

文章编号:1004-7220(2023)04-0683-07

基于超声成像的眼压非接触测量方法

顾志恒^{1,2}, 付威威^{1,2}, 姚康^{1,2}, 丁上上^{1,2}, 冯斌^{1,2}

(1. 中国科学技术大学 生命科学与医学部, 合肥 230026; 2. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163)

摘要:目的 目前市场上主流眼压测量设备以接触式和刺激性激励为主,使用过程中极易给患者带来不适,更有甚者会导致角膜感染。为了解决这一问题,提出一种超声成像眼压非接触式测量方法。**方法** 对该方法进行有限元分析与实验验证,得到角膜形变仿真计算结果,制作模拟眼并搭建眼压测量实验系统,建立眼压、角膜形变与压力的数学模型,并对该模型进行准确性和重复性验证。**结果** 在某一眼压下,角膜的压平直径和顶点位移分别与压力存在幂函数与线性关系;在恒定压力下,压平直径和顶点位移均与眼压存在幂函数关系,可作为眼压测量指标。通过该方法测得的眼压平均相对误差在8%以下,相对平均偏差在9%以下,重测信度均大于0.9。**结论** 该方法测量结果准确,重复性较好。研究结果为眼压的非接触测量提供一种有效途径,具有较好的应用前景。

关键词: 眼压; 非接触测量; 超声成像; 角膜形变

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.04.007

Non-Contact Measurement Method of Intraocular Pressure Based on Ultrasound Imaging

GU Zhiheng^{1,2}, FU Weiwei^{1,2}, YAO Kang^{1,2}, DING Shangshang^{1,2}, FENG Bin^{1,2}

(1. Division of Life Sciences and Medicine, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China; 2. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology, Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, Jiangsu, China)

Abstract: Objective Currently, the mainstream intraocular pressure (IOP) measurement devices in the market are contact and irritant, which can easily bring discomfort to patients and even lead to corneal infection during use. To solve this problem, a non-contact measurement method of IOP based on ultrasound imaging was proposed. **Methods** The method was verified by finite element analysis and experiment, and the simulation results of corneal deformation were obtained. A simulated eye was made and an experimental system for measuring IOP was built. A mathematical model of IOP, corneal deformation and pressure was established and its accuracy and repeatability were verified. **Results** The flattened diameter and vertex displacement of the cornea had a power and linear relationship with pressure under a certain IOP. Both the flattened diameter and the vertex displacement had a power relationship with IOP under constant pressure, which could be used as the index of IOP measurement. The average relative error of IOP measured by this method was smaller than 8%, the relative average deviation was smaller than 9%, and the retest reliability was greater than 0.9. **Conclusions** The measurement results of the method are accurate and have a good repeatability. The results of this study provide an effective way for non-contact measurement of IOP, which has a good application prospect.

Key words: intraocular pressure; non-contact measurement; ultrasonic imaging; corneal deformation

收稿日期:2022-12-10; 修回日期:2023-01-12

基金项目:中国科学院青促会优秀会员(E1290301),山东省自然科学基金项目(ZR2021QE205)

通信作者:付威威,研究员,E-mail:fuww@sibet.ac.cn

青光眼是全球第二大致盲原因。据统计,2010年全球青光眼患者总数为6 050万人,2020年增长至7 960万人,年平均增长率为2.78%^[1]。相比之下,我国青光眼发病率较高,2020年中国青光眼患者总数达到2 100万人,约占全球26.4%^[2]。眼压增高是青光眼发展的主要因素^[2]。人的正常眼压范围是10~21 mmHg(1 mmHg=0.133 kPa)。研究发现,眼压每增高1 mmHg,青光眼发病风险将增加12%^[3];中央角膜厚度(central corneal thickness, CCT)每降低40 μm,发病风险将增加2.04倍^[2]。因此,眼压与CCT是青光眼患者的重点监测指标。

目前的眼压计以接触式为主。传统接触式(如GAT压平眼压计)需要麻醉、染色、接触角膜,易造成眼球损伤^[4]。新型接触式则以植入式传感器为主^[5]。Kim等^[6]设计的眼压传感器可被锚定于人眼巩膜上连续测量眼内压,但长时间的佩戴易造成患者不适与安全问题^[5]。非接触眼压计(non-contact tonometer, NCT)以喷气式为主,利用气流对角膜产生压力,并通过光电系统检测角膜形变,不直接接触角膜,但气流冲击依然使得患者依从性较差^[4,7]。Lee等^[8]提出了一种基于声辐射力的眼压测量技术,利用超声波代替气流作为角膜形变的激励,有效降低了气流冲击。非接触测量的另一种方法是眼睑式眼压计(如Proview眼压计),其施加压力作用在眼睑上引起眼球变形导致感光细胞产生“闪光”效应,测量出现“闪光”时的压力即为眼内压,但该方法有一定的主观性,误差较大^[4,9]。此外,方利华等^[10]研究了声激励下眼压对人眼频率响应的影响,发现眼内压对共振频率的影响近似线性,为眼压的非接触测量提供了一种新途径;但由于该方法并未直接测量眼压,其相关性还有待验证。

因此,对于被测者来说,急需一种非接触、无刺激且能准确测量眼压的方法。随着高频超声成像技术在人眼尤其是眼前节范围探查的发展,本文提出一种通过按压闭合人眼并结合超声成像的方法测量眼压。眼外施力装置隔着眼睑对眼球施加微小的压力,角膜受到压力产生变形;与此同时,高频超声设备发射信号穿过眼睑并接收角膜的回波信号处理为角膜超声图像,利用超声图像准确测量角膜形变,通过固定压力下的形变大小和不同眼压模

型数据之间的回归关系得到待测眼的眼内压。该方法测量精度较高、无刺激性激励、不接触眼球,提高了检测的安全性和患者的依从性。此外,该方法在准确测量眼压的同时,还可以初步测得CCT。

1 方法

1.1 眼压测量原理

1.1.1 角膜形变 本文的眼压测量原理主要基于角膜的弹性测量^[11]。角膜弹性是角膜在不同眼压作用下表现出不同的生物力学特性,即“硬度”差异,除用于眼内压的估测外,还可以用于角膜疾病的诊断^[12]。本文通过外力压迫与超声成像得到角膜形变数据,并从中提取受眼压影响的弹性参数,从而定量检测眼内压。压力数据通过压力传感器获取;角膜形变通过超声成像系统测量。

初始时,角膜只受到来自于前房液体的眼内压强。当施加相反方向的外力作用在人眼外部时,首先是眼睑发生形变;随着压力增加,角膜与眼睑的接触处也发生形变(见图1)。角膜顶点在解剖学上定义为角膜最前端,同时也是角膜表面曲率最大位置;压平直径为角膜被压平后的水平椭圆面的长轴大小^[13]。

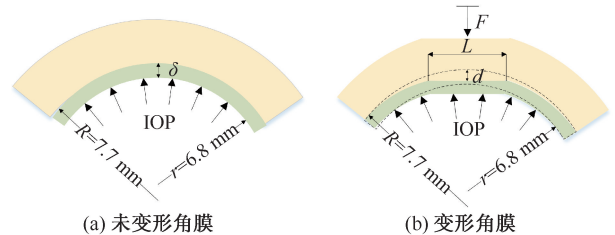


图1 角膜在眼压和压力作用下的变形
Fig. 1 Deformation of cornea under IOP and pressure

(a) Undeformed cornea, (b) Deformed cornea

注: R 、 r 分别为角膜前、后表面曲率半径; δ 为中央角膜厚度; d 为角膜顶点位移; L 为角膜压平直径; F 为外力。黄色和绿色区域分别为眼睑和角膜。

角膜压平直径(L)和顶点位移(d)^[8]公式如下:

$$L = \sqrt{\frac{4F}{\pi \cdot \text{IOP}}} \quad (1)$$

$$d = \frac{\gamma F \sqrt{1 - \nu^2} (R - \delta/2)}{E \delta^2} \quad (2)$$

式中: R 、 E 、 ν 分别为角膜的前表面半径、弹性模量

和泊松比。由于人眼角膜难以压缩,故泊松比取固定值 0.49^[8]。 γ 为数值系数^[8],可以通过下式计算得到:

$$\gamma = \frac{\sqrt{12}}{2\pi} I_1 \left(\frac{L}{2} \left[\frac{12(1-\nu^2)}{\delta^2(R-\delta/2)^2} \right]^{1/4} \right) \quad (3)$$

式中: I_1 为第一类修正 Bessel 函数。此外,角膜半径(R)、压平直径(L)以及顶点位移(d)还有以下几何关系:

$$R^2 = \left(\frac{L}{2} \right)^2 + (R-d)^2 \quad (4)$$

角膜由多层组织组成,各层组织的构成相差较大,硬度也不同。研究证明:生物组织的弹性模量随着组织的应力变化而改变,故角膜弹性模量会受到外力和眼压的影响^[14]。将式(4)代入式(2)得到角膜弹性模量:

$$E = \sqrt{12} I_1 \left(\frac{1}{2} \sqrt{\frac{4F}{\pi \cdot \text{IOP}}} \left[\frac{12(1-\nu^2)}{\delta^2(R-\delta/2)^2} \right]^{1/4} \right) \times \frac{\sqrt{1-\nu^2}(R-\delta/2)}{\delta^2} \cdot R \cdot \text{IOP} \quad (5)$$

实验证明,角膜弹性模量是动态变化的,并与眼压相关^[14]。通过式(1)、(4)发现,角膜压平直径、顶点位移都与眼压呈幂函数关系,幂指数分别为 $-1/2$ 和 -1 。

1.1.2 角膜超声成像 人眼由软组织和液体组成,故超声波在人眼中主要以纵波形式传播。声波粒子沿着传播方向在介质中某点振动产生声压(p),与通过该点的粒子速度(v)之比定义为声特性阻抗(Z)^[15]:

$$Z = p/v = \rho c \quad (6)$$

由此可知, Z 反映了介质中某个位置对粒子振动的阻尼特性,在无衰减的情况下,其值同时等于介质密度与声波在介质中的传播速度(c)的乘积。假设人眼组织呈均匀线性且各向同性,当声波在眼睑、角膜等某一组织中传播时,基本沿着直线方向传播;而当超声波穿过眼睑与角膜分界面时,由于两种组织的声阻抗差异,会发生反射与折射,不同界面反射信号的能力也不相同。通过界面速度和声压的连续性^[15]可得:

$$v_2 = (1-R) \cdot v_1 \quad (7)$$

$$p_2 = (1+R) \cdot p_1 = (1+R) \cdot Z_1 \cdot v_2 \quad (8)$$

式中: Z_1 和 Z_2 分别为眼睑和角膜组织的声阻抗; p_1 、 p_2 分别为入射波在两个组织上的声压; v_1 、 v_2 分别为入射波在两个组织上的粒子速度; R 为组织界面反射率。结合式(7)、(8)可计算出角膜反射率:

$$R = \frac{p'_1}{p_1} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (9)$$

通过超声换能器进行声波信号的发射与接收。由于角膜形变小且厚度薄,故对成像系统的空间分辨力要求较高。对于本文研究的眼球切面图而言,主要是指轴向和侧向分辨力,主要影响因素分别为换能器的发射频率与超声波束宽度。

1.2 有限元模型

上述角膜形变公式是基于理想状态下的假设,实际上角膜是典型的黏弹性组织^[16],对其施加外力产生的变形与理想弹性体有较大区别,是依赖于时间的函数。为了研究角膜形变与眼压和时间的关系,本文通过 ABAQUS 软件对角膜在不同眼压下施加压力后顶点位移随时间的变化关系进行有限元分析。

眼球由眼球壁和内容物组成,其中眼球壁由多层膜构成。考虑到组织的复杂性和计算成本,本文将眼球模型简化为眼球壁外膜(即角膜和巩膜)。参考 Gullstrand 模型眼数据^[17]建立人眼模型,眼球前后径为 24.4 mm,水平和垂直径为 23.5 mm。其中,角膜位于眼球前部,占眼球外膜的 1/6,前、后表面曲率半径分别为 7.7、6.8 mm;横径、纵径分别为 12、11 mm;中央厚度和边缘厚度分别为 0.55、0.85 mm。巩膜占眼球外膜的其余部分,厚度呈现区域差异,后极部为 1 mm,赤道部为 0.5 mm。在自然闭眼状态下,角膜前表面被上眼睑覆盖。眼睑厚度的个体差异较大,整体呈现中间薄、边缘厚的状态。本文参考实验数据^[18]设定眼睑中央厚度为 2.4 mm,边缘厚度为 4 mm。

将人眼模型导入 ABAQUS 软件进行有限元分析,角膜在加载后,首先表现出弹性瞬变行为,然后表现为依赖于时间的渐变行为,并随时间趋于稳定。这种行为可以通过构建黏弹性力学模型的本构方程来描述,其中最简单的是由弹簧和阻尼器串联的 Maxwell 模型。该模型在加载后会立即产生弹性应变,但在随后的渐变行为中应变会随时间一直线性增加。因此,本文选择广义 Maxwell 模型来描

述角膜的黏弹性,该模型由多组 Maxwell 单元和 1 个弹簧组合而成。并联 1 个弹簧可以解决单个 Maxwell 模型无限蠕变的问题,而并联多组不同的 Maxwell 单元可以解决单个 Maxwell 模型在加载后应变线性增加的问题,因为实际角膜的蠕变类似于渐近线。

该模型的弹性模量时域表达式如下:

$$E(t) = \sum_{i=1}^N E_i \cdot e^{-t/\tau_i^E} + E_{\infty} \quad (10)$$

式中: τ_i^E 为第 i 组 Maxwell 单元的松弛时间, $\tau_i^E = \eta_i/E_i$; 其中, E_i 和 η_i 分别为第 i 组单元的弹性模量与黏度系数。 E_{∞} 为角膜的平衡模量; 当 $t=0$ 时, E_0 为角膜的瞬时模量, $E_0 = \sum_{i=1}^N E_i + E_{\infty}$ 。在组织学上,眼睑、角膜和巩膜都是多层组织^[18]。其中,眼睑主要由脂肪、肌肉、结缔组织等构成,而角膜与巩膜主要由纤维构成。由于眼睑和巩膜非本文的主要研究对象,且眼睑的个体差异较大,巩膜变形较小,故将此二者简化为线弹性组织。各组织的材料属性如表 1 所示^[18]。

表 1 人眼组织材料参数

Tab. 1 Material parameter of human eye tissues

组织	$\rho/(\text{kg}\cdot\text{m}^{-3})$	E_0/MPa	ν
眼睑	955	0.21	0.45
角膜	1 400	3.80	0.49
巩膜	1 400	4.60	0.49

注: ρ 为材料密度; E_0 为瞬时模量; ν 为泊松比。

对角膜添加黏弹性材料属性,将角膜单轴拉伸应力松弛实验数据^[19]代入软件分析得到角膜的黏弹性参数(见表 2)。结果表明,该模型由 3 组 Maxwell 单元和 1 个弹簧并联而成,其中,角膜的平衡模量 $E_{\infty} = 1.14 \text{ MPa}$ 。为了防止眼球转动,在巩膜后极部设置固定约束,在眼睑与眼球表面创建相互接触作用。对角膜下表面施加压强模拟眼压,以刚体圆盘模拟传感器对眼睑顶部施加垂直向下的压力,刚体圆盘直径 9 mm,厚度 1 mm,压力作用范围

表 2 人眼角膜黏弹性参数

Tab. 2 Viscoelastic parameter of human cornea

i	E_i/MPa	$\eta_i/(\text{MPa}\cdot\text{s})$	τ_i^E/s
1	0.505 82	3.260 77	6.446 5
2	0.526 79	113.802 44	216.03
3	1.627 39	45 355.36	27 870
∞	1.14	—	—

即为刚体与眼睑的接触部分。分析步时间长度设置为 10 s,增量步为 0.1,在 1 s 内施加线性增加的瞬态激励,并在此后保持压力不变。

1.3 实验

1.3.1 实验系统 实际情况下,眼球和眼睑等生物组织都是非均匀且各向异性,真实的边界条件也较为复杂。因此,本文对模拟眼的角膜形变与眼压进行实验测量,为后续量化测量眼压奠定基础。

实验系统由 3 个部分组成,分别为眼压模型、压力测量模块和超声成像模块(见图 2)。眼压模型包括模拟眼及其压强控制装置。模拟眼使用高分子材料制作,包括眼睑与眼球,尺寸参考人眼,CCT 为 0.65 mm。眼球底部与橡胶导管连接,导管另一端通过三通阀门与注射泵和压强计连接,分别用来控制和监测眼压。压力测量模块包括驱动装置、压力传感器和数据采集卡。驱动装置安装在 Z 向移动平台上,可驱动压力传感器上下移动,精度为 0.01 mm。电容式压力传感器安装在模拟眼上方,精度可达到 1 mN。超声成像模块包括超声探头、成像设备。本文采用 Vevo 2100 成像系统和 MS700 高频线阵超声换能器,换能器中心频率为 50 MHz,轴向和侧向分辨率分别为 0.05、0.10 mm。

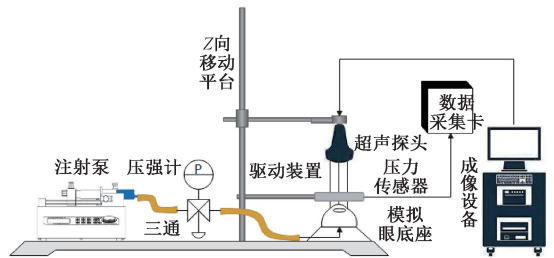


图 2 眼压测量实验系统

Fig. 2 Experimental system for measuring IOP

1.3.2 实验步骤 (1) 测量不同眼压下 CCT。首先,调整超声探头高度使模拟眼能够清晰成像;然后,调节眼压从 5 mmHg 增加至 40 mmHg 并依次保存超声图像,图像横轴即探头长轴方向为 X 轴,纵轴即眼轴方向为 Z 轴。记录角膜前、后顶点坐标,角膜顶点在超声切面图像上表现为沿着 Z 轴方向上的坐标极值点。前、后顶点 Z 轴坐标差值即为 CCT,计算不同 IOP 下的 CCT。

(2) 测量角膜形变与眼压和压力的关系。首

先,调节眼压为 15 mmHg 并调整压力传感器的高度,使其与模拟眼开始接触;然后,打开驱动装置使压力传感器缓慢下降,获取下降过程的压力数据与角膜超声图像,同一眼压下连续测量 3 次;最后,调节注射泵改变眼压,重复上述步骤,眼压范围为 5~40 mmHg。

2 结果

2.1 模拟结果

角膜在不同眼压下受到 50 mN 压力后的最终位移分布显示,在同一压力下,角膜在垂直方向上的位移随着眼压的增大而减小;在 5、40 mmHg 眼压下,角膜顶点位移分别为 1 054、101.8 μm (见图 3)。

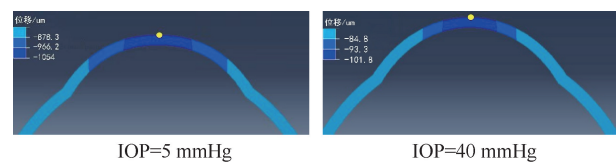


图 3 不同眼压下角膜切面位移云图

Fig. 3 Displacement nephogram of corneal section under different IOPs

注:黄色标记点为角膜顶点。

在后处理中提取角膜顶点位移随时间的变化关系。结果显示,随着时间变化,角膜顶点位移在加载阶段近似于线性增加的直线,而在压力恒定阶段近似于幂函数蠕变曲线(见图 4)。因此,对人眼采用压缩测量角膜形变与眼压时,为了获得准确结果,降低人眼黏弹性造成的影响,应尽可能增加加载时间,降低角膜的应变速率。该结果对后续实验具有一定指导意义。

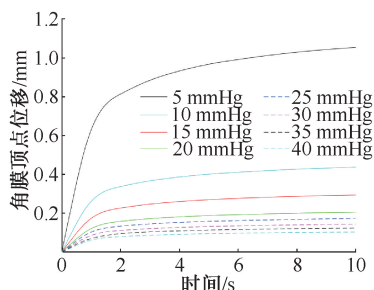


图 4 不同眼压下角膜顶点位移与时间的关系

Fig. 4 Relationship between corneal vertex displacement and time under different IOPs

2.2 实验结果

5、10、15、20、25、30、35、40 mmHg IOP 下的 CCT 分别为 0.650、0.625、0.625、0.600、0.600、0.575、0.575、0.575 mm。CCT 随着 IOP 的增大而缓慢减小,且最终保持不变。

由角膜在 15 mmHg 眼压与不同压力作用下的超声图像可见,随着压力的增加,角膜压平直径逐渐增大,角膜顶点逐渐下移(见图 5)。

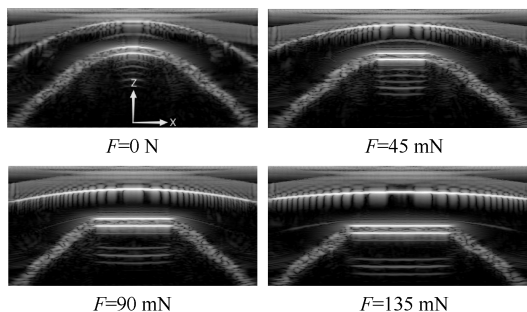
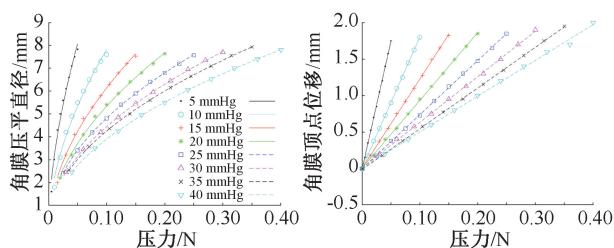


图 5 不同压力下角膜超声图像

Fig. 5 Ultrasound images of cornea under different pressures

记录角膜被压平后的 Z 轴坐标最大值和两侧拐点 X 轴坐标,计算得到角膜顶点位移和压平直径。对角膜在不同眼压下的形变与压力的关系进行拟合。角膜形变取 3 次测量结果的平均值。结果表明,在某一眼压下,压平直径与压力存在近似幂函数的关系,顶点位移与压力存在近似线性关系。同一压力作用下,压平直径与压力都随着眼压的增大而减小(见图 6)。



(a) 压平直径与压力关系 (b) 顶点位移与压力关系

图 6 不同眼压下角膜形变与压力的关系

Fig. 6 Relationship between corneal deformation and pressure under different IOPs (a) Relationship between flattened diameters and pressures, (b) Relationship between vertex displacements and pressures

不同眼压下的角膜形变拟合方程如表 3 所示。随着眼压增加,角膜压平直径幂函数拟合曲线 $L=\alpha \times F^b$ 的系数 α 与角膜顶点位移线性拟合曲线 $d=k \times F+c$ 的斜率 k 均存在下降的趋势,对同一模拟

眼而言, α 和 k 都与 IOP 具有对应关系。此外, 幂指数 b 逐渐接近 0.5, 这是由于随着眼压与压力的增大, 眼睑对测量结果的影响越来越小。

表3 不同眼压下的角膜形变与压力的拟合方程

Tab. 3 Fitting equation of corneal deformation and pressure under different IOPs

IOP/mmHg	L 拟合方程	d 拟合方程
5	$L = 45.62 \times F^{0.5784}$	$d = 35.09 \times F - 0.0091$
10	$L = 27.76 \times F^{0.5505}$	$d = 18.00 \times F + 0.0045$
15	$L = 21.11 \times F^{0.5364}$	$d = 12.24 \times F + 0.0023$
20	$L = 17.83 \times F^{0.5239}$	$d = 9.28 \times F + 0.0057$
25	$L = 15.13 \times F^{0.4968}$	$d = 7.40 \times F - 0.0023$
30	$L = 14.15 \times F^{0.5029}$	$d = 6.25 \times F + 0.0080$
35	$L = 13.45 \times F^{0.4977}$	$d = 5.58 \times F - 0.0136$
40	$L = 12.36 \times F^{0.5015}$	$d = 4.91 \times F + 0.0091$

提取压力 50 mN、眼压 5~40 mmHg 下角膜形变 3 次测量数据, 并对其平均值与眼压的关系进行拟合, 得到压平直径、顶点位移与眼压的拟合方程分别为:

$$L = 17.75 \times \text{IOP}^{-0.5119} \quad (11)$$

$$d = 8.028 \times \text{IOP}^{-0.9472} \quad (12)$$

由此可见, 在恒定压力下, 角膜压平直径和顶点位移均与眼压存在幂函数关系, 幂指数分别为 -0.5119 和 -0.9472, 与理论公式 $-1/2$ 与 -1 非常接近。对比式(11)、(12)与式(1)、(4)可知, 实验结果与理论公式有较好的一致性。

表4 压平直径测量眼压误差

Tab. 4 IOP measurement error using flattened diameter

IOP ₁ /mmHg	L_1 /mm	IOP ₂ /mmHg	L_2 /mm	IOP ₃ /mmHg	L_3 /mm	μ /mmHg	σ /%	RAD/%
10.0	5.1	11.4	5.7	9.2	5.5	9.9	10.2	7.7
12.0	4.7	13.4	5.2	11.0	5.0	11.9	12.1	6.9
14.0	4.4	15.2	4.8	12.8	4.6	14.0	14.0	5.7
16.0	4.1	17.5	4.5	14.6	4.4	15.2	15.8	7.7
18.0	3.9	19.3	4.2	16.7	4.1	17.5	17.8	5.7
20.0	3.7	21.4	4.0	18.4	3.9	19.3	19.7	6.2
22.0	3.5	23.8	3.9	19.3	3.7	21.4	21.5	7.7
24.0	3.4	25.2	3.6	22.6	3.5	23.8	23.9	3.9
26.0	3.2	28.4	3.5	23.8	3.4	25.2	25.8	6.9

注: IOP₁、IOP₂、IOP₃ 分别为眼压真值和 3 次测量的眼压值; μ 、 σ 、RAD 分别为眼压平均值、平均相对误差和相对平均偏差。下同。

为了进一步说明测量结果的可靠性, 取前两次测量结果即 IOP₁ 和 IOP₂ 计算重测信度 (test-retest reliability):

$$r = \frac{\sum (IOP_1 - \overline{IOP_1})(IOP_2 - \overline{IOP_2})}{\sqrt{\sum (IOP_1 - \overline{IOP_1})^2 \times \sum (IOP_2 - \overline{IOP_2})^2}} \quad (13)$$

3 讨论

对上述实验得到的角膜形变与眼压的拟合方程进行重复实验以验证实验结果的可靠性与准确性。人正常眼压范围是 10~21 mmHg, 大多数眼压检测设备精度为 2 mmHg 左右, 故本文调节眼压以 2 mmHg 单位从 10 mmHg 增加至 26 mmHg, 调节压力传感器的高度对模拟眼施加 50 mN 压力, 获取角膜超声图像并计算得到角膜形变, 同一眼压连续测量 3 次。分别将测量得到的压平直径与顶点位移代入上述拟合方程得到眼压值, 并将该眼压值与眼压真值进行对比。眼压真值通过注射泵与压强计测量得到, 注射泵型号为 BYZ-810S, 用以控制液体流速并维持眼压; 压强计型号为 DT-8890, 分辨率为 0.1 mmHg, 精度为 $\pm 0.3\%$ FSO, 用以监测液体压强。结果表明, 在不同眼压下, 通过压平直径测得的眼压值最大平均相对误差为 7.7%, 最大相对平均偏差为 8.2%; 通过顶点位移测得的眼压值最大平均相对误差为 7.3%, 最大相对平均偏差为 7.6%。两种指标测量结果都较为准确, 重复性较好。此外, 单次测量的绝对误差在 0~3 mmHg 之间, 而 3 次测量的平均值绝对误差都在 1 mmHg 之内, 因此可以通过多次测量取平均值以减小误差 (见表 4、5)。

结果显示: 在 10~26 mmHg 眼压范围内, 通过压平直径测量眼压的 2 次测量结果重测信度为 0.9933, 通过顶点位移测量眼压的 2 次测量结果重测信度为 0.9983, 两者重测信度都大于 0.9, 可靠性较高。

表5 顶点位移测量眼压误差

Tab.5 IOP measurement error using vertex displacement

IOP ₁ /mmHg	d ₁ /mm	IOP ₁ /mmHg	d ₂ /mm	IOP ₂ /mmHg	d ₃ /mm	IOP ₃ /mmHg	μ/mmHg	σ/%	RAD/%
10.0	0.800	11.4	0.950	9.5	0.900	10.1	10.3	6.7	6.8
12.0	0.675	13.7	0.800	11.4	0.775	11.8	12.3	6.9	7.6
14.0	0.600	15.5	0.700	13.1	0.675	13.7	14.1	6.4	6.6
16.0	0.525	17.8	0.625	14.8	0.600	15.5	16.0	7.3	7.3
18.0	0.475	19.8	0.550	16.9	0.525	17.8	18.2	5.7	6.0
20.0	0.425	22.3	0.500	18.7	0.475	19.8	20.3	6.3	6.7
22.0	0.400	23.7	0.450	20.9	0.425	22.3	22.3	4.7	4.2
24.0	0.375	25.4	0.425	22.3	0.400	23.7	23.8	4.7	4.5
26.0	0.350	27.3	0.400	23.7	0.375	25.4	25.5	5.4	4.8

注:d₁、d₂、d₃分别为3次测量的顶点位移。

4 结论

本文提出的超声成像眼压非接触测量方法可以较好实现眼压的非接触、无刺激性检测,既可以准确获取角膜形变进而精确测量眼压,还可以降低眼球感染风险、提高患者的检测依从性;此外,该方法在测量眼压的同时,还可以初步测量 CCT。通过有限元分析和模拟眼实验得到眼压与角膜形变的关系,经过准确性与重复性验证得出该测量方法检测精度高,重复性好,具有较高的使用价值。在后续的研究中,将会通过动物眼和人眼临床试验与其他眼压计在测量结果上进行横向对比。

参考文献:

[1] European Glaucoma Society Terminology and Guidelines for Glaucoma, 5th Edition [J]. Br J Ophthalmol, 2021, 105(Suppl 1): 1-169.

[2] 中华医学会眼科学分会青光眼学组. 中国高血压症诊断治疗和随访专家共识(2020年)[J]. 中华眼科杂志, 2020, 56(1): 21-24.

[3] NEMESURE B, HONKANEN R, HENNIS A, et al. Incident open-angle glaucoma and intraocular pressure [J]. Ophthalmology, 2007, 114(10): 1810-1815.

[4] NUYEN B, MANSOURI K. Fundamentals and advances in tonometry [J]. Asia Pac J Ophthalmol, 2015, 4(2): 66-75.

[5] 张宇宇, 杨扬帆, 余敏斌. 24小时连续眼压测量技术及进展[J]. 国际眼科纵览, 2021, 45(6): 465-470.

[6] KIM YW, KIM MJ, PARK KH, et al. Preliminary study on implantable inductive-type sensor for continuous monitoring of intraocular pressure [J]. Clin Exp Ophthalmol, 2015, 43(9): 830-837.

[7] 许奕如, 唐玉花, 王佐祥, 等. 非接触式眼压计与压陷式眼压计的临床应用效果分析[J]. 中国实用护理杂志, 2010,

26(5): 50-51.

[8] LEE HS, JEONG EY, UNG JH, et al. An intraocular pressure measurement technique based on acoustic radiation force using an ultrasound transducer: A feasibility study [J]. Sensors, 2021, 21(5): 1-13.

[9] 王玮, 姚克, 吴仁毅. 新型眼压计的研究和应用进展[J]. 国际眼科纵览, 2007, 31(2): 99-102.

[10] 方利华, 陶兴明, 马卫卫, 等. 声激励影响人眼频率响应的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2021, 36(2): 271-276.

FANG LH, TAO XM, MA WW, et al. Finite element analysis on frequency response of human eye under acoustic excitation [J]. J Med Biomech, 2021, 36(2): 271-276.

[11] 周雪芬. 眼内压连续测量方法研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2012.

[12] 陶兴明, 方利华, 林鲁超, 等. 超声弹性成像应用在角膜疾病诊断中的有限元分析[J]. 力学季刊, 2021, 42(2): 326-338.

[13] 人体解剖学与组织胚胎学名词审定委员会. 人体解剖学名词[M]. 北京: 科学出版社, 2014.

[14] ORSSENGO GJ, PYE DC. Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea *in vivo* [J]. Bull Math Biol, 1999, 61(3): 551-572.

[15] MOSELEY DS. Principles of ultrasonic imaging [J]. J Acoust Soc Am, 1964, doi: 10.1121/1.1939363.

[16] 王俊杰, ASHKAN E, 李雪霏, 等. 在体角膜生物力学性能评估前沿: 应力应变指数 SSI 及其现状[J]. 医用生物力学, 2021, 36(S1): 103.

[17] VOJNIKOVI B, TAMAJO E. Gullstrand's optical schematic system of the eye-modified by Vojnikovi & Tamajo [J]. Coll Antropol, 2013, 37(S1): 41-45.

[18] DANIEL R, KAZUYO I, HARRIET O. Material properties of human ocular tissue at 7 μm resolution [J]. Ultrason Imaging, 2017, 39(5): 313-325.

[19] 赵梅生, 张忠君, 马洪顺, 等. 人眼角膜黏弹性实验研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(3): 550-554.