] 此外,本说明书中的眼球生物体信息是指包含对眼球发送超声波并接收的反射波以及可从该反射波获得的所有数据。

[0075] (适用例 19)

[0076] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选在所述数据存储部的所述校正值存储器中,作为校正值,具备相对于从至少两个不同体位取得的眼球的巩膜厚度变动的、眼压值的变化率数据;所述数据运算部具备:膜厚变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球的巩膜的厚度变动;以及眼压值运算部,基于在所述校正值存储器中存储的校正值和校正时的检测数据,根据由所述膜厚变动值运算部运算出的眼球的巩膜的厚度变动运算眼压。

[0077] 依据该结构,在数据存储部的校正值存储器中,作为校正值,具备相对于至少两个不同体位下的眼球的巩膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据。

[0078] 已知眼压随体位而变动,另外,存在眼压高时巩膜的厚度薄、眼压低则巩膜的厚度厚这一相关性,通过利用相对于两个不同体位下的眼球的巩膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据,能够用于眼压的绝对值的运算。

[0079] (适用例 20)

[0080] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集装置中,优选在所述数据存储部的所述校正值存储器中,作为校正值,具备相对于可从至少两个不同体位取得的眼球的角膜厚度变动的、眼压值的变化率数据;所述数据运算部具备:角膜厚变动值运算部,基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球的角膜的厚度变动;以及眼压值运算部,基于在所述校正值存储器中存储的校正值和校正时的检测数据,根据由所述角膜厚变动值运算部运算出的眼球的角膜的厚度变动运算眼压。

[0081] 依据该结构,在数据存储部的校正值存储器中,作为校正值,具备相对于至少两个不同体位下的眼球的角膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据。

[0082] 已知眼压随体位而变动,另外,存在眼压高时角膜的厚度较薄、眼压低则巩膜的厚度变厚这一相关性,通过利用相对于两个不同体位下的眼球的角膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据,能够用于眼压的绝对值的运算。

[0083] (适用例 21)

[0084] 本适用例涉及的眼球生物体信息收集方法,其特征在于,从与受检者的眼睑贴紧的超声波传感器部,对眼球按规定的计测定时和计测间隔进行超声波的发送及接收,以及基于由所述超声波元件检测到的检测数据算出眼球生物体信息。

[0085] 依据该方法,从与覆盖眼球的眼睑贴紧的超声波传感器部朝向眼球按规定的计测定时和计测间隔发送超声波,在超声波元件捕捉该超声波的反射波,能够计测各种眼球生物体信息。

[0086] 这样,在眼睑安装超声波传感器部,因而能够容易地计测眼球生物体信息,可按固定的计测定时和计测间隔进行计测。另外,能够始终或在固定期间内计测眼球生物体信息。

[0087] (适用例 22)

[0088] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集方法中,优选基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据以及预先得到的至少两个不同体位下的眼球生物体信息而算出眼球生物体信息。

[0089] 依据该方法,基于预先得到的至少两个不同体位下的眼球生物体信息算出眼球生物体信息。

[0090] 已知眼压、角膜厚、眼轴长、前房深度、水晶体厚等的眼球生物体信息随体位(身体的位置、姿势)而变动,通过利用在各个体位的信息,能够用于异常计测值的判断、绝对值的运算等。

[0091] (适用例 23)

[0092] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集方法中,优选基于在所述超声波传感器部检测的检测数据运算眼球的巩膜的厚度变动,基于预先得到的来自至少两个不同体位下的眼球的巩膜的反射波数据和眼压值,根据眼球的巩膜的厚度变动算出眼压。

[0093] 依据该方法,基于预先得到的来自两个不同体位下的眼球的巩膜的反射波数据(检测数据)和眼压值,根据眼球的巩膜的厚度变动算出眼压。

[0094] 已知眼压随体位而变动,另外,存在眼压高时巩膜的厚度薄、眼压低则巩膜的厚度变厚这一相关性,通过利用在各个体位下的预先得到的来自眼球的巩膜的反射波数据和眼压值,能够正确地算出眼压的绝对值。

[0095] (适用例 24)

[0096] 在上述适用例涉及的眼球生物体信息收集方法中,优选基于由所述超声波传感器部检测到的检测数据运算眼球的角膜的厚度变动,基于预先得到的来自至少两个不同体位下的眼球的角膜的反射波数据和眼压值,根据眼球的角膜的厚度变动算出眼压。

[0097] 依据该方法,基于预先得到的来自两个不同体位下的眼球的角膜的反射波数据与眼压值,根据眼球的角膜的厚度变动算出眼压。

[0098] 已知眼压随体位而变动,另外,存在眼压高时角膜的厚度变薄、眼压低则角膜的厚

度变厚这一相关性,通过利用来自在各个体位下的预先得到的眼球的角膜的反射波数据和眼压值,能够正确地算出眼压的绝对值。

#### 附图说明

[0099] 图 1 涉及第一实施方式,图 1 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 1 的 (b) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。

[0100] 图 2 的 (a) 是示出超声波传感器部的构造的概略立体图,图 2 的 (b) 是示出超声波发送部的构造的示意侧截面图,图 2 的 (c) 是示出超声波接收部的构造的示意侧截面图。

[0101] 图 3 是眼球生物体信息收集装置的电气控制框图。

[0102] 图 4 是用于说明测定顺序的示意图。

[0103] 图 5 涉及第二实施方式,图 5 的 (a) 是电路基板的示意平面图,图 5 的 (b) 是超声波发送部的电气框图,图 5 的 (c) 是超声波接收部的电气框图。

[0104] 图 6 涉及第三实施方式,图 6 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 6 的 (b) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意俯视图,图 6 的 (c) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。

[0105] 图 7 涉及第四实施方式,图 7 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 7 的 (b) 及图 7 的 (c) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。

[0106] 图 8 涉及第五实施方式,是超声波传感器部的电气框图。

[0107] 图 9 涉及第六实施方式,是用于说明超声波元件的排列的示意平面图。

[0108] 图 10 是示出第七实施方式的眼压计测装置的功能结构的框图。

[0109] 图 11 是示出第七实施方式的眼压计测装置的一个例子的概略结构图。

[0110] 图 12 是说明第七实施方式的超声波传感器部与眼睑及眼球的位置的示意截面图。

[0111] 图 13 是示出第七实施方式的超声波传感器部的结构的概略截面图。

[0112] 图 14 是第七实施方式中的眼压计测的流程图。

[0113] 图 15 是示出第七实施方式的眼压计测中的校正设定处理的流程图。

[0114] 图 16 是示出第七实施方式的眼压计测中的计测处理的流程图。

[0115] 图 17 是示出第七实施方式的眼压计测中的巩膜的厚度及眼压的计算处理的流程图。

[0116] 图 18 是示出由体位导致的眼压与巩膜厚的关系的图表。

[0117] 图 19 是对巩膜的厚度进行计算处理时的说明图。

[0118] 图 20 是示出第八实施方式的眼压计测装置的功能结构的框图。

[0119] 图 21 是说明第八实施方式的超声波传感器部与眼睑及眼球的位置的示意截面图。

#### 具体实施方式

[0120] 在本实施方式中,对眼球生物体信息收集装置与使用该眼球生物体信息收集装置收集眼球生物体信息的收集方法的特征性例子进行说明。眼球生物体信息表示角膜或巩膜

的厚度、眼球的尺寸、眼压、水晶体的厚度等的信息。以下,参照附图对实施方式进行了说明。此外,为了使各附图中的各部件是在各附图上可识别程度的大小,对应各部件改变比例尺来进行图示。

[0121] (第一实施方式)

[0122] 参照图 1 至图 4 对第一实施方式涉及的眼球生物体信息收集装置进行了说明。图 1 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 1 的 (b) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。

[0123] 如图 1 的 (a) 所示,眼球生物体信息收集装置 1 设置于受检者的头部 2 来进行使用。眼球生物体信息收集装置 1 具备作为框架的支撑主体部 3。支撑主体部 3 为与眼镜的框架同样的形状。在支撑主体部 3 上,在与受检者的眼 4 相对的部位设置有一对框部 3a。在从脸侧看受检者的头部 2 时,框部 3a 呈包围受检者的眼 4 的形状。在眼镜的情况下,在框部 3a 的内侧配置透镜,但在眼球生物体信息收集装置 1 的情况下并不特别限定有无透镜。因此,在眼球生物体信息收集装置 1 中,在框部 3a 的内侧可以有透镜也可无透镜。在本实施方式中,框部 3a 的内侧未配置有透镜。

[0124] 在一对框部 3a 之间架设有桥接片 3b。而且,在各框部 3a 的桥接片 3b 侧设置有鼻托 3c,鼻托 3c 与受检者的鼻 5 的两侧接触。鼻托 3c 支撑眼球生物体信息收集装置 1。

[0125] 在各框部 3a 中,在桥接片 3b 的相反侧,镜腿 3d 朝向受检者的耳 6 延伸。而且,在镜腿 3d 中,设置有从受检者的耳 6 的上侧跨到后侧的挂耳部 3e。以挂耳部 3e 挂在受检者的耳 6 的方式而将支撑主体部 3 设置于受检者的头部 2。由此,鼻托 3c 及挂耳部 3e 与受检者的头部 2 接触,支撑主体部 3 设置于受检者的头部 2 上。

[0126] 在各框部 3a 的内侧设置有作为沿着从鼻托 3c 的附近朝向作为眼睑的受检者的下眼睑 7 的方向延伸的弹性支撑部以及支撑部的传感器支撑部 3f。超声波传感器部 8 位于传感器支撑部 3f 的一端,传感器支撑部 3f 支撑超声波传感器部 8。而且,超声波传感器部 8 设置为与受检者的下眼睑 7 接触。

[0127] 传感器支撑部 3f 具有弹性,传感器支撑部 3f 对超声波传感器部 8 朝向受检者的下眼睑 7 而施力。另外,对超声波传感器部 8 施加强力时,传感器支撑部 3f 变得弯曲。由此,防止对受检者的下眼睑 7 施加过度的应力。传感器支撑部 3f 的材质只要是弹性的和可设定为在规定的屈弯点弯曲的材质即可。传感器支撑部 3f 的材质能够使用金属,特别是优选弹簧钢或贝氏体钢。

[0128] 眼球生物体信息收集装置 1 在镜腿 3d 具备运算装置 9,运算装置 9 通过未图示的配线与超声波传感器部 8 电连接。而且,运算装置 9 使用超声波传感器部 8 的输出进行各种运算。进而,运算装置 9 通过配线 10 与输入输出装置 11 电连接。

[0129] 在输入输出装置 11 上设置有显示面板 11a 及键盘 11b。显示面板 11a 显示眼球生物体信息收集装置 1 收集到的数据或测定条件等。操作者能够使用键盘 11b 进行测定条件的输入。配线 10 与运算装置 9 经由连接器而连接。因此,输入输出装置 11 可从运算装置 9 装卸。操作者仅在向运算装置 9 输入数据时或要进行显示时将输入输出装置 11 与运算装置 9 连接。而且,通常通过将输入输出装置 11 从运算装置 9 分离,使眼球生物体信息收集装置 1 重量变轻。由此,提高眼球生物体信息收集装置 1 的向受检者的头部 2 的安装性。

[0130] 支撑主体部 3 设置于受检者的头部 2 上,支撑主体部 3 支撑超声波传感器部 8。由

此,超声波传感器部 8 可维持与受检者的下眼睑 7 接触的状态。因此,在人使受检者的头部 2 运动时,超声波传感器部 8 也维持与下眼睑 7 接触的状态。另外,支撑主体部 3 成为光通过框部 3a 所包围的部位的形状,因而受检者的眼 4 能够入射外光。由此,在受检者的头部 2 上安装有眼球生物体信息收集装置 1 的状态下,被测定者也可过着日常生活。

[0131] 如图 1 的 (b) 所示,构成受检者的眼 4 的眼球 12 由巩膜 12a 及角膜 12b 形成球体状的袋,在该袋的内部有凝胶状的玻璃体 12c 并填充有眼内液 12g。巩膜 12a 是白色不透明的硬膜,是被称为白眼珠的部分。角膜 12b 是透明的硬膜,是被称为黑眼珠的部分。巩膜 12a 和角膜 12b 合在一起称为眼球壁。在与角膜 12b 相对的部位配置有水晶体 12d,在巩膜 12a 的内侧形成有视网膜 12e。与视网膜 12e 的一部分连接形成有视神经 12f,视神经 12f 与脑连接。

[0132] 入射到角膜 12b 的入射光通过水晶体 12d。水晶体 12d 是凸透镜,具备使入射光在视网膜 12e 上成像的功能。视网膜 12e 将成像的图像转换为电信号,视神经 12f 将图像信息转换后的电信号向脑传达。脑使用该电信号识别图像。

[0133] 在眼球 12 的内部充满眼内液 12g,眼内液 12g 的压力称为眼内压,眼球壁的内部应力称为眼压。由于眼内压变高时向眼球壁施加张力,所以眼压也变高。因此,眼内压与眼压存在相关性。在以人体作为对象的医学检查中,作为用于类推眼内压的值而测定眼压。在医学检查中不直接处理眼内压。因此,在医学上使用的广义的眼压,不仅用于作为眼球壁的测定值的眼压,也会用于指实际的眼内压的情况。

[0134] 在眼球 12 中,睫状体 12h 位于包围水晶体 12d 的部位,从睫状体 12h 分泌眼内液 12g。虹膜 12i 位于水晶体 12d 的角膜 12b 侧,虹膜 12i 与角膜 12b 之间的部位称为前房 12j。虹膜 12i 具有调整通过水晶体 12d 的光量的功能。施莱姆氏管 12k 位于前房 12j 中的图中下侧的虹膜 12i 的根部的部位。眼内液 12g 通过虹膜 12i 进入前房 12j。接着,通过施莱姆氏管 12k 向眼球 12 的外部排出。因此,从睫状体 12h 分泌的眼内液 12g 的分泌量与从施莱姆氏管 12k 排出的眼内液 12g 的排出量会对眼内压产生影响。

[0135] 在眼压变高时,眼内液 12g 的压力对视网膜 12e 产生作用。由此,视网膜 12e 容易损坏,成为视网膜神经节细胞死亡的青光眼的因素之一。因此,在进行使眼压下降的用药后,测定眼压的变动,确定用药的效果。使用眼球生物体信息收集装置 1 作为测定眼压的变动的单元。

[0136] 正常人的眼压约为 10 ~ 20mmHg,有 5mmHg 的变动。而且,在进行日常生活的过程中,为了识别眼压变高的状态,需要以规定的时间间隔持续测定眼压。

[0137] 由传感器支撑部 3f 支撑的超声波传感器部 8 与受检者的下眼睑 7 接触。超声波传感器部 8 从传感器支撑部 3f 侧开始依次重叠设置有基座部 8a、作为按压部及弹性部件的弹性部 8b、传感器主体 8c 和超声波导体 8d。基座部 8a 固定于传感器支撑部 3f,是维持超声波传感器部 8 的朝向的构造物。此外,由传感器支撑部 3f 与弹性部 8b 构成支撑部。

[0138] 弹性部 8b 将超声波传感器部 8 按压在受检者的下眼睑 7 上。弹性部 8b 具有弹性部件。弹性部件的材质是具有弹性的材质即可,并无特别限定。可以是如天然橡胶、树脂、硅酮橡胶 (silicone rubber)、或金属弹簧、或多孔质的海绵那样构造性地具有弹性的物质。传感器主体 8c 向巩膜 12a 发送超声波 13。而且,传感器主体 8c 接收由巩膜 12a 反射的反射波 13a。超声波导体 8d 在传感器主体 8c 与受检者的下眼睑 7 之间传导超声波 13。超

声波导体 8d 使空气不进入传感器主体 8c 与受检者的下眼睑 7 之间。由此,超声波导体 8d 抑制在超声波 13 到达巩膜 12a 前进行反射。超声波导体 8d 的材质只要是传导超声波 13、并抑制在受检者的下眼睑 7 与传感器主体 8c 之间形成空气层的材质即可,并无特别限定。能够使用硅酮橡胶、树脂材料等的凝胶状的弹性部件或粘着材料。在本实施方式中,例如使用タキロン公司制的“ソナゲル”。

[0139] 从超声波传感器部 8 发送的超声波 13 通过受检者的下眼睑 7 而到达巩膜 12a。超声波 13 的一部分在巩膜 12a 的受检者的下眼睑 7 侧的面上反射并作为反射波 13a 向超声波传感器部 8 行进。超声波 13 的一部分在巩膜 12a 的玻璃体 12c 侧的面上反射并作为反射波 13a 向超声波传感器部 8 行进。

[0140] 通过了巩膜 12a 的超声波 13 进一步通过睫状体 12h 及玻璃体 12c。而且,超声波 13 的一部分到达位于眼球 12 的里侧的巩膜 12a。而且,超声波 13 的一部分在巩膜 12a 的玻璃体 12c 侧的面上反射并作为反射波 13a 向超声波传感器部 8 行进。超声波 13 的一部分在巩膜 12a 的眼球 12 的里侧的面上反射并作为反射波 13a 向超声波传感器部 8 行进。

[0141] 因此,超声波 13 横穿眼球 12 而在巩膜 12a 的四个面上反射,并作为反射波 13a 向超声波传感器部 8 行进。超声波传感器部 8 在发送一次超声波 13 后,接收四个反射波 13a。由此,能够测定两个部位的巩膜 12a 的膜厚的变动。进而,能够测定超声波 13 通过的眼球 12 的两点间的距离的变动。

[0142] 图 2 的 (a) 是示出超声波传感器部的构造的概略立体图。如图 2 的 (a) 所示,超声波传感器部 8 具备矩形的板状的基座部 8a,基座部 8a 固定于传感器支撑部 3f。在基座部 8a 中,在与传感器支撑部 3f 连接的面的相反侧的面上设置有棱柱状的弹性部 8b。弹性部 8b 具有沿图中上下方向伸缩的弹性。弹性部 8b 的材质只要有弹性即可,并无特别限定,能够使用硅酮橡胶、在天然橡胶中添加了各种添加材料的物质、合成橡胶等。另外,也可以是线圈弹簧或板状弹簧等结构上具有弹性的物体。在本实施方式中例如使用硅酮橡胶作为弹性材料。

[0143] 传感器主体 8c 具备图中上侧开口的箱状的铠装部(外装部)14。在铠装部 14 内配置第一模具 15,在第一模具 15 上重叠设置有作为基板的电路板 16。铠装部 14 防止水分、尘土的浸入。第一模具 15 由树脂构成,是绝缘体。另外,第一模具 15 也具备将电路板 16 固定于铠装部 14 的功能。

[0144] 在电路板 16 上设置有超声波发送部 17、超声波接收部 18、传感器电路部 19。超声波发送部 17 是发送超声波 13 的部位,超声波接收部 18 是接收反射波 13a 的部位。而且,传感器电路部 19 是驱动超声波发送部 17 及超声波接收部 18 的电路。传感器电路部 19 设置于超声波发送部 17 及超声波接收部 18 和传感器主体 8c 上。因此,在传感器电路部 19 与超声波发送部 17 之间进行通信时、或在传感器电路部 19 与超声波接收部 18 之间进行通信时,都能够抑制超声波传感器部 8 受到噪声的影响。

[0145] 覆盖电路板 16 上的超声波发送部 17、超声波接收部 18、传感器电路部 19 而设置有第二模具 20。第二模具 20 防止水分、尘土向传感器主体 8c 浸入。与传感器主体 8c 的第二模具 20 重叠地设置有超声波导体 8d。第二模具 20 在图中的上表面是平坦的,超声波导体 8d 可容易地固定于传感器主体 8c。

[0146] 图 2 的 (b) 是示出超声波发送部的构造的示意侧截面图。如图 2 的 (b) 所示,在

电路基板 16 上形成有传感器电路部 19。电路基板 16 是半导体基板,传感器电路部 19 是使用公知的光刻法而形成的电路。电路基板 16 的厚度并无特别限定,但在本实施方式中,例如,约为  $100\ \mu\text{m} \sim 150\ \mu\text{m}$ 。超声波发送部 17 在电路基板 16 上具备元件基板 23。电路基板 16 与元件基板 23 层叠并形成在一块基板上。元件基板 23 是半导体基板。而且,元件基板 23 的一部分被蚀刻而形成多个开口 16a。开口 16a 的深度并无特别限定,在本实施方式中,例如约为  $100\ \mu\text{m}$ 。开口 16a 是使用公知的光刻法而形成的。而且,在元件基板 23 的开口 16a 上架有振动膜 24。在电路基板 16 上阵列状地配置多个开口 16a,在开口处形成有振动膜 24。振动膜 24 的厚度并无特别限定,在本实施方式中,例如约为  $0.5\ \mu\text{m} \sim 4\ \mu\text{m}$ 。在元件基板 23 的开口 16a 处,电路基板 16 与振动膜 24 之间存在空间。由此,振动膜 24 为双支梁构造(両持ち梁構造),是容易振动的构造。振动膜 24 是弹性板。振动膜 24 的材质并无特别限定,但在本实施方式中,例如使用在  $\text{SiO}_2$  的板上设置  $\text{ZrO}_2$  的膜的材料。元件基板 23 及振动膜 24 的形成方法可使用公知的光刻法及蚀刻法形成,在此省略说明。

[0147] 在振动膜 24 上设置有下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27。详细而言,在振动膜 24 上设置下部电极 25,以覆盖下部电极 25 的至少一部分的方式设置有压电体膜 26。进而,以覆盖压电体膜 26 的至少一部分的方式设置有上部电极 27。下部电极 25 及上部电极 27 是导电性的膜,能够使用 Al、Au、Cu、Ag、Ti 等的金属。下部电极 25 及上部电极 27 的厚度并无特别限定,在本实施方式中,例如,下部电极 25 的厚度约为 200nm,上部电极 27 的厚度约为 50nm。压电体膜 26 是因电压而产生位移的材质即可,在本实施方式中,例如使用溅射法或蒸镀法来形成 PZT。压电体膜 26 的厚度并无特别限定,但在本实施方式中,例如为约  $0.2\ \mu\text{m}$  到  $5\ \mu\text{m}$  的厚度。由振动膜 24、下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27 构成作为超声波元件的超声波发送元件 28,由下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27 构成压电元件部 28a。

[0148] 下部电极 25 与传感器电路部 19 之间通过配线 29 连接。同样地,上部电极 27 与传感器电路部 19 之间也通过配线 29 连接。配线 29 能够使用配线接合、柔性带。通过配线 29,传感器电路部 19 经由下部电极 25 及上部电极 27 向压电体膜 26 施加电压。而且,通过传感器电路部 19 向压电体膜 26 施加驱动波形,超声波发送部 17 使振动膜 24 振动而发送超声波 13。在传感器电路部 19 设置配线 30,配线 30 在传感器电路部 19 与运算装置 9 之间传输数据。

[0149] 图 2 的 (c) 是示出超声波接收部的构造的示意侧截面图。如图 2 的 (c) 所示,超声波接收部 18 在电路基板 16 上具备元件基板 23。电路基板 16 与元件基板 23 层叠并形成于一块基板。元件基板 23 是半导体基板。而且,蚀刻元件基板 23 的一部分而形成多个开口 16a。开口 16a 使用公知的光刻法形成。在元件基板 23 的开口 16a 上架有振动膜 24。在电路基板 16 上阵列状地配置多个开口 16a,在开口处形成有振动膜 24。在元件基板 23 的开口 16a 处,电路基板 16 与振动膜 24 之间存在空间。由此,振动膜 24 是双支梁构造,是容易振动的构造。振动膜 24 是具有弹性的板。振动膜 24 的材质并无特别限定,在本实施方式中,例如使用了在  $\text{SiO}_2$  的板上设置有  $\text{ZrO}_2$  的膜的材料。元件基板 23 及振动膜 24 的形成方法可使用公知的光刻法及蚀刻法而形成,在此省略说明。

[0150] 在振动膜 24 上设置有下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27。详细而言,在振动膜 24 上设置有下部电极 25,并以覆盖下部电极 25 的至少一部分的方式设置有压电体膜 26。

进而,以覆盖压电体膜 26 的至少一部分的方式设置有上部电极 27。下部电极 25 及上部电极 27 是导电性的膜,能够使用 Al、Au、Cu、Ag、Ti 等金属。压电体膜 26 是因电压产生位移的材质即可,在本实施方式中,例如使用溅射法或蒸镀法形成 PZT。由振动膜 24、下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27 构成作为超声波元件的超声波接收元件 31,由下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27 构成压电元件部 31a。此外,超声波接收部 18 中的电路基板 16、振动膜 24、下部电极 25、压电体膜 26、上部电极 27 的厚度及开口 16a 的深度与超声波发送部 17 是同样的尺寸。

[0151] 下部电极 25 与传感器电路部 19 之间通过配线 29 连接。同样地,上部电极 27 与传感器电路部 19 之间通过配线 29 连接。配线 29 能够使用配线接合、柔性带。在反射波 13a 到达超声波接收部 18 时振动膜 24 振动。由此,压电体膜 26 发电,在下部电极 25 与上部电极 27 之间产生电压。而且,传感器电路部 19 检测下部电极 25 与上部电极 27 之间的电压。

[0152] 超声波发送部 17 与超声波接收部 18 是大致相同的构造,但超声波发送部 17 与超声波接收部 18 各自独立。也就是说,超声波发送部 17 仅进行超声波 13 的发送。超声波接收部 18 是仅进行反射波 13a 的接收的构造。在超声波发送部 17 与超声波接收部 18 使用共同的元件进行超声波 13 的发送与反射波 13a 的接收时,需要切换信号的电路。与该情况相比,超声波传感器部 8 能够成为易于制造的构造。

[0153] 图 3 是眼球生物体信息收集装置的电控制框图。如图 3 所示,眼球生物体信息收集装置 1 主要由超声波传感器部 8、运算装置 9 及输入输出装置 11 构成。超声波传感器部 8 所具备的传感器电路部 19 具备传感器控制部 32。传感器控制部 32 与运算装置 9 连接,与运算装置 9 进行通信。而且,传感器控制部 32 控制超声波传感器部 8 的动作。

[0154] 传感器控制部 32 与波形形成部 33 及作为放大电路的第一放大部 34 连接。波形形成部 33 形成驱动超声波发送部 17 的驱动波形 33a,第一放大部 34 放大驱动超声波发送部 17 的电力。传感器控制部 32 向波形形成部 33 输出用于形成波形的输出指示信号 32a。波形形成部 33 接收输出指示信号 32a 而形成驱动波形 33a。

[0155] 波形形成部 33 与第一放大部 34 连接,波形形成部 33 向第一放大部 34 输出驱动波形 33a。传感器控制部 32 向第一放大部 34 输出指示放大率的放大率信号 32b。第一放大部 34 输入驱动波形 33a,并输出以放大率信号 32b 所表示的放大率放大驱动波形 33a 的驱动信号 34a。第一放大部 34 经由配线 29 与超声波发送部 17 连接,第一放大部 34 向超声波发送部 17 输出驱动信号 34a。

[0156] 超声波发送部 17 向超声波发送元件 28 施加驱动信号 34a,使振动膜 24 振动并向巩膜 12a 发送超声波 13。超声波 13 在巩膜 12a 上反射,反射波 13a 到达超声波接收部 18。由此,在超声波接收部 18 中,振动膜 24 产生振动,伴随着振动膜 24 的振动压电体膜 26 产生伸缩。由此,振动膜 24 的振动转换为电信号,转换后的接收信号 18a 经由配线 29 从超声波接收部 18 向作为放大电路的第二放大部 35 输出。此外,第一放大部 34 及第二放大部 35 设置于超声波传感器部 8 中。

[0157] 第二放大部 35 以规定的放大率放大接收信号 18a。第二放大部 35 与 AD 转换部 36 (Analog Digital) 连接,第二放大部 35 将放大了接收信号 18a 的接收波形 35a 向 AD 转换部 36 输出。AD 转换部 36 将接收波形 35a 转换为作为数字信号的数字接收波形 36a。AD 转换部 36 与存储部 37 连接,并向存储部 37 输出数字接收波形 36a。存储部 37 存储数字接

收波形 36a。

[0158] 存储部 37 向传感器控制部 32 输出表示存储了数字接收波形 36a 的更新信号 37a。传感器控制部 32 与运算装置 9 通讯联系( 交信 ), 进行是否可向运算装置 9 发送数字接收波形 36a 的判断。而且, 在可发送时, 传感器控制部 32 从存储部 37 向运算装置 9 传送数字接收波形 36a。

[0159] 运算装置 9 具备作为处理器进行各种运算处理的 CPU( 中央运算处理装置 )40 和作为存储各种信息的存储部的存储器 41。而且, 运算装置 9 具备输入输出接口 42 及计时器 43, 存储器 41、输入输出接口 42、计时器 43 经由数据总线 44 与 CPU40 连接。计时器 43 具有时刻信息, CPU40 能够基于时刻信息设定计测定时 (timing)。此外, 时刻信息不限于日本标准时间, 也可以是从受检者安装眼球生物体信息收集装置 1 开始的经过时间。而且, 计测定时是包含计测间隔的概念。

[0160] 输入输出接口 42 上连接有超声波传感器部 8、输入输出装置 11 及警告部 45。警告部 45 设有 LED(Light Emitting Diode :发光二极管)。而且, 警告部 45 使光闪烁而唤起注意。

[0161] 存储器 41 是包含 RAM、ROM 等这样的半导体存储器的概念。功能上, 设定有存储记录了眼球生物体信息收集装置 1 的控制顺序的程序软件 46 的存储区域、用于存储数字接收波形 36a 的存储区域。另外, 设定有用于存储校正数据 47 的存储区域, 该校正数据 47 是使用数字接收波形 36a 运算巩膜 12a 的膜厚时所采用的数据。进而, 设定有用于存储作为运算结果的眼压值和作为测定时刻等的数据的计测值数据 48 的存储区域。另外, 设定有用于 CPU40 的工作区、作为临时文件夹等起作用的存储区域、及其他各种存储区域。

[0162] CPU40 根据存储于存储器 41 内的程序软件 46 进行测定眼压值的控制。作为具体的功能实现部, 具有将按规定的间隔测定的指示信号输出至超声波传感器部 8 而取得数字接收波形 36a 的主控制部 49。主控制部 49 将存储于存储器 41 的信息显示于显示面板 11a。而且, 根据从键盘 11b 输入的内容重写存储器 41 的内容。

[0163] 另外, CPU40 具有相对变动值运算部 50。相对变动值运算部 50 比较所存储的数字接收波形 36a 内的最新的数据和在最新的数据的紧前面测定的数据。而且, 基于数字接收波形 36a 的变化算出反射波 13a 到达超声波传感器部 8 的时间间隔。

[0164] 进而, CPU40 具有膜厚值运算部 51。膜厚值运算部 51 使用算出的反射波 13a 到达超声波传感器部 8 的时间间隔和校正数据 47 算出巩膜 12a 的厚度的变化。

[0165] 另外, CPU40 具有眼压值运算部 52。眼压值运算部 52 使用算出的巩膜 12a 的厚度的变化和校正数据 47 算出眼压的变化。而且, 将计测的时刻和算出的眼压的变化作为计测值数据 48 存储于存储器 41。

[0166] 此外, 在本实施方式中, 设上述的各功能是使用 CPU40 通过程序软件来实现的, 但在能够通过不使用 CPU40 的单独的电子电路( 硬件 ) 来实现上述的各功能的情况下, 也可使用那样的电子电路。

[0167] 运算装置 9 还具备电源部 53。电源部 53 具备蓄电装置, 存蓄规定期间的测定所需要的电力。在电力下降到低于判定值时, 电源部 53 向 CPU40 输出通知电力已经下降的信号。而且, 主控制部 49 向警告部 45 输出唤起注意的信号。

[0168] 接着, 对眼球生物体信息收集装置 1 测定眼压的顺序进行说明。图 4 是用于说明

测定顺序的示意图。图 4 的 (a) ~ 图 4 的 (c) 的纵轴表示电压,横轴表示时间的经过。首先,主控制部 49 从存储器 41 得到测定间隔的数据。测定间隔是预先由操作者使用输入输出装置 11 所设定的数据。接着,主控制部 49 从计时器 43 得到时间信息。而且,对应于每次经过测定间隔的时间,主控制部 49 向传感器控制部 32 输出指示计测的信号。

[0169] 传感器控制部 32 从主控制部 49 输入用于指示计测的信号并向波形形成部 33 输出输出指示信号 32a。如图 4 的 (a) 所示,输出指示信号 32a 为对应于每个测定间隔 54 而上升的脉冲信号。

[0170] 波形形成部 33 在输入了输出指示信号 32a 的定时 (timing) 形成驱动波形 33a,并向第一放大部 34 输出。第一放大部 34 放大驱动波形 33a,将放大的驱动信号 34a 输出到超声波发送部 17。超声波发送部 17 以驱动信号 34a 驱动超声波发送元件 28,并向巩膜 12a 输出超声波 13。

[0171] 在巩膜 12a 上反射超声波 13,并从巩膜 12a 发射反射波 13a。然后,超声波接收部 18 接收反射波 13a。接着,超声波接收部 18 将反射波 13a 变换成为电信号的接收信号 18a 并输出至第二放大部 35。第二放大部 35 放大接收信号 18a,并将放大后的接收波形 35a 输出到 AD 转换部 36。AD 转换部 36 将接收波形 35a 转换为数字信号,并将转换后的数字接收波形 36a 存储于存储部 37。

[0172] 接着,传感器控制部 32 将数字接收波形 36a 传送至存储器 41。接着,相对变动值运算部 50 使用数字接收波形 36a 算出超声波传感器部 8 接收反射波 13a 的时间。如图 4 的 (b) 所示,在数字接收波形 36a 中包含有四个反射波形。第一反射波形 55a 是与在巩膜 12a 的受检者的下眼睑 7 侧的面上反射的反射波 13a 对应的波形。第二反射波形 55b 是与受检者的下眼睑 7 附近的巩膜 12a 中在玻璃体 12c 侧的面上反射的反射波 13a 对应的波形。第一反射波形 55a 与第二反射波形 55b 与接近受检者的下眼睑 7 的部位的巩膜 12a 的表面 / 背面上反射的反射波 13a 对应。

[0173] 第三反射波形 55c 是与在位于眼球 12 的里侧的巩膜 12a 的玻璃体 12c 侧的面上反射的反射波 13a 对应的波形。第四反射波形 55d 是位于眼球 12 的里侧的巩膜 12a 中在朝向人体的后头部一方的面上反射的反射波 13a 对应的波形。第三反射波形 55c 与第四反射波形 55d 与在眼球 12 的里侧的部位的巩膜 12a 的表面 / 背面上反射的反射波 13a 对应。

[0174] 在数字接收波形 36a 中,以第一反射波形 55a 和第二反射波形 55b 的间隔为第一时间间隔 56a。以第二反射波形 55b 和第三反射波形 55c 的间隔为第二时间间隔 56b。以第三反射波形 55c 和第四反射波形 55d 的间隔为第三时间间隔 56c。相对变动值运算部 50 算出第一时间间隔 56a、第二时间间隔 56b 及第三时间间隔 56c。

[0175] 在相对变动值运算部 50 基于数字接收波形 36a 算出第一时间间隔 56a、第二时间间隔 56b 及第三时间间隔 56c 时,使用相位追踪法。在图 4 的 (c) 中,新反射波形 57a 及参照反射波形 57b 都是数字接收波形 36a 的一例。新反射波形 57a 是作为运算的对象的数字接收波形 36a,参照反射波形 57b 是在得到了新反射波形 57a 的测定的前一次的测定所得到的数字接收波形 36a。因此,在得到了参照反射波形 57b 后的下一次测定中得到新反射波形 57a。

[0176] 相对变动值运算部 50 使用最小二乘法算出新反射波形 57a 和参照反射波形 57b 的相位差。然后,通过将相位差换算成时间来算出新反射波形 57a 和参照反射波形 57b 的

时间的变化。对第一反射波形 55a ~ 第四反射波形 55d 进行该运算。然后,通过对参照反射波形 57b 中的第一时间间隔 56a、第二时间间隔 56b、第三时间间隔 56c 修正算出的时间的变化量,从而算出新反射波形 57a 中的第一时间间隔 56a、第二时间间隔 56b、第三时间间隔 56c。以上,说明了使用相位追踪法的运算方法的概要,但相位追踪法是公知的运算方法,在此省略详细的说明。

[0177] 接着,膜厚值运算部 51 从存储器 41 输入作为在巩膜 12a 内行进时的超声波 13 的传播速度的巩膜传播速度。进而,膜厚值运算部 51 从存储器 41 输入作为在玻璃体 12c 内行进时的超声波 13 的传播速度的玻璃体传播速度。超声波 13 的传播速度是存储在存储器 41 的校正数据 47 中的一个。而且,膜厚值运算部 51 使第一时间间隔 56a 和巩膜传播速度相乘,算出接近受检者的下眼睑 7 的部位的巩膜 12a 的厚度。同样,膜厚值运算部 51 使第三时间间隔 56c 和巩膜传播速度相乘,算出眼球 12 的里侧部位的巩膜 12a 的厚度。进而,膜厚值运算部 51 使第二时间间隔 56b 与玻璃体传播速度相乘,算出眼球 12 的大小。该眼球 12 的大小,由于测定位置并未精确地设定,所以成为测定相对于时间的经过的变动的内容。

[0178] 接着,眼压值运算部 52 从存储器 41 输入表示巩膜 12a 的厚度和眼压的关系的巩膜眼压转换数据。巩膜眼压转换数据是存储于存储器 41 的校正数据 47 中的一个。接着,眼压值运算部 52 使用巩膜 12a 的厚度的算出值和巩膜眼压转换数据算出眼压。图 4 的 (d) 的纵轴表示眼压,横轴表示时间的经过。其结果是,如图 4 的 (d) 所示那样,算出眼压推移线 58。对应于每一个测定间隔 54 输出输出指示信号 32a,因此,对应于每一个测定间隔 54 算出眼压的测定值。因此,操作者能够如眼压推移线 58 所示那样观测眼压的推移。

[0179] 如上所述,依据本实施方式,具有以下效果。

[0180] (1) 依据本实施方式,眼球生物体信息收集装置 1 具有超声波传感器部 8。从超声波传感器部 8 射出的超声波 13 在巩膜 12a 的正面、背面等反射。眼球 12 是球状的,超声波 13 在巩膜 12a 的多个部位进行反射。由此能够测定巩膜 12a 的厚度、眼球的信息。

[0181] (2) 依据本实施方式,眼球生物体信息收集装置 1 具备支撑主体部 3,支撑主体部 3 设置于受检者的头部 2。支撑主体部 3 支撑超声波传感器部 8。而且,在支撑主体部 3 中设置弹性部 8b,弹性部 8b 将超声波传感器部 8 按压至受检者的下眼睑 7。由此,经由支撑主体部 3 而设置于受检者的头部 2 的超声波传感器部 8 被按压至受检者的下眼睑 7。因此,即使在人移动受检者的头部 2 时,超声波传感器部 8 也能够与受检者的下眼睑 7 接触,向眼球 12 射出超声波 13,接收反射波 13a。其结果是,即使人移动受检者的头部 2 时,眼球生物体信息收集装置 1 也能够测定眼球 12 的信息。

[0182] (3) 依据本实施方式,传感器电路部 19 与超声波发送部 17 及超声波接收部 18 一起设置于超声波传感器部 8。因此,在传感器电路部 19 与超声波发送部 17 之间进行通信时、在传感器电路部 19 与超声波接收部 18 之间进行通信时,都能够抑制超声波传感器部 8 受到噪声的影响。

[0183] (4) 依据本实施方式,超声波发送部 17 与超声波接收部 18 分别独立。而且,超声波发送部 17 具有发送超声波 13 的超声波发送元件 28,超声波接收部 18 具有接收反射波 13a 的超声波接收元件 31。在超声波发送部 17 和超声波接收部 18 使用共同的元件时,需要切换发送和接收的装置。因此,与通过共同的元件进行超声波 13 的发送和接收时相比,

能够形成容易制造眼球生物体信息收集装置 1 的构造。

[0184] (5) 依据本实施方式,在电路板 16 上设置有超声波发送元件 28 及超声波接收元件 31。而且,电路板 16 是半导体基板,因而能够形成薄且刚性高的超声波传感器部 8。其结果是,能够使超声波传感器部 8 小型化,使得超声波传感器部 8 即使与受检者的下眼睑 7 贴紧并日常性地使用,也不会有异物感。

[0185] (6) 依据本实施方式,在超声波传感器部 8 中设置有超声波导体 8d。而且,在将眼球生物体信息收集装置 1 设置于人体上时,超声波导体 8d 位于超声波传感器部 8 和受检者的下眼睑 7 之间。超声波导体 8d 将超声波 13 从超声波传感器部 8 传导至受检者的下眼睑 7,因而能够防止在超声波 13 的传播路径内加入空隙而导致的传播效率的下降。

[0186] (7) 依据本实施方式,眼球生物体信息收集装置 1 具备 AD 转换部 36 及存储器 41。AD 转换部 36 将第二放大部 35 输出的接收波形 35a 转换为数字信号。存储器 41 存储数字接收波形 36a。因此,眼球生物体信息收集装置 1 存储超声波传感器部 8 接收的反射波 13a 的数据,所以能够分析反射波 13a。

[0187] (8) 依据本实施方式,人能够在将眼球生物体信息收集装置 1 设置于受检者的头部 2 的状态下过日常生活。因此,能够取得眼压相对于时间的推移的推移数据。

[0188] (第二实施方式)

[0189] 下面,使用图 5 来说明眼球生物体信息收集装置的一实施方式。本实施方式与第一实施方式不同之处在于,图 2 所示的超声波发送部 17 及超声波接收部 18 的配置有所不同这一点。此外,省略关于与第一实施方式相同的点的说明。

[0190] 图 5 的 (a) 是电路基板的示意平面图。即、在本实施方式中,如图 5 的 (a) 所示,超声波传感器部 61 具备电路板 62,在电路板 62 上设置有驱动电路 63。进而,在电路板 62 上设置有超声波发送部 64 及超声波接收部 65。而且,超声波发送部 64 具有作为排列的五个超声波元件的超声波发送元件 66,超声波接收部 65 具有作为排列的五个超声波元件的超声波接收元件 67。

[0191] 图 5 的 (b) 是超声波发送部的电气框图,图 5 的 (c) 是超声波接收部的电气框图。如图 5 的 (b) 所示,在超声波发送部 64 中,超声波发送元件 66 并联连接。因此,五个超声波发送元件 66 被相同信号驱动,从而能够用强的强度发送相同波形的超声波 13。其结果是,超声波传感器部 61 能够高灵敏度地接收反射波 13a。

[0192] 如图 5 的 (c) 所示,在超声波接收部 65 中,超声波接收元件 67 串联连接。因此,超声波传感器部 61 能够输出合计了各超声波接收元件 67 的输出的信号。其结果是,超声波传感器部 61 能够高灵敏度地接收反射波 13a。

[0193] (第三实施方式)

[0194] 下面,使用图 6 来说明眼球生物体信息收集装置的一实施方式。本实施方式与第一实施方式不同之处在于图 1 所示的支撑主体部 3 的形态为遮蔽 (mask) 这一点。此外,省略关于与第一实施方式的相同的点的说明。

[0195] 图 6 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 6 的 (b) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意俯视图。即、在本实施方式中,如图 6 的 (a) 及图 6 的 (b) 所示,眼球生物体信息收集装置 70 设置于受检者的头部 2 上来进行使用。眼球生物体信息收集装置 70 具备作为卷绕部 (卷回部) 的支撑主体部 71。支撑主体部 71 与眼

镜的框架是同样的形状。或者支撑主体部 71 意在作为在与受检者的眼 4 相对的部位开口的眼膜的遮蔽部分,能够用布制、橡胶制、弹性树脂制或者它们的复合体等形成。另外,支撑主体部 71 是薄片那样的形态,配置为与受检者的头部 2 接触。在支撑主体部 71 上,在与受检者的眼 4 相对的部位设置有一对框部 71a。在从脸侧看受检者的头部 2 时,框部 71a 成为包围受检者的眼 4 的形状,以覆盖受检者的下眼睑 7 的方式来配置。

[0196] 在一对框部 71a 之间架设有桥接片 71b。桥接片 71b 配置在受检者的鼻 5 之上,从而支撑主体部 71 难以沿重力方向移动。

[0197] 在各框部 71a 中,在桥接片 71b 的相反侧,带部 71d 朝向受检者的耳 6 而延伸。而且,带部(バンド部)71d 通过受检者的耳 6 之上并延伸到受检者的后头部 2a 为止。在受检者的后头部 2a 设置有连接并固定一对带部 71d 的连接部 71e。连接部 71e 具备可分离地连接一对带部 71d 的功能。对于连接部 71e,例如能够使用マジックテープ(注册商标)。为了改善支撑主体部 71 的安装性,优选带部 71d 由具有伸缩性的部件构成。例如,可使用编织线状的橡胶而成的布。

[0198] 在框部 71a 中,在与受检者的下眼睑 7 相对的部位设置有超声波传感器部 72。超声波传感器部 72 设置成在框部 71a 覆盖受检者的下眼睑 7 的部位与受检者的下眼睑 7 接触。眼球生物体信息收集装置 70 在带部 71d 具备运算装置 9,运算装置 9 利用未图示的配线与超声波传感器部 72 电连接。

[0199] 图 6 的 (c) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。受框部 71a 所支撑的超声波传感器部 72 与受检者的下眼睑 7 接触。超声波传感器部 72 从框部 71a 侧依次重叠设置有基座部 72a、作为按压部及弹性部件的弹性部 72b、传感器主体 72c、超声波导体 72d。基座部 72a 是固定于框部 71a 并维持超声波传感器部 72 的朝向的构造物。弹性部 72b 的材质能够使用与弹性部 8b 同样的材质。

[0200] 弹性部 72b 将超声波传感器部 72 按压至受检者的下眼睑 7。弹性部 72b 的一部分与传感器主体 72c 接触,一部分与作为受检者的头部 2 的一部分的人体的颊 73 接触。因此,在弹性部 72b 与受检者的头部 2 之间产生摩擦,从而弹性部 72b 难以相对于受检者的头部 2 进行移动。超声波传感器部 72 相对受检者的下眼睑 7 移动时,在反射波 13a 中噪声成分增加。另一方面,在本实施方式中,超声波传感器部 72 难以相对眼睑移动,因而能够接收抑制了噪声产生的反射波 13a。传感器主体 72c 及超声波导体 72d 具有与第一实施方式中的传感器主体 8c 及超声波导体 8d 相同的构造及功能,在此省略说明。

[0201] (第四实施方式)

[0202] 下面,使用图 7 对眼球生物体信息收集装置的一种实施方式进行说明。本实施方式与第一实施方式不同之处在于,超声波传感器部 8 设置为与人体的上眼睑接触这一点。图 7 的 (a) 是示出眼球生物体信息收集装置的构造的示意正视图,图 7 的 (b) 及图 7 的 (c) 是用于说明超声波传感器部与眼球的关系的示意侧截面图。此外,省略关于与第一实施方式的相同的点的说明。

[0203] 如图 7 的 (a) 所示,眼球生物体信息收集装置 76 设置于受检者的头部 2 来进行使用。眼球生物体信息收集装置 76 具备作为框架的支撑主体部 77。支撑主体部 77 是与眼镜的框架同样的形状。在支撑主体部 77 上,在与受检者的眼 4 相对的部位设置有一对框部 77a。在从脸侧看受检者的头部 2 时,框部 77a 成为包围受检者的眼 4 的形状。

[0204] 在一对框部 77a 之间架设有桥接片 77b。而且,在各框部 77a 的桥接片 77b 侧设置鼻托 77c,鼻托 77c 与受检者的鼻 5 的两侧接触。由此,鼻托 77c 支撑眼球生物体信息收集装置 76。在各框部 77a 中,在桥接片 77b 的相反侧,镜腿 77d 朝向受检者的耳 6 延伸。而且,在镜腿 77d 中,在受检者的耳 6 侧的端部设置有挂耳部 77e。

[0205] 在各框部 77a 的内侧设置有作为从鼻托 77c 的附近向作为眼睑的人体的上眼睑 78 延伸的弹性支撑部及支撑部的传感器支撑部 77f。超声波传感器部 8 位于传感器支撑部 77f 的一端,传感器支撑部 77f 支撑超声波传感器部 8。而且,超声波传感器部 8 设置为与人体的上眼睑 78 接触。

[0206] 在传感器支撑部 77f 与框部 77a 连接的部位设置有铰链 77g。传感器支撑部 77f 以铰链 77g 为中心旋转,从而超声波传感器部 8 能与人体的上眼睑 78 的动作连动而上下移动。

[0207] 图 7 的 (b) 示出人体的上眼睑 78 向上移动、人打开受检者的眼 4 的状态。此时,超声波传感器部 8 与人体的上眼睑 78 接触,从超声波传感器部 8 发送的超声波 13 朝向角膜 12b 行进。而且,在角膜 12b 上反射的反射波 13a 朝向超声波传感器部 8 行进。因此,超声波传感器部 8 能够在人体的上眼睑 78 上升时测定角膜 12b 的厚度。

[0208] 图 7 的 (c) 示出人体的上眼睑 78 向下移动、人闭合了受检者的眼 4 的状态。此时,超声波传感器部 8 与人体的上眼睑 78 接触,并位于与水晶体 12d 相对的部位。从超声波传感器部 8 发送的超声波 13 朝向角膜 12b 行进。而且,在角膜 12b 上反射的反射波 13a 朝向超声波传感器部 8 行进。因此,超声波传感器部 8 能够在人体的上眼睑 78 下降时测定角膜 12b 的厚度。

[0209] 因此,眼球生物体信息收集装置 76 在人闭合受检者的眼 4 时和打开受检者的眼 4 时都能够测定角膜 12b 的厚度。而且,在眼球生物体信息收集装置 76 中,在存储器 41 存储有表示角膜 12b 的厚度与眼压的关系的角膜眼压转换数据。角膜眼压转换数据是存储于存储器 41 的校正数据 47 中的一个。而且,眼压值运算部 52 使用角膜 12b 的厚度的算出值和角膜眼压转换数据算出眼压。

[0210] 如上所述,依据本实施方式,具有以下效果。

[0211] (1) 依据本实施方式,在人打开受检者的眼 4 时和闭合受检者的眼 4 时都测定角膜 12b 的厚度,从而眼球生物体信息收集装置 76 能够测定眼压。

[0212] (第五实施方式)

[0213] 下面,使用图 8 对眼球生物体信息收集装置的一实施方式进行说明。本实施方式与第一实施方式不同之处在于超声波发送部 17 与超声波接收部 18 使用共同的超声波发送接收元件这一点。图 8 是超声波传感器部的电气框图。此外,省略关于与第一实施方式的相同的点的说明。

[0214] 如图 8 所示,眼球生物体信息收集装置 81 具备超声波传感器部 82,超声波传感器部 82 具备超声波发送部 83 及超声波接收部 84。超声波发送部 83 具备第一放大部 34 和作为超声波元件的超声波发送接收元件 85。超声波发送接收元件 85 是与超声波发送元件 28、超声波接收元件 31 同样的形态。

[0215] 超声波接收部 84 具备超声波发送接收元件 85 和第二放大部 35,而且,在超声波发送接收元件 85 和第二放大部 35 之间配置有开关 86。在使超声波传感器部 82 发送超声波

13 时,超声波传感器部 82 将开关 86 切换到打开的状态。接着,超声波传感器部 82 向第一放大部 34 输入驱动波形 33a。第一放大部 34 放大驱动波形 33a,将放大后的驱动信号 34a 输出至超声波发送接收元件 85。超声波发送接收元件 85 基于驱动信号 34a 驱动并发送超声波 13。紧接着发送超声波 13 之后不久,超声波传感器部 82 将开关 86 切换至关闭的状态。

[0216] 超声波 13 在眼球 12 上反射,反射波 13a 朝向超声波传感器部 82 行进。反射波 13a 到达超声波发送接收元件 85 时,超声波发送接收元件 85 接收反射波 13a,并向开关 86 输出接收信号 85a。此时,超声波发送接收元件 85 与第一放大部 34 连接,但由于第一放大部 34 阻抗高,因而没有向第一放大部 34 输入接收信号 85a。

[0217] 由于开关 86 成为关闭的状态,因而接收信号 85a 向第二放大部 35 输出。第二放大部 35 放大接收信号 85a,并将放大的接收波形 35a 向 AD 转换部 36 输出。以后的步骤与第一实施方式相同,在此省略说明。

[0218] 如上所述,依据本实施方式,具有以下的效果。

[0219] (1) 依据本实施方式,超声波发送接收元件 85 具备发送超声波 13 的功能和接收反射波 13a 的功能。因此,与具备发送超声波 13 的元件和接收反射波 13a 的元件时相比,能够使超声波传感器部 82 小型化。

[0220] (第六实施方式)

[0221] 下面,使用图 9 对眼球生物体信息收集装置的一实施方式进行说明。本实施方式与第二实施方式不同之处在于超声波发送元件 66 与超声波接收元件 67 的配置不同这一点。图 9 是用于说明超声波元件的排列的示意平面图,是省略了驱动电路 63 的图。此外,省略关于与第二实施方式的相同的点的说明。

[0222] 如图 9 的 (a) 所示,超声波传感器部 89 具备电路板 90。在电路板 90 上构成作为超声波元件的超声波发送元件 91 及超声波接收元件 92 配置成 5 行 5 列的矩阵状的元件阵列。而且,超声波发送元件 91 构成位于中央的 3 行 3 列的元件阵列,成为超声波接收元件 92 包围超声波发送元件 91 的周围的配置。此外,可以更换超声波发送元件 91 与超声波接收元件 92 的配置。可以根据超声波 13 的发送和反射波 13a 的接收特性来进行更换。

[0223] 如图 9 的 (b) 所示,超声波传感器部 93 具备电路板 90。在电路板 90 上构成超声波发送元件 91 及超声波接收元件 92 配置成 5 行 5 列的矩阵状的元件阵列。而且,超声波发送元件 91 与超声波接收元件 92 构成交互地配置的元件阵列。此外,也可更换超声波发送元件 91 与超声波接收元件 92 的配置。可以根据超声波 13 的发送和反射波 13a 的接收特性来进行更换。

[0224] 如图 9 的 (c) 所示,超声波传感器部 94 具备电路板 90。在电路板 90 上构成超声波发送元件 91 及超声波接收元件 92 配置成 5 行 5 列的矩阵状的元件阵列。而且,超声波发送元件 91 沿图中横向并排地排列,超声波接收元件 92 也沿图中横向并排地排列。而且,构成超声波发送元件 91 的排列与超声波接收元件 92 的排列沿图中纵向交替地配置的元件阵列。此外,也可更换超声波发送元件 91 和超声波接收元件 92 的配置。可以根据超声波 13 的发送和反射波 13a 的接收特性来进行更换。

[0225] 如上所述,依据本实施方式,具有以下的效果。

[0226] (1) 依据本实施方式,超声波发送元件 91 和超声波接收元件 92 构成排列后的元件

阵列。因此,能够调整发送特性及接收特性。

[0227] (第七实施方式)

[0228] 在以下的实施方式中,作为眼球生物体信息收集装置以计测眼压的眼压计测装置为例进行说明。

[0229] (眼压计测装置的概略结构)

[0230] 图 10 是示出本实施方式的眼压计测装置的功能结构的框图。图 11 是示出本实施方式的眼压计测装置的一个例子的概略结构图。

[0231] 如图 10 所示,眼压计测装置 1 具备超声波传感器部 1010 和主体部 1030。

[0232] 超声波传感器部 1010 具备超声波元件 1011 和传感器电路部 1012。该超声波元件 1011 具有发送超声波的发送元件 1011a 和接收超声波的反射波的接收元件 1011b,可安装于下眼睑。

[0233] 传感器电路部 1012 具备放大电路 1013、波形形成部 1014、传感器控制部 1015、放大电路 1016、A/D 转换器 1017、主存储器 1018。

[0234] 传感器控制部 1015 与放大电路 1013 及波形形成部 1014 连接,控制从发送元件 1011a 发送的超声波的脉冲信号和强度。

[0235] 在波形形成部 1014 中生成规定频率的脉冲信号,在放大电路 1013 中将脉冲信号放大至规定强度的信号,并向发送元件 1011a 输入。

[0236] 另一方面,接收元件 1011b 接收的反射波在放大电路 1016 放大,并由 A/D 转换器 1017 从模拟信号转换为数字信号。这里暂时在与传感器控制部 1015 连接的主存储器 1018 中存储接收到的波形数据。

[0237] 此外,说明了超声波元件 1011 以不同的元件来进行发送和接收的情况,但也可构成为兼用作两者的元件。在该情况下,可以按分时方式切换发送模式和接收模式而发送或接收超声波。

[0238] 主体部 1030 具备数据运算部 1040、数据存储部 1050、控制部 1060、计时器部 1065 等。

[0239] 数据运算部 1040 是相对变动值运算部 1041、变动值判定部 1042、巩膜厚变动值运算部 1043、眼压值运算部 1044 依次连接,并分别与控制部 1060 连接。

[0240] 另外,数据存储部 1050 具备波形存储器 1051、校正值存储器 1052、计测值存储器 1053。

[0241] 在波形存储器 1051 中,存储前次接收的来自眼球的巩膜的前壁和后壁的反射波的波形数据。

[0242] 在校正值存储器 1052 中,存储在至少两个体位的不同状态下预先计测的各个眼压值,以及在此时的体位下,由眼压计测装置 1001 计测的来自眼球的巩膜的反射波的波形数据及相对于巩膜厚度变动的眼压值的变化率数据,并将这些数据用作计测的数据的校正值。

[0243] 在计测值存储器 1053 中存储有运算后的眼压值。

[0244] 在相对变动值运算部 1041 中,基于波形存储器 1051 中存储的前次接收的来自眼球的巩膜的前壁和后壁的反射波的波形数据、以及本次接收的主存储器 1018 中存储的来自眼球的巩膜的前壁和后壁的反射波的波形数据,运算反射波的波形数据的变动值。

[0245] 在变动值判定部 1042 中,对由相对变动值运算部 1041 运算出的变动值判定是在规定值的范围内还是范围外。通过这样地设置变动值判定部 1042,能够判断计测的差错、或计测值的异常,可进行再计测、警告或警报等应对处理。

[0246] 在巩膜厚变动值运算部 1043 中,基于校正值存储器 1052 中存储的反射波的波形数据与由相对变动值运算部 1041 运算出的反射波的波形数据的变动值,运算巩膜的厚度或巩膜的厚度的变动值。

[0247] 在眼压值运算部 1044 中,基于由巩膜厚变动值运算部 1043 运算出的巩膜的厚度或反射波的波形数据的变动值、以及校正值存储器 1052 中存储的眼压值来运算本次计测的眼球的眼压值。而且,该运算出的眼压值存储于计测值存储器 1053 中。

[0248] 计时器部 1065 与控制部 1060 连接,具备计时器 1066 和计测间隔设定部 1067。

[0249] 计测间隔设定部 1067 能够进行计时器 1066 的间隔的设定,设定计测眼压的计测间隔。通过设置该计测间隔设定部 1067,例如能进行根据受检者的活动状态来变更计测间隔等的应对处理。具体而言,可进行将活动中的计测间隔设定为比就寝中短等的设定,能够减少不必要的计测。

[0250] 另外,控制部 1060 与上述的传感器控制部 1015 及显示部 1031、输入部 1032、时钟部 1033、主存储器 1035 连接。

[0251] 显示部 1031 是由液晶面板等构成的显示装置,进行从控制部 1060 指示的眼压值的显示或各种显示。

[0252] 输入部 1032 是由按压开关等构成的输入装置,可向控制部 1060 输出开关的按压信号,进行各种数据的输入、数据的调出等的操作。

[0253] 时钟部 1033 具有振动器、振荡电路,是具有对时间进行计时的钟表和日历信息的钟表装置。

[0254] 主存储器 1035 由 ROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory) 等的存储装置等构成,存储使眼压计测装置 1001 动作的动作程序。

[0255] 这样构成的眼压计测装置 1001,具体而言,是以如图 11 所示的一个例子那样的方式构成的。

[0256] 眼压计测装置 1 具有能够安装于头部的眼镜型的框架 1100,设置有从框架 1100 向下眼睑 1111 延伸的具有弹性的支撑部件 1101。在支撑部件 1101 的前端设置有超声波元件 1011,超声波元件 1011 构成为始终与下眼睑 1111 贴紧。

[0257] 从超声波元件 1011 通过支撑部件 1101 及框架 1100 的内部进行配线,与设置于框架 1100 的弦部的传感器电路部 1012 连接。而且,从传感器电路部 1012 连接有编码器 1102,在外观上具备显示部 1031、输入部 1032,在内部与内置有数据运算部 1040 等的主体部 1030 连接。

[0258] 此外,上述的眼压计测装置 1001 的方式是一个例子,也可以是如下的结构:在与下眼睑 1111 贴紧的部分上配置超声波元件 1011 和传感器电路部 1012,在框架 1100 的弦部配置运算计测值的数据运算部 1040、数据存储部 1050、控制部 1060、主存储器 1035、计时器部 1065 等。

[0259] 另外,向超声波元件 1011 的眼睑的安装,除了上述的眼镜框型之外,也可以是眼膜型、或者直接贴附于眼睑的方法等任意方法。

[0260] (眼压计测的原理)

[0261] 下面,对眼压计测的原理进行说明。

[0262] 图 12 是说明超声波传感器部与眼睑及眼球的位置的示意截面图。

[0263] 眼球 1120 以内包玻璃体 1123、水晶体 1124、前房 1125 等的方式,由膜来包围其外周。该膜的包围前房 1125 的部分称为角膜 1122,与角膜 1122 连接并接近玻璃体 1123 的部分称为巩膜 1121。巩膜 1121 是白硬的膜,是称为白眼珠的部分。

[0264] 在本实施方式中,超声波元件 1011 配置为与下眼睑 1111 贴紧。超声波元件 1011 振荡超声波,在与巩膜 1121 接触时,在其巩膜 1121 的前壁及后壁上产生反射波,通过检测该反射波的接收时间差,能够算出巩膜 1121 的厚度。

[0265] 这里,设巩膜的厚度为  $t$ ,巩膜的表面应力为  $\sigma$ ,眼压为  $P$ ,眼球的半径为  $r$ ,则表示为:

$$[0266] \quad \sigma = P \times r / (2t) \quad \dots (1)$$

[0267] 从该式 (1) 可知,如果眼压  $P$  上升则巩膜的厚度  $t$  变薄。由此,可以基于巩膜的厚度  $t$  推定眼压  $P$ ,基于巩膜的厚度的变动推定眼压的变动。

[0268] (超声波传感器部的结构)

[0269] 下面,对超声波传感器部的结构的一个例子进行说明。这里,超声波传感器部是一体化了超声波元件和传感器电路部的形态。

[0270] 图 13 是示出超声波传感器部的结构的概略截面图。

[0271] 超声波传感器部 1010 具备发送超声波的发送元件 1011a 和接收超声波的反射波的接收元件 1011b。这些元件等间隔地多个配置成阵列状。

[0272] 发送元件 1011a 与接收元件 1011b 具有相同构造,作为代表,对发送元件 1011a 的构造进行说明。

[0273] 发送元件 1011a 在硅等的基板 1020 上具有开口部 1020a,具备覆盖并闭塞开口部 1020a 的振动膜(膜片)1021。该振动膜 1021 例如由  $\text{SiO}_2$  层和  $\text{ZrO}_2$  层的两层构造构成。这里,在基板 1020 是 Si 基板的情况下, $\text{SiO}_2$  层能够通过基板表面进行热氧化处理来成膜。另外,在  $\text{SiO}_2$  层上例如利用溅射等方法成膜  $\text{ZrO}_2$  层。这里,在例如使用 PZT 作为后述的压电体膜的情况下, $\text{ZrO}_2$  层是用于防止构成 PZT 的 Pb 扩散至  $\text{SiO}_2$  层的层。另外, $\text{ZrO}_2$  层还具有提高相对于压电体膜的歪斜的挠曲效率等的效果。

[0274] 在振动膜 1021 之上形成有下电极 1022a,在下电极 1022a 之上形成有压电体膜 1022c,进而在压电体膜 1022c 之上形成有上电极 1022b。

[0275] 也就是说,形成压电体膜 1022c 夹在下电极 1022a 与上电极 1022b 之间的构造,从而构成压电元件部。

[0276] 压电体膜 1022c 通过使例如 PZT(锆钛酸铅:lead zirconate titanate)成膜为膜状而形成。在本实施方式中,使用 PZT 作为压电体膜 1022c,但是,只要是通过施加电压从而可沿面内方向收缩的原料即可,可使用任意原料,例如也可使用钛酸铅( $\text{PbTiO}_3$ )、锆酸铅( $\text{PbZrO}_3$ )、钛酸铅镧( $(\text{Pb}, \text{La})\text{TiO}_3$ )等。

[0277] 而且,覆盖发送元件 1011a 和接收元件 1011b 的上电极 1022b 而配置有由硅酮类树脂等形成的保护膜 1020b。

[0278] 另外,基板 1020 固定于由硅(Si)等形成的基底基板 1023 上,在与基板 1020 的固

定面相反侧的面上配置电路图案、集成电路 1026, 形成传感器电路部 1012。

[0279] 发送元件 1011a 及接收元件 1011b 与传感器电路部 1012 的连接是经由柔性基板 1024 而进行的。例如发送元件 1011a 的下电极 1022a 和传感器电路部 1012 的连接电极 1025 由柔性基板 1024 连接。这样, 发送元件 1011a 及接收元件 1011b 与传感器电路部 1012 形成一体。特别是, 优选至少接收元件 1011b 及与其连接的传感器电路部 1012 的放大电路形成一体。依据该结构, 能够将与用于放大超声波元件所接收的信号的放大电路之间的配线设定为较短, 能够抑制因配线的长度引起的噪声的影响。

[0280] 此外, 作为一体地形成发送元件 1011a 及接收元件 1011b 与传感器电路部 1012 的方式, 可以采用如图 13 那样按表里关系进行配置的方式、或层叠发送元件 1011a 及接收元件 1011b 与传感器电路部 1012 的方式。另外, 也可以是在一块的基板的单侧配置两者的方式。

[0281] 另外, 上述的基板 1020 形成为  $100\ \mu\text{m}$  左右的厚度, 基底基板 1023 形成为  $100\sim 150\ \mu\text{m}$  的厚度, 振动膜 1021 形成为  $0.5\sim 4\ \mu\text{m}$  的厚度, 下电极 1022a 形成为  $200\text{nm}$  左右的厚度, 上电极 1022b 形成为  $50\text{nm}$  左右的厚度, 压电体膜 1022c 形成为  $0.2\sim 5\ \mu\text{m}$  左右的厚度。这样, 能够较薄地构成发送元件 1011a 及接收元件 1011b。

[0282] 上述的发送元件 1011a 及接收元件 1011b 与构成传感器电路部 1012 的基底基板 1023 容纳于壳体 1028 内并在内部填充有填充树脂 1027 而被固定。填充树脂 1027 使用环氧树脂等的绝缘性树脂, 用于传感器电路部 1012 的保护并防止与壳体 1028 的短路。此外, 虽未图示, 但与传感器电路部 1012 连接的配线被导出至壳体 1028 的外部。

[0283] 另外, 在壳体 1028 上, 形成有与发送元件 1011a 及接收元件 1011b 对应的部分开口的开口部 1028a。

[0284] 而且, 与保护发送元件 1011a 及接收元件 1011b 的保护膜 1020b 接触地配置有夹入壳体 1028 的开口部 1028a 的具有弹性的粘弹性部件 1029。粘弹性部件 1029 是声耦合用高分子凝胶, 形状适应性优异, 与皮肤的贴紧性良好。而且, 构成为带有与生物体组织同程度的声阻抗。该粘弹性部件 1029 在本实施方式中是与眼睑贴紧的部分 (贴紧部)。

[0285] 此外, 在本发明中也可不使用粘弹性部件 1029, 与眼睑接触而贴紧的也可以是保护膜 1020b 的表面 (贴紧部)。

[0286] 在这样构成的发送元件 1011a 中, 通过在上电极 1022b 和下电极 1022a 之间脉冲状地施加电压而使压电体膜 1022c 变形, 从而振动膜 1021 沿膜厚方向位移并振动, 产生超声波。超声波经过保护膜 1020b、粘弹性部件 1029 而向眼睑发送。

[0287] 而且, 在眼球的巩膜 1121 等的各组织的边界反射的反射波经过粘弹性部件 1029、保护膜 1020b 而由接收元件 1011b 接收。此时, 振动膜 1021 沿膜厚方向振动, 由此在压电体膜 1022c 的下电极 1022a 侧的面与上电极 1022b 侧的面上产生电位差, 从上电极 1022b 及下电极 1022a 输出与压电体膜 1022c 的位移量对应的检测信号 (电流)。

[0288] (眼压的计测顺序)

[0289] 下面, 对眼压计测装置中的眼压的计测顺序进行说明。

[0290] 图 14 是示出本实施方式中的眼压计测的主处理的流程的流程图。

[0291] 最初, 确认在眼压计测装置中是否有校正数据 (步骤 S1)。具体而言, 判断校正数据是否存储在校正值存储器 1052 中。

[0292] 在校正值存储器 1052 中没有需要的校正数据的情况下,在步骤 S5 进行校正值设定处理。

[0293] 接着,在眼压计测装置中有校正数据的情况下进入下一步骤,判断是否有校正数据获取指示(步骤 S2)。这里,确认有无本次的计测需要的校正数据,例如,在基于存储了校正数据的日期时间等进行判断、而校正数据过时的情况下,进行校正数据的获取指示。

[0294] 在进行了校正数据的获取指示的情况下,进入步骤 S5,进行校正值设定处理。

[0295] 在没有校正数据的获取指示的情况下,进入步骤 S3。

[0296] 在步骤 S3 中,判断有无眼压的计测指示。

[0297] 在有眼压的计测指示的情况下,进入步骤 S7,进行眼压的计测处理。

[0298] 另外,在没有眼压的计测指示的情况(在不是进行计测的定时的情况)下,结束主处理。

[0299] 图 15 是示出本实施方式的眼压计测中的校正值设定处理的一个例子的流程图。

[0300] 首先,用另外的眼压计测定立位下的眼压值  $P_i$ ,将眼压值输入眼压计测装置(步骤 S11)。由输入部 1032 进行眼压值的输入,将立位下的眼压值  $P_i$  存储在校正值存储器 1052 中(步骤 S12)。

[0301] 接着,在与测定上述的眼压时相同的立位的状态下,由本实施方式的眼压计测装置 1001 对来自眼球的巩膜的反射波进行计测处理(步骤 S13)。

[0302] 而且,将该立位的反射波的波形数据  $W_i$  存储于校正值存储器 1052 中(步骤 S14)。

[0303] 接着,用另外的眼压计测定坐位下的眼压值  $P_h$ ,将眼压值输入眼压计测装置(步骤 S15)。由输入部 1032 进行眼压值的输入,将坐位下的眼压值  $P_h$  存储在校正值存储器 1052 中(步骤 S16)。

[0304] 接着,在与测定上述的眼压时相同的坐位的状态下,由本实施方式的眼压计测装置 1001 对来自眼球的巩膜的反射波进行计测处理(步骤 S17)。

[0305] 而且,将在该坐位的反射波的波形数据  $W_h$  存储在校正值存储器 1052 中(步骤 S18)。

[0306] 接着,基于存储于上述的校正值存储器 1052 中的数据,进行系数计算处理(步骤 S19),将该系数  $K$  存储于校正值存储器 1052 中(步骤 S20),结束校正值设定处理。这里,系数  $K$  是表示眼压值相对于巩膜的厚度的变化的变化率的数据。

[0307] 这里,关于上述的系数  $K$  的概念进行说明。

[0308] 已知眼压随体位而变动,另外,眼球的巩膜的厚度也随眼压的变动而变动。由此,若已知在体位不同的状态下的眼压和此时的巩膜的厚度,则可基于表示眼压与巩膜厚度的图表的斜率(系数  $K$ )、从巩膜厚度来推定眼压值。

[0309] 例如,图 18 是表示基于该体位的眼压与巩膜厚的关系的图表。该图表设定眼压值为纵轴,设定巩膜厚度为横轴,绘制出在坐位(或趴位)和立位下的数据。在连结各个体位下的值的线段上产生斜率,将该斜率用作系数  $K$ ,从而可基于眼压计算巩膜厚度,或基于巩膜厚度计算眼压。

[0310] 此外,不算出巩膜的厚度,即使利用巩膜的反射波的波形也可求出眼压。

[0311] 另外,用于校正值的体位,至少采用不同的两个体位即可,例如从立位、坐位、趴位、侧卧位、仰卧位、俯卧位等中选出两个体位即可。

[0312] 图 16 是示出本实施方式的眼压计测中的计测处理的流程图。

[0313] 首先,判断设定计测间隔的计时器部 1065 的计时器 1066 是否是开启 (on) 状态 (步骤 S31)。在计时器 1066 是开启状态的情况下,与计测定时对应地从超声波传感器部 1010 发送超声波,进行计测来自眼球的巩膜的反射波的反射波计测处理 (步骤 S32)。而且,将得到的反射波的波形与日期时间数据一起存储于主存储器 1018 中 (步骤 S33)。另外,在步骤 S31 中,在计时器 1066 不是开启状态的情况下,结束计测处理。此外,上述的日期时间数据中也包括从安装开始的经过时间。

[0314] 接着,由数据运算部 1040 进行巩膜厚或眼压的计算处理 (步骤 S34)。然后,将巩膜厚及眼压值存储于计测值存储器 1053 中,结束眼压计测处理。这样,对应每一个计时器 1066 的设定时间 (计测间隔) 计测来自眼球的巩膜的反射波。

[0315] 图 17 是示出本实施方式的眼压计测中的巩膜的厚度及眼压的计算处理的流程图。图 19 是对巩膜的厚度进行计算处理时的说明图,图 19 的 (a) 是示出反射巩膜的反射波的示意图,图 19 的 (b) 是说明反射区域与反射波的相位差的说明图。

[0316] 如图 17 所示,首先,根据从眼球的巩膜反射并由接收元件 1011b 接收的反射波  $W_i$ , 确定 (同定) 从巩膜的前壁反射的反射波的前壁反射区域  $R_f$ 、以及从巩膜的后壁反射的反射波的后壁反射区域  $R_b$  (步骤 S41)。

[0317] 这里,如图 19 的 (a) 所示,对巩膜 1121 发送的超声波的一部分被反射,产生在巩膜 1121 的前壁反射的反射波  $F_{rf}$  和在后壁反射的反射波  $F_{rb}$ 。此时的反射波形  $W_{i-1}$ 、 $W_i$ , 如图 19 的 (b) 所示,在巩膜 1121 的后壁反射的反射波  $F_{rb}$  比在前壁反射的反射波  $F_{rf}$  时间更迟,在接收元件 1011b 接收。另外,根据该反射波形  $W_{i-1}$ 、 $W_i$  确定从巩膜 1121 的前壁反射的反射波的前壁反射区域  $R_f$ 、以及从巩膜 1121 的后壁反射的反射波的后壁反射区域  $R_b$ 。此外,反射波形  $W_{i-1}$  是在计测反射波形  $W_i$  时的前一次计测的波形。

[0318] 接着,如图 17 的流程图所示,基于反射波形  $W_i$  和前次的反射波形  $W_{i-1}$  的前壁反射区域  $R_f$  和后壁反射区域  $R_b$ ,算出各个相位差  $H_f$ 、 $H_b$  (步骤 S42)。

[0319] 此外,上述的步骤 S41、步骤 S42 的过程由数据运算部 1040 的相对变动值运算部 1041 进行。

[0320] 接着,从在上述过程中算出的相位差  $H_f$ 、 $H_b$  的差分算出巩膜的膜厚变动值  $\Delta T_i$  (步骤 S43)。

[0321] 接着,算出巩膜的膜厚  $T_i$  (步骤 S44)。

[0322] 设前次的运算中的巩膜的膜厚为  $T_{i-1}$ ,则表示为:

$$[0323] \quad T_i = T_{i-1} + \Delta T_i \quad \dots (2)$$

[0324] 使用该式 (2),能够算出巩膜的膜厚  $T_i$ 。

[0325] 此外,步骤 S43、步骤 S44 的过程由数据运算部 1040 的巩膜厚变动值运算部 1043 进行。

[0326] 接着,基于在校正值存储器 1052 中存储的系数  $K$  算出眼压  $P_i$  (步骤 S45)。该步骤 S45 的过程由数据运算部 1040 的眼压值运算部 1044 进行。

[0327] 在上述过程中的数据运算部 1040 的运算,进行基于现有公知的相位差追踪法的处理。

[0328] 此外,在步骤 S44 中算出巩膜的膜厚,但也可省略该过程而根据步骤 S43 的巩膜的

膜厚变动值  $\Delta T_i$ 、系数  $K$  求出眼压  $P_i$ 。

[0329] 以上,在本实施方式的眼压计测装置 1001 中,具备与覆盖眼球的下眼睑 1111 贴紧的超声波元件 1011,从超声波元件 1011 向眼球发送超声波,由超声波元件 1011 捕捉该超声波的反射波,能够进行眼压的计测。该计测基于在数据存储部 1050 中存储的检测数据及由超声波传感器部 1010 检测到的检测数据来运算眼压。另外,眼压的计测按计时器部 1065 设定的计测定时和计测间隔来进行。

[0330] 这样,具备安装于下眼睑 1111 的超声波元件 1011,能够基于计时器部 1065 的设定按一定的计测定时和计测间隔来计测眼压,因此,能够容易地捕捉眼压的变动。另外,在一定期间中间歇地发送超声波并计测眼压,因此,与连续计测的情况相比,抑制了超声波元件 1011 的发热,且对眼球是低侵扰的。

[0331] 这样,例如在青光眼的诊断·治疗中,可基于眼压的变动值进行精细的用药等,能够期待治疗效果的提高。

[0332] 另外,在数据存储部 1050 的校正值存储器 1052 中,作为校正值,具备相对于至少两个不同体位下的眼球的巩膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据。

[0333] 已知眼压随体位而变动,另外,存在眼压变高时巩膜的厚度变薄、眼压变低时巩膜的厚度变厚这样的关联性,通过利用相对于两个不同体位下眼球的巩膜的厚度变动的、眼压值的变化率数据,能够用于眼压的绝对值的运算。

[0334] (第八实施方式)

[0335] 下面,作为第八实施方式,对其他计测眼压的眼压计测装置进行说明。

[0336] 在本实施方式中,是将超声波传感器部安装于上眼睑的方式,是基于角膜的膜厚变动计测眼压的眼压计测装置。在第七实施方式中检测相对于眼球的巩膜的反射波,但在第八实施方式中,检测对于眼球的角膜的反射波,在这一点上不同。

[0337] 因此,对与第七实施方式不同的部分进行说明。

[0338] 图 20 是示出眼压计测装置的功能结构的框图。图 21 是说明超声波传感器部与眼睑及眼球的位置的示意截面图。

[0339] 如图 20 所示,在数据存储部 1050 中具备波形存储器 1051、校正值存储器 1052、计测值存储器 1053。

[0340] 在波形存储器 1051 中,存储有前次接收的、来自眼球的角膜的前壁与后壁的反射波的波形数据。

[0341] 在校正值存储器 1052 中,存储在至少两个体位的不同状态下预先计测的各个眼压值、以及在此时的体位下由眼压计测装置 1002 计测的来自角膜的反射波的波形数据及眼压值相对于角膜厚度变动的变化率数据,使用这些数据用作计测的数据的校正值。

[0342] 在计测值存储器 1053 中,存储有运算出的眼压值。

[0343] 在数据运算部 1040 中,具备相对变动值运算部 1041、变动值判定部 1042、角膜厚变动值运算部 1048、眼压值运算部 1044。

[0344] 在相对变动值运算部 1041 中,根据在波形存储器 1051 中存储的前次接收的来自眼球的角膜的前壁和后壁的反射波的波形数据、以及本次接收的在主存储器 1018 存储的来自眼球的角膜的前壁和后壁的反射波的波形数据,运算反射波的波形数据的变动值。

[0345] 在变动值判定部 1042 中,对由相对变动值运算部 1041 运算出的变动值,判定是在

规定值的范围内还是在范围外。

[0346] 在角膜厚变动值运算部 1048 中,根据在校正值存储器 1052 中存储的反射波的波形数据与由相对变动值运算部 1041 运算出的反射波的波形数据的变动值,运算角膜的厚度或角膜的厚度的变动值。

[0347] 在眼压值运算部 1044 中,根据由角膜厚变动值运算部 1048 运算的角膜的厚度或反射波的波形数据的变动值、以及在校正值存储器 1052 中存储的眼压值,运算本次计测的眼球的眼压值。而且,该运算的眼压值存储于计测值存储器 1053 中。

[0348] 另外,如图 21 所示,在本实施方式中,超声波元件 1011 与上眼睑 1112 贴紧而配置。由超声波元件 1011 振荡超声波,在与角膜 1122 接触时,在该角膜 1122 的前壁及后壁上产生反射波,通过检测该反射波的接收时间差,能够算出角膜 1122 的厚度。

[0349] 以上,在本实施方式中,利用来自角膜的反射波来进行眼压的计测。仅是将第七实施方式中的来自巩膜的反射波设为来自角膜的反射波这一点不同,能够取得与第七实施方式同样的效果。

[0350] 此外,在上述第七、第八实施方式中,对计测眼压的眼压计测装置 1001、1002 进行了说明,但作为眼球生物体信息收集装置,可进行眼轴长的计测、前房深度的计测、水晶体厚的计测等。

[0351] 本发明并不限于以上说明的实施方式,本发明的实施时的具体的构造及顺序,能够在能达到本发明的目的的范围中内适当变更为其他构造等。而且,在本发明的技术方案内,在本领域中具有通常的知识就可进行许多的变形。以下描述变形例。

[0352] (变形例 1)

[0353] 在所述第一实施方式中,在超声波传感器部 8 的电路基板 16 中,超声波发送部 17 及超声波接收部 18 与传感器电路部 19 设置于相同面上。但超声波发送部 17 及超声波接收部 18 与传感器电路部 19 可配置于不同的面上。而且,也可在电路基板 16 上形成贯通电极,使超声波发送部 17 及超声波接收部 18 与传感器电路部 19 电连接。能够减少电路基板 16 的面积。或者能够扩大超声波发送部 17 及超声波接收部 18 的面积而提高超声波 13 的接收灵敏度。

[0354] (变形例 2)

[0355] 在所述第一实施方式中,超声波传感器部 8 设置为在电路基板 16 上重叠元件基板 23,在元件基板 23 上的开口 16a 处配置振动膜 24。而且,设振动膜 24 为双支梁构造。也可不采用该方式,在电路基板 16 形成凹部作为开口 16a,并在凹部上配置振动膜 24。采用该构造也能够将振动膜 24 制成双支梁构造。也可从该两个构造之中选择容易制造的构造。

[0356] (变形例 3)

[0357] 在所述第一实施方式中,传感器支撑部 3f 是有弹性的金属,但也可以是含有填充剂的树脂。能够形成为期望的形状。另外,也可以使传感器支撑部 3f 为中空的管状。而且,也可在管之中设置配线。进而,配线也可配置在支撑主体部 3 的内部。能够提高外观设计的自由度。

[0358] (变形例 4)

[0359] 在所述第一实施方式中,眼压值运算部 52 算出眼压。进而,也可进行相对时间对眼压累加(累积)的运算。能够算出因眼压导致的对眼球 12 的损伤的程度。

[0360] (变形例 5)

[0361] 在所述第一实施方式中,是在传感器支撑部 3f 固定了超声波传感器部 8 的基座部 8a 的构造。也可以是传感器支撑部 3f 和基座部 8a 可旋转地连接。超声波传感器部 8 朝向受检者的下眼睑 7 一方,因而能够容易地使超声波传感器部 8 与受检者的下眼睑 7 贴紧。此外,在所述第四实施方式中,也可以是传感器支撑部 77f 和基座部 8a 可旋转地连接。

[0362] (变形例 6)

[0363] 在所述第四实施方式中,测定角膜 12b 的厚度而算出眼压,但是,除此之外,也可测定水晶体 12d 的厚度、眼球 12 的尺寸。能够活用于各种眼病的治疗。

[0364] 附图标记说明

[0365] 1、70、76、81 眼球生物体信息收集装置

[0366] 2 受检者的头部 3 作为框的支撑主体部

[0367] 3f、77f 作为弹性支撑部及支撑部的传感器支撑部

[0368] 7 作为眼睑的受检者的下眼睑

[0369] 8b 作为按压部、弹性部件及支撑部的弹性部

[0370] 8d、72d 超声波导体

[0371] 8、61、72、82、89、93、94 超声波传感器部

[0372] 12 眼球 13 超声波

[0373] 13a 反射波 16 作为基板的电路基板

[0374] 16a 开口 17、64、83 超声波发送部

[0375] 18、65、84 超声波接收部 19 传感器电路部

[0376] 25 下部电极 28a、31a 压电元件部

[0377] 28、66、91 作为超声波元件的超声波发送元件

[0378] 31、67、92 作为超声波元件的超声波接收元件

[0379] 34 作为放大电路的第一放大部

[0380] 35 作为放大电路的第二放大部 36 AD 转换部

[0381] 36a 作为数字信号的数字接收波形

[0382] 41 作为存储部的存储器 62、90 电路基板

[0383] 63 驱动电路 71 作为卷绕部的支撑主体部

[0384] 72b 作为按压部及弹性部件的弹性部

[0385] 77 作为框的支撑主体部 78 作为眼睑的人体的上眼睑

[0386] 85 作为超声波元件的超声波发送接收元件

[0387] 1001、1002 作为眼球生物体信息收集装置的眼压计测装置

[0388] 1010 超声波传感器部 1011 超声波元件

[0389] 1011a 发送元件 1011b 接收元件

[0390] 1012 传感器电路部 1013 放大电路

[0391] 1014 波形形成部 1015 传感器控制部

[0392] 1016 放大电路 1017 A/D 转换器

[0393] 1018 主存储器 1020 基板

[0394] 1020a 开口部 1020b 保护膜

---

[0395]	1021	振动膜（膜）	1022a	下电极
[0396]	1022b	上电极	1022c	压电体膜
[0397]	1023	基底基板	1024	柔性基板
[0398]	1025	连接电极	1026	集成电路
[0399]	1027	填充树脂	1028	壳体
[0400]	1028a	开口部	1029	粘弹性部件
[0401]	1030	主体部	1031	显示部
[0402]	1032	输入部	1033	时钟部
[0403]	1035	主存储器	1040	数据运算部
[0404]	1041	相对变动值运算部	1042	变动值判定部
[0405]	1043	巩膜厚变动值运算部	1044	眼压值运算部
[0406]	1048	角膜厚变动值运算部	1050	数据存储部
[0407]	1051	波形存储器	1052	校正值存储器
[0408]	1053	计测值存储器	1060	控制部
[0409]	1065	计时器部	1066	计时器
[0410]	1067	计测间隔设定部	1100	框
[0411]	1101	支撑部件	1102	编码器
[0412]	1111	下眼睑	1112	上眼睑
[0413]	1120	眼球	1121	巩膜
[0414]	1122	角膜	1123	玻璃体
[0415]	1124	水晶体	1125	前房

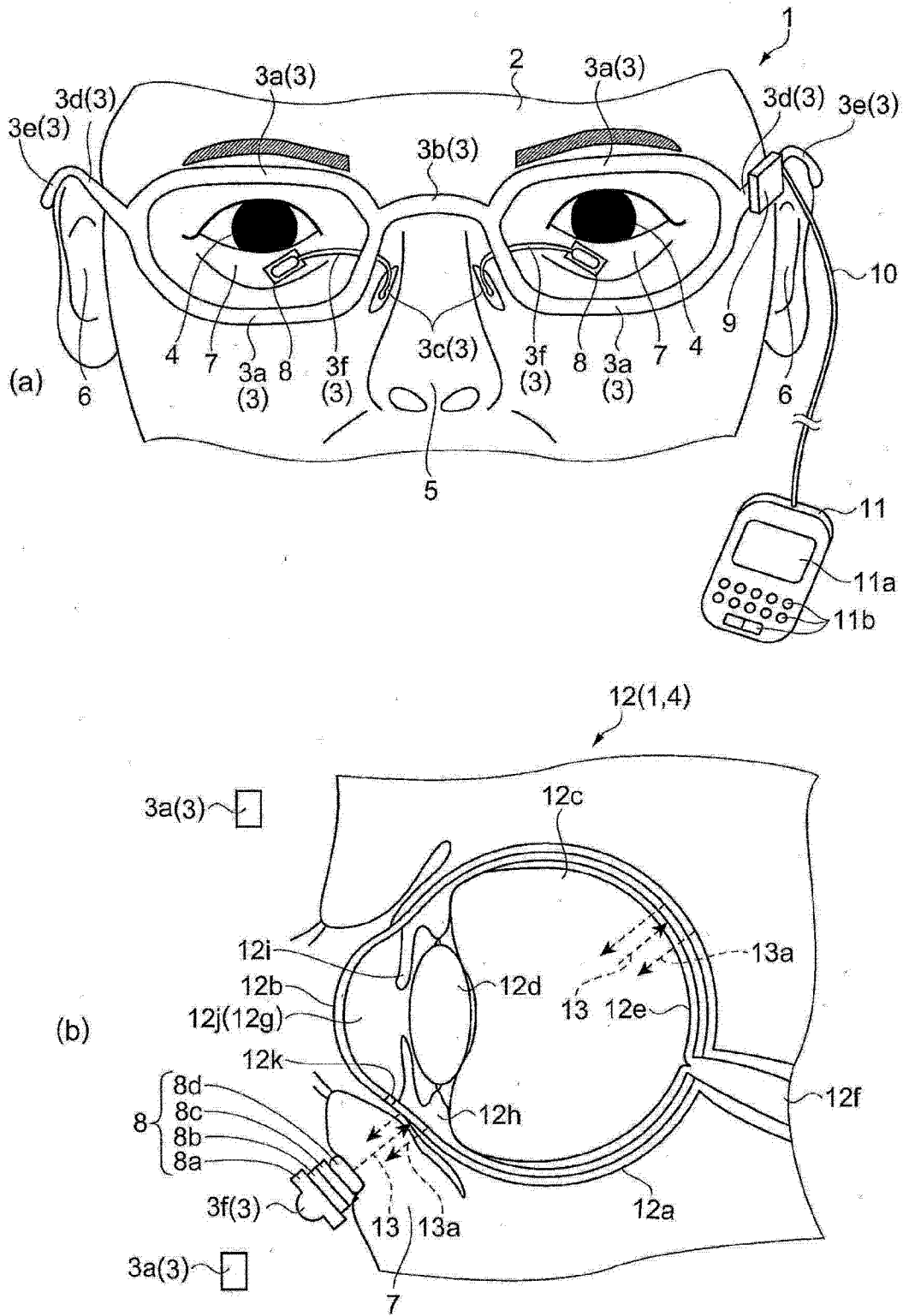


图 1

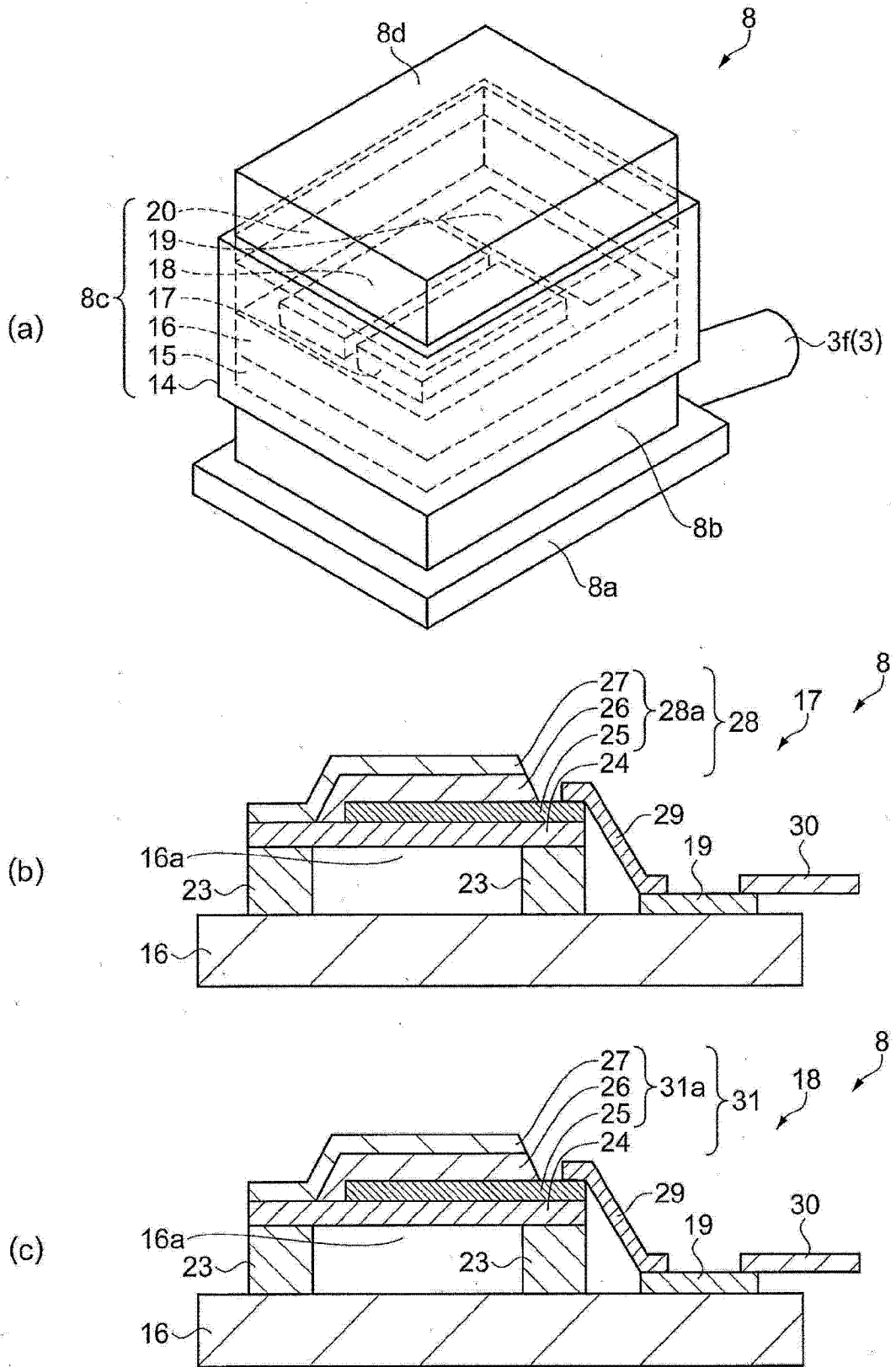


图 2

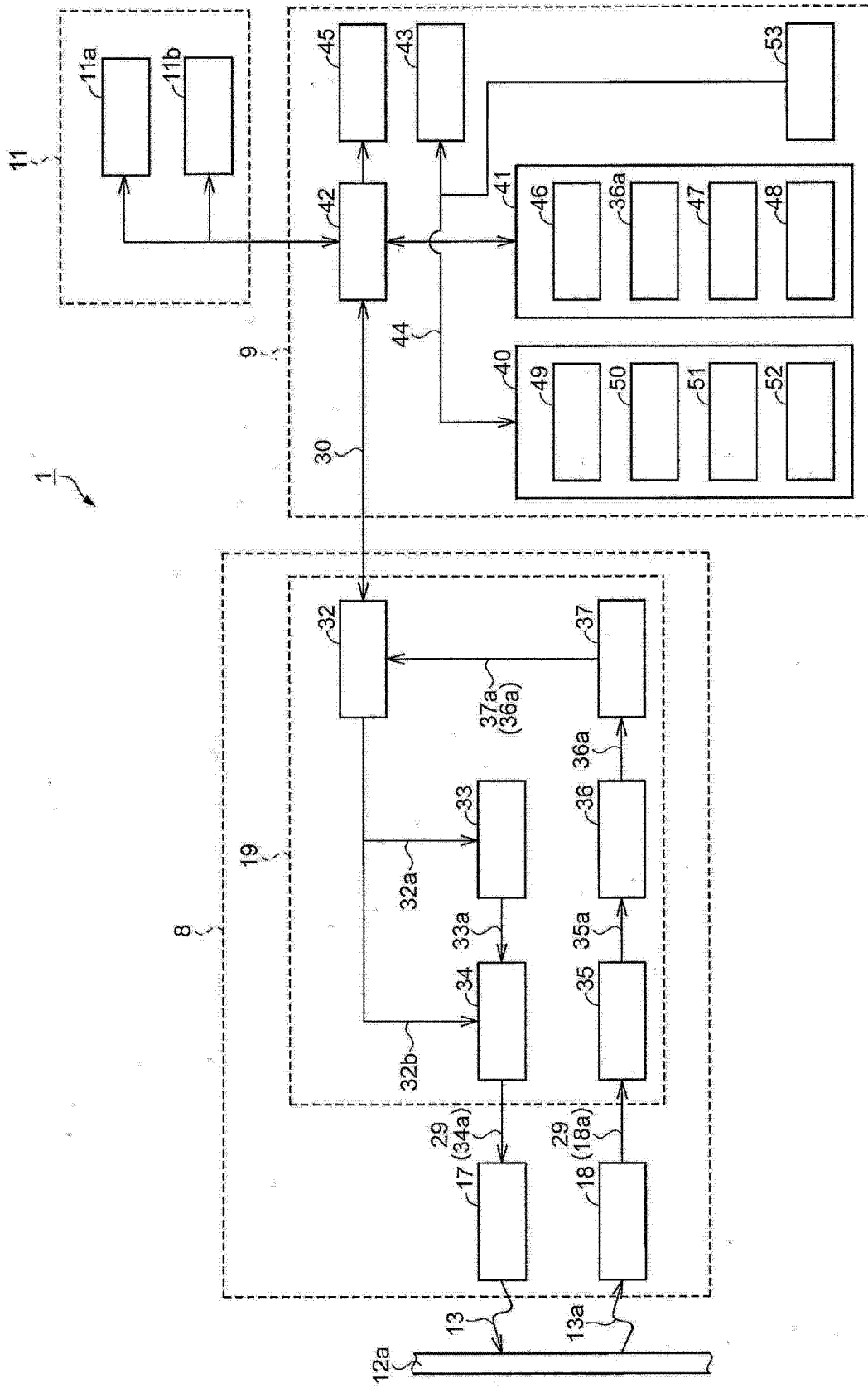


图 3

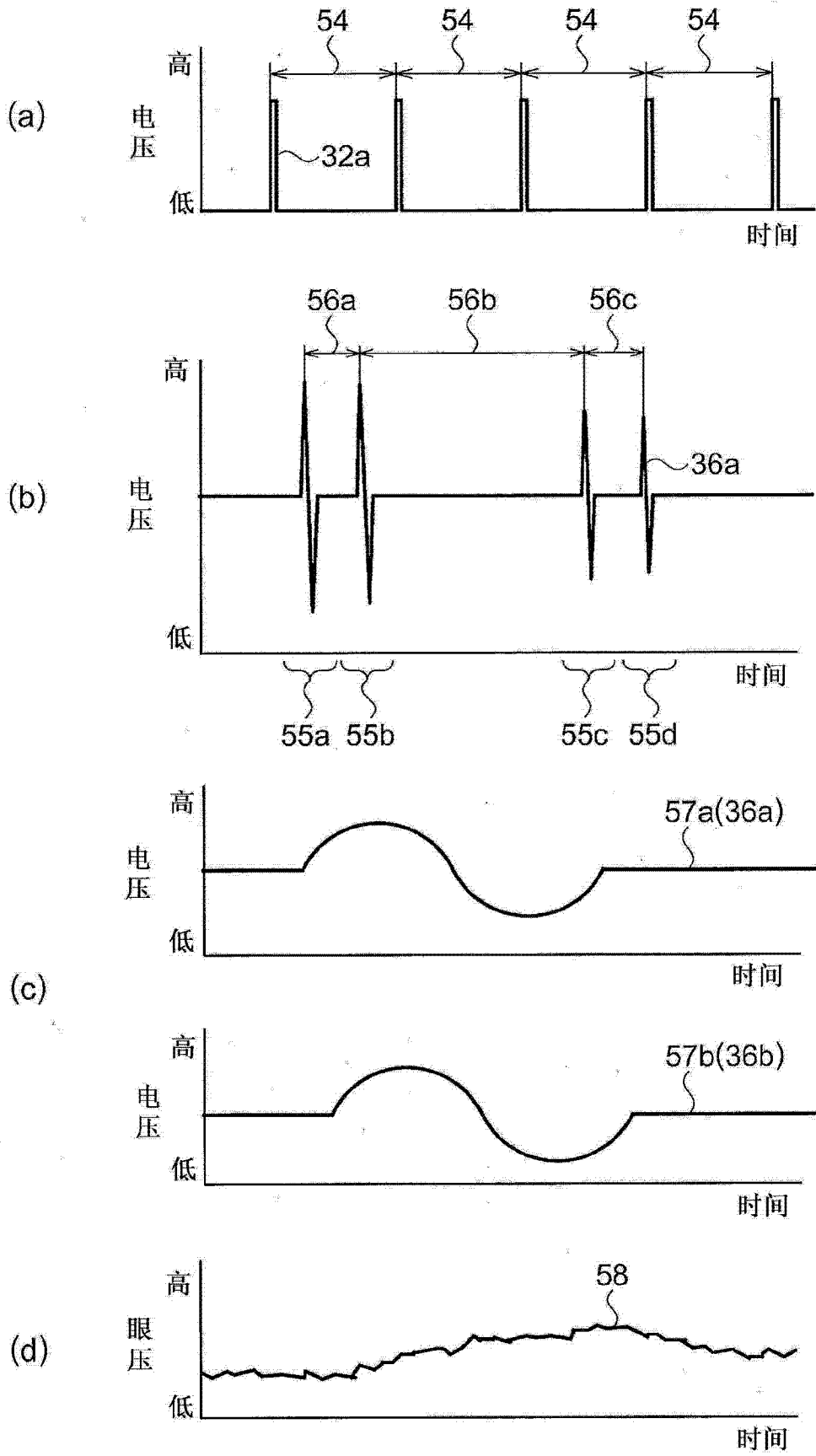


图 4

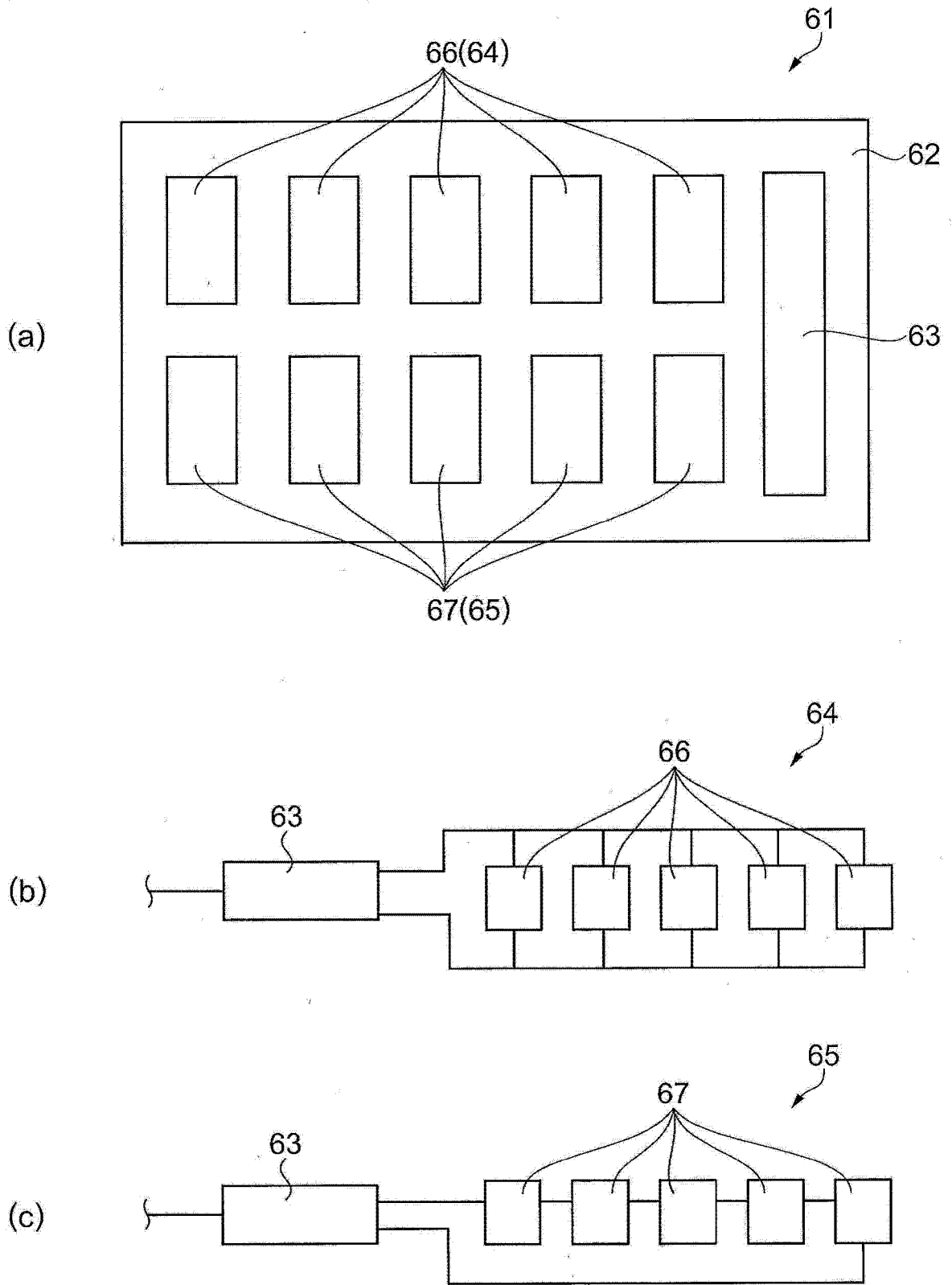


图 5

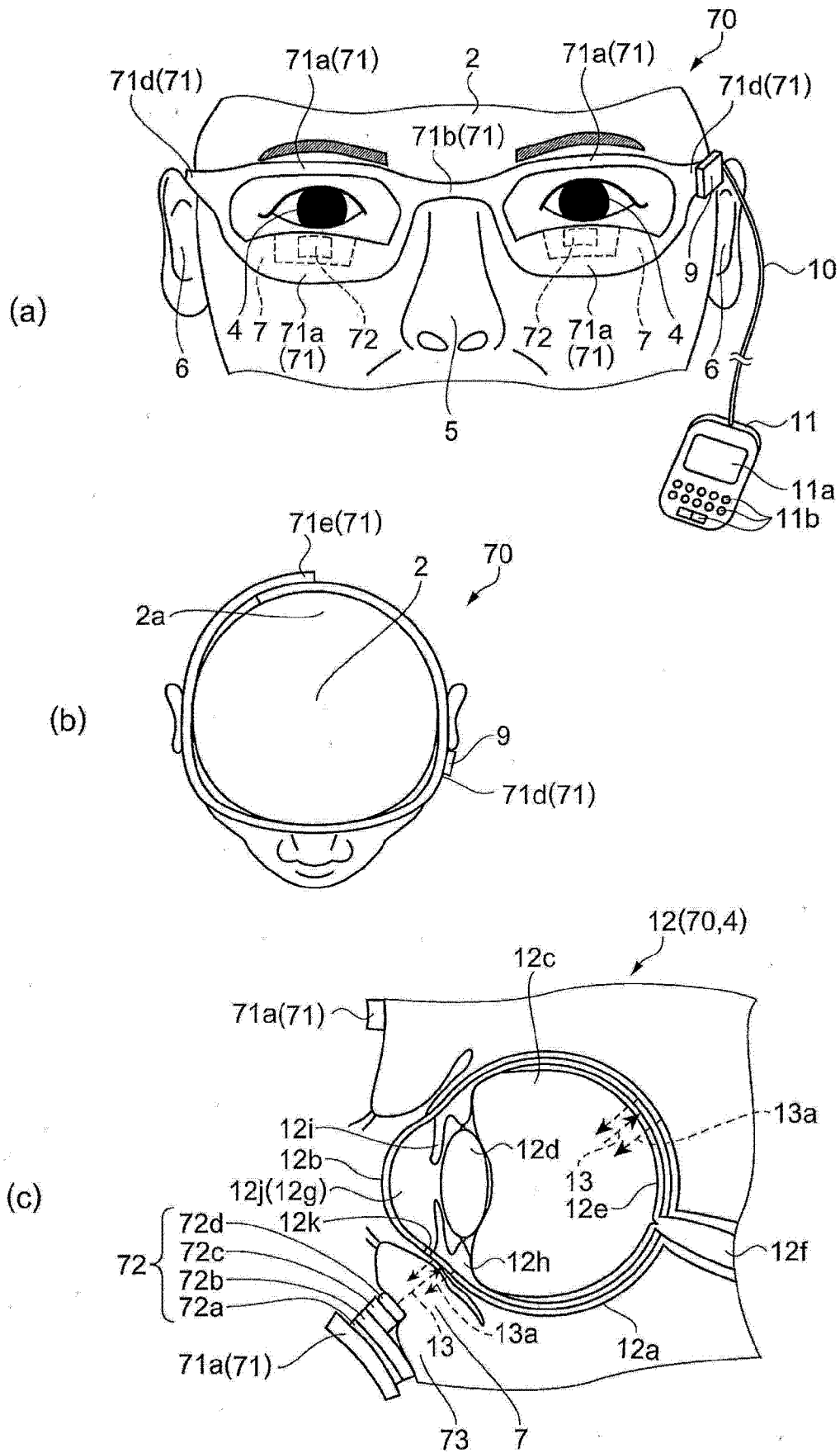


图 6

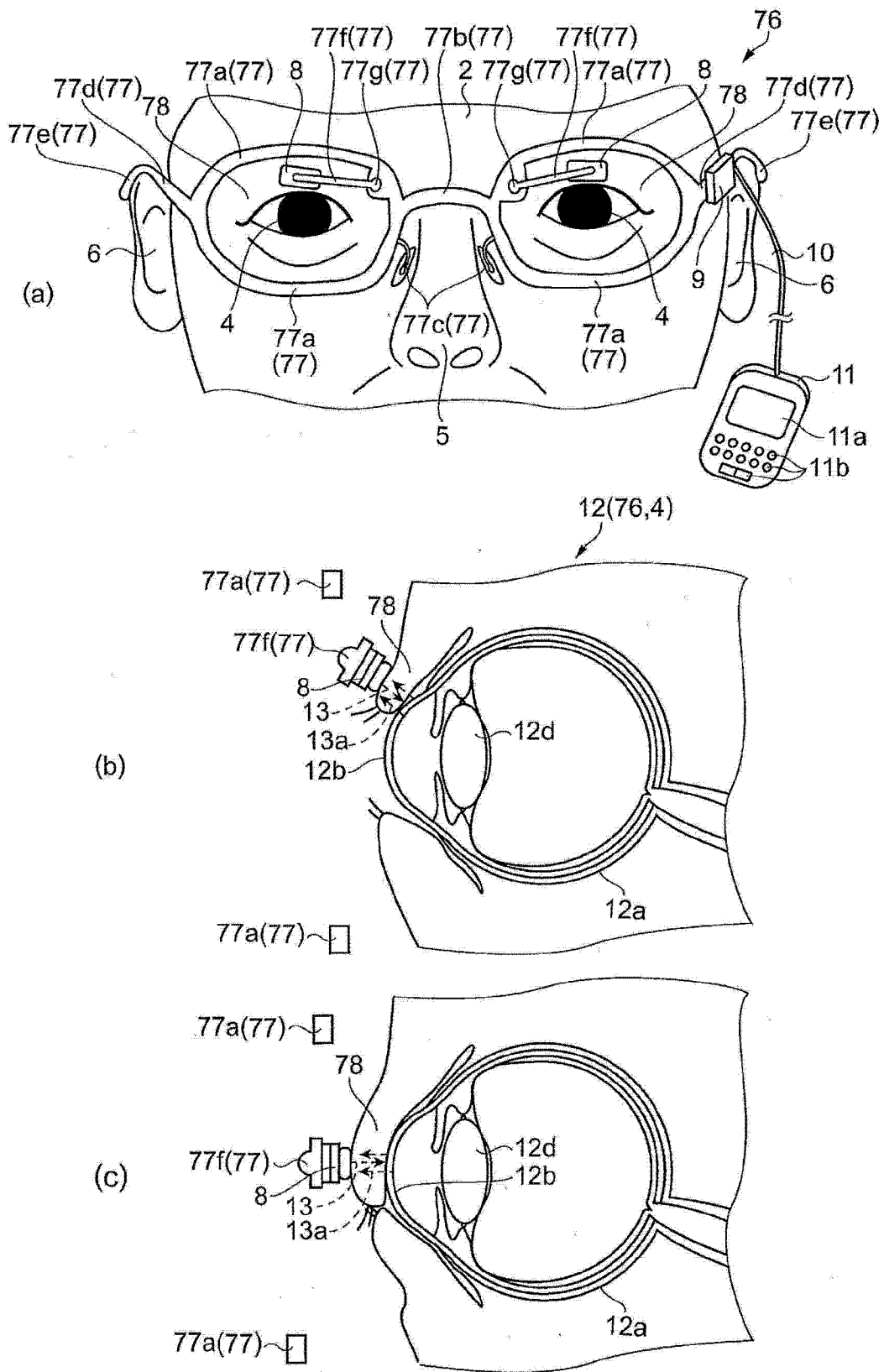


图 7

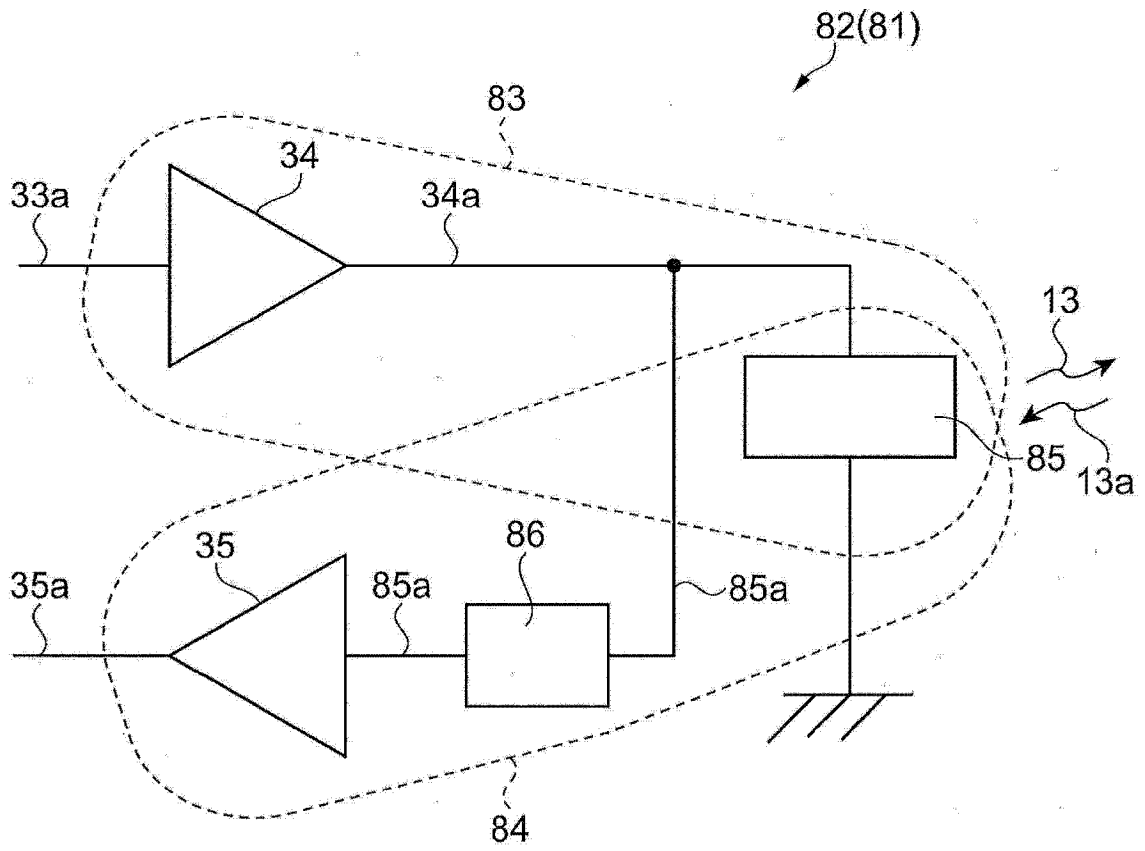


图 8

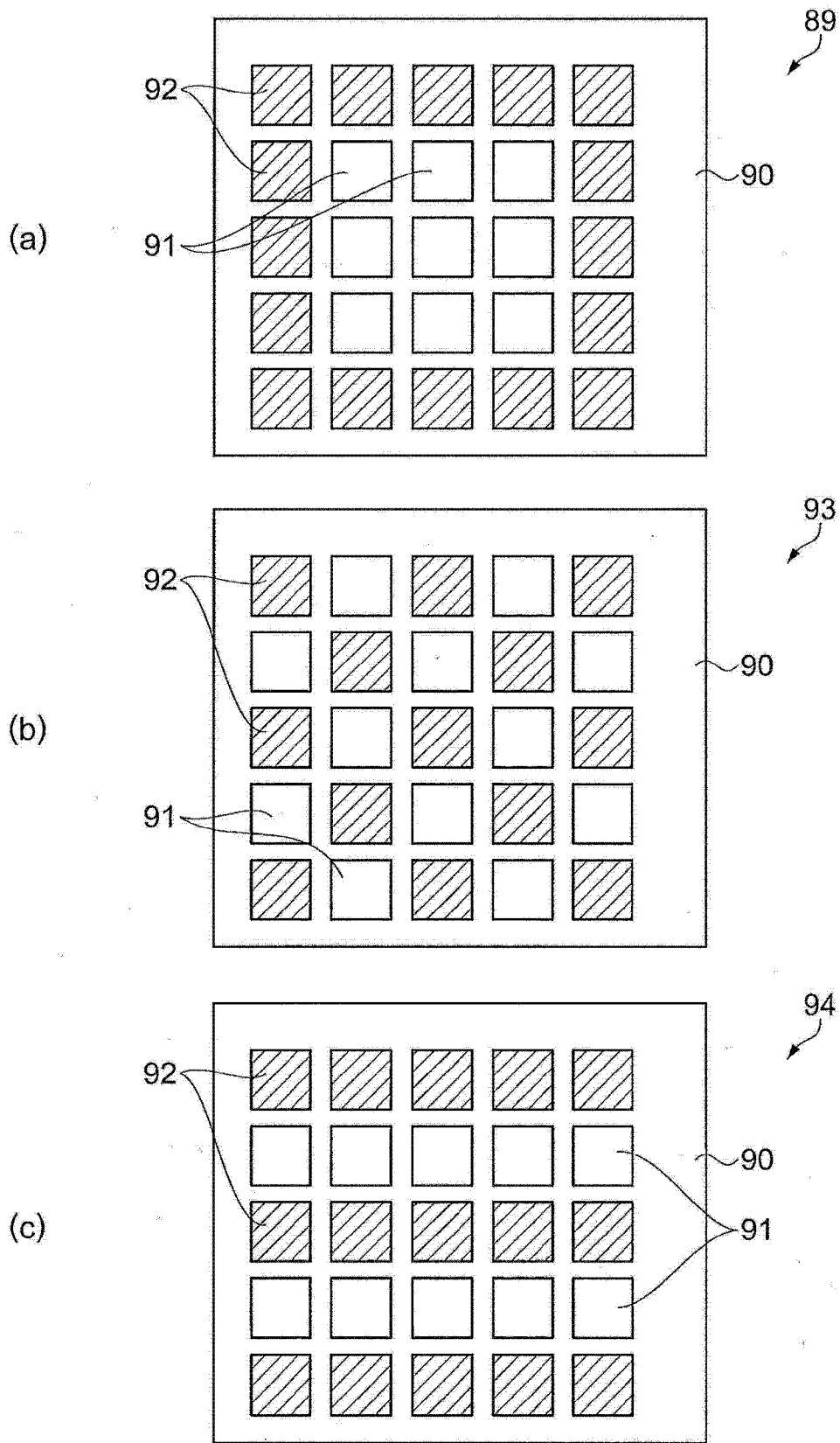


图 9

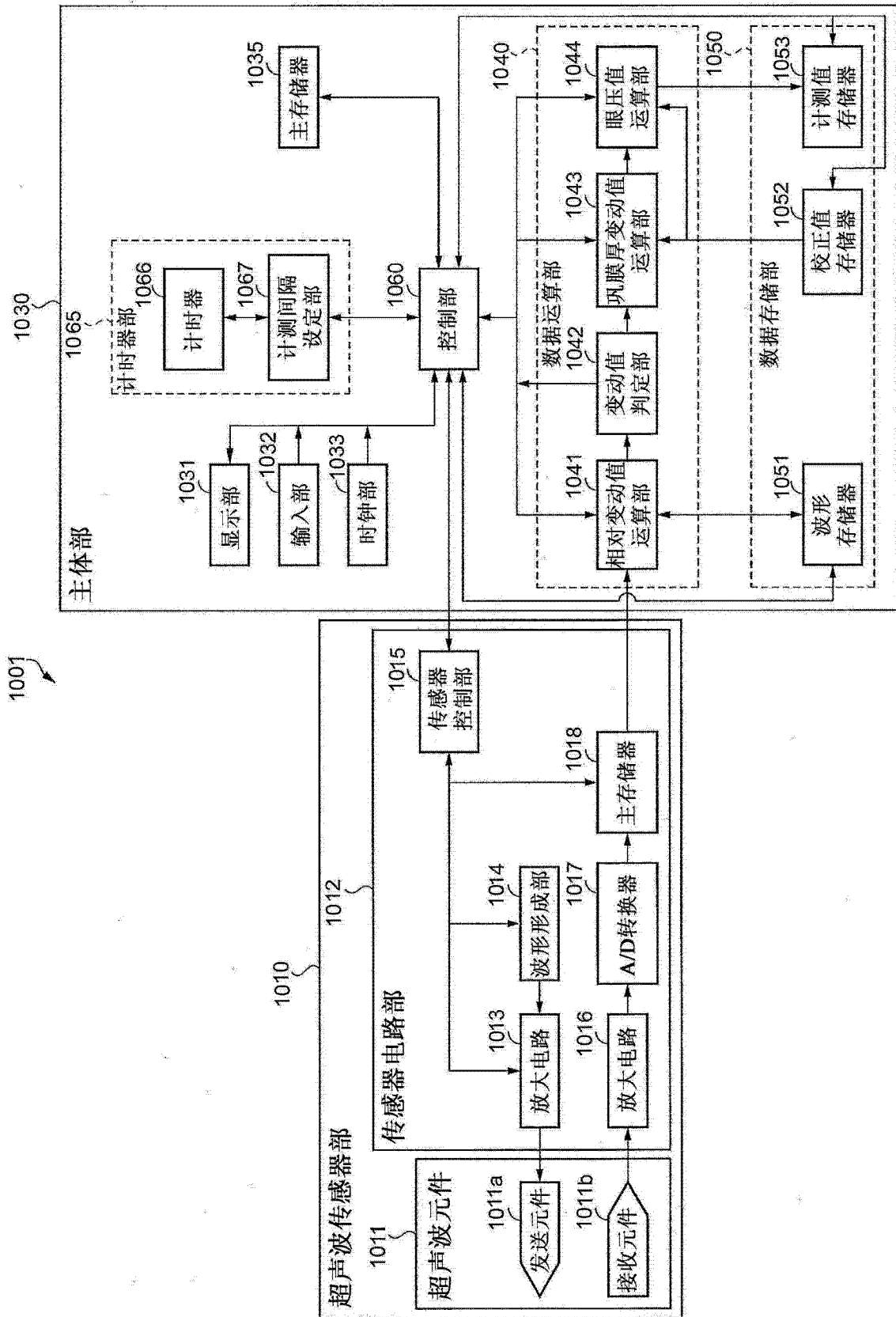


图 10

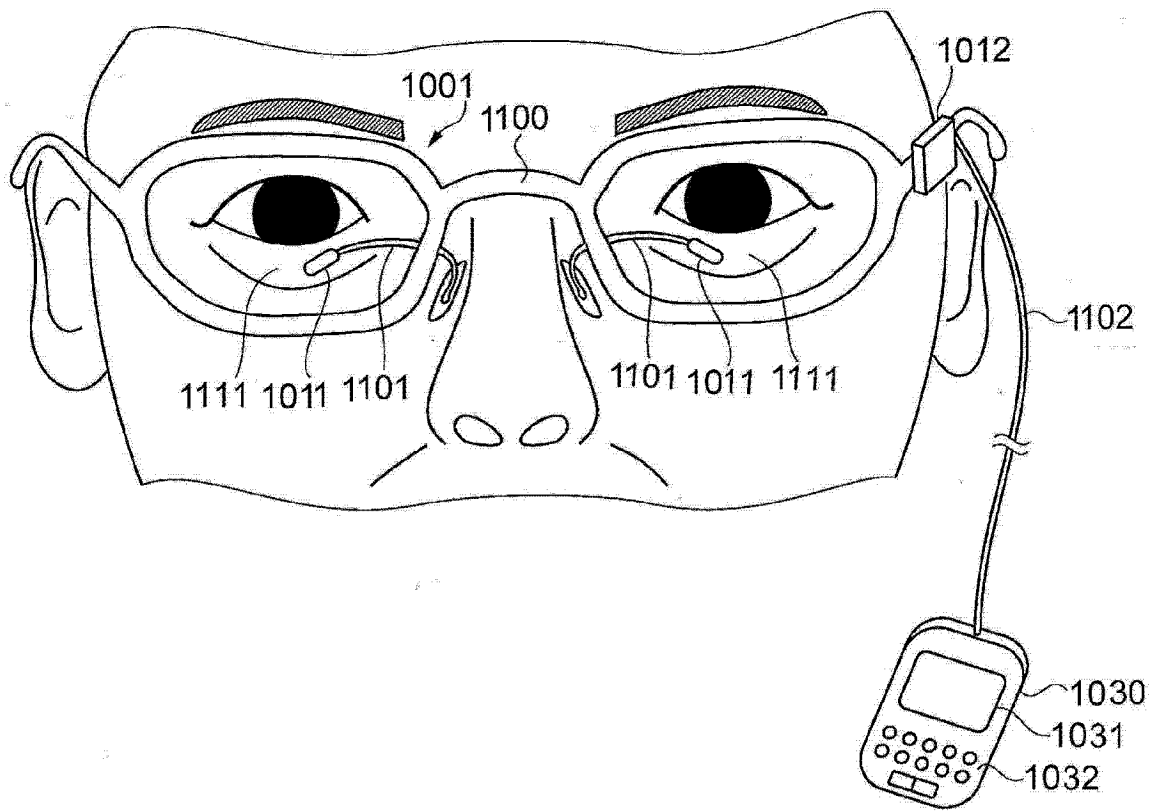


图 11

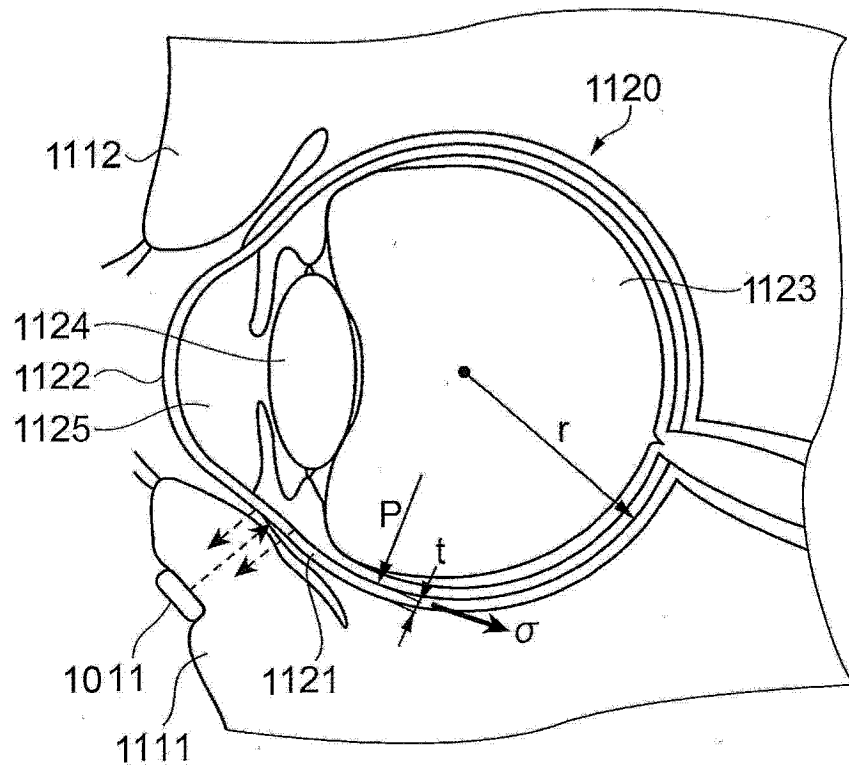


图 12

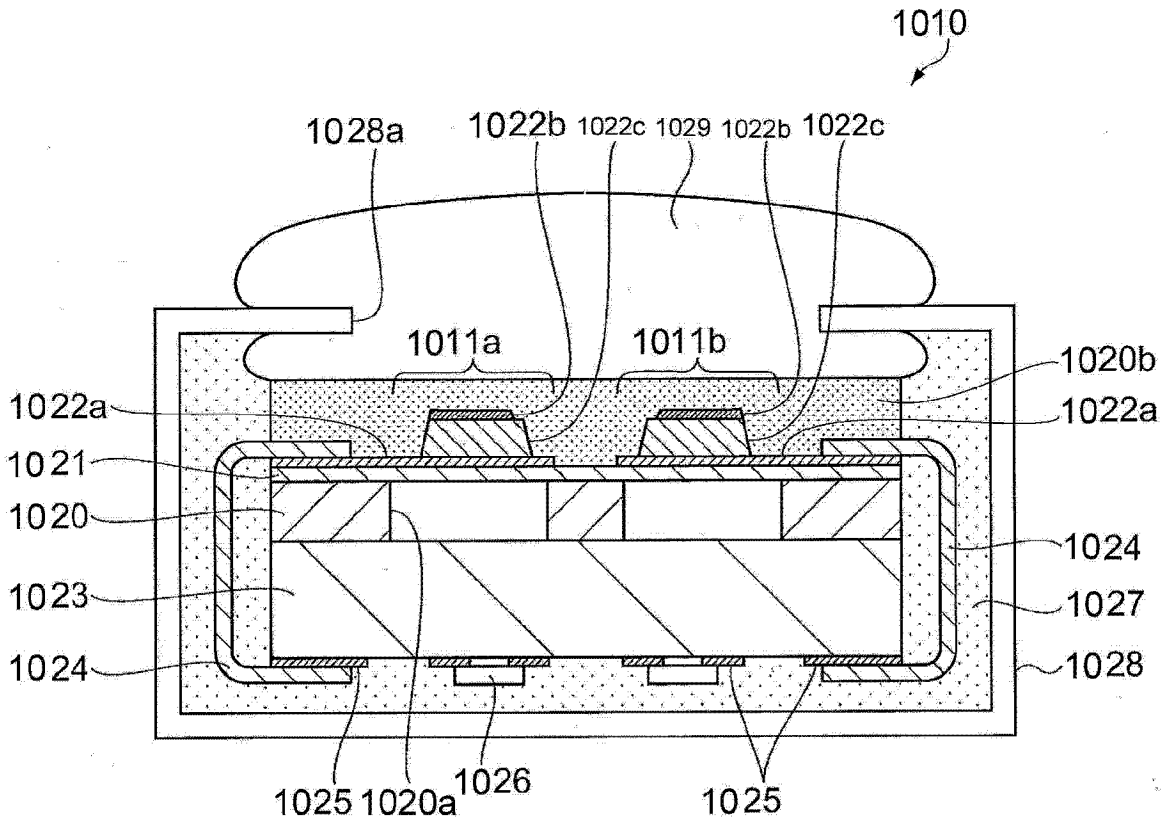
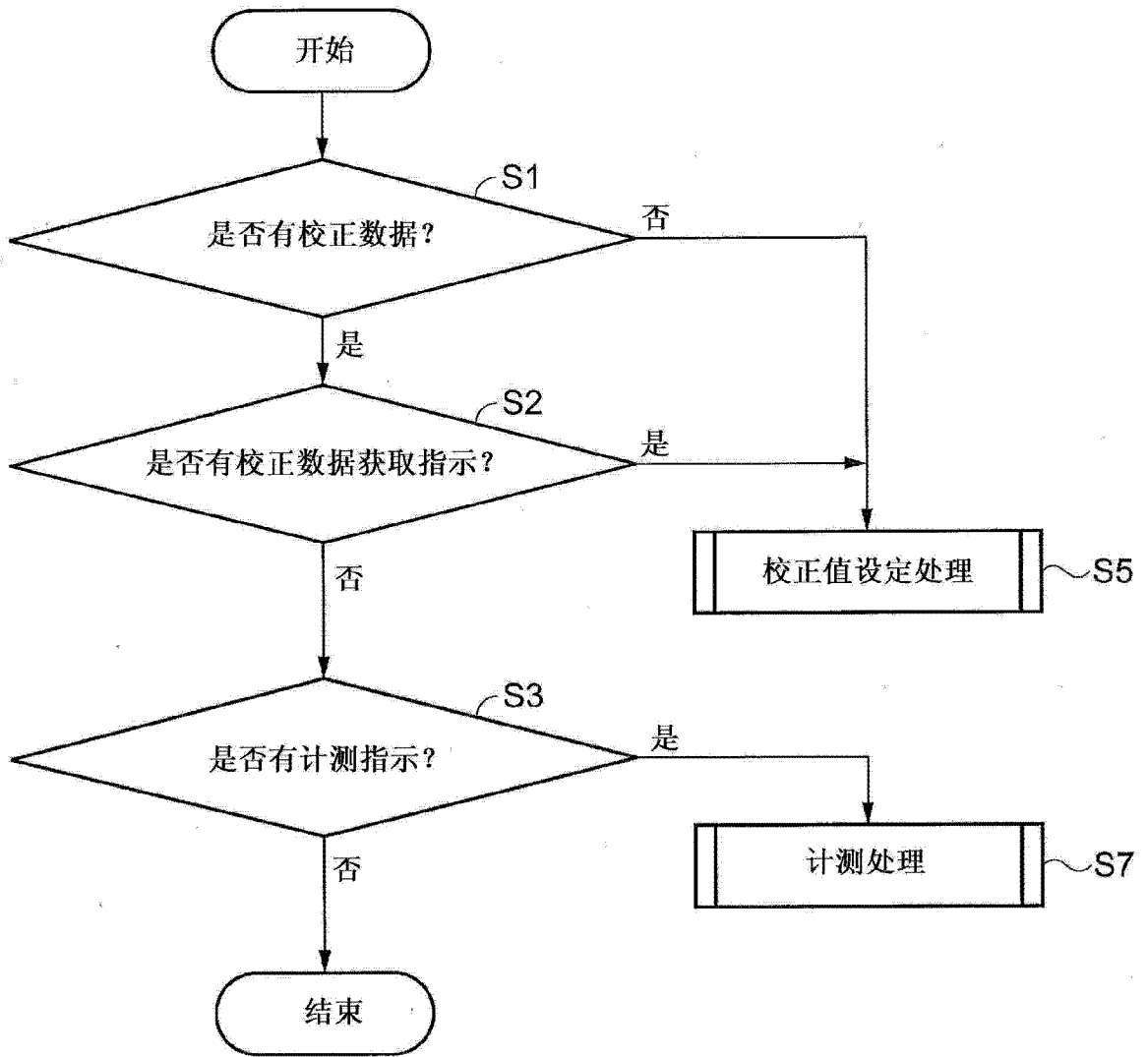


图 13



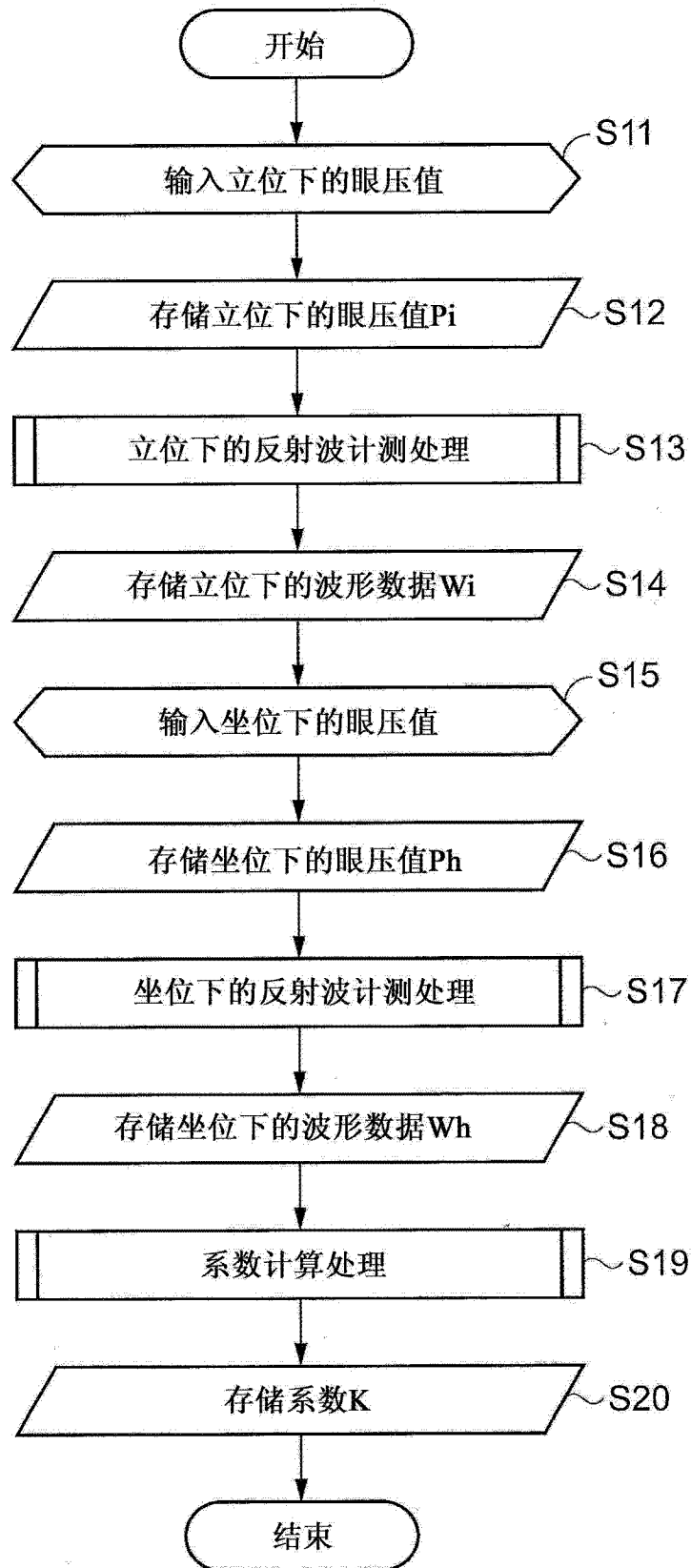


图 15

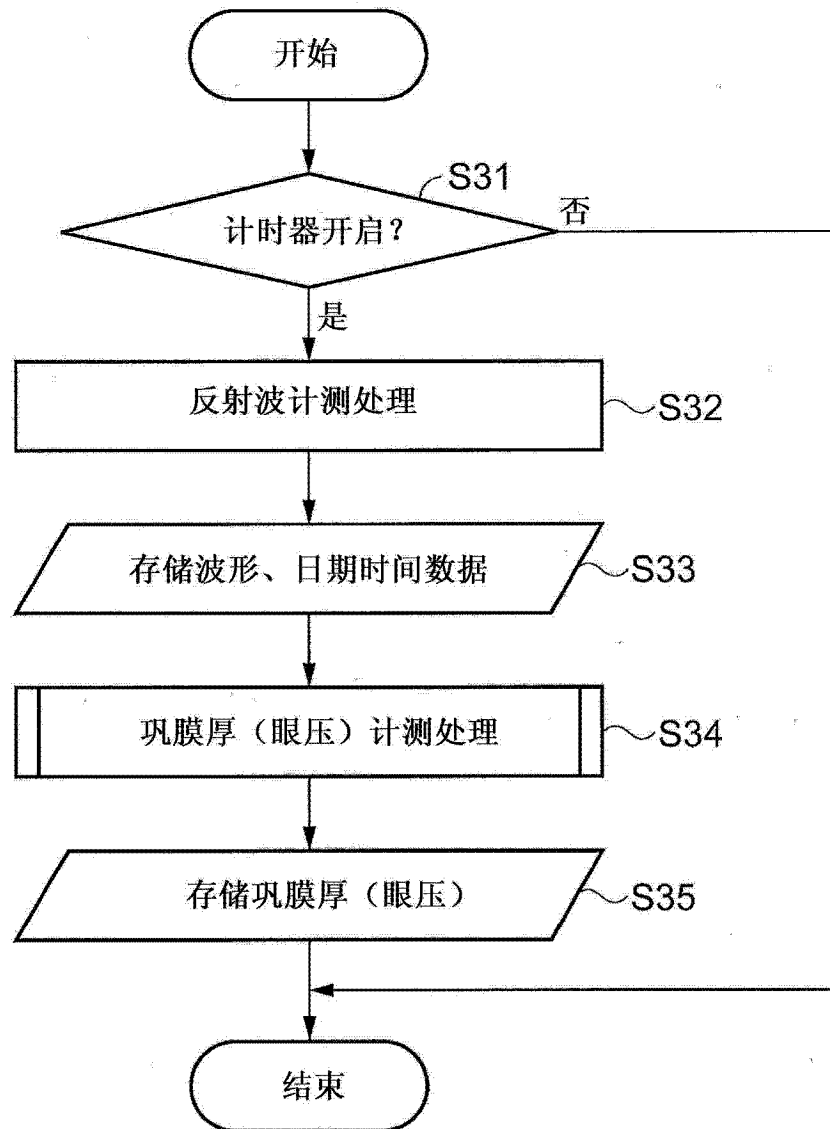


图 16

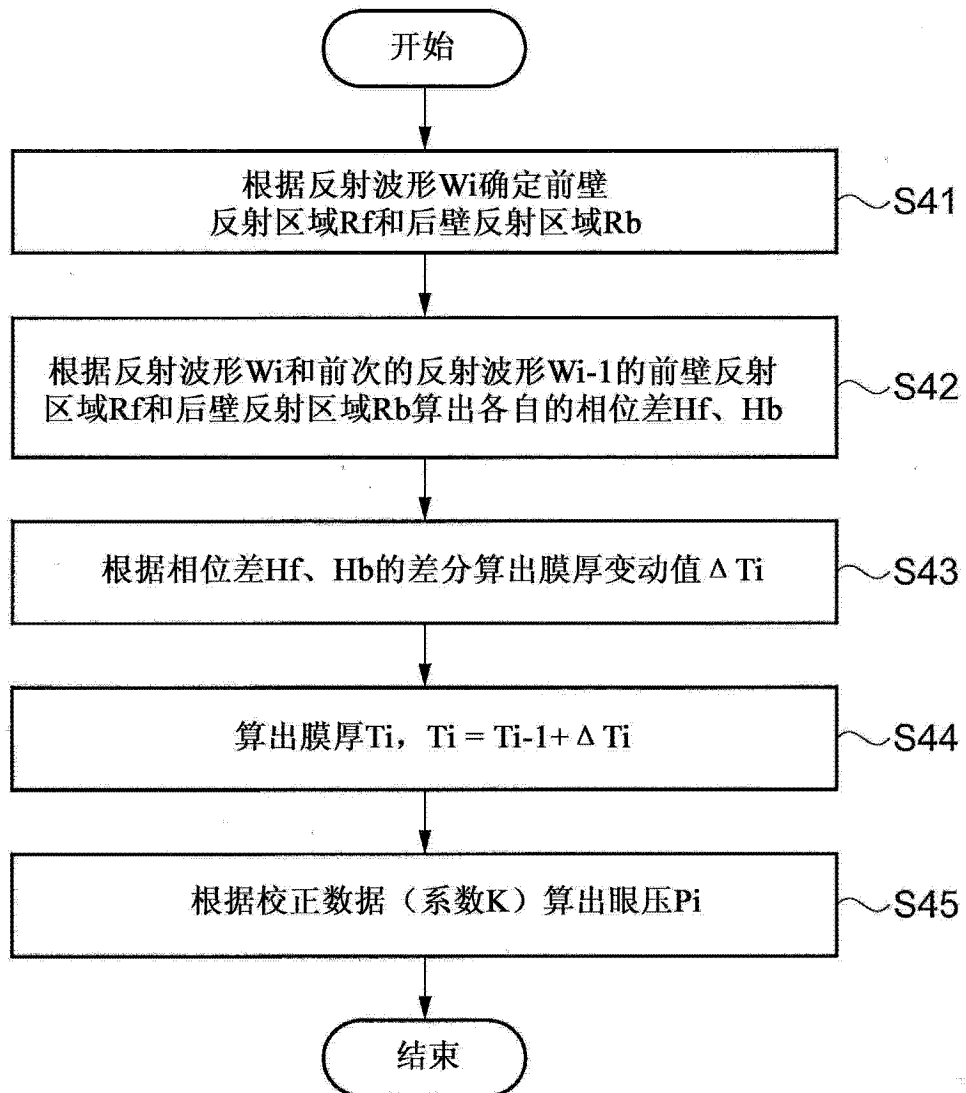


图 17

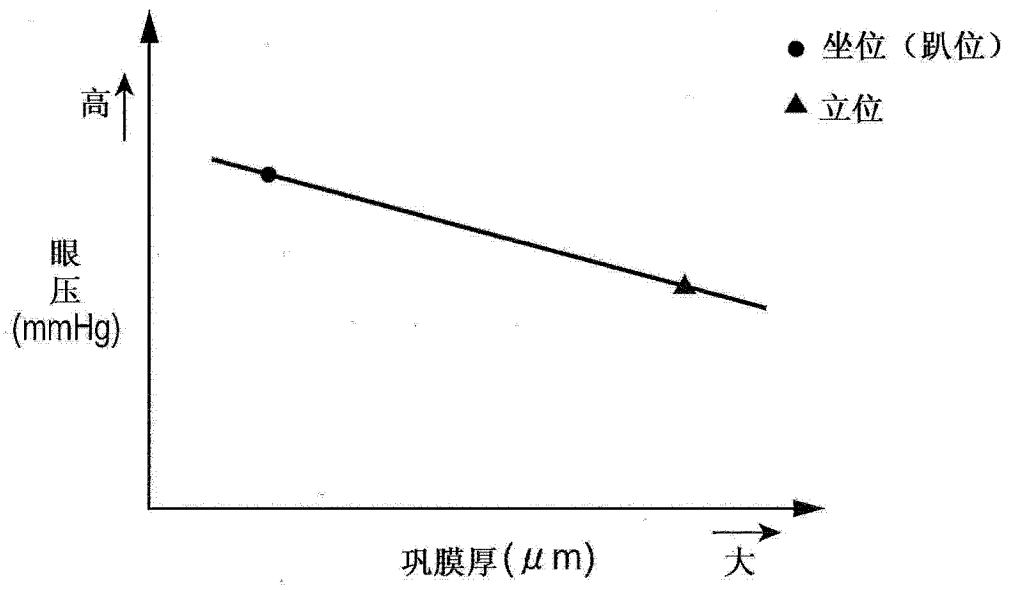


图 18

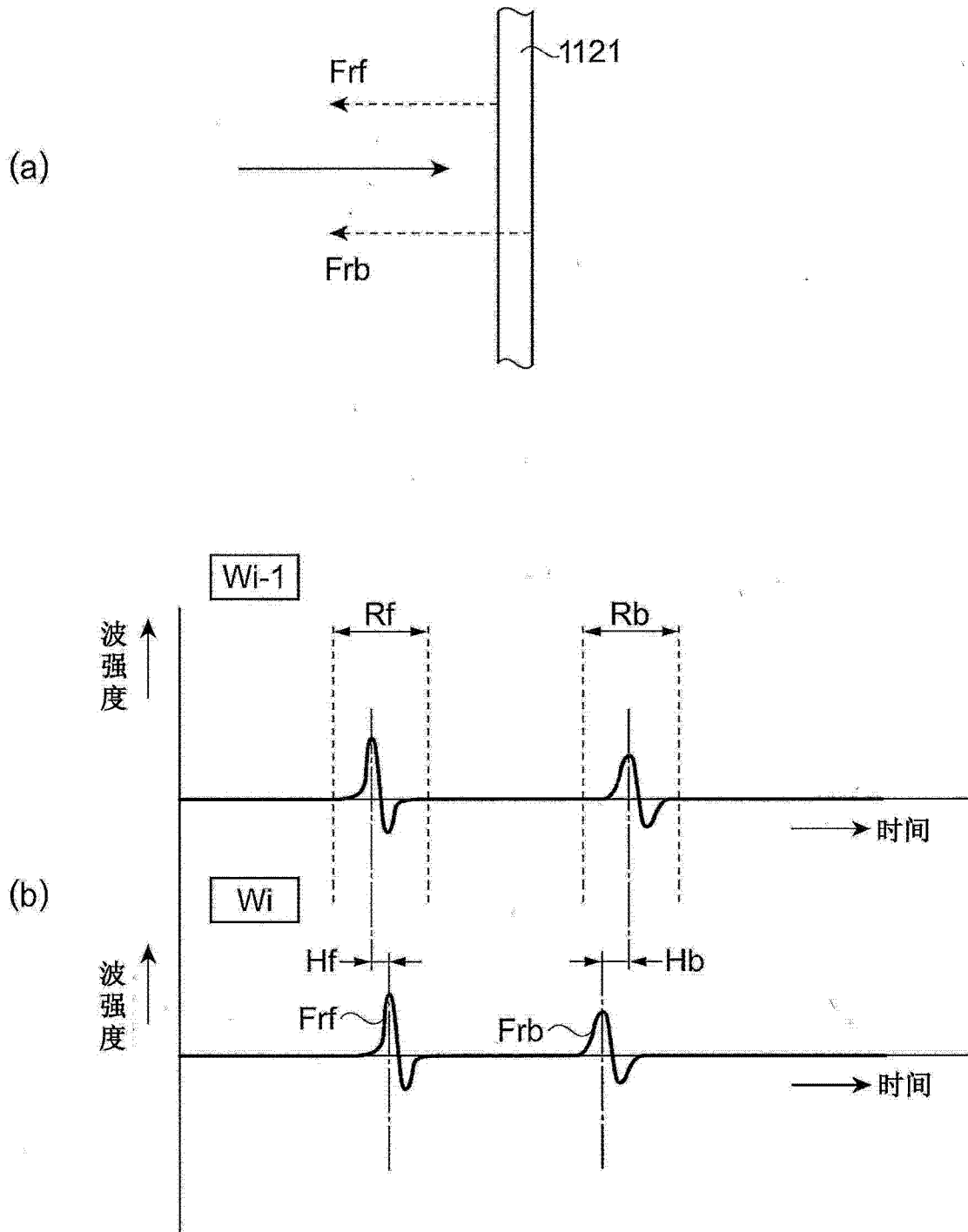


图 19

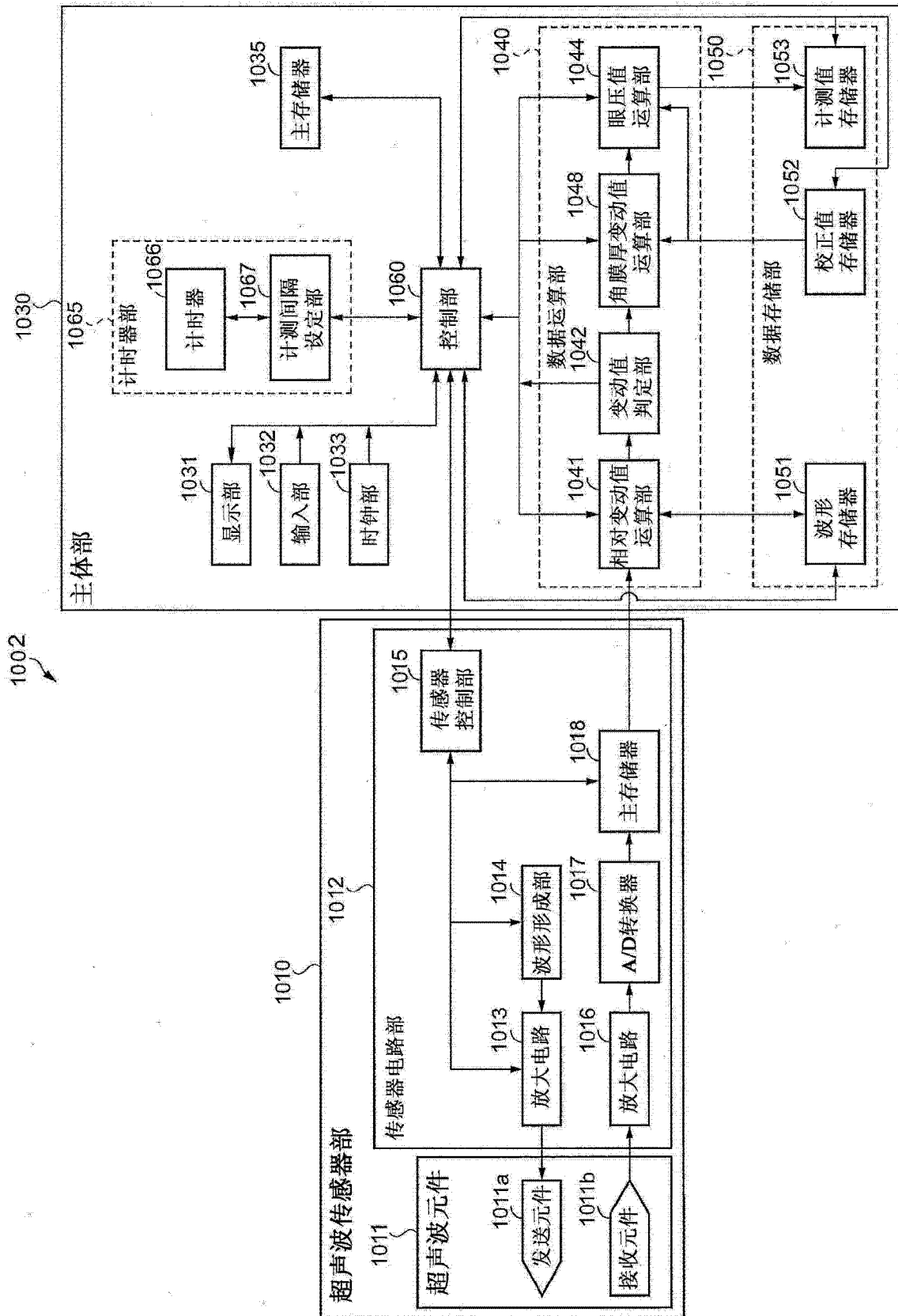


图 20

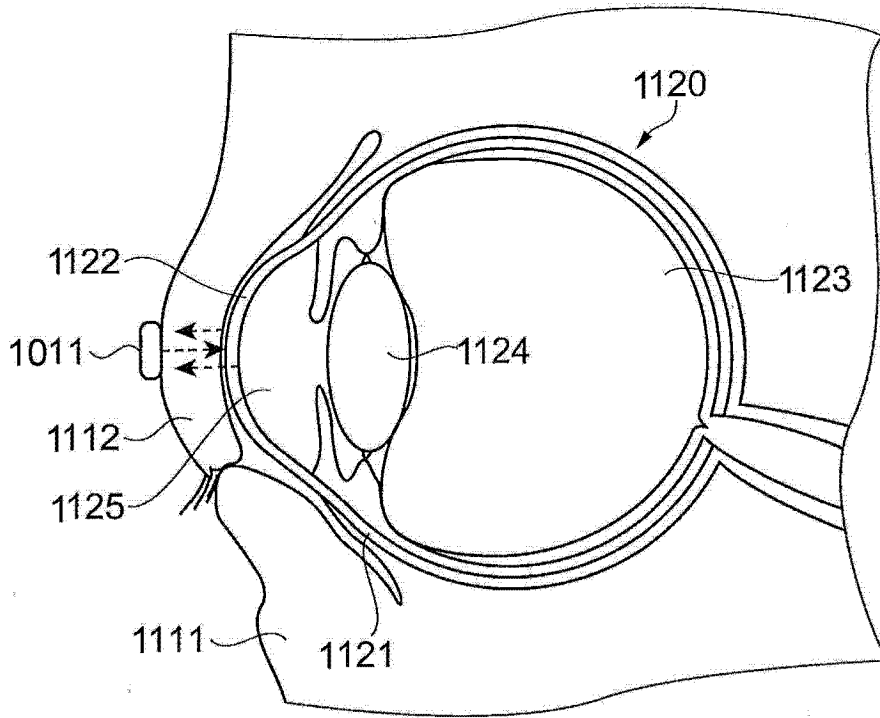


图 21

专利名称(译)	眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103445810A</a>	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201310219089.6	申请日	2013-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
[标]发明人	西胁学		
发明人	西胁学		
IPC分类号	A61B8/10		
CPC分类号	A61B8/10 A61B3/16 A61B8/4209		
代理人(译)	余刚		
优先权	2012126761 2012-06-04 JP 2012126760 2012-06-04 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种眼球生物体信息收集装置及眼球生物体信息收集方法。该眼球生物体信息收集装置具备超声波传感器部以及支撑主体部，支撑主体部具备将超声波传感器部按压至受检者的下眼睑的弹性部。还具备：超声波传感器部；在使用时使超声波传感器部与受检者的眼睑贴紧的贴紧部；基于由超声波传感器部检测到的检测数据运算眼压的数据运算部；存储由超声波传感器部检测到的检测数据及由数据运算部运算出的运算数据的数据存储部；基于时刻信息设定计测定时与计测间隔的计时器部，以及控制超声波传感器部、数据运算部、数据存储部、计时器部的控制部，其中，按在计时器部设定的计测定时与计测间隔获得眼压。

