

文章编号 1004-924X(2015)02-0325-09

## 基于光学相干层析气冲印压技术 研究角膜生物力学特性

王立科<sup>1</sup>, 张佳莹<sup>1,2</sup>, 田磊<sup>1,2</sup>, 高伟伦<sup>1</sup>, 黄一飞<sup>2</sup>, 郑永平<sup>1\*</sup>

(1. 香港理工大学 生物医学工程跨领域学部, 中国 香港 999077;

2. 中国人民解放军总医院 眼科, 中国 北京 100853)

**摘要:**结合频域光学相干断层扫描(SDOCT)以及空气气冲印压技术(OCT气冲印压系统)研究了角膜的生物力学特性。采用热成型硅胶模拟角膜形态设计制作了8种不同硬度的角膜仿体,通过联接吊瓶和压力传感器控制并设定角膜仿体的前房压力。运用快速气脉冲作用于角膜,同时用OCT记录角膜整个动态形变过程,测得了角膜仿体形变参数——最大压陷深度(DA),并分析得到了反映角膜生物力学特性的硬度系数。结果显示:角膜仿体中央的实际厚度为 $(504.12 \pm 17.04) \mu\text{m}$ ,不同硬度硅胶的角膜仿体的杨氏模量为 $90 \sim 1400 \text{ kPa}$ ,同一角膜仿体的杨氏模量值与模拟前房眼内压成正相关。同一眼内压下3次重复性实验表明OCT系统测量参数DA具有很高的重复性( $\text{ICC} = 0.9926$ );不同观察者A和B的一致性实验表明,DA具有很好的一致性(差值均值为 $1.1 \mu\text{m}$ )。不同眼压下所得仿体角膜的硬度系数与传统的拉伸实验测得的该仿体的杨氏模量具有明显的相关性( $r = 0.99, P < 0.001$ )。得到的测试结果表明,OCT气冲印压系统可以用来检测角膜生物力学特性,系统测量结果精确可靠。

**关键词:**气冲印压;光学相干断层扫描;角膜;生物力学

**中图分类号:**R814.42;R770.4 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20152302.0325

## OCT based air jet indentation for corneal biomechanical assessment

WANG Li-ke<sup>1</sup>, ZHANG Jia-ying<sup>1,2</sup>, TIAN Lei<sup>1,2</sup>,

KO<sup>1</sup> Match W. L., HUANG Yi-fei<sup>2</sup>, ZHENG Yong-ping<sup>1\*</sup>

(1. *Interdisciplinary Division of Biomedical Engineering, The Hong Kong Polytechnic University, Hong Kong 999077, China;*

2. *Department of Ophthalmology, Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China*)

\* *Corresponding author, E-mail: yongping.zheng@polyu.edu.hk*

**Abstract:** Spectral Domain Optical Coherence Tomography (SDOCT) and air jet indentation technology were combined to assess the corneal biomechanical properties. A corneal mold was designed to make eight different stiffness phantoms with the thermal forming method. The Intraocular Pressure (IOP) of phantom was regulated through a medicine flask and measured by a pressure sensor. The air jet excitation was applied to the cornea, and the corneal dynamic deformation was recorded to obtain

收稿日期:2014-05-19;修订日期:2014-06-20.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 81271052);香江学者计划资助项目(No. XJ2014044);中国博士后科学基金资助项目(No. 2012T50212);香港理工大学博士监督计划资助项目(No. G-UB58)

corneal deformation parameter; maximum Deformation Amplitude (DA) with the OCT. Then the corneal stiffness coefficient ( $k$ ) was calculated to represent the corneal biomechanical properties. The correlation of stiffness coefficient and Young's modulus measured by traditional strip extensimetry was analyzed and the accuracy of OCT based air jet indentation was assessed through the analysis of repeatability and consistency. The experimental results show that the central thicknesses of corneal phantoms are  $(504.12 \pm 17.04) \mu\text{m}$  and the Young's modulus of corneal phantoms range from 90 to 1 400 kPa. Moreover, there is a positive correlation between the corneal stiffness and the IOP. The experiment at the same IOP shows that it is a high repeatability for three time measurements of corneal phantom by the OCT based air jet indentation system, in which the value of ICC is 0.992 6. The measurements of DA by observers A and B are high consistency (the Difference is  $1.1 \mu\text{m}$ ). The  $k$  value also exhibits a linear relationship with the Young's modulus measured by the strip extensimetry ( $r=0.99$ ,  $P<0.001$ ). In conclusion, this technology provides a potential non-invasive means for the assessment of corneal biomechanical properties.

**Key words:** air jet indentation; optical coherence tomography; corneal; biomechanical property

## 1 引 言

在眼科临床实践中,角膜组织生物力学性质对相关眼科疾病的预防和评价有决定性影响。近二十年来,角膜屈光手术飞速发展,其中准分子激光原位角膜磨镶术(Laser-Assisted in Situ Keratomileusis, LASIK)以其较好的有效性、稳定性和可预测性等优点而成为目前角膜屈光手术的主流术式。但术后医源性角膜扩张等严重并发症仍不可避免,这也成为该项技术关注的焦点<sup>[1]</sup>。LASIK 手术是通过切削角膜基质层来改变角膜曲率,以改善视力的手术。LASIK 术后医源性角膜扩张是由于角膜被切削变薄,角膜力学特征减弱,不能维持角膜正常形态所导致的角膜病理性改变,其主要表现为术后早期(数天到数周)或迟发性(数年)的裸眼视力进行性下降,角膜出现不规则散光并持续增大,角膜最薄处呈锥状膨出等一系列类似于原发性圆锥角膜的症状与体征。在我国,每年角膜屈光手术量接近 100 万人,据不完全统计 LASIK 术后角膜扩张发生率在  $0.04\% \sim 0.6\%$ 。其中  $85\%$  以上是因为现有技术无法筛查出的临床前期或具有圆锥角膜潜在发病性质的患者,而由于手术不当或破坏过多引起的术后角膜扩张反而较少。 $50\%$  以上的 LASIK 术后角膜病例发生在术后一年多,个别角膜扩张病例甚至可能在术后十多年才发生,而临床上实际发生率可

能更高<sup>[2]</sup>。目前,临床上对严重的角膜扩张尚无理想的治疗方法,而若能在屈光手术前准确判定风险角膜的组织弹性、强度等生物力学指标,将有助于通过对手术预期的评估及并发症风险的推断而决定患者是否能进行角膜屈光手术,以及选择何种术式最优。在术后对角膜生物力学指标进行定期随访比较,也将有助于及时发现角膜扩张并进行早期治疗,从而最大程度地避免并发症的产生和发展,有效保护视觉功能。

目前,临床上主要依据角膜形态来筛查圆锥角膜,如采用角膜地形图、Pentacam 眼前节断层分析仪等仪器<sup>[3]</sup>;而有些圆锥角膜的形态变化要晚于结构强度的改变<sup>[4]</sup>,特别是形态表现“正常”的圆锥角膜或顿挫型圆锥角膜,仅通过角膜形态分析是无法筛查出来的,而风险角膜的不精确筛查会给 LASIK 手术带来极大的风险和不确定性。

因此,建立精准和无创的角膜生物力学特性的测量方法具有非常重要的意义和临床应用价值,是眼科领域的迫切需要。本课题组近年来在发展新型软组织弹性测量技术的基础上<sup>[5]</sup>,采用气冲冲压法结合光学相干断层扫描技术(Optical Coherence Tomography, OCT)检测角膜弹性。基于 OCT 的气冲冲压技术在传统机械冲压测试法的基础上,利用气柱代替冲压头,运用 OCT 技术测量组织形变,通过分析气压和形变数据并结合组织的力学模型最终获得组织的生物力学特性。

OCT 技术是一种基于低相干干涉原理的无创成像技术,能够实现高速、高分辨率的组织结构成像。近年来,OCT 技术已广泛应用于眼科临床疾病的诊断和治疗中<sup>[6-8]</sup>。这种非侵入式成像方法在临床眼前节的应用主要包括角膜接触镜成像<sup>[9]</sup>,角膜地形图评估<sup>[10]</sup>,LASIK 术前评估和术后随访<sup>[11]</sup>,前房角和巩膜扫描<sup>[12]</sup>,人工晶体位置、拱高的判定<sup>[13]</sup>等。随着技术的进步,OCT 技术已经由时域 OCT 系统发展到频域 OCT 系统,其特有的高分辨率等技术特点,特别适合于测量组织的精细变化,因此该技术可以直接应用到眼前节组织的测量中。

基于 OCT 的气冲冲压系统将角膜形变和结构成像结合起来,使得测量过程中既能够获得角膜顶点的高速形变特征<sup>[14]</sup>,又能够获得角膜截面的影像学资料<sup>[15]</sup>,进而分析获得角膜形变的相关参数,通过力学分析推导角膜的硬度特征。这种新型的成像技术为临床在体测量角膜生物力学信息提供了一种新的选择,改善了现有的在体角膜生物力学测量技术的不足,如眼反应分析仪技术(Oculus Response Analyzer,ORA)只能提供角膜生物力学的间接信息<sup>[16-17]</sup>,及可视化角膜生物力学分析仪(Corneal Visual Scheimpflug Technology,Corvis ST)在应用 Scheimpflug 技术判定角膜后表面时的几何失真和光学畸变<sup>[18-19]</sup>。

本研究从实际需要出发,在气冲冲压法结合 OCT 技术测量角膜生物力学研究的基础上,以 OCT 技术为核心进一步完善了测量技术和方法。通过角膜仿体实验整合技术与调试设备,评估设备的可行性和测量结果的精确性,为此方法早日投入临床应用提供了实验基础与数据支持。

## 2 频域 OCT 结合气冲冲压系统的设计与搭建

针对特定局部区域的角膜检测,系统采用气柱、气压以及气冲速度适当的空气脉冲作用在角膜上,同时采用高速高分辨率的频域 OCT 成像技术直接检测角膜在气冲冲压过程中的动态变化,记录代表角膜生物力学的角膜形变相关信息,通过力学模型综合分析角膜组织的生物力学特征。基于上述测量方法设计和搭建了 OCT 结合

气冲冲压眼前节生物力学测量系统(简称 OCT 气冲冲压系统),该系统主要包括高速频域 OCT 系统、快速气冲冲压系统和控制系统(见图 1)。

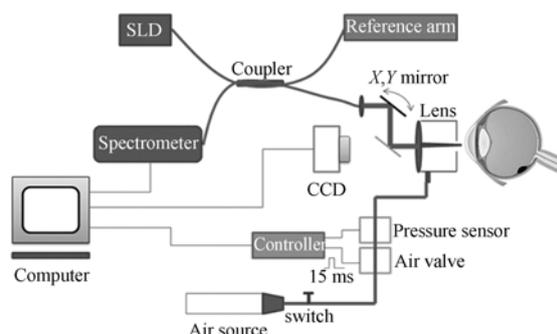


图 1 OCT 气冲冲压系统结构图

Fig. 1 Schematic of OCT based air jet indentation system

频域 OCT 系统主要由近红外光源(超辐射发光二极管)、光纤干涉仪、参考臂、样品臂(探头)、光谱仪以及高速数据采集器组成。该系统基于近红外光光学相干层析扫描成像技术,它的核心是迈克尔逊干涉仪。在光纤型的频域 OCT 系统中,由光源发出的弱相干光经四端口光纤耦合器(分光比为 50 : 50)分束,分别入射到参考臂和样品组织。其中一路经透镜扩束准直投射到全反射镜上后发生反射作为参考光;另一路由透镜共焦系统聚焦在样品上,经过样品的反射、散射形成信号光。由全反射镜反射回来的参考光与样品后向散射的信号光在光纤耦合器中汇合形成叠加的干涉信号。干涉信号从耦合器另一端出射进入到光谱解调模块(光谱仪),经过光栅解析光谱后由高速图像传感器(CCD)探测,得到干涉信号的谱信息。这个谱信息经过特殊算法处理后,得到样品不同深度的散射光强度,最终获得样品断层结构的信息。

快速气冲冲压系统主要包括可以提供稳定气压的气源、减压阀、控制气冲的电磁阀、空气压力传感器、可编程控制和信号采集卡。气源经过空气过滤器后进入减压阀,从而保证空气体的清洁和稳定。电磁阀用来产生所需要的空气脉冲,通过控制电磁阀打开和关闭的时间来设定气脉冲的脉宽时间。空气压力传感器用来检测所产生气脉冲的波形信号,通过采集卡采集波形信息并记录

气冲冲压过程中的力学信息。

控制系统主要由一张控制卡(NI-USB6211)来实现时序、同步、采集等功能。控制卡产生两路同步数字模拟转换(DAC)信号,一路为方波信号,用来控制高速光谱仪采集 OCT 信号;另外一路作为空气阀门的外触发信号,当有阀门控制信号作用时,外触发信号将驱动打开空气阀门,产生一个气脉冲。气脉冲的波形通过压力传感器转化成电子信号,再经过控制卡模数转换(其采样率为 50 kHz)后变成数字信号保存起来。同时,与该时间片段对应的 OCT 信息也将被保存下来。

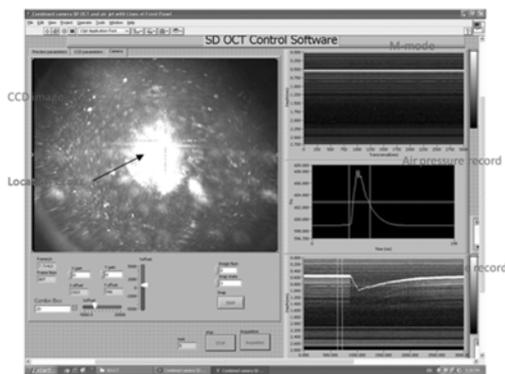


图 2 OCT 气冲冲压系统控制软件

Fig. 2 Interface of control software for OCT based air jet indentation

图 2 是实际的软件操作界面。软件采用现时流行的模块化设计程序(Labview 2009)设计,主要用于实现前房实时监控、角膜动态检测模式(M-mode)下 OCT 信号的预览、气冲冲压信息和 OCT 信息的记录功能。面阵 CCD 实时监视前房时,由绿十字进行测量位置的平面精确定位,从 OCT 信号的实时预览图中可以精确得到轴向定位,从而实现被测角膜的三维精确定位。重新加载系统记录下的气冲冲压信息和 OCT 信息,以图像的方式显示和处理 M-mode 模式下的 OCT 信息,经过图像分割、滤波、增强之后识别和提取边界。最后,将所获得的角膜动态信息与气冲冲压信息结合可计算出角膜的弹性。图 3 所示为图像识别与数据处理结果。把气冲冲压波形和角膜 OCT 动态变化图按照时间轴对应之后,系统自动寻找到最大气冲的峰值位置,并对应此时刻的角膜压陷位置,由此可以得到最大气压下的角膜压陷值以及相应的角膜厚度值。将峰值时刻前后

15 ms 处分别定义为压陷前后角膜状态,从 OCT 动态变化图中可得到角膜初始与压陷后的厚度值。基于 Kurita 等<sup>[20]</sup>研究的理想角膜硬度,可以由角膜所受外力与角膜形变的比值来表示,即系数  $k = \Delta f / \Delta x$ 。其中  $k$  代表角膜硬度系数,  $\Delta f$  代表角膜受到的外力,  $\Delta x$  代表角膜形变量。角膜所受外力  $\Delta f$  由压力传感器直接检测得到,角膜动态形变信息  $\Delta x$  通过 M-mode 模式下的 OCT 信息记录分析获得。将所获得的参数代入公式就可以计算得到角膜的弹性信息。

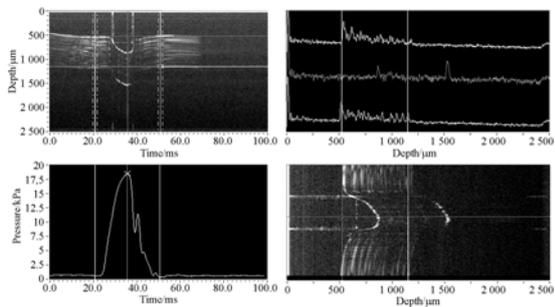


图 3 图像识别与数据处理软件界面

Fig. 3 Software interface of data analysis

### 3 角膜生物力学性质检测

#### 3.1 角膜仿体的制备

为了初步验证 OCT 气冲冲压系统的功能和稳定性,本文设计并制作了 8 块不同硬度的仿体。仿体由硅胶和硅油混合后固化而成,仿体的硬度通过改变硅胶与硅油的混合比例来控制。硅胶含量越多,仿体的硬度越高<sup>[21]</sup>。本研究中固定硅胶的含量为 1,通过调整硅油的相对含量来控制仿体的硬度。分别制作了硅油相对含量为 0.1, 0.5, ..., 3.5 等 8 个不同硬度的仿体材料(仿体 A~H)。同一混合材料一半制作常规仿体,另一半制作角膜仿体。所制作的仿体分别应用 OCT 气冲冲压系统测试力学特性。常规仿体被切割成特定的长条,采用经典单轴拉伸试验测量仿体的杨氏模量。

通过设计角膜模具,然后在其中填充具有不同弹性性质的仿体材料,形成类似角膜结构和不同弹性的角膜仿体。角膜模具结构采用三维机械设计软件 Solidworks 2011 进行设计。按照人体

角膜模型的结构参数<sup>[22]</sup>,角膜仿体的顶点厚度设计为 0.5 mm,边缘厚度为 1 mm,其间厚度依照样条曲线过渡,上表面曲率为 8 mm,横径为 12 mm。角膜模具分为基底和压模两件,将具有一定弹性性质的流体状仿体倒入基底中央,盖上压模压紧固定,放入 65 °C 的恒温箱保存 2 h 后取出,打开压模脱模后就得到了固化后的角膜仿体,如图 4 所示。

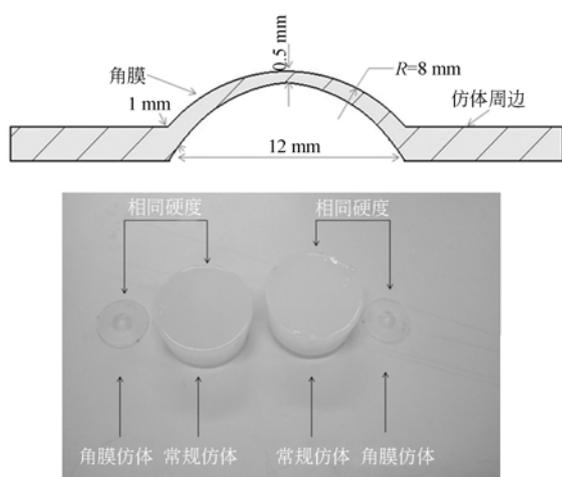


图 4 角膜仿体的设计示意图以及实物图

Fig. 4 Design and images of corneal phantom

### 3.2 角膜仿体生物力学性质的 OCT 测量

角膜仿体制作完成后,首先应用 OCT 测量中央角膜厚度。然后将角膜仿体安置在一个自制的固定基座上,通过压紧圆环将角膜仿体锁紧密闭在基座上,达到模拟前房的效果。从基座后面用医用输液管道连接吊瓶给模拟前房注满生理盐水,通过调节吊瓶的高度来控制模拟前房的压力,达到模拟眼内压的效果。压力传感器连接于基座后方输液管道上,用于精确记录模拟前房的压力。改变吊瓶高度,调整模拟前房压力,设定 3 个前房压力分别为 2.08,3.52,4.97 kPa。采用 OCT 气冲冲压系统测试不同前房压力下的角膜仿体,每个仿体连续测量 3 次,保存测试角膜仿体形变结果作为后续数据,用以分析计算角膜仿体的力学性质。为验证系统测量参数的重现性,两名观察者 A 和 B 于不同时间,在眼内压水平  $IOP_1$ ,  $IOP_2$  和  $IOP_3$  下,分别操作 OCT 气冲冲压系统测量同一批角膜仿体,记录测量角膜仿体的最大压陷

DA(Deformation Amplitude)参数。图 5 显示了角膜仿体的测试过程。

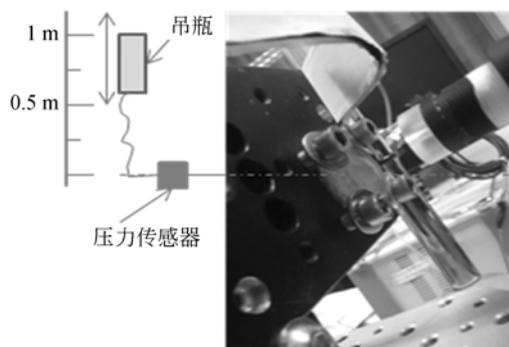


图 5 OCT 气冲冲压系统测试角膜仿体实验图

Fig. 5 Diagram of corneal phantom measurement by OCT based air jet indentation system

### 3.3 单轴拉伸对比实验

常规仿体应用切片机制备成长 40 mm,宽 6 mm,厚 2 mm 的仿体条。制备的仿体条在 Instron-5548 材料性能实验机上,用单轴拉伸法测量仿体样本的杨氏模量(见图 6)。测量中实验机上两夹具间的初始距离设定为 30 mm。

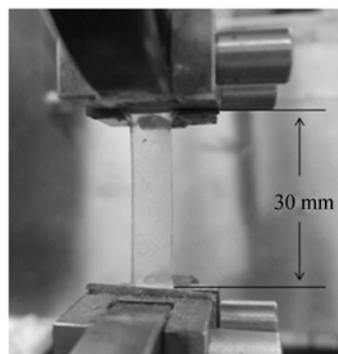


图 6 单轴拉伸实验测量仿体样本杨氏模量

Fig. 6 Young's modulus measurement of phantom by strip extensimetry

应力、应变是生物力学试验测量的主要参数,应力( $\sigma_E$ )定义为  $\sigma_E = P/A_0$ ,即单位面积上所承受的附加力。应变  $\epsilon_E = \Delta l/l_0$ ,当材料在外力作用下而不产生惯性移动时,它的几何形状和尺寸将发生变化,这种形变称为应变。通过应力、应变的比计算得到弹性模量。

## 4 统计学分析

应用 SPSS17.0 软件和 MedCalc13.0 软件对测量结果进行统计学分析及绘图。Kolmogorov-Smirnov 检验测量结果是否为正态分布。组内相关系数(ICC)评估角膜仿体在 OCT 气冲冲压系统测量结果的重复性;Bland-Altman 检验不同观察者运用 OCT 气冲冲压系统测量角膜仿体的重现性;Pearson 双变量相关分析比较 OCT 气冲冲压系统测量的角膜仿体硬度系数和拉伸试验测量的相同仿体杨氏模量的相关性。差异  $P < 0.05$  时具有统计学意义。

## 5 结果

### 5.1 评价角膜仿体模型

应用 Visante 前节 OCT 测量 8 个不同硬度的角膜仿体,其中央角膜厚度均值为  $(504.12 \pm 17.04) \mu\text{m}$ 。仿体条分别用单轴拉伸试验测量得到杨氏模均值。图 7 为仿体杨氏模量与混合比率(硅油/硅胶)的散点图,可见随着仿体中硅油所占比例的增加,仿体硬度呈现明显的下降趋势。

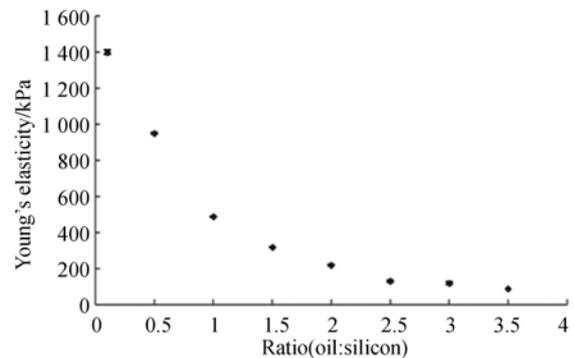
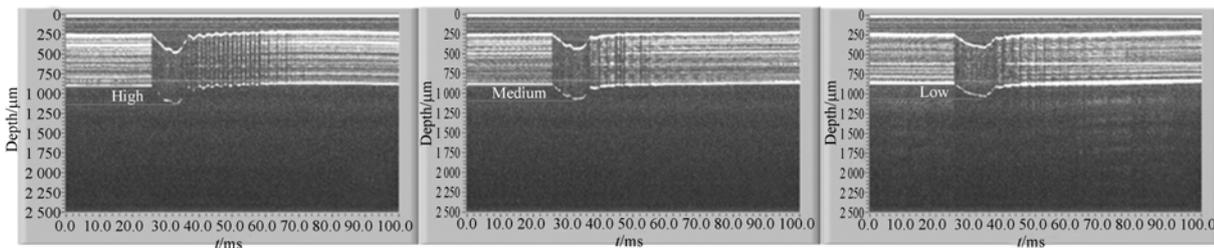


图 7 单轴拉伸实验测得仿体条杨氏模量与仿体材料硅油-硅胶比例的散点图

Fig. 7 Scatter spots of phantom's Young's modulus vs. ratio of oil to silicone

### 5.2 角膜仿体动态变化测试

图 8 为同一个角膜仿体在 3 个不同前房压下,采用 OCT 气冲冲压系统测量角膜仿体顶点的动态 M-mode OCT 图。图 8 表明:OCT 气冲冲压系统能够检测角膜受压形变的动态变化过程,通过 M-mode OCT 图可提取该角膜受气冲冲压变形的量化动态参数信息。气冲冲压系统能够精确测量角膜的力学特性,在不同眼内压条件下记录与其相关的角膜变形过程。



(a)  $IOP_1 = 2.08 \text{ kPa}$

(b)  $IOP_2 = 3.52 \text{ kPa}$

(c)  $IOP_3 = 4.97 \text{ kPa}$

图 8 不同眼压下角膜顶点动态变化

Fig. 8 Variation of corneal with different IOPs

### 5.3 测量参数的可重复性和一致性研究

8 个不同硬度的角膜仿体,每个角膜仿体在同一眼压下应用 OCT 气冲冲压系统测量 3 次,记录角膜顶点的最大压陷深度(DA)。测量结果显示,组内相关系数 ICC 为 0.992 6(95%置信区间为 0.986~0.996 4)。图 9 为 OCT 气冲冲压系统中,观察者 A 和 B 分别于不同时间测量 8 个角膜仿体,所测量差值对应于均值的 Bland-Altman

图。结果显示眼压控制在相同水平  $IOP_1$ ,  $IOP_2$  和  $IOP_3$  时,两个不同观察者的测量结果之差的均值为  $1.1 \mu\text{m}$ , 95% 一致性界限 (Mean  $\pm 1.96\text{SD}$ ) 分别为  $-21.1 \sim 23.3 \mu\text{m}$ , 其中约 91.7% (22/24) 的测量结果落在一致性界限内。由此可知在 3 种不同眼压水平,观察者 A 和 B 应用 OCT 气冲冲压系统测量角膜仿体的一致性很好。

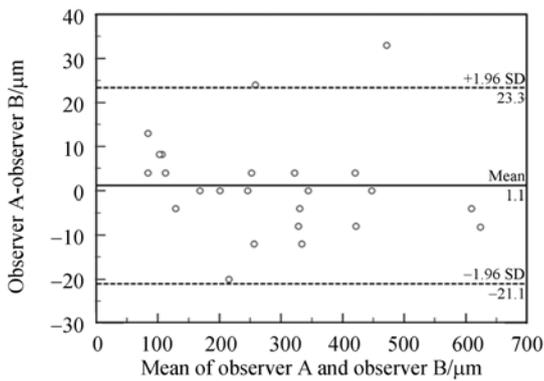


图 9 最大压陷深度测量值 Bland-Altman 一致性分析  
Fig. 9 Consistence analysis of deformation amplitudes using Bland-Altman method

5.4 最大形变幅度

图 10 显示不同前房压力水平下,角膜仿体的

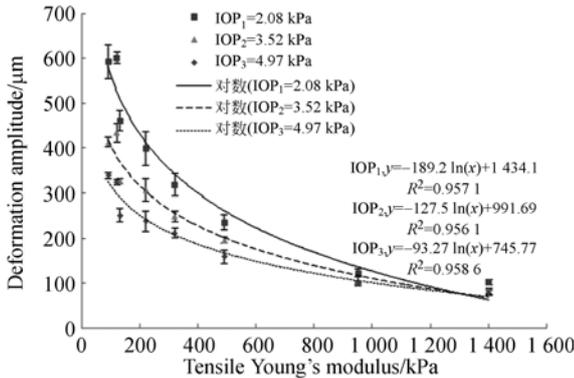


图 10 不同眼压下,角膜仿体顶点的形变变化  
Fig. 10 Deformation amplitude change of corneal phantom at different IOPs

DA 变化趋势。图中可见硬度越大的角膜仿体,眼压变化对它的影响越小,且 3 种相同眼压水平下 DA 有对数变化的趋势。角膜仿体硬度越小,前房压对 DA 的影响越大,随着仿体硬度逐渐增高,前房压对 DA 的影响也相应减少。

5.5 角膜仿体硬度

依据公式  $k = \Delta f / \Delta x$ , 计算了不同眼压下角膜的硬度系数(如表 1 所示)。表中可见,角膜仿体硬度随着仿体硅油/硅胶比率的增高而下降,3 种前房压力水平下 OCT 气冲冲压系统测量的角膜硬度系数随着前房压的增高而增大。图 11 显示  $IOP_1, IOP_2$  和  $IOP_3$  下,基于 OCT 气冲冲压系统测得的角膜仿体硬度系数与拉伸实验测得的仿体条杨氏模量的关系。Person 相关分析显示,3 个眼压水平时 OCT 气冲冲压系统测得角膜仿体的硬度系数与拉伸实验测得仿体条的杨氏模量均有明显的线性相关性( $P < 0.001$ )。因此,角膜硬度系数与杨氏模量高度线性相关,近似与杨氏模量成正比例关系,基于此有可能以角膜的硬度系数作为一个指标间接估算角膜的杨氏模量。角膜硬度系数  $k$  可以作为一个临床生物力学研究的新参数来诊断圆锥角膜、角膜扩张等与角膜生物力学改变密切相关的疾病,它为临床医生提供了相关疾病筛查和诊断的新工具,可提高疾病监测和治疗的有效性。

表 1 不同前房压下角膜仿体硬度系数与拉伸实验弹性模量比较

Tab. 1 Comparison between corneal stiffness coefficient and Young's modulus with different IOPs

Corneal phantom		Corneal stiffness coefficient/(kPa · mm <sup>-1</sup> )			Young's modulus/kPa
No.	Ratio	IOP <sub>1</sub>	IOP <sub>2</sub>	IOP <sub>3</sub>	
A	0.1	151.4 ± 4.09	191.05 ± 14.74	198.54 ± 8.89	1400 ± 11.8
B	0.5	126.02 ± 4.66	150.29 ± 5.7	158.17 ± 7.22	950 ± 4.3
C	1	64.62 ± 1.44	79.8 ± 0.61	98.86 ± 6.64	490 ± 3.1
D	1.5	49.1 ± 2.23	64.39 ± 1.4	74.6 ± 3.47	320 ± 0.8
E	2	37.85 ± 0.71	50.95 ± 2.48	66.23 ± 4.07	220 ± 4.2
F	2.5	33.26 ± 0.25	47.95 ± 0.98	60.58 ± 3.58	130 ± 6.1
G	3	26.37 ± 0.19	37.22 ± 0.93	49.37 ± 1.12	120 ± 7.2
H	3.5	26.16 ± 1.04	37.92 ± 0.36	46.33 ± 0.81	90 ± 0.7

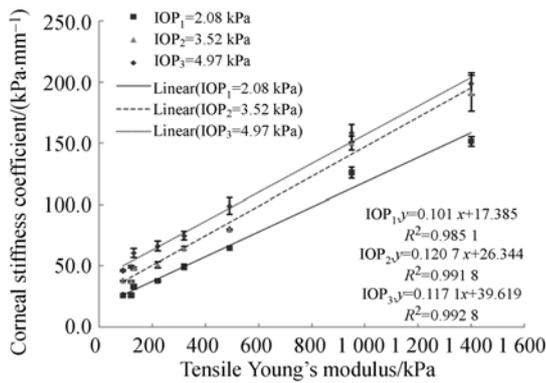


图 11 不同眼压下 OCT 气冲冲压系统测得的角膜仿体硬度系数与单轴拉伸实验测得的仿体条弹性模量的相关图

Fig. 11 Relation between Young's modulus obtained by strip extensimetry and stiffness coefficient of corneal phantom got by OCT based air jet indentation at different IOPs

## 6 结 论

本文提出了基于 OCT 气冲冲压系统分析角

膜生物力学特征的方法,设计并制作了角膜仿体,角膜中央厚度为 $(504.12 \pm 17.04) \mu\text{m}$ ,满足设计需要。在同一前房眼内压下进行系统重复性实验,结果表明该系统具有很高的重复性( $\text{ICC} = 0.9926$ )。通过该系统测量获得在不同眼内压下的角膜硬度系数与单轴拉伸实验测得的杨氏模量有很高的一致性( $r = 0.99, P < 0.001$ )。OCT 气冲冲压技术是一种新型的在体测量角膜生物力学性质的方法。精确测量在体角膜生物力学特性有助于诊断圆锥角膜疾病患者,分析角膜交联的效果,并可用于 LASIK 术前患者的筛查,进而避免术后角膜扩张等并发症的发生。

## 7 致 谢

作者在此感谢香港理工大学的同事 Miss Tian-jie Li, Mr. Patrick YIP, Mr. Louis LEE 提出的宝贵意见以及给予的帮助。

## 参考文献:

- [1] BRENNER L F, ALIO J L, VEGA-ESTRADA A, *et al.*. Clinical grading of post-LASIK ectasia related to visual limitation and predictive factors for vision loss[J]. *J. Cataract Refract. Surg.*, 2012, 38(10):1817-1826.
- [2] JABBUR N S, SAKATANI K, OBRIEN T P. Survey of complications and recommendations for management in dissatisfied patients seeking a consultation after refractive surgery[J]. *J. Cataract Refract. Surg.*, 2004, 30(9):1867-1874.
- [3] KONSTANTOPOULOS A, HOSSAIN P, ANDERSON D F. Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis[J]. *Br. J. Ophthalmol.*, 2007, 91(4):551-557.
- [4] KOZOBOLIS V, SIDEROUDI H, GIARMOUKAKIS A, *et al.*. Corneal biomechanical properties and anterior segment parameters in forme fruste keratoconus[J]. *Eur. J. Ophthalmol.*, 2012, 22(6):920-930.
- [5] HUANG Y P, ZHENG Y P, WANG Z P, *et al.*. An optical coherence tomography (OCT)-based air jet indentation system for measuring the mechanical properties of soft tissues[J]. *Measurement Science & Technology*, 2009, 20:015805.
- [6] APTEL F, CHIQUET C, GIMBERT A, *et al.*. Anterior segment biometry using spectral-domain optical coherence tomography [J]. *J. Refract. Surg.*, 2014, 30(5):1-7.
- [7] ROLLE T, DALLORTO L, BRIAMONTE C, *et al.*. Retinal nerve fibre layer and macular thickness analysis with Fourier domain optical coherence tomography in subjects with a positive family history for primary open angle glaucoma[J]. *Br. J. Ophthalmol.*, 2014, 98(9):1240-1244.
- [8] TUDOR D, KAJIC V, REY S, *et al.*. Non-invasive detection of early retinal neuronal degeneration by ultrahigh resolution optical coherence tomography[J]. *Plos One*, 2014, 9(4):e93916.
- [9] GONZALEZ-MEIJOME J M, CERVINO A, CARRACEDO G, *et al.*. High-resolution spectral domain optical coherence tomography technology for the visualization of contact lens to cornea relationships[J]. *Cornea*, 2010, 29(12):1359-1367.
- [10] UENO Y, HIRAOKA T, BEHEREGARAY S, *et al.*. Age-related changes in anterior, posterior,

- and total corneal astigmatism [J]. *J. Refract Surg.*, 2014,30(3): 192-197.
- [11] ZHOU Y, TIAN L, WANG N, *et al.*. Anterior segment optical coherence tomography measurement of LASIK flaps: femtosecond laser vs. microkeratome[J]. *J. Refract Surg.*, 2011,27(6): 408-416.
- [12] MOGHIMI S, ZANDVAKIL N, VAHEDIAN Z, *et al.*. Acute angle closure: qualitative and quantitative evaluation of the anterior segment using anterior segment optical coherence tomography[J]. *Clin. Experiment Ophthalmol.*,2014, 42(7): 615-622.
- [13] HIMSCHELL N, NORRBY S, WEBER M, *et al.*. Using continuous intraoperative optical coherence tomography measurements of the aphakic eye for intraocular lens power calculation[J]. *Br. J. Ophthalmol.*, 2015, 99(1): 7-10.
- [14] ALONSO-CANEIRO D, KARMOWSKI K, KALUZNY B J, *et al.*. Assessment of corneal dynamics with high-speed swept source optical coherence tomography combined with an air puff system[J]. *Opt. Express*, 2011,19(15):14188-14199.
- [15] Jr AMBROSIO R, NOGUEIRA L P, CALDAS D L, *et al.*. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK [J]. *Int. Ophthalmol Clin.*,2011,51(2):11-38.
- [16] SHAH S, LAIQUZZAMAN M, BHOJWANI R, *et al.*. Assessment of the biomechanical properties of the cornea with the ocular response analyzer in normal and keratoconic eyes[J]. *Invest Ophthalmol Vis. Sci.*, 2007,48(7):3026-3031.
- [17] LUCE D A. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer[J]. *J. Cataract Refract Surg.*, 2005,31(1): 156-162.
- [18] DUBBELMAN M, WEEBER H A, VAN der HEIJDE R G, *et al.*. Radius and asphericity of the posterior corneal surface determined by corrected Scheimpflug photography[J]. *Acta Ophthalmol Scand*, 2002, 80(4):379-383.
- [19] PEREZ-ESCUADERO A, DORRONSORO C, SÁWIDES L, *et al.*. Minor influence of myopic laser in situ keratomileusis on the posterior corneal surface[J]. *Invest Ophthalmol Vis. Sci.*, 2009, 50(9):4146-4154.
- [20] KURITA Y, KEMPF R, IIDA Y, *et al.*. Eye stiffness measurement by probe contact method [J]. *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, 2006,1: 2312-2315.
- [21] ZHENG Y P, CHEN J G, LING H Y. Development of an ultrasound platform for the evaluation of planter soft tissue properties: a feasibility study on silicone phantom feet[J]. *Instrumentation Science & Technology*,2011,39(3):248-260.
- [22] GEFEN A, SHALOM R, ELAD D, *et al.*. Biomechanical analysis of the keratoconic cornea[J]. *J. Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2009,2(3):224-236.

#### 作者简介:



王立科(1982—),男,广西桂林人,硕士,2008年于哈尔滨工业大学获得硕士学位,现为香港理工大学生物医学工程跨领域学部项目助理,主要从事组织弹性以及生物力学的研究。E-mail: llikewang@polyu.edu.hk

#### 通讯作者:



郑永平(1966—),男,香港人,教授,博士生导师,1997年于香港理工大学获得博士学位,现为香港理工大学生物医学工程跨领域学部带头人,主要从事超声、光学组织弹性及功能成像,穿戴医疗等方面的研究。E-mail: yongping.zheng@polyu.edu.hk

(版权所有 未经许可 不得转载)