



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101862207 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 20

(21) 申请号 201010155552. 1

(22) 申请日 2010. 03. 30

(30) 优先权数据

2009-087599 2009. 03. 31 JP

2009-222049 2009. 09. 28 JP

2009-281376 2009. 12. 11 JP

(71) 申请人 株式会社尼德克

地址 日本国爱知县蒲郡市拾石町前浜 34 番
地 14

(72) 发明人 神出将幸 三轮哲之 牧野健一郎

(74) 专利代理机构 上海市华诚律师事务所

31210

代理人 徐申民

(51) Int. Cl.

A61B 8/10 (2006. 01)

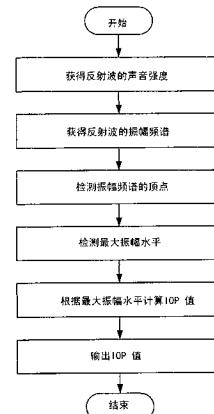
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 10 页

(54) 发明名称

非接触超声波眼压计

(57) 摘要

一种非接触超声波眼压计，用于利用超声波以非接触方式测量被检查者的眼睛 (E) 的眼压，该眼压计包括超声波换能器 (10)，该超声波换能器 (10) 包含将超声波发射脉冲波发射到所述眼睛的发射机 (11) 以及检测来自所述眼睛的超声波反射脉冲波的接收器 (13)，所述传感器被设置为处于远离所述眼睛的位置，并且经由空气介质相对于所述眼睛发射与接收所述脉冲波；和计算部 (70)，所述计算部 (70) 被设置为基于来自所述超声波换能器的输出信号获得所述反射脉冲波的最大振幅水平、并且基于获得的所述最大振幅程度测量所述眼压。



1. 一种非接触超声波眼压计,用于利用超声波以非接触方式测量被检查者的眼睛 (E) 的眼压,其特征在于,包括:

超声波换能器 (10),包括将超声波传输脉冲波发射到所述眼睛的发射器 (11) 和检测来自所述眼睛的超声波反射脉冲波的接收器 (13),所述换能器被设置为处于远离所述眼睛的位置、并且经由空气介质相对于所述眼睛发射与接收所述脉冲波;和

计算部 (70),所述计算部 (70) 被设置为基于来自所述超声波换能器的输出信号获得所述反射脉冲波的最大振幅水平、并且基于获得的所述最大振幅水平测量所述眼压。

2. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,所述计算部被设置为基于获得的所述最大振幅水平获得相对于所述眼睛的所述超声波的反射率,基于获得的所述反射率获得所述眼睛的声阻抗,以及基于获得的所述声阻抗测量所述眼压。

3. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,所述超声波换能器是发射与接收所述脉冲波的宽频带的且空气耦合的换能器,所述脉冲波具有宽频带中的频率分量。

4. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,将由所述计算部获得的所述最大振幅水平是所述反射脉冲波的振幅频谱的最大振幅水平和所述反射脉冲波的声音强度的最大振幅水平中的一个。

5. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,进一步包括检测光学系统 (50, 55),用于在工作距离方向中检测所述眼压计相对于所述眼睛的对准状态。

6. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,进一步包括温度传感器,所述温度传感器检测用于测量所述眼压的环境中的空气中的温度,并且

所述计算部被设置为基于获得的所述最大振幅水平以及来自所述温度传感器的输出信号测量所述眼压。

7. 如权利要求 6 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,

所述计算部被设置为基于获得的所述最大振幅水平获得所述超声波相对于所述眼睛的反射率,基于来自所述温度传感器的所述输出信号校正空气中的声阻抗,基于获得的所述反射率以及空气中的校正的所述声阻抗获得所述眼睛的声阻抗,以及基于获得的所述眼睛的所述声阻抗测量所述眼压。

8. 如权利要求 6 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,所述计算部被设置为在所述超声波换能器发射所述脉冲波到所述眼睛以及从所述眼睛接收所述脉冲波的同时或之前或之后,从所述眼压的测量中所使用的所述温度传感器获得所述输出信号。

9. 如权利要求 6 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,进一步包括湿度传感器,所述湿度传感器检测用于测量所述眼压的环境中的空气中的湿度,并且

所述计算部被设置为基于获得的所述最大振幅水平、来自所述温度传感器的所述输出信号以及来自所述湿度传感器的输出信号测量所述眼压。

10. 如权利要求 6 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,所述温度传感器被放置于在测量期间不面对检查者或被检查者的位置或被放置于所述眼压计内部的位置。

11. 如权利要求 6 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,所述温度传感器被放置于所述超声波换能器附近。

12. 如权利要求 1 所述的非接触超声波眼压计,其特征在于,进一步包括声速传感器,

所述声速传感器检测用于测量所述眼压的环境中的空气中的声速，并且

所述计算部被设置为基于获得的所述最大振幅水平以及来自所述声速传感器的输出信号测量所述眼压。

13. 如权利要求 12 所述的非接触超声波眼压计，其特征在于，所述超声波换能器还被用作所述声速传感器。

非接触超声波眼压计

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于通过超声（超声波）以非接触方式测量被检查者的眼睛的眼压（IOP）的非接触超声波眼压计。

背景技术

[0002] 最近，提出了一种包括探测器的设备，该探测器具有朝向被检查者的眼睛的角膜发射超声波的振动器以及用于检测被角膜反射的超声波的传感器，以便以非接触方式测量眼睛的 IOP（见专利文献 1）。

[0003] 在处理来自探测器的输出信号以获得 IOP 的情况下，通常地，根据反射波相对于入射波的频移量来确定 IOP。

[0004] 引用目录

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献 1 :W02008/072527

[0007] 技术问题

[0008] 然而，在传统的计算方法中，即使当被检查者的眼睛和探测器之间的距离（工作距离）在向前和向后方向中稍微地变化时，频移量也可能改变很大。在工作距离中的这种变化可能会影响测量值。因此，需要非常精确的工作距离的调整。

[0009] 在人眼的实际测量中，预知工作距离依据眼睛的移动而变化，这可能引起测量值的改变。此外，与人眼精确的对准被认为是导致延长的测量时间。这对于检查者和被检查者来说是个大负担。

发明内容

[0010] 考虑到上述情况而作出本发明，并且本发明具有提供非接触超声波眼压计的目的，该非接触超声波眼压计通过减少因工作距离变化而导致的测量结果的改变，能够稳定地测量被检查者的眼睛的 IOP。

[0011] 问题的解决

[0012] 为实现上述目的，本发明的一个方面提供一种用于利用超声波以非接触方式测量被检查者的眼睛的眼压的非接触超声波眼压计，该眼压计包括：超声波换能器，包括将超声波发射脉冲波发射到所述眼睛的发射机和检测来自所述眼睛的超声波反射脉冲波的接收器，所述换能器被布置为处于远离所述眼睛的位置、并且经由空气介质相对于所述眼睛发射与接收所述脉冲波；和计算部，所述计算部被设置为基于来自所述超声波换能器的输出信号获得所述反射脉冲波的最大振幅水平、并且基于获得的所述最大振幅程度测量所述眼压。

[0013] 本发明的进一步的改进在所附的权利要求书中给出。

[0014] 发明的有益效果

[0015] 根据本发明，通过减少因工作距离变化而导致的测量结果的改变，可以稳定地测

量被检查者的眼睛的 IOP。

附图说明

- [0016] 图 1 是实施例中的非接触超声波眼压计的示意性的外部视图；
- [0017] 图 2 是该眼压计的控制系统的示意性的方框图；
- [0018] 图 3 是实验中使用的眼球模型（模型眼）的示意性的立体图；
- [0019] 图 4A 到 4C 是显示在眼球模型上实施的实验结果的实例的图表；
- [0020] 图 5 是显示振幅频谱的峰值（振幅频谱）和工作距离的偏移量之间的关系、以及反射波在表示振幅频谱中的顶点的频率中相对于入射波的相位变化量（相位谱）和工作距离的偏移量之间的关系的图表。
- [0021] 图 6 是说明本实施例中的 IOP 测量方法的具体实例的流程图；
- [0022] 图 7 是显示模型眼的内压和振幅频谱之间的关系的图表；
- [0023] 图 8 是显示在眼压计中设置温度和湿度传感器的情况的示意性的外部视图；
- [0024] 图 9A 和 9B 是显示振幅频谱的峰值根据温度和湿度变化的图表；
- [0025] 图 10 是说明用于通过校正因温度变化而导致的空气中的声阻抗的变化来获得 IOP 值的方法的流程图；
- [0026] 图 11 是对应于 IOP 值和湿度的组合的校正表；
- [0027] 图 12 是显示由探测器检测的反射波的声音强度中的时间变化的图表；
- [0028] 图 13 是显示使用环形探测器的情况的视图；和
- [0029] 图 14 是显示设置检测光学系统以检测工作距离方向中的对准状态的情况的视图。

具体实施方式

[0030] 现在将参照所附的附图给出本发明的较佳实施例的详细说明。图 1 是本实施例中的非接触超声波眼压计的立体的外部视图。图 2 是该眼压计的控制系统的示意性的方框图。

[0031] 在图 1 中，主单元（主体）3 设置有放置在远离被检查者的眼睛的位置上的探测器（换能器（transducer））10 和包括成像装置以观测眼睛 E 的前段的观测光学系统 20。在主单元 3 的外壳中，设置有没有显示的对准光学系统、定影光学系统等。监视器 8 显示由观测光学系统 20 的成像装置所成像的前段图像、测量结果等等。当检查者操作操纵杆 4，同时观测显示在监视器 8 上的前段图像时，根据这样的操纵信号驱动驱动部 6，从而在三维空间移动主单元 3。这样，主单元 3 相对于眼睛 E 被对准。

[0032] 探测器 10 通过空气介质朝向眼睛 E 的角膜 Ec 发射超声波脉冲并且还检测由角膜 Ec 反射的作为反射波的超声波脉冲。探测器 10 包括用于发射将要进入眼睛 E 的超声波（入射波）的振动器（超声波发射机）11 和用于检测由眼睛 E 反射的超声波（反射波）的振动检测传感器（超声波接收机）13。探测器 10 被用于以非接触方式测量眼睛 E 的眼压（IOP）。本实施例中的探测器 10 由控制器 70 控制从而担当振动器 11 和传感器 13。振动器 11 和传感器 13 不局限于这样的结构，并且可以被分开地设置。

[0033] 在图 2 中，控制器 70 执行测量值的计算、整个眼压计的控制等等。控制器 70 通过

处理探测器 10 的输出信号来确定眼睛 E 的 IOP。探测器 10 被连接到放大器 81。从探测器 10 输出的电信号通过放大器 81 被放大,然后输入控制器 70。控制器 70 还被连接到探测器 10、观测光学系统 20 的每个部件(光源、成像装置等等)、驱动部 6、监视器 8、存储器 75 等等。存储器 75 预先存储通过使用探测器 10 来测量 IOP 的测量程序、控制整个眼压计的控制程序及其他程序。

[0034] 以下介绍由发明人实施的实验结果。为了捕获角膜的声学特性中因 IOP 导致的变化,利用探测器 10 朝向模型眼(见图 3)发射脉冲波,并且检测来自模型眼的反射波(见图 4A)。然后,对检测的反射波的波形进行傅里叶分析以确定反射波的振幅频谱(见图 4B)。发明人把注意力集中在振幅频谱的顶点(峰值)的振幅频谱值并且评估峰值和 IOP 之间的关系(见图 4C)。使用的探测器 10 是具有 400kHz 的额定频率的换能器。

[0035] 图 3 是显示实验中使用的眼球模型(模型眼)的示意性的立体图。眼球模型 50 包括底部 51 和具有内部孔穴的硅橡胶半球形元件 52。该眼球模型 50 被配置成利用注射器 54 使流体被注入半球形元件 52。通过压力计 56 检测半球形元件 52 的内部压力。在本实验中,假定半球形元件 52 是角膜,并且设想通过半球形元件 52 的内部压力的调整来改变 IOP。

[0036] 图 4A 到 4C 是显示在眼球模型上实施的实验结果的一个实例的图表。具体地,图 4A 是显示由探测器 10 检测的反射波的振幅水平中的时间变化的图表。在该图表中,横轴代表时间而竖轴代表振幅,并且 Td 表示时域,在时域中,在傅里叶分析中设置窗口函数(该实验使用矩形窗口)。

[0037] 图 4B 是显示图 4A 显示的反射波每频率的分解的振幅水平的图表。在该图表中,横轴代表频率而竖轴代表振幅,并且 S 表示振幅频谱而 Pk 表示振幅频谱中的振幅水平的顶点。

[0038] 图 4C 是显示模型眼的内部压力和在顶点 P 的振幅频谱值(最大振幅水平)之间的关系的图表。如图 4C 所示,发现模型眼的内部压力和振幅频谱值几乎是成比例的关系。该关系被认为是可用于测量 IOP。

[0039] 图 5 是显示振幅频谱的峰值(振幅频谱)和工作距离的偏移量之间的关系、以及反射波在表示振幅频谱中的顶点的频率中相对于入射波的相位变化量(相位谱)和工作距离的偏移量之间的关系的图表。在该图表中,横轴代表来自预定的工作距离的偏移量(30 毫米)。

[0040] 如图 5 所示,在振幅频谱中的峰值的情况下,由于工作距离的变化,较少发生测量结果的改变。另一方面,在相位变化量的情况下,由于工作距离的变化,测量结果发生较少改变。因此,当相对于振幅频谱中的顶点确定 IOP 时,可以减少因工作距离变化而导致的测量结果的改变。

[0041] 考虑到上述试验结果,对用于测量 IOP 的方法给出以下说明。控制器 70 使探测器 10 朝向眼睛 E 发射超声波脉冲并且检测由入射在眼睛 E 上的超声波脉冲所引起的反射波。控制器 70 根据来自探测器 10 的输出信号获得反射波的振幅频谱并且根据振幅频谱的最大振幅水平确定眼睛的 IOP。

[0042] 图 6 是说明在本实施例中用于测量 IOP 的方法的具体实例的流程图。当朝向眼睛 E(角膜 Ec)发射脉冲波并且由传感器 13 检测到反射波时,对应于反射波的声音强度(振幅

水平)的电信号从传感器 13 被输出并且通过放大器 81 输入到控制器 70。

[0043] 然后,控制器 70 频率分析检测到的反射波的声音强度(例如,傅里叶分析),从而获得振幅频谱,该振幅频谱是在反射波中的每个频率处的振幅水平。此外,控制器 70 检测获得的振幅频谱的最大振幅水平(例如,振幅频谱的峰值)。

[0044] 然后,控制器 70 根据振幅频谱的最大振幅水平计算 IOP。存储器 75 预先存储最大振幅水平和 IOP 值之间的关联。因此,控制器 70 从存储器 75 中检索出对应于检测到的最大振幅水平的 IOP 值并且在监视器 8 上显示获得的 IOP 值。例如,可以通过预先确定由现有的眼压计获得的振幅水平和由戈德曼(Goldmann)眼压计获得的 IOP 值之间的关联,来设置最大振幅水平和 IOP 值之间的关联。

[0045] 具有上述结构,使用超声波脉冲的 IOP 测量可以提供稳定的测量结果。具体地,因为振幅频谱的最大振幅水平处于稳定的状态,所以即使当探测器 10 和眼睛 E 之间的工作距离变化时,也可以减少因工作距离变化而导致的测量结果的改变。此外,缓和了精确对准调整的必要性,由此减少可对准调整的麻烦,因此减轻了对检查者和被检查者的负担。

[0046] 在上述说明中,由探测器 10 检测的波的傅里叶分析中使用的窗口函数是矩形窗口,但不局限于此。任何窗口函数(例如汉宁窗(hanning window)、汉明窗(hamming window)等等)都能被使用。

[0047] 在上述说明中,通过检测获得的振幅频谱中的顶点,可以精确地检测最大振幅水平。作为选择,还可以设置成预先地确定获得振幅频谱的顶点的频率(中心频率),并且将该频率存储在存储器 75 中。在这种情况下,可以配置为获得与预先设置的频率相对应的振幅水平作为振幅频谱的最大振幅水平,并且根据该最大振幅水平计算 IOP。

[0048] 上述说明使用振幅频谱的峰值作为振幅频谱的最大振幅水平,但不局限于此。例如,可以配置为根据预定频带中的振幅水平确定 IOP,该预定频带包括振幅频谱中的顶点。图 7 是显示模型眼的内部压力和振幅频谱之间的关系的图表。图 7 揭示了在从该中心频率起大约 $\pm 3\text{kHz}$ 的范围内(见图 7 中的“B”),随着振幅水平较高,IOP 值也较高,并且随着振幅水平较低,IOP 值也较低。在那个范围中的振幅水平和 IOP 值之间的关联类似于最大振幅水平和 IOP 值之间的关联。因此,可以设置成将在其中获得与最大振幅水平和 IOP 值之间的关联相同的关联的频带(见图 7 中的“B”)之内的带设置作为预定频带,并且根据那个频带中的振幅水平测量 IOP。例如,如上设置预定频率范围内的振幅频谱的积算值,并且根据该积算值测量 IOP。在该结构中,振幅水平依据 IOP 值的差异而极大地变化。因此可以准确地测量 IOP。在上述说明中,通过软件,利用算法处理来确定 IOP,但不局限于此。通过硬件(电路),利用信号处理也可以实施相同的处理。例如,想得到的计算电路包括连接到探测器 10 以获得反射波的振幅频谱的信号的振幅频谱检测电路(频谱分析仪),以及检测由该振幅频谱检测电路获得的振幅频谱中的顶点的顶点保持电路。在这种情况下,控制器 70 根据由顶点保持电路检测的最大振幅水平计算 IOP。

[0049] 图 8 是显示在该眼压计中设置温度和湿度传感器的情况的示意性的外部视图。在种情况下,作为用于在测量环境中检测空气的温度或湿度的温度和湿度传感器 90,放置了温度传感器 92 和湿度传感器 94。温度和湿度传感器 90 的输出用于校正 IOP 值。温度和湿度传感器 90 位于不受被检查者或检查者、直射光等等影响的位置,也就是说,位于在测量期间面对检查者或被检查者、或眼压计的外壳内部的位置。另一方面,为了检测被检查者的

眼睛附近的空气状态,传感器 90 还可以位于接近探测器 10 的位置(例如在主单元 3 的面对被检查者的表面上)。传感器 90 可以被配置为根据将要放置该眼压计的环境改变其位置。

[0050] 作为选择,可以设置多个温度和湿度传感器 90,以便通过对传感器的输出值进行平均来测量空气中的温度或湿度,从而提供稳定的测量结果。作为另一个选择,可以设置三个或更多的温度和湿度传感器 90,以使与传感器的平均值极大地不同的测定值从平均值的计算中被去除。该温度和湿度传感器 90(温度传感器 92 和湿度传感器 94)被连接到控制器 70。该控制器 70 根据来自传感器 90 的输出信号测量空气中的温度和湿度并且利用它的测量结果计算 IOP 值。本发明人通过利用探测器 10 朝向黑色硅橡胶发射脉冲波以确定反射波的振幅频谱,并且频率分析反射波的波形。这是确定因温度和湿度变化而导致的角膜反射波中的变化。

[0051] 图 9A 和 9B 是显示根据温度和湿度在振幅频谱的峰值(见图 4B)中变化的图表。图 9A 显示在具有恒定湿度的环境中的温度变化的结果。在该实验中,在湿度保持在 65% 并且温度以 5°C 的增量从 25°C 变化到 35°C 的情况下检查反射波。该结果显示当温度上升时该反射波趋向于减弱,并且测量的 IOP 受温度改变的影响。

[0052] 图 9B 显示在具有恒定温度的环境中的湿度变化的结果。在该实验中,在湿度保持在 35°C 并且湿度以 10% 的增量从 50% 变化到 90% 的情况下检查反射波。该结果显示当湿度上升时该反射波趋向于减弱,并且测量的 IOP 受湿度改变的影响。角膜反射波中由湿度变化导致的改变小于由温度变化导致的改变。

[0053] 对用于校正在温度变化的情况下测量的 IOP 值的方法给出以下说明。超声波的声速表现增长趋势并且由以下表达式(1)所表示:

$$[0054] CAIR = 331 + 0.6t \quad (1)$$

[0055] 其中 CAIR 表示空气中的声速并且 t 表示摄氏温度。

[0056] 上述表达式是表达式(2)的近似值并且可以表示为:

$$[0057] C_{AIR} = \sqrt{\frac{\chi P}{\rho_{AIR}}} = \sqrt{\chi RT} \approx 331 + 0.6t \quad (2)$$

[0058] 其中 X 表示定压比热和定容比热的比率(在空气的情况下是 1.4),P 表示大气压力,ρ AIR 表示空气密度,R 表示气体常数(287J/(kg·K)),并且 T 表示绝对温度。

[0059] 根据表达式(1)和(2),当声速随着温度上升而增加时,可以想到空气中的声学特性变化。

[0060] 空气中的声阻抗 ZAIR 由表达式(3)表示:

$$[0061] Z_{AIR} = \rho_{AIR} \cdot C_{AIR} \quad (3)$$

[0062] 因此,发现空气中的声阻抗趋向于响应空气中的声速 CAIR 的变化而增加。

[0063] 当认为角膜的声阻抗依据 IOP 的增加而变化时,角膜声阻抗 Zc 表示为:

$$[0064] Z_c = \rho_c \cdot C_c \quad (4)$$

[0065] 其中 ρ c 表示角膜密度并且 Cc 表示角膜声速。

[0066] 此处,Cc 表示为:

[0067] $C_c = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho_c}}$ (5)

[0068] 其中 κ 表示角膜容积弹性。因此, Z_c 表示为 :

[0069] $Z_c = \rho_c \cdot \sqrt{\frac{\kappa}{\rho_c}} = \sqrt{\rho_c \cdot \kappa}$ (6)

[0070] 并且发现 Z_c 因 κ 而变化。

[0071] 因此, 在空气和角膜之间的边界处的超声波的反射率 R 通过以下表达式获得 :

[0072] $R = \frac{Z_c - Z_{AIR}}{Z_c + Z_{AIR}}$ (7)

[0073] 并且发现反射率根据 Z_c 和 Z_{AIR} 而变化。那时, Z_c 是随 IOP 而变化的参数, 并且将根据 Z_{AIR} 的改变而改变, 使得 IOP 值的精确度降低。如此, 空气中的温度被测量和校正。

[0074] 图 10 是说明用于通过校正由温度变化引起的空气中的声阻抗中的变化而获得 IOP 值的方法的流程图。

[0075] 控制器 70 经由探测器 10 发射与接收关于角膜的超声波并且检测角膜 Ec 中的超声波的反射率 R。控制器 70 进一步利用温度传感器 92 测量空气中的温度 t 并且根据该测量结果校正空气中的声阻抗 Z_{AIR} 。温度测量的时间最好是与超声波的发射 / 接收的时间相同, 或者在该发射 / 接收之前或之后。在眼压计被放置在温度变化较少的环境中的情况下, 眼压计可以被设置成在眼压计接通电源并且以预定的时间间隔 (例如每十分钟) 测量温度。

[0076] 通过例如发射机 11 中的发射波的振幅频谱 P_i 以及接收器 13 中的反射波的振幅频谱 P_r 确定角膜 Ec 的反射率 R ($R = P_r/P_i$)。还可以根据发射波和接收波的振幅频谱中的顶点确定该反射率 R。另一个选择是在假定发射波的振幅频谱 P_i 为已知的情况下确定接收器 13 中的反射波的振幅频谱。

[0077] 当测量环境中的空气中的温度 t 由温度传感器 92 确定时, 通过上述表达式 (1) 或 (2) 计算空气中的声速 C_{AIR} 。在确定声速 C_{AIR} 之后, 通过使用上述表达式 (3) 校正空气中的声阻抗 Z_{AIR} 。这样, 根据测量环境校正空气中的声阻抗 Z_{AIR} 。

[0078] 当计算出反射率 R 并且校正空气中的声阻抗 Z_{AIR} 时, 控制器 70 通过利用上述表达式 (7) 计算角膜 Ec 的声阻抗 Z_c , 并且根据该计算的声阻抗 Z_c 计算眼睛 E 的 IOP 值 P_1 。应当注意, 声阻抗 Z_c 和被检查者的眼睛的 IOP 是成比例的关系, 所以 IOP 随着 Z_c 变小而变小并且 IOP 随着 Z_c 变大而变大。这样, 控制器 70 通过利用上述关系获得被检查者的眼睛的 IOP 值 P_1 。

[0079] 利用上述结构, 可以获得正确的 IOP 值, 而不管因温度变化而导致的角膜反射波中的变化。根据测量环境中的变化可以测量该 IOP。因为如上所述, 温度变化对 IOP 值的影响大于湿度变化对 IOP 值的影响, 所以可以被设置为如上述说明的仅仅响应温度变化而校正。

[0080] 该校正处理可以与湿度变化相结合来实施。控制器 70 如上通过使用温度传感器 92 测量温度并且还通过使用湿度传感器 94 测量在测量环境中的空气中的湿度, 从而根据该测量结果校正 IOP 值 P_1 。可以使湿度测量的时间与上述温度测量的时间同步。

[0081] 这里, IOP 值 P1 是在与温度变化有关的校正之后以及与湿度变化有关的校正之前获得的测量值。存储器 75 已经预先存储了如图 11 所示与 IOP 值 P1 和湿度 h 的组合相对应的校正值 $P_c(P1, h)$ 的表格。当需要校正时,从该表格中选择校正值。校正之后的被检查者的眼睛的 IOP 值 P2 通过 $P2 = P1 + P_c(P1, h)$ 被计算出来并且显示在监视器 8 上。

[0082] 当上述校正表要被创建时,例如,在预定湿度条件下预先测量具有预定 IOP 的模型眼,并且当湿度变化时根据测量值的偏移量获得校正值。这在具有不同 IOP 值的模型眼上进行从而创建每一 IOP 值的表格。

[0083] 不仅可以采用上述方法,而且还可以采用以下方法。具体地,显示反射率 R 根据湿度的变化的回归表达式预先通过利用图 9 中显示的试验结果而创建。在通过该回归表达式校正反射率 R 之后,根据角膜声阻抗 ZC 计算 IOP 值 P2。

[0084] 利用上述结构,可以获得正确的 IOP 值,而不管与温度和湿度增加有关的角膜反射波中的变化。这使得能够根据测量环境中的变化进行 IOP 测量。

[0085] 在上述说明中,通过根据来自温度传感器 92 的输出信号校正声阻抗来计算 IOP,但本发明不局限于此。可以创建被用来校正湿度变化的校正表。例如,与预定温度条件之下获得的每个 IOP 值和每个温度 t 的组合相对应的校正值的表格被存储在存储器 75 中。控制器 70 根据基于探测器 10 的输出而测量的 IOP 值以及基于温度传感器 92 的输出而测量的温度 t 计算 IOP 值。

[0086] 在上述结构中,由温度和湿度传感器 90 测量的温度 t 和湿度 h 可以被显示在监视器 8 上。

[0087] 在上述结构中,通过利用温度和湿度传感器 90 间接地计算空气中的声速 CAIR。可选择的是,通过利用声速传感器直接地计算空气中的声速从而校正空气中的声阻抗 ZAIR。作为声速传感器,例如,探测器 10 还被用作声速传感器。控制器 70 基于朝向具有预定 IOP 的模型眼发射的超声波回到探测器 10 所需的时间,计算空气中的声速。

[0088] 与温度和湿度变化有关的上述校正处理可以应用于另一个测量方法,只要该方法通过利用随被检查者的眼睛的 IOP 而变化的角膜反射波的特性和波形来测量 IOP。例如,可适用于一种测量方法,该测量方法用于通过分析角膜反射波以检测入射波的相位和反射波的相位之间的相位差,并且因此基于该相位差计算反射率,来确定 IOP 值。

[0089] 为了增加空气中的传播效率,探测器 10(超声波发射器 - 接收器)最好是使用空气耦合的超声波探测器,该超声波探测器用于发射与接收具有宽频带的频率分量的超声波束。例如,产生具有从大约 200kHz 到 1MHz 的频带的宽频带的超声波。在这种情况下,能使用弱音助听器 (Microacoustic) 提供的 BATTM 探测器。例如,这种探测器的详情参见 US5287331 以及 JP2005-506783A。

[0090] 根据上述结构,空气中的超声波的传播效率可以被提高,此外还大大地减少了回响噪音的影响。与市场上可买到的压电超声波探测器相比较,可以确保非常高的 S/N 比(大约 100 倍或更多)。因此,即使在相对于被检查者的眼睛的对准完成的时候的预定工作距离很长,也可以以高 S/N 比检测振幅频谱的最大振幅水平,从而能够以高精度进行 IOP 测量。

[0091] 在上述说明中,基于振幅频谱的最大振幅水平计算 IOP。可选择的是,基于反射波的最大振幅水平计算 IOP。

[0092] 图 12 是显示由探测器 10 检测的反射波的声音强度中的瞬时变化的图表。在该图

表中, V 表示声音强度而 V_p 表示声音强度中的顶点。图 12 显示在使用宽带且空气耦合的超声波探测器的情况下从探测器 10 输出的反射波的声音强度。

[0093] 控制器 70 基于来自探测器 10 的输出信号检测反射波中的声音强度 V 的最大振幅水平 (例如, 声音强度的峰值 V_p), 然后基于那个最大振幅水平计算 IOP。其可以被设置为检测包括声音强度的顶点的在预定时间中的声音强度的积算值, 作为该最大振幅水平。

[0094] 实验上证实, 声音强度 V 的峰值 V_p 没有像图 5 中显示的情况那样, 根据预定工作距离 (30mm) 的偏移量而变化。此外, 实验上证实, 温度和湿度的影响类似于图 9 中的影响。

[0095] 具有上述结构, 就不需要通过傅里叶分析等等获得振幅频谱, 因此计算处理可以简单化, 并且计算软件、计算电路等等可以简单化。

[0096] 在从最大振幅水平和被检查者的眼睛的角膜的声阻抗之间的关系中确定 IOP 的情况下, 可以通过发射机 11 中的发射波的声音强度以及接收器 13 中的反射波的声音强度确定上述的反射率 R。还可以从发射波和接收波的声音强度的顶点中确定该反射率。另一个选择是, 在假定发射波的声音强度为已知的情况下确定接收器 13 中的反射波的声音强度。

[0097] 在基于声音强度计算 IOP 的情况下, 基于检测信号确定 IOP, 该检测信号包括偏离中心频率的频带。因此, 相对难以确保好的 S/N 比。

[0098] 因此, 更好的是使用上述的宽带且空气耦合的超声波探测器。该结构可以提高空气中的超声波的传播效率, 并且进一步大大地减少回响噪音的影响。因此, 与市场上可买到的压电超声波探测器相比较, 可以确保非常高的 S/N 比 (大约 100 倍或更多)。即使当基于声音强度的最大振幅水平计算 IOP 时, 结果, 也可以确保足够的 S/N 比。这就能够基于声音强度以高精度进行 IOP 计算。

[0099] 作为探测器 10 的较佳探测器包括孔 15、用于超声波束的发射机 11 和接收器 13, 如图 13 所示, 孔 15 具有用于被检查者的眼睛的观测的足够的大小, 发射机 11 和接收器 13 被放置在孔 15 的周围。观测光学系统 20 被放置在孔 15 之后。该结构可以确保发射机 11 和接收器 13 的面积, 因此可以增加由探测器 10 检测的角膜反射波的检测信号的 S/N 比。

[0100] 上述结构还可以设置有用于将对准光投射到被检查者的眼睛的光投射光学系统、以及用于接收其反射光的光接收光学系统, 作为检测光学系统来检测工作距离 (向前和向后) 方向中的眼压计的对准状态。例如, 如图 14 所示, 可想得到设置光投射光学系统 150 和光接收光学系统 155, 光投射光学系统 150 包括光源 151 并且配置为倾斜地将目标投射到被检查者的眼睛上, 光接收光学系统 155 包括位置检测元件 158 并且配置为检测由该光投射光学系统 150 形成在角膜上的目标的图像。

[0101] 在这种情况下, 控制器 70 基于来自位置检测元件 158 的输出信号检测工作距离方向中的对准状态。然后, 基于其检测结果, 控制器 70 判断角膜和探测器 10 之间的工作距离是否是预定工作距离并且是否是适当的。这样, 控制器 70 基于该判断结果获得 IOP 值。例如, 当判断工作距离是适当的时候, 发射超声波脉冲。换句话说, 当判断该距离是适当的时候, 超声波脉冲被连续地发射并且基于获得的角膜反射波的特性获取 IOP 值。

[0102] 控制器 70 还可以配置成基于检测结果进行用于控制驱动部分 6 的驱动的自动对准并且在监视器 8 的屏幕上显示引导指示。

[0103] 上述结构使得平稳地进行对准以及测量开始操作, 从而检测预定工作距离中的角

膜反射波的最大振幅水平成为可能。

[0104] 虽然目前已经显示和描述本发明的较佳实施例，但是应当理解的是，该揭示是为了说明，而且可以在不背离附加的权利要求书中所提出的本发明的范围的情况下，可以进行各种变化和修改。

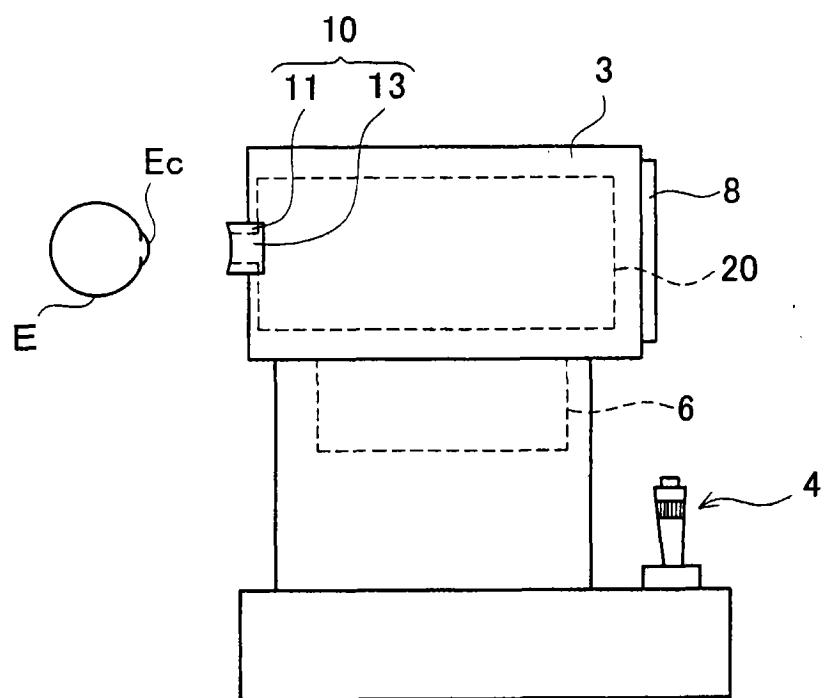


图 1

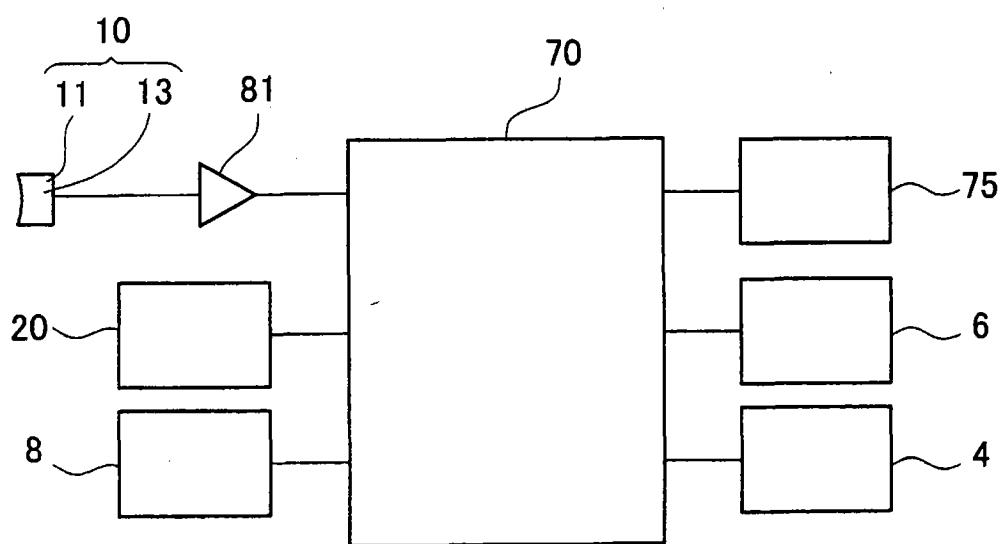


图 2

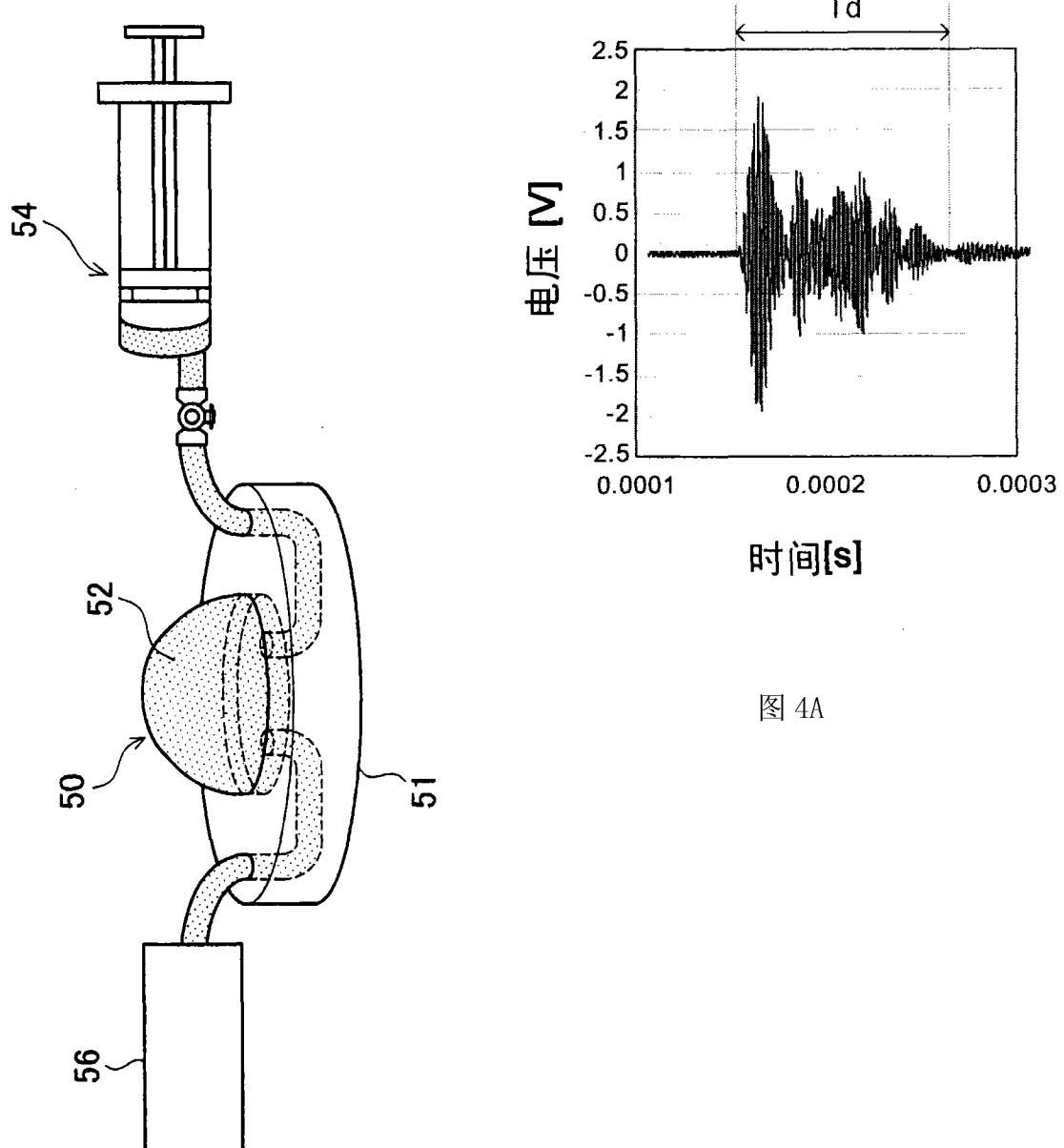


图 3

图 4A

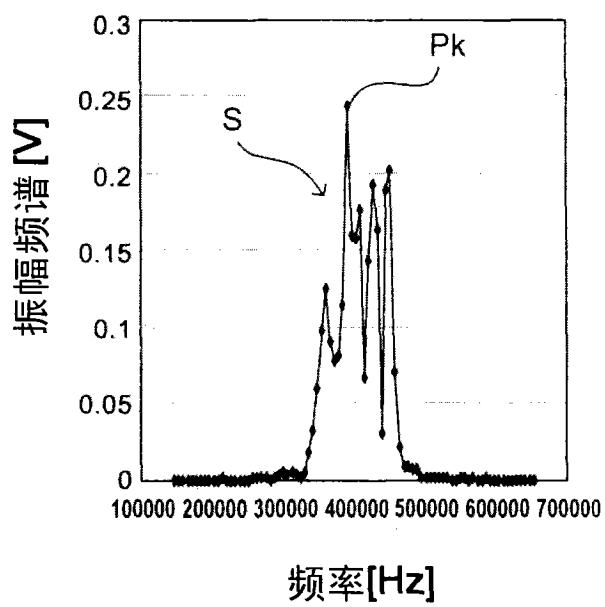


图 4B

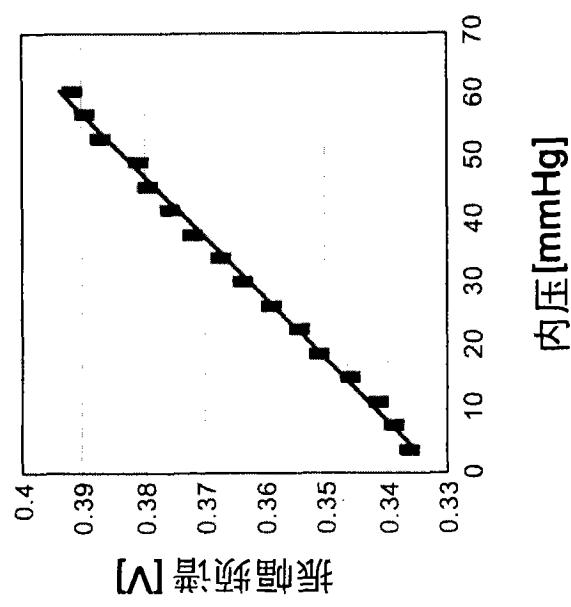


图 4C

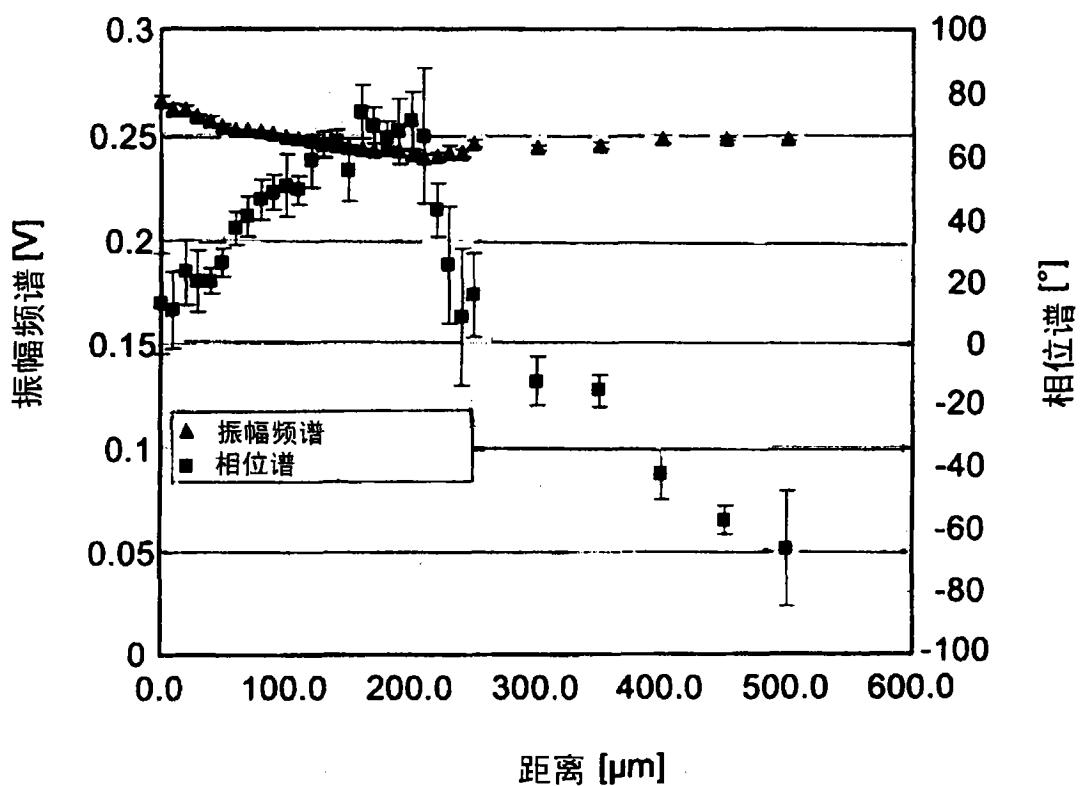


图 5

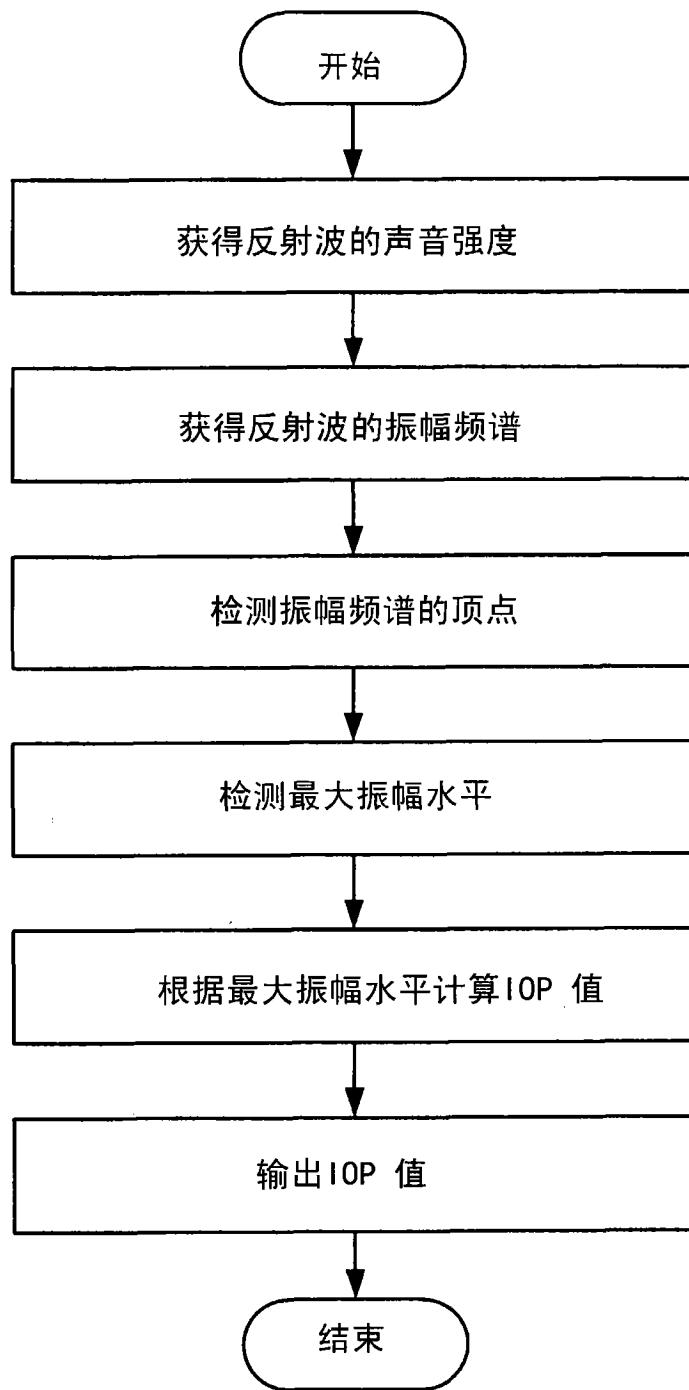


图 6

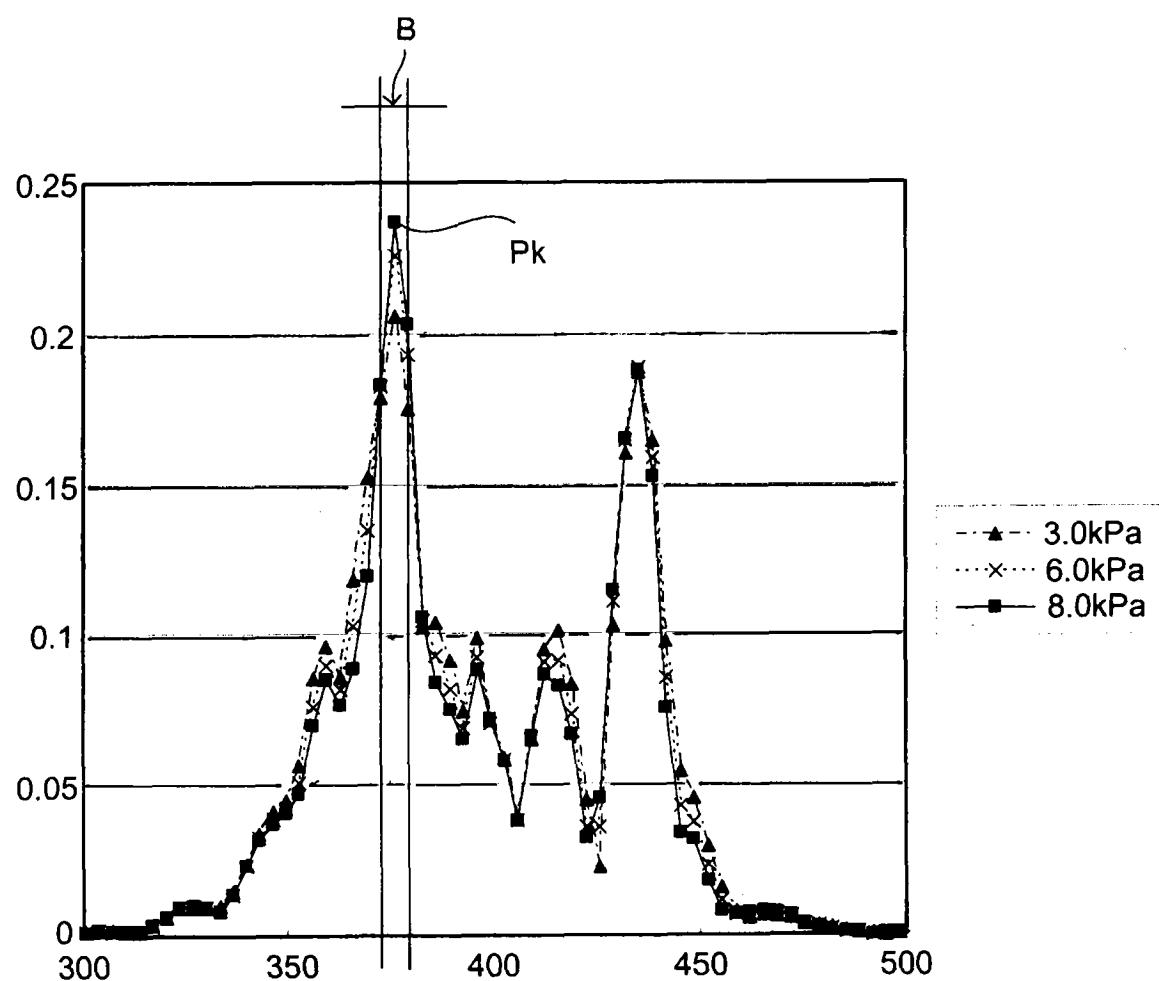


图 7

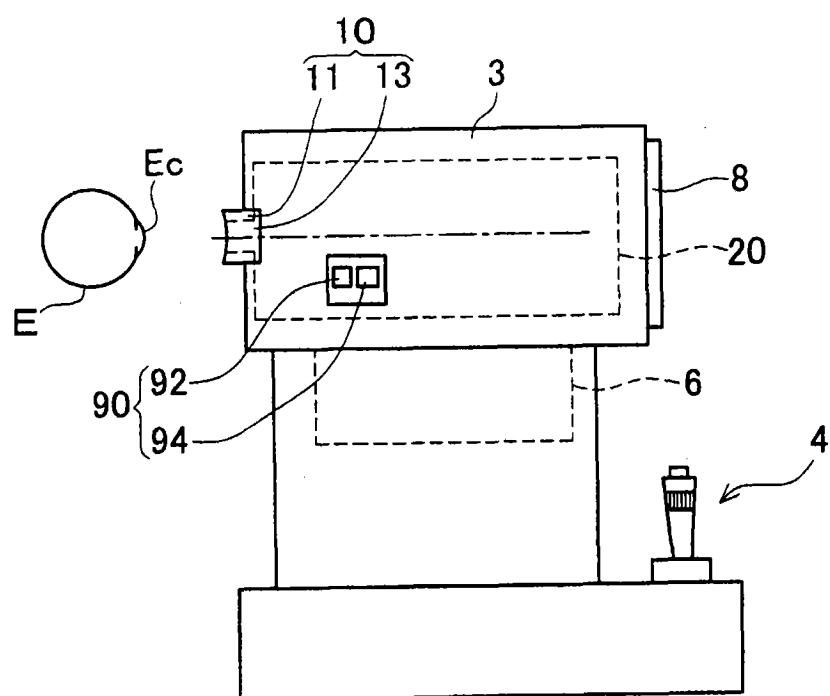


图 8

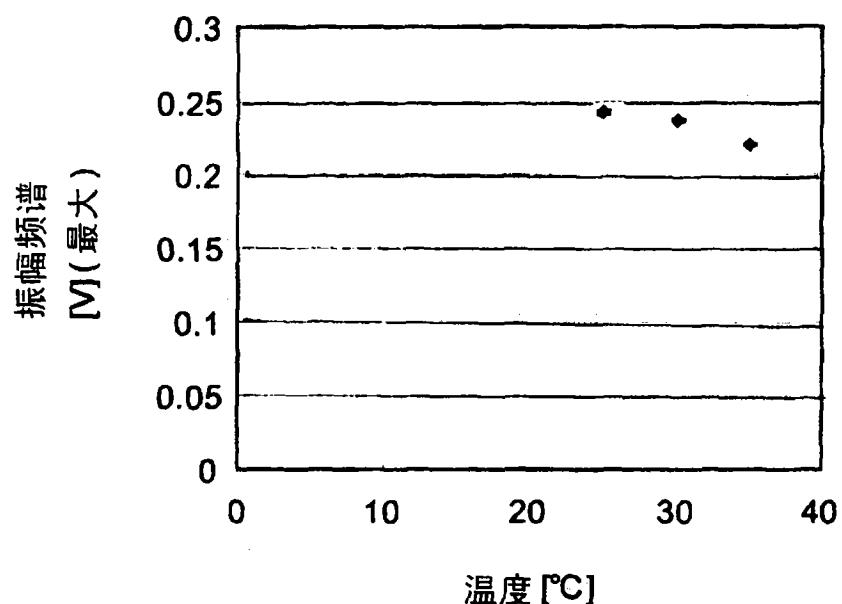


图 9A

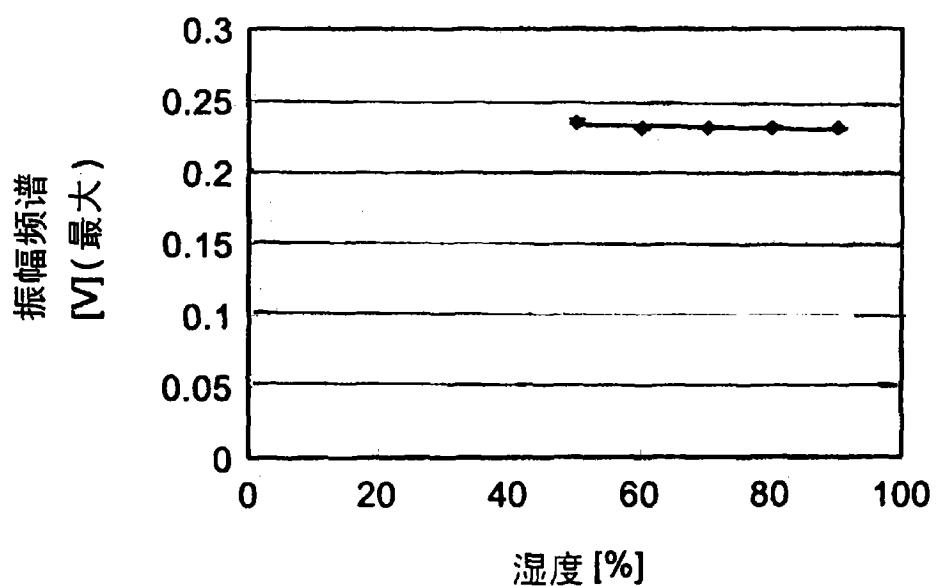


图 9B

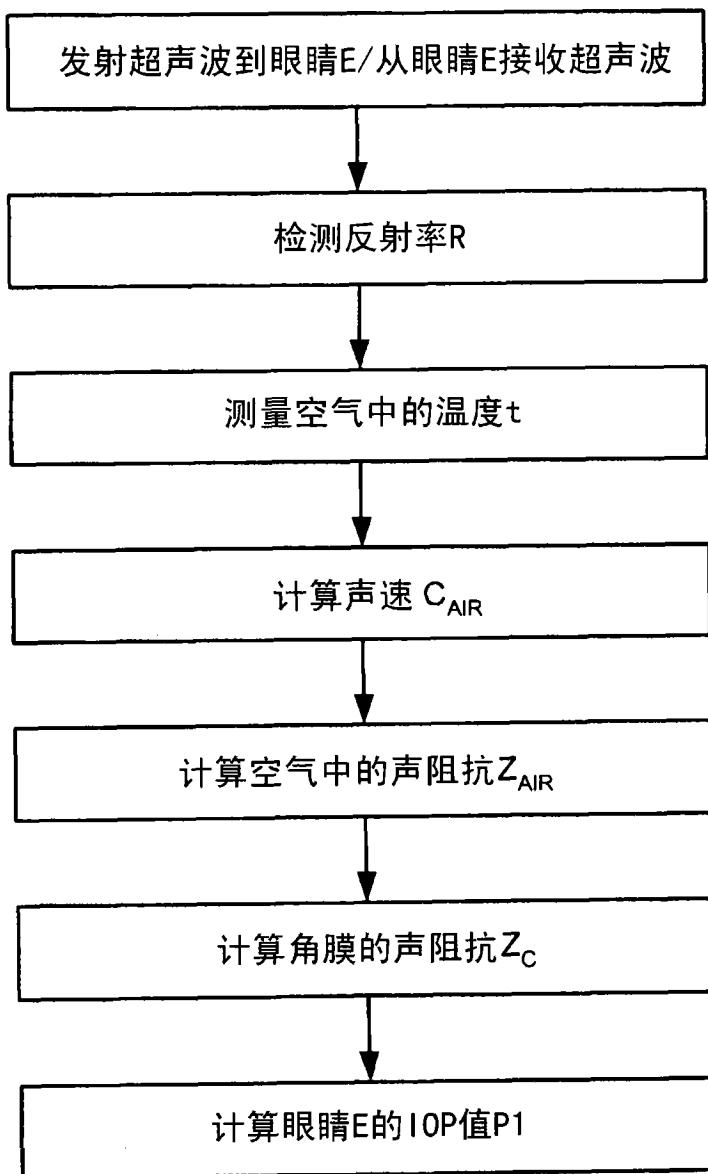


图 10

P_1 h	P1(A)	P1(B)	P1(C)
h(A)	Pc(A,A)	Pc(A,B)	Pc(A,C)
h(B)	Pc(B,A)	Pc(B,B)	Pc(B,C)
h(C)	Pc(C,A)	Pc(C,B)	Pc(C,C)
⋮	⋮	⋮	⋮		
⋮	⋮	⋮	⋮		
⋮	⋮	⋮	⋮		

图 11

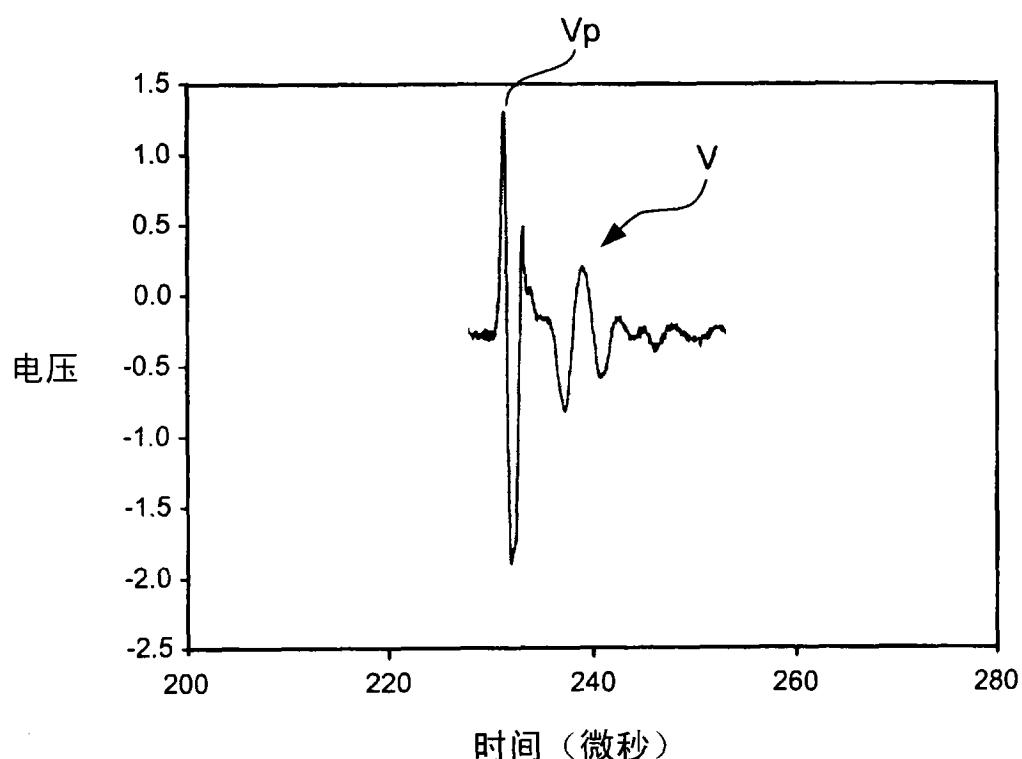


图 12

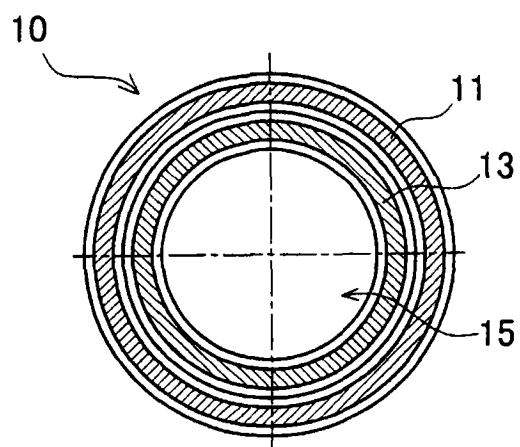


图 13

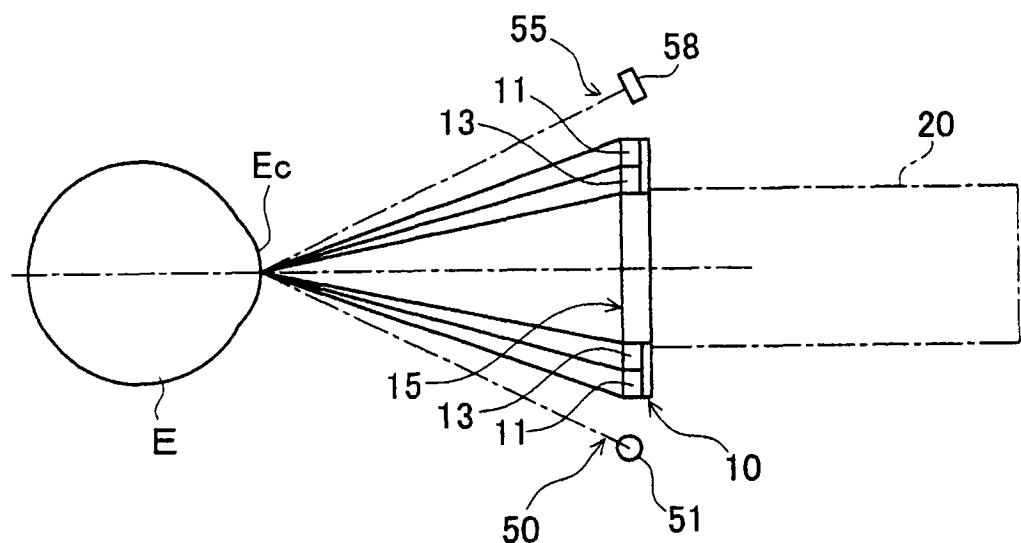


图 14

专利名称(译)	非接触超声波眼压计		
公开(公告)号	CN101862207A	公开(公告)日	2010-10-20
申请号	CN201010155552.1	申请日	2010-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社尼德克		
[标]发明人	神出将幸 三轮哲之 牧野健一郎		
发明人	神出将幸 三轮哲之 牧野健一郎		
IPC分类号	A61B8/10		
CPC分类号	A61B3/165		
代理人(译)	徐申民		
优先权	2009222049 2009-09-28 JP 2009087599 2009-03-31 JP 2009281376 2009-12-11 JP		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种非接触超声波眼压计，用于利用超声波以非接触方式测量被检查者的眼睛(E)的眼压，该眼压计包括超声波换能器(10)，该超声波换能器(10)包含将超声波发射脉冲波发射到所述眼睛的发射机(11)以及检测来自所述眼睛的超声波反射脉冲波的接收器(13)，所述传感器被设置为处于远离所述眼睛的位置，并且经由空气介质相对于所述眼睛发射与接收所述脉冲波；和计算部(70)，所述计算部(70)被设置为基于来自所述超声波换能器的输出信号获得所述反射脉冲波的最大振幅水平、并且基于获得的所述最大振幅程度测量所述眼压。

