

人眼虹膜组织力学特性的实验研究

刘志成¹, 林丁², 王玉慧¹, 刘长春¹, 乔春艳², 赵峰³, 张昆亚¹, 陈刚¹,
袁志慧¹, 董硕¹, 刘海红¹, 田福英¹, 魏岚¹, 韩娜¹, 白淑云¹

(1.首都医科大学 生物医学工程学院, 首都医科大学 生物力学研究中心, 北京 100054;
2.首都医科大学附属北京同仁医院 眼科, 北京 100730; 3.中国科学院 力学研究所, 北京 100080)

摘要: 利用我们创建的将瞳孔水密缝合后, 模拟眼内前后房压强差, 对虹膜整体进行加压的实验方法, 对人眼虹膜的力学特性进行了实验研究。结果表明: 人眼虹膜是典型的粘弹性物质; 面积模量与前后房压强差之间基本成线性关系。实验结果可为青光眼致盲机制解释和瞳孔阻滞力的估算提供参考。

关键词: 人; 虹膜; 生物力学; 粘弹性; 测量

中图分类号: Q66 **文献标识码:** A **文章编号:** 1005-202X(2002)02-0107-03

引言: 人眼虹膜组织力学特性的认识是瞳孔阻滞、闭角型青光眼致盲机理解释以及防盲对策研究的基础。Ullrich(1908)及Heine(1913)首先观察到中晚期闭角型青光眼患者的虹膜萎缩变薄并轻度向前膨隆, 前后房压强差偏离生理状态^[1]。Curran于1920年首先提出瞳孔阻滞的概念, Barkan(1938)阐明闭角的概念^[6]; Wyatt与Ghosh(1970)用弹性胶膜代替虹膜, 模拟了瞳孔阻滞现象^[5]。20世纪90年代, Tiedeman根据压力阀门的原理建立了可近似描述虹膜轮廓的数学模型^[7]。所有这些研究都没有涉及虹膜组织的粘弹性特征, 主要原因是无法从实验上获得虹膜的力学性质。作为一种生物软组织材料, 虹膜应该是粘弹性物质, 但性质如何? 必须通过实验给予回答, 否则将无法对瞳孔阻滞现象的力学机制做出正确的解释。

本文采用我们创建的虹膜组织力学特性的实验方法和装置^[12]对人眼虹膜的力学特性进行了测量, 首次得到了人眼虹膜组织整体粘弹性力学特性的概念性认识。

1 材料与方 法

1.1 实验材料

眼库去角膜人眼6只, 由于瞳孔缝合操作困难, 共得到有效试样眼3只。

1.2 实验样品制备

眼球自眼库取出后, 自然解冻, 巩膜后部十字切开去除内容物, 瞳孔水密缝合^[12]。

1.3 实验装置

加载率选择: 为消除实验随机误差, 每个试样均进行三次相同的操作, 取其平均值为该试样的测量值, 为与兔眼数据进行比较, 实验中我们选用的加载率为: 38.33 Pa/min, 与兔眼虹

膜的测量方式相同^[12]。

2 实验数据处理方法

2.1 应变

对采集到的人眼虹膜在加压过程中的变形图片, 用我们自己开发的“图像处理及应变相关量测量系统”提取不同载荷时的虹膜外表面边界。我们定义虹膜弧向线应变为 $\lambda = -(l-l_0)/l_0$, 面应变 $\gamma = (s-s_0)/s_0$ (图1), 其中, l 为虹膜在承载时外表面的中心弧长, $l_0 = \overline{ab}$ 为零前后房压强差时的虹膜圆平面直径, 在实验所达到的前后房压强差 p' 范围内, 由于与虹膜连接的巩膜很少变形, 所以, 可以认为 l_0 不变。 s 为虹膜承载时的外表面面积, $s_0 = \pi r^2$, ($r = \overline{ab}/2$) 为零应力状态时虹膜外表面面积。

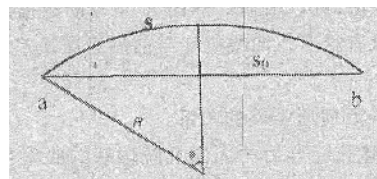


图1 计算虹膜应变的示意图

2.2 压强

试样内外压强差, 即模拟前后房压强差为: $p' = p - p_0 = \rho gh$, 其中 p 为试样内表面承受的压强, p_0 为外表面处的压强(实验中为大气压强), ρ 为生理盐水的密度, g 为重力加速度, h 为试样外表面凸出点与加压器容器中液面的高度差。实验中, p' 的范围为 0~980 Pa, 压强步长为 16.6 Pa。

2.3 曲率半径

将提取的虹膜外边缘无误差点(无误差点的说明详见下面的误差分析)的数据拟和成圆, 拟和圆的半径 R 即是我们所定义的虹膜曲率半径(图1)。

2.4 预实验

每个样品在正式实验前均进行3次预实验, 预实验的最大压强为 1000 Pa。

2.5 数据处理

用 SPSS 软件包对所得的人眼样品的变形数据进行统计处理, 最后绘出 $\lambda - p'$ 和 $R - p'$ 曲线。从而得到了人眼虹膜的本构关系。

收稿日期: 2001-12-22

基金项目: 本项目受北京市自然科学基金支持(7972016)及受北京市教委科研基金和首都医科大学基础临床结合基金支持

作者简介: 刘志成(1955-), 男, 黑龙江五常人, 副教授, 硕士, 首都医科大学生物医学工程学院副院长, 首都医科大学生物力学研究中心副主任, 硕士生导师。

3 结果与讨论

3.1 面应变与前后房压强差的关系

虹膜面应变 γ 呈如下规律(表 1):

$$\gamma = \gamma_0 \exp(c/p')$$

表 1 面应变系数

过程	γ_0	$c(\text{Pa})$	拟合度
加载	0.0447	-12.363	0.973
卸载	0.0451	-9.4975	0.995

从图 2 可以看出,人眼虹膜材料具有滞后现象,当面应变 $p' < 200 \text{ Pa}$ 时,人眼虹膜比较柔软,极易产生大的非线性变形,当 $p' > 300 \text{ Pa}$ 时,虹膜将不再发生任何变形,此结果提示我们,人眼前后房压强差的最大值不会超过 200 Pa 。此外,从 $\gamma-p'$ 的关系式可以看出,当前后房压强差足够大时,加载与卸载曲线相汇。由于弧向线应变 λ 与面应变 γ 及曲率半径 R 之间有如下关系:

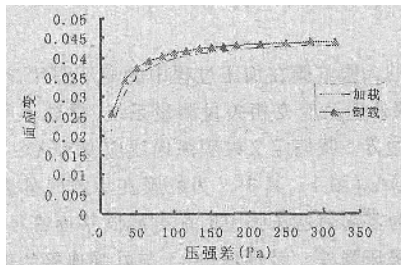


图 2 人眼虹膜面应变与前后房压强差的关系

$$\lambda(\cos^2\theta - \cos\theta) = 0.5\gamma(\theta - \sin\theta)\sin\theta$$

其中, $\theta = \text{tg}^{-1}(0.5l_0/R)$, 可以根据已知的 R 和 γ 的数据计算出相应的 λ 。故此处没有给出弧向线应变与前后房压强差之间的函数关系。

3.2 曲率半径与前后房压强差的关系

图 3 给出了瞳孔缝合后的人眼虹膜球缺的曲率半径 R 与前后房压强差 p' 的关系。经曲线拟合可以得到:

$$R = R_0 \exp(d/p')$$

其中, R 为曲率半径, R_0 和 d 均为常数, p' 为前后房压强差。

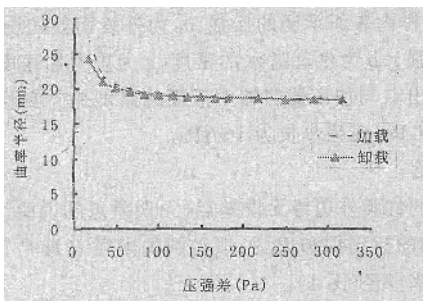


图 3 人眼虹膜曲率半径与前后房压强差的关系

表 2 曲率半径系数

过程	$R_0(\text{mm})$	$d(\text{Pa})$	拟合度
加载	18.1143	6.5288	0.996
卸载	19.4705	4.8314	0.998

3.3 人眼虹膜面积模量与前后房压强差的关系

从面积模量与前后房压强差的关系曲线(图 4)可以看出,面积模量与前后房压强差 p' 之间基本上呈线性关系,随着 p'

的增大,他们之间的线性关系更好。

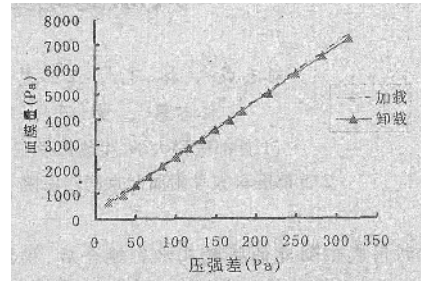


图 4 人眼虹膜面积模量与前后房压强差的关系

4 误差估计

本实验的主要误差来源是压强控制系统液面高度读数误差和应变测量误差。

4.1 压强测量误差

实验中的压强控制系统液面高度是通过齿轮沿竖直齿条滚动来完成的,齿条的齿距为 1.695 mm 每次高度改变一或两齿,即 1.695 mm 或 3.390 mm ,由于齿轮与齿条之间配合的紧密性,使得这一部分的测量误差很小。

4.2 应变测量误差

人眼虹膜曲率半径 R 与前后房压强差 p' 关系的误差性质与兔眼相近,当 p' 较小时,误差较大;而当 p' 较大时,误差相对较小。主要原因是:人为估计虹膜零应力点时,存在一定的误差;此外,由于对人眼瞳孔进行水密缝合,缝合的不均匀性会造成小应力时虹膜外边缘凹凸不平。为去除此误差,我们对膨隆的虹膜进行了边缘拟合。具体做法是,将虹膜球缺中央弧长 ab (图 1)均分成 6 等份,中央 2 等份所占区域为瞳孔缝合区,接近 a, b 点的 2 等份为虹膜与巩模的连接区(一个环带),这 2 个虹膜区域相当于卡具夹持影像区,变形数据不可靠,均不予提取,在所剩的 2 个弧长上各取 10 个点,采集曲率半径,然后取其平均值作为该状态下的虹膜曲率半径,这样得到的数据可以比较准确地反映虹膜的真实力学特性。结果发现,虹膜为一个曲率半径随前后房压强差增大而不断减小,底边缘大小基本不变的球缺。此结果显示人眼虹膜的曲率半径是虹膜力学特性的敏感量。根据这一认识,我们建立了一个等厚球缺虹膜力学模型(将另文给出),这一模型将有利于房角闭锁和瞳孔阻滞力的讨论。

5 结论

(1) 获得了以面积应变 γ 、虹膜曲率半径 R 与前后房压强差 p' 的关系表达的人眼虹膜的本构关系;

(2) 认识到人眼虹膜的曲率半径是易测的虹膜力学特性敏感参量。利用虹膜曲率半径与前后房压强差之间的关系,临床上可通过测量曲率半径 R 来了解前后房压强差状况。

参考文献:

[1] 林丁,等. 瞳孔阻滞的研究与进展[J].眼科,1993,2(4):244-247.
 [2] 冯元桢.生物力学—活组织的力学特征[M].长沙:湖南科技出版社,1986,233.

- [3] 黄俊钦,等.测试系统动力学[M].北京:国防工业出版社,1996.125.
- [4] Mapstone R. Mechanism of pupil block[J].Brit J Ophthalmology, 1968,52:19-25.
- [5] Mapstone R. Force determining pupil size[J]. Expe. eye. Res, 1970, 10:47-49.
- [6] Whatt H, Ghosh J. Behavior of an iris model and the pupil block hypothesis[J].Brit.J. Ophthalmology, 1970,44:332-335.
- [7] Kondo T, Miura M. A method of measuring pupil-blocking force in human eye, Graefe's Arch Clin Exp[J]. Ophthalmology, 1987, 70: 668-671.
- [8] Tiedeman JS. A physical analysis of the factors that determine the contour of the iris[J]. Am .J. Ophthalmology, 1991,111:338-341.
- [9] Anderson Dr, Jin JC, Wright MM. The physiologic characteristics of relative pupillary Block [J].Am.J.Ophthalmology, 1991,111:344-347.
- [10] 曾衍均. 角膜力学特性试验研究[C].生物力学进展,北京:科学出版社,1994.117.
- [11] [美]Theodore Krupin.青光眼的诊断与治疗[M]. 北京:人民卫生出版社,1995,112.
- [12] 刘志成,林丁,王玉慧,等.虹膜组织力学特性研究的实验方法探索[J].中国医学物理学杂志,2001,18(4):234-236.
- [13] 刘志成,林丁,王玉慧,等.兔眼虹膜组织力学特性的实验研究[J].中国医学物理学杂志,2002,19(1): 40-43.

A experimental research on biomechanical properties of iris tissue of human being

LIU Zhi-cheng¹, LIN Ding², WANG Yu-hui¹, QIAO Chun-Yan², ZHAO Feng³, et al.

(1.College of Biomedical Engineering, Capital University of Medical Sciences, Beijing 100054; 2.Beijing Tongren Hospital, Beijing 100730, 3.Institute of Mechanics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100080, China)

Abstract: The biomechanical properties of the iris tissue of the human being have been measured with the measuring method and instrument developed by us. The modula about strain of surface and the radius of curvature has been gotten. They are $\gamma = \gamma_0 \exp(c/p')$ and $R = R_0 \exp(d/p')$ where p' is the difference of pressure between anterior chamber and posterior chamber in eye.

Key words: measure; biomechanical properties; iris tissue; human being

(上接第79页)

the less interaction between elements used in these circuits. From our practice, we learned that the circuits in Fig.1 (a) and (d) were better than others, but the condition in (a) was uneasy to be controlled. The circuit in Fig.1(d) added the adjusting capacitor C_a , which made the adjustable range of C_m and C_t larger and made the adjusting process easy, which will be further used to design various RF Coils and do the matching

and tuning not only for RF Coils themselves, but also in MRI system.

References:

- [1] M. Haragashira, Automatic impedance adjuster for MRI system[Z]. U.S patent 4890062, December 1989.
- [2] F. Hwang, Automatic probe tuning and matching[J]. MRM, 1998, 39: 214.

射频线圈的调谐和匹配

宋泉禹¹, 沮栋林¹, 王卫东², 包尚联¹

(1.重离子物理研究所、肿瘤物理诊疗技术研究中心、北京市医学物理和工程重点实验室, 北京大学物理学院, 北京 100871; 2.中国人民解放军总医院, 北京 100853)

摘要: 射频线圈的调谐和匹配在射频线圈的设计过程中极为重要。快速稳定的调谐匹配对核磁共振成像系统的性能以及最后的图像质量都有重要影响。由于调谐和匹配相互影响,使得这个过程不仅决定于线圈本身的结构和元器件,还受到调谐过程的外部环境的影响。这方面的问题是在理论确定大体方向的基础上,主要依靠不断的经验积累在实践中解决,目前很少文献报道。本文介绍一种新的电路设计,使得调谐过程中减少调谐和匹配的相互影响,使得线圈在调谐过程中,而且连接到系统时能够稳定可靠地工作。

关键词: 射频线圈; 调谐; 匹配; 核磁共振成像