



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116687341 B

(45) 授权公告日 2024. 01. 30

(21) 申请号 202310438976.6

A61B 3/107 (2006.01)

(22) 申请日 2023.04.23

A61B 3/10 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

A61B 8/10 (2006.01)

申请公布号 CN 116687341 A

G06F 30/23 (2020.01)

G06F 119/14 (2020.01)

(43) 申请公布日 2023.09.05

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

(56) 对比文件

CN 114203001 A, 2022.03.18

CN 115500785 A, 2022.12.23

CN 1665441 A, 2005.09.07

EP 3260041 A2, 2017.12.27

JP 2003111732 A, 2003.04.15

US 2004260168 A1, 2004.12.23

US 2007121067 A1, 2007.05.31

US 2009030300 A1, 2009.01.29

(72) 发明人 李龙 吴海瑞 王小环 杜睿琪  
邵颖峰 郇勇 宋凡

(74) 专利代理机构 北京和信华成知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11390

专利代理师 胡剑辉

审查员 张忆秋

(51) Int. Cl.

A61B 3/16 (2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,包括:根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,确立真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系;获取压平眼压计测量值IOPG和所述影响因子的大小,根据所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,进一步获得真实眼内压。本发明提供的眼内压精准测量方法解决了现有技术中使用压平眼压计无法获取真实眼内压的问题。

步骤100、根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,确立真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系;

步骤200、获取压平眼压计测量值IOPG和所述影响因子的大小,根据所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,进一步获得真实眼内压。

1. 一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,其特征在于,测量方法包括:

步骤100、根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,确立真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系;

所述力学模型中,所述压平眼压计压头与角膜接触处形成压平区域,在外力合力、表面接触压力合力和表面张力合力的共同作用下处于平衡状态;

所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子间的关系通过如下方式确立:

基于考虑横向剪切应变的Reissner几何非线性壳理论,得到压平眼压计压头与角膜压平区域的接触压力q的表达式:

$$q = \text{IOP} - A_1 C \sqrt{\frac{C}{D}} I_0 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r \right) \quad (1)$$

其中,常参数 $A_1$ 与角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 以及角膜弹性模量 $E$ 有关; $C = 5Eh / (12(1 + \nu))$ 为剪切刚度, $D = Eh^3 / (12(1 - \nu^2))$ 为弯曲刚度, $\nu$ 为角膜的泊松比, $r$ 为压平区域上的点到区域圆心的距离, $I_0$ 为零阶第一类修正的Bessel函数;

测量过程中,压平眼压计压头受到表面张力合力 $F_\gamma$ 、外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 以及表面接触压力合力 $F_q$ 的共同作用;

力平衡关系由以下公式给出:

$$F_\gamma + F_{\text{IOPG}} = F_q;$$

表面张力合力 $F_\gamma$ 由以下公式得到:

$$F_\gamma = \pi r_0^2 \cdot 4.15 \text{ mmHg}$$

其中, $r_0$ 为压平区域半径;

外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 由以下公式得到:

$$F_{\text{IOPG}} = \pi r_0^2 \text{IOPG};$$

接触压力合力 $F_q$ ,由以下公式得到:

$$F_q = \int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr;$$

根据力平衡关系,压平眼压计测量值IOPG和接触压力q之间的关系由以下公式给出:

$$\text{IOPG} = \frac{\int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr}{\pi r_0^2} - 4.15 \text{ mmHg} \quad (2)$$

结合式(1)和式(2),得到真实眼内压IOP:

$$\text{IOP} = \text{IOPG} + \frac{2}{r_0} A_1 C I_1 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r_0 \right) + 4.15 \text{ mmHg}$$

其中, $I_1$ 为一阶第一类修正的Bessel函数;

基于Reissner壳理论计算所述接触压力的分布规律,同时需要基于有限差分法,以所述影响因子作为输入项,确立常参数 $A_1$ ;

步骤200、获取压平眼压计测量值IOPG和所述影响因子的大小,根据所述真实眼内压

IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,进一步获得真实眼内压。

2. 根据权利要求1所述一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,其特征在于,所述影响因子包括角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 和角膜弹性模量 $E$ 。
3. 根据权利要求2所述的一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,其特征在于,获取所述角膜厚度的方法包括使用PachPen超声角膜测厚仪、眼前节光学相干断层扫描仪、Pentacam三维眼前节分析诊断系统和裂隙扫描角膜地形图/角膜测厚系统中的任何一种设备。
4. 根据权利要求2所述的一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,其特征在于,获取所述角膜曲率半径的方法包括使用自动角膜曲率计、角膜地形图系统和光学相干生物测量仪中的任一种设备。
5. 根据权利要求2所述的一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,其特征在于,获取所述角膜弹性模量的方法包括喷气式光学相干弹性成像技术。

## 一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于测量眼内压的方向,具体涉及一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法。

### 背景技术

[0002] 眼内压是眼球内容物作用于眼球壁上的压力,青光眼患者的眼内压往往会升高,通过控制眼内压可以有效控制青光眼的发展。研究表明,眼内压每升高1mmHg,青光眼的患病风险会上升10%,所以在青光眼的临床诊断和治疗中,获得精确的患者眼内压数据是非常重要的。

[0003] 目前,常用压平眼压计测量眼内压,其测量原理为修正的Imbert-Fick定律。测量时,认为角膜结构抗力和泪液膜表面张力的合力相互抵消,测量值即为眼内压。泪液膜表面张力的合力可认为是一定值,但是角膜结构抗力的大小由影响因子(角膜厚度、曲率半径和弹性模量)所控制。由于这三项影响因子存在个体差异,不同个体的角膜抗力是不同的,使得角膜结构抗力和泪液膜表面张力的合力并不一定可以相互抵消,从而导致压平眼压计的测量数据存在误差。例如,如果患者的眼角膜较厚时,压平眼压计的测量结果会高于患者真实眼内压;反之,则会低于真实眼内压。因此,由于测量原理的局限,现有压平眼压计测量的眼内压数据并不准确。

### 发明内容

[0004] 本发明提供了一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,以解决现有压平眼压计测量的眼内压数据具有误差、不准确的问题。

[0005] 本发明公开了一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,测量方法包括:

[0006] 步骤100、根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,确立真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系;

[0007] 步骤200、获取压平眼压计测量值IOPG和所述影响因子的大小,根据所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,进一步获得真实眼内压。

[0008] 进一步地,所述力学模型中,所述压平眼压计压头与角膜接触处形成压平区域,在外力合力、表面接触压力合力和表面张力合力的共同作用下处于平衡状态。

[0009] 进一步地,所述影响因子包括角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 和角膜弹性模量 $E$ 。

[0010] 进一步地,所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系通过如下方式确立:

[0011] 基于考虑横向剪切应变的Reissner几何非线性壳理论,得到压平眼压计压头与角膜压平区域的接触压力 $q$ 的表达式:

$$[0012] \quad q = \text{IOP} - A_1 C \sqrt{\frac{C}{D}} I_0 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r \right) \quad (1)$$

[0013] 其中,常参数 $A_1$ 与角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 以及角膜弹性模量 $E$ 有关; $C = 5Eh / (12(1+\nu))$ 为剪切刚度, $D = Eh^3 / (12(1-\nu^2))$ 为弯曲刚度, $\nu$ 为角膜的泊松比, $r$ 为压平区域上的点到区域圆心的距离, $I_0$ 为零阶第一类修正的Bessel函数;

[0014] 测量过程中,压平眼压计压头受到表面张力合力 $F_\gamma$ 、外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 以及表面接触压力合力 $F_q$ 的共同作用;

[0015] 力平衡关系由以下公式给出:

$$[0016] \quad F_\gamma + F_{\text{IOPG}} = F_q;$$

[0017] 表面张力合力 $F_\gamma$ 由以下公式得到:

$$[0018] \quad F_\gamma = \pi r_0^2 \cdot 4.15 \text{mmHg}$$

[0019] 其中, $r_0$ 为压平区域半径;

[0020] 外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 由以下公式得到:

$$[0021] \quad F_{\text{IOPG}} = \pi r_0^2 \text{IOPG};$$

[0022] 接触压力合力 $F_q$ ,由以下公式得到:

$$[0023] \quad F_q = \int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr;$$

[0024] 根据力平衡关系,压平眼压计测量值IOPG和接触压力 $q$ 之间的关系可由以下公式给出:

$$[0025] \quad \text{IOPG} = \frac{\int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr}{\pi r_0^2} - 4.15 \text{ mmHg} \quad (2)$$

[0026] 结合式(1)和式(2),得到真实眼内压IOP:

$$[0027] \quad \text{IOP} = \text{IOPG} + \frac{2}{r_0} A_1 C I_1 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r_0 \right) + 4.15 \text{ mmHg}$$

[0028] 其中, $I_1$ 为一阶第一类修正的Bessel函数。

[0029] 进一步地,基于Reissner壳理论计算所述接触压力的分布规律,需要利用有限差分法,以所述影响因子作为输入项,确立常参数 $A_1$ 。

[0030] 进一步地,获取所述角膜厚度的方法包括使用PachPen超声角膜测厚仪、眼前节光学相干断层扫描仪、Pentacam三维眼前节分析诊断系统和裂隙扫描角膜地形图/角膜测厚系统中的任一种设备。

[0031] 进一步地,获取所述角膜曲率半径的方法包括使用自动角膜曲率计、角膜地形图系统和光学相干生物测量仪中的任一种设备。

[0032] 进一步地,获取所述角膜弹性模量的方法包括喷气式光学相干弹性成像技术。

[0033] 本发明和现有技术相比具有如下有益效果:针对现有压平式眼压计测得的眼内压数据存在误差的问题,本发明根据压平眼压计压头与角膜的受力状态,建立合理的力学模型,分析并确定影响眼内压测量数据的影响因子,进而获得真实眼内压数据,从而能够提高压平眼压计测量数据的准确度,实现了眼内压的精准测量。

## 附图说明

[0034] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是示例性的,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图引申获得其它的实施附图。

[0035] 图1为本发明实施例中基于压平眼压计的眼内压精准测量方法的流程图;

[0036] 图2为本发明实施例中压平眼压计压头的工作状态和相关受力示意图,其中,图a为压平眼压计压头的工作状态示意图,图b与图c分别为压头与角膜的受力分析图;

[0037] 图3为本发明实施例中常参数 $A_1$ 的计算流程图;

[0038] 图4为本发明实施例中,为当角膜半径 $R=7.8\text{mm}$ 、角膜弹性模量 $E=0.1014\text{Mpa}$ 时,随着角膜厚度 $h$ 的增大,测量误差的变化示意图;

[0039] 图5为本发明实施例中,为当角膜厚度 $h=0.52\text{mm}$ 、角膜弹性模量 $E=0.1014\text{Mpa}$ 时,随着角膜曲率半径 $R$ 的增大,测量误差的变化示意图;

[0040] 图6为本发明实施例中,为当角膜厚度 $h=0.52\text{mm}$ 、角膜曲率半径 $R=7.8\text{mm}$ 时,随着角膜弹性模量 $E$ 的增大,测量误差的变化示意图;

[0041] 图中标号为:1为压平眼压计的压头,2为角膜,3为泪液膜。

## 具体实施方式

[0042] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0043] 针对现有压平眼压计测量眼内压存在误差的问题,本发明提供了一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,如图1所示,包括如下步骤:

[0044] 步骤100、根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,确立真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系;

[0045] 步骤200、获取压平眼压计测量值IOPG和所述影响因子的大小,根据所述真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,进一步获得真实眼内压。

[0046] 本发明根据压平眼压计压头与角膜的受力状态,建立合理的力学模型,分析并确定了影响眼内压测量数据的影响因子,进而能够获得真实眼内压数据,从而能够提高压平眼压计测量数据的准确度,实现了眼内压的精准测量,解决了现有压平眼压计测量的眼内压数据不准确的问题。

[0047] 在一个实施例中,所述影响因子包括角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 和角膜弹性模量 $E$ 。

[0048] 本发明中,测量眼内压所需的压平眼压计,可选用世界上应用最广泛的Goldmann压平眼压计。

[0049] 在一个具体实施例中,测量过程如下:

[0050] 首先,使用压平眼压计测量眼内压,获得压平眼压计的测量值IOPG。

[0051] 本实施例中,可以选用Goldmann压平眼压计进行眼内压测量,具体为:测量前,先对被测者角膜进行表面麻醉,接着在角膜表面滴荧光素;在暗室内进行测量,并配合裂隙灯使用,眼压计的压头被裂隙灯发出的蓝光照亮;使压头将角膜中心区域逐渐压平;使用显微镜进行观察,可观察到两个半环形的绿色荧光带,旋转力调节旋钮,当两个荧光带的内环相切时,此时的力调节旋钮数值乘以10即为压平眼压计的测量值。

[0052] 然后,根据压平眼压计压头的受力状态,建立压平眼压计的力学模型。如图2所示,力学模型中,所述压平眼压计压头与角膜接触处形成压平区域,在外力合力、表面接触压力合力和表面张力合力的共同作用下处于平衡状态。分析压头与角膜的受力状态,确定影响压平眼压计测量值IOPG的影响因子,获取真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系。具体分析过程如下:

[0053] 基于考虑横向剪切应变的Reissner几何非线性壳理论,得到压平眼压计与角膜接触区域的接触压力 $q$ 的表达式:

$$[0054] \quad q = \text{IOP} - A_1 C \sqrt{\frac{C}{D}} I_0 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r \right) \quad (1)$$

[0055] 其中,常参数 $A_1$ 与角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 以及角膜弹性模量 $E$ 有关; $C = 5Eh / (12(1+\nu))$ 为剪切刚度, $D = Eh^3 / (12(1-\nu^2))$ 为弯曲刚度, $\nu$ 为角膜的泊松比, $r$ 为压平区域上的点到区域圆心的距离, $I_0$ 为零阶第一类修正的Bessel函数。

[0056] 其中,基于Reissner壳理论计算接触压力的分布规律。利用有限差分法,以角膜厚度 $h$ 、曲率半径 $R$ 和弹性模量 $E$ 等影响因子作为输入项,确立接触压力 $q$ 表达式中的常参数 $A_1$ 。

[0057] 计算 $A_1$ 的流程如图3所示:首先编写三个函数文件。其中,文件1用于定义常微分方程组;文件2用于设置边界条件;文件3用于设置解的初始估计值。常微分方程组、边界条件和解的初始估计值构成了一个边值问题。实际计算时,将 $h$ 、 $R$ 、 $E$ 输入主程序,求解器通过调用上述三个函数文件,完成边值问题的求解。然后基于连续性边界条件确立 $A_1$ 。

[0058] 测量过程中,压平眼压计压头受到表面张力合力 $F_\gamma$ ,外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 以及表面接触压力合力 $F_q$ 的共同作用。

[0059] 力平衡关系由以下公式给出:

$$[0060] \quad F_\gamma + F_{\text{IOPG}} = F_q;$$

[0061] 表面张力合力 $F_\gamma$ 由以下公式得到:

$$[0062] \quad F_\gamma = \pi r_0^2 \cdot 4.15 \text{mmHg}$$

[0063] 其中, $r_0$ 为压平区域半径;

[0064] 外力合力 $F_{\text{IOPG}}$ 由以下公式得到:

$$[0065] \quad F_{\text{IOPG}} = \pi r_0^2 \text{IOPG};$$

[0066] 接触压力合力 $F_q$ ,由以下公式得到:

$$[0067] \quad F_q = \int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr;$$

[0068] 根据压头处的力平衡关系,压平眼内压测量值IOPG和接触压力 $q$ 之间的关系可由以下公式给出:

$$[0069] \quad IOPG = \frac{\int_0^{r_0} q \cdot 2\pi r dr}{\pi r_0^2} - 4.15 \text{ mmHg} \quad (2)$$

[0070] 结合式(1)和式(2),得到真实眼内压IOP:

$$[0071] \quad IOP = IOPG + \frac{2}{r_0} A_1 C I_1 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r_0 \right) + 4.15 \text{ mmHg}$$

[0072] 其中, $I_1$ 为一阶第一类修正的Bessel函数。

[0073] 即压平眼压计的测量误差为:

$$[0074] \quad error = -\frac{2}{r_0} A_1 C I_1 \left( \sqrt{\frac{C}{D}} r_0 \right) - 4.15 \text{ mmHg}$$

[0075] 当角膜曲率半径 $R=7.8\text{mm}$ 、角膜弹性模量 $E=0.1014\text{Mpa}$ 时,随着角膜厚度 $h$ 的增大,测量误差的变化如图4所示。当角膜曲率半径 $h=0.52\text{mm}$ 、角膜弹性模量 $E=0.1014\text{Mpa}$ 时,随着角膜曲率半径 $R$ 的增大,测量误差的变化如图5所示。当角膜厚度 $h=0.52\text{mm}$ 、角膜曲率半径 $R=7.8\text{mm}$ 时,随着角膜弹性模量 $E$ 的增大,测量误差的变化如图6所示。

[0076] 由图4-6可知,当影响因子中的两个参数固定,随第三参数的逐渐增大,使用压平眼压计的测量误差逐渐变化。由此可以得到,使用压平眼压计测量眼内压时,多数情况下有测量误差产生。

[0077] 本实施例提供了计算真实眼内压的具体方法与过程。通过上述计算分析,确立了角膜特性(如角膜厚度、角膜曲率半径、角膜弹性模量)对现有压平眼压计测量误差的影响,得到真实眼内压。

[0078] 在一个可能的实施例中,影响因子的大小可以通过现有设备或方法测量获得,所有获得影响因子(角膜厚度、角膜曲率半径和角膜弹性模量)大小的方式方法都适用于本发明获得真实眼内压的测量方法,包括但不限于如下所述的示例。

[0079] 获取所述角膜厚度 $h$ 的方法包括使用PachPen超声角膜测厚仪、眼前节光学相干断层扫描仪、Pentacam三维眼前节分析诊断系统和裂隙扫描角膜地形图/角膜测厚系统中的任一种设备。

[0080] 获取所述角膜曲率半径 $R$ 的方法包括使用角膜曲率计、角膜地形图系统和光学相干生物测量仪中的任一种设备。

[0081] 获取所述角膜弹性模量 $E$ 的方法包括喷气式光学相干弹性成像技术。

[0082] 通过本实施例中提供的方法,获取的影响因子的大小包括角膜厚度 $h$ 、角膜曲率半径 $R$ 和角膜弹性模量 $E$ 。在此基础上,利用压平眼压计并结合真实眼内压IOP与压平眼压计测量值IOPG、影响因子的关系,可以获得真实眼内压。

[0083] 需要说明的是,根据本发明提供的一种基于压平眼压计的眼内压精准测量方法,可得到真实眼内压数据,以提高压平眼压计的测量精准度。本发明得到的真实眼内压数据是用于诊断疾病的中间信息,根据本发明得到的真实眼内压数据不能直接得出疾病的诊断结果或健康状况,需要经过专业分析判断,才能得出是否具有眼科类疾病的诊断结果。

[0084] 以上实施例仅为本申请的示例性实施例,不用于限制本申请,本申请的保护范围



由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本申请的实质和保护范围内,对本申请做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本申请的保护范围内。

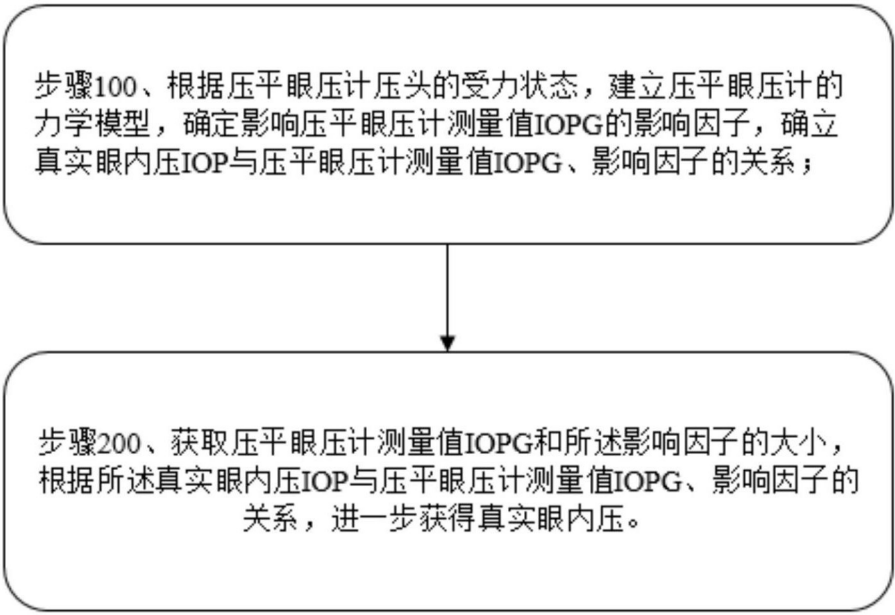


图1

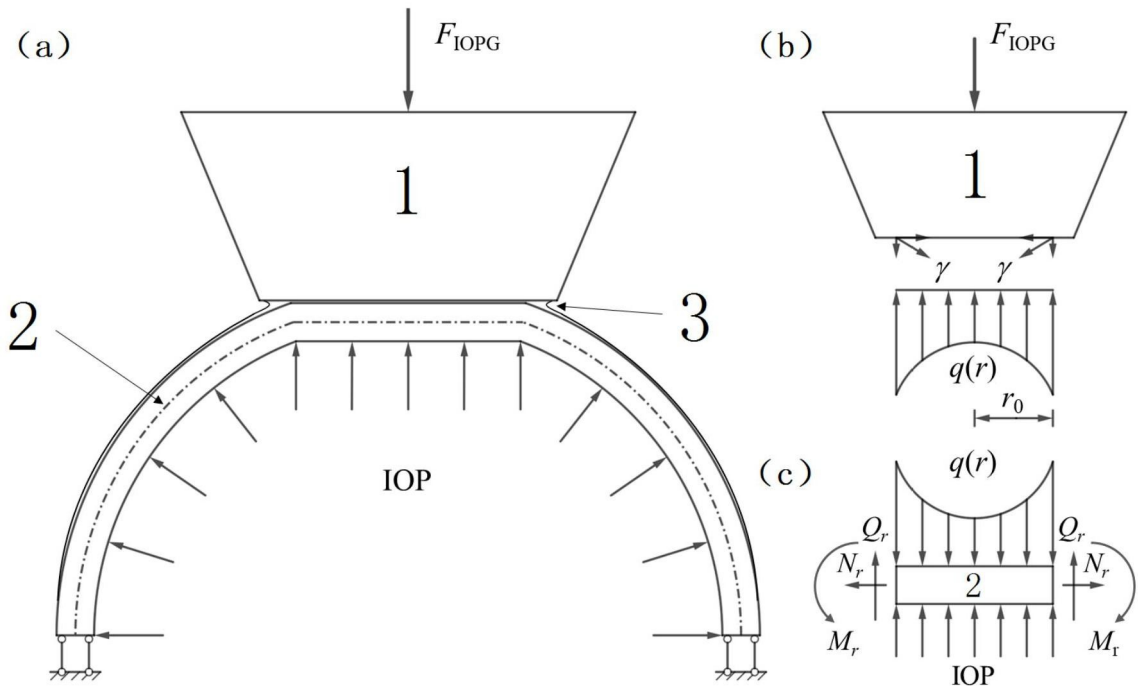


图2

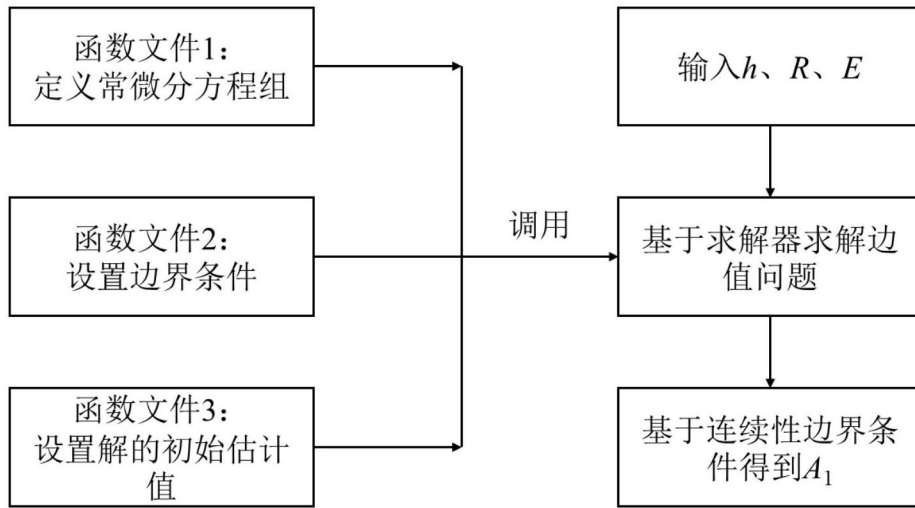


图3

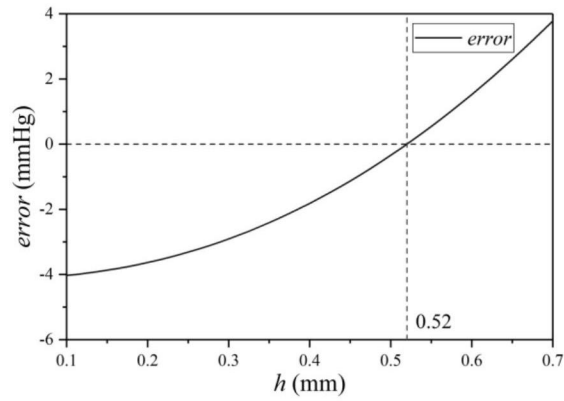


图4

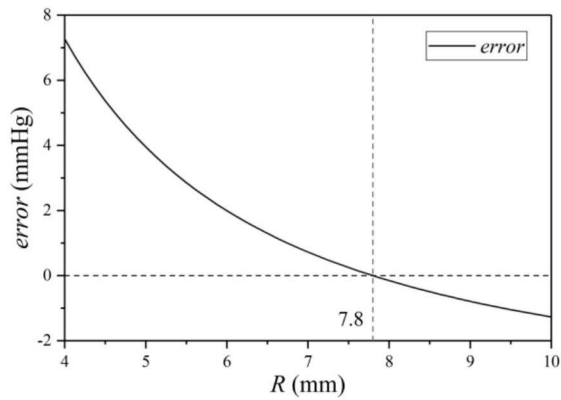


图5

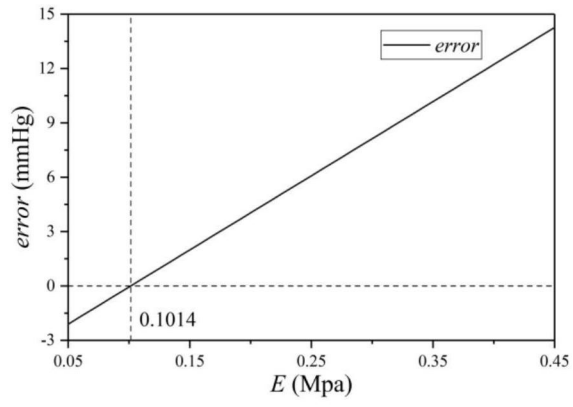


图6