

角膜生物力学性能测量方法的研究进展

姜 黎 综述 王勤美 曾衍钧 审校

Current advance on corneal biomechanical parameters measurement

Jiang Li, Wang Qinmei, Zeng Yanjun. Affiliated Eye Hospital of Wenzhou Medical College, Wenzhou 325027, China

Abstract Cornea is a viscoelastic tissue, and the biomechanics measuring way for cornea can be divided into two categories: ex vivo measuring method and in vivo measuring method. The former includes strip extensimetry test, inflation test, globe eyeball test, etc., and the later mainly is ocular response analyzer (ORA) test. Generally, in all the methods above mentioned, inflation test has a better operability and repeatability than other ones. The ORA test will shows a better prospect in application and extension in clinic examination and diagnosis if a good relationship of test results and classical biomechanics parameters, such as Elastic Modulus and Poisson's ratio, is established. The biomechanics features, measuring method of corneal biomechanical parameters, advantages and disadvantages of each method are reviewed.

Key words cornea; biomechanics; biomechanics measurement; operability and repeatability

摘要 角膜为黏弹性生物组织,其生物力学性能测量方法主要可分为离体测量法和活体测量法。其中离体测量法又分为角膜轴向拉伸法、角膜膨胀法、离体全眼球测量法等;活体测量法以眼反应分析仪测量法为主。几种方法各有优缺点,均不能全面反映角膜的生物力学性能。在基础试验离体测量法中,角膜膨胀法具有较好的可操作性和重复性;活体测量方法中眼反应分析仪测量法如能建立与经典生物力学参数之间的关系,在临床检查和诊断中将具有更大的潜力和推广性。就目前角膜生物力学性能测量方法的研究现状做一综述。

关键词 角膜; 生物力学; 生物力学测量; 可操作性和可重复性

分类号 R 772.2 **文献标识码** A **文章编号** 1003-0808(2009)09-0824-05

角膜是人眼球屈光系统的重要组成部分,占光学系统屈光力的 2/3 以上,其力学性能对角膜形状的维持、屈光手术的设计、人工角膜的研发、角膜接触镜的设计等方面有重要作用,对角膜疾病如圆锥角膜、角膜变性、角膜外伤等的诊断与治疗,改善视力等有重要参考价值。测量角膜力学性能的方法有多种,本文就目前角膜生物力学性能测量方法的研究现状做一综述。

1 角膜的生物力学性能

角膜在组织学上可分为 5 层,其中基质层是承受载荷的主要部分;基质层约占角膜厚度的 90%,由近 200 层排列规则的胶原纤维嵌在基质板中形成,胶原纤维直径很小、呈平行排列,临近的各层纤维以一定角度相互交错,使得角膜保持透明。角膜是生物材料,具

有非线性、各向异性、黏弹性(包括蠕变、应力松弛和滞后)的生物力学性能。弹性模量和泊松比是描述生物力学性能的 2 个重要指标。弹性模量 = 应力/应变,对于线弹性组织,弹性模量是一定值;但对于生物组织,其应力/应变呈非线性关系(图 1);弹性模量在不同的生理条件和实验规范下其测量值差异很大,在不同的压力条件下角膜表现出不同的弹性模量,应力增大时弹性模量也随之增大^[1]。角膜为非均质材料,在角膜基质层的不同区域胶原纤维直径不尽相同,中央区和旁周边区直径相仿,至周边区逐渐减小,而到角膜缘又增加;中央区和旁中央区与角膜缘区相比有更多的胶原纤维,弹性模量也较大。角膜的弹性模量不仅与胶原纤维直径有关,还与年龄^[2]、水合状态^[3]相关,随年龄的增加角膜逐渐变硬,水肿则使得角膜的弹性模量变小。泊松比是指材料在比例极限内,由均匀分布的纵向应力所引起的纵向应变与相应的横向应变的比值。关于泊松比的测量文献报道不多,角膜多被近似认为是一种不可压缩的材料,泊松比设为 0.49^[4];

作者单位:325027 温州医学院附属眼视光医院 [姜黎(硕士研究生,现在广州军区武汉总医院眼科,武汉 430070)、王勤美];100022 北京工业大学生物力学研究室(曾衍钧)

通讯作者:王勤美 (Email:wqm3@mail.eye.ac.cn)

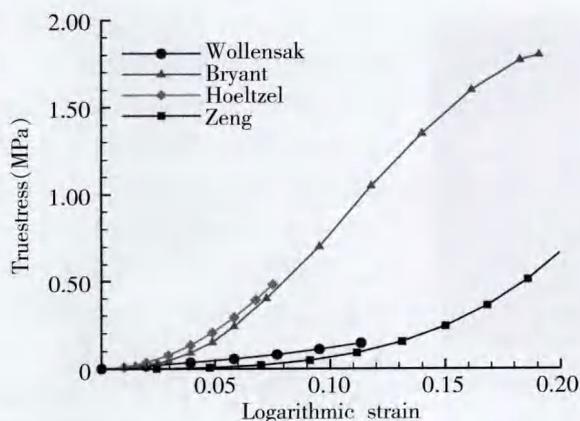


图 1 应力/应变曲线^[7] 数据来自 4 项不同的轴向拉伸试验
Fig. 1 Stress/strain curve^[7] This curve data comes from four different strip extensometry tests

也有学者用单轴拉伸方法测得泊松比为 0.395 ~ 0.48, 平均为 0.42^[5-6]。

2 角膜生物力学性能研究的方法

目前研究角膜生物力学性能的测量方法有很多, 大体分为离体测量和活体测量 2 大类。

2.1 离体测量

2.1.1 角膜轴向拉伸试验 轴向拉伸试验是测量离体生物材料力学性能的经典方法, 包括单轴拉伸及双向拉伸。Sato^[8]首次将单轴拉伸应用于角膜的生物力学测量, 曾衍钧等^[9]用此方法测量猪眼角膜。将动物或尸眼角膜切成矩形条或哑铃状, 可水平、垂直或斜角度截取试样, 将角膜条放置于轴向拉伸仪, 在一定温度与湿度条件下进行单轴或双向拉伸试验, 获得应力/应变曲线、弹性模量、应力松弛、蠕变、极限强度、断裂能等生物力学性能参数(图 2)。

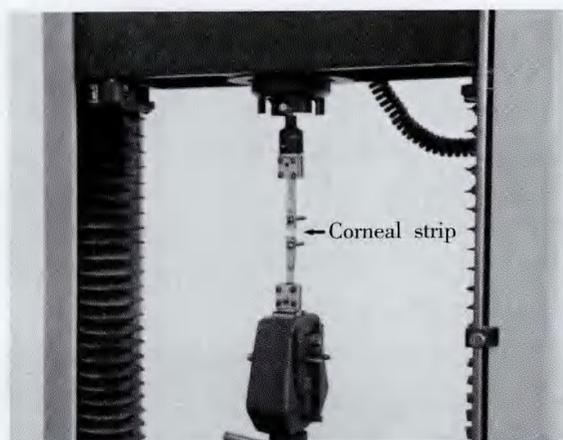


图 2 轴向拉伸仪^[10]
Fig. 2 Strip extensometry test^[10]

轴向拉伸试验可定量测量角膜的许多参数, 如角膜连续松弛谱、归一化蠕变函数、强度、弹性模量等。由于角膜的应力/应变关系为一曲线, 弹性模量并非定量, 通常取曲线线性段的最大斜率作为弹性模量值。不同的实验条件下所测得的弹性模量值存在较大的差异, 甚至相差达几个数量级。该实验破坏了角膜固有的弯曲度, 忽略了中央和周边角膜厚度的不一致性, 且其施力方式和角膜正常的生理环境存在很大的不同^[11]等均是该方法的局限之处, 影响结果的准确性。Elsheikh 等^[11]针对其不足给出了校正公式, 校正后轴向拉伸试验与膨胀试验结果的一致性有了很大提高, 两者的偏差由校正前的 32% 下降到校正后的 5%。基于以上因素的影响, 轴向拉伸试验从角膜的取材、保存和试验环境都应尽可能接近生理状态, 使用校正公式可减少试件对试验结果的影响。

2.1.2 角膜膨胀试验 角膜在正常生理环境下, 受大气压、眼压、周围角膜巩膜缘约束的作用维持一定的平衡, 而膨胀法则模拟了这一情形。取下附带部分巩膜环的完整角膜, 将其固定在一密闭的圆筒上, 向圆筒内注入生理盐水模拟眼压升高, 用激光测位仪或超声技术检测角膜变形, 记录角膜在施压过程中眼压与角膜形变的关系, 根据板壳理论推导计算公式, 计算弹性模量, 绘制应力/应变关系曲线(图 3)。Jue 等^[12]首次将膨胀法用于测量角膜的生物力学性能, Elsheikh 在此基础上做了改进, 并完成了一系列的深入研究^[13-14]。

对完整角膜进行测量, 可以得出不同区域角膜的应力、应变、弹性模量。Shin 等^[16]模仿眼压对完整角膜施压, 用照相机拍摄采集图片, 观察角膜各个区域在 x、y、z 轴 3 个方向的变形情况, 结果显示角膜在不同区域呈现不同的应变。Hjortdal^[17]用膨胀法测量不同区域角膜组织的弹性模量, 发现在应力相同时, 经线方向中央区 and 旁中央区的角膜组织弹性模量较大, 而纬线方向则角膜缘区的弹性模量较大。膨胀法测量完整角膜, 测量的是双向轴对称的, 克服了轴向拉伸法改变角膜自然形态所带来的不足, 灌注生理盐水模拟眼压升高也较轴向拉伸法更接近角膜的受力情况; 同离体全眼球测量法相比, 全角膜膨胀试验结果受巩膜的影响较小, 结果也更接近于实际情况, 且不同试验所测得结果的重复性更好。但也存在一些不足之处, 如压力不易控制、加压过程中空气易进入液体影响试验结果等^[18]。

2.1.3 离体全眼球测量 Buzard 等^[19]首先对离体完整眼球的角膜进行测量, 随后许多学者也采用此方法

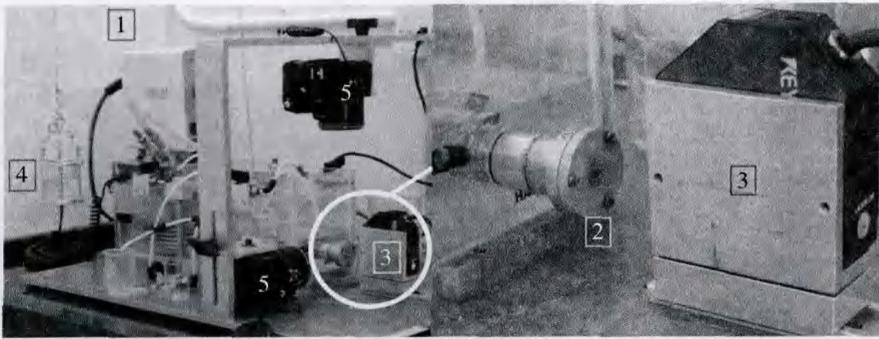


图3 角膜膨胀试验^[15] 1:温度控制器 2:角膜固定施压装置 3:激光测位仪 4:自动升压装置 5:数码相机
 Fig.3 Cornea inflation test^[15] 1:overall view of rig showing temperature controller 2: pressure chamber 3:laser beam 4:loading reservoir 5:digital cameras

分析。从视神经给离体的眼球内注入生理盐水,模拟眼压升高,用超声技术^[20]、超声弹性显微镜^[21]、全息干涉^[22]、散斑干涉^[23]、X线^[24]、激光共焦显微镜^[25]等方法测量角膜的应变、弹性模量。离体眼球的测量试验对角膜影响小,基本上保持了正常情况下角膜的受力状态并维持了角膜形状的完整性,可以观察不同区域、不同层间角膜的变形,测量不同层间角膜的弹性模量,还可以测量动静态下应力、应变和弹性模量以及水肿角膜的弹性模量^[25]。但也存在明显的不足:该方法仅可测量变形较小情况下的线性材料性能;可测得角膜的定性变化,但在定量测量中尚缺乏可靠性,且设备制作复杂;无法消除巩膜对试验结果的影响。

2.1.4 其他 Ahearne等^[26]将离体角膜固定于自制装置,使用微型压痕试验仪器对角膜施压,记录压力及角膜的变形位移,定性分析了角膜的材料性能。Jayasuriya等^[27]将角膜切成水平、垂直、45°和135°方向的矩形条,在角膜内外表面上贴银盐传感器,角膜用盐水水合,测量水合后的角膜在脱水过程中的电学和力学性能,显示角膜具有显著的各向异性,在不同方向上角膜的压电系数和弹性模量不同。

2.2 活体测量

2.2.1 眼反应分析仪测量试验 目前测量活体角膜生物力学性能的方法主要是用眼反应分析仪(ocular response analyzer,ORA)测量。ORA采用动态双向压平原理,在测量眼压的同时评价角膜的生物力学性能(图4)。在测量过程中,由计算机精确计量,且随时间对称衰减的气流脉冲喷向角膜,角膜经历受压→压平→

压陷→压平→回复原态的过程,由高敏光电装置监测角膜中央3mm区域的曲率变化,角膜被气流压平时检测到强的信号峰值,2个信号峰时对应的2次压平压力分别称为内向压平压力 P_1 和外向压平压力 P_2 。角膜的黏弹性使得这2次压力值不同,两者的差值即为角膜滞后量(corneal hysteresis, CH),经过Goldman眼压计的校正,用mmHg表示)。角膜抵抗系数(corneal resistance factor, CRF)则是基于大规模的临床资料分析,根据2次压

平压力值通过特定的算法计算得到的新参数,被认为是气流脉冲在压迫角膜过程中受到阻力的总和。

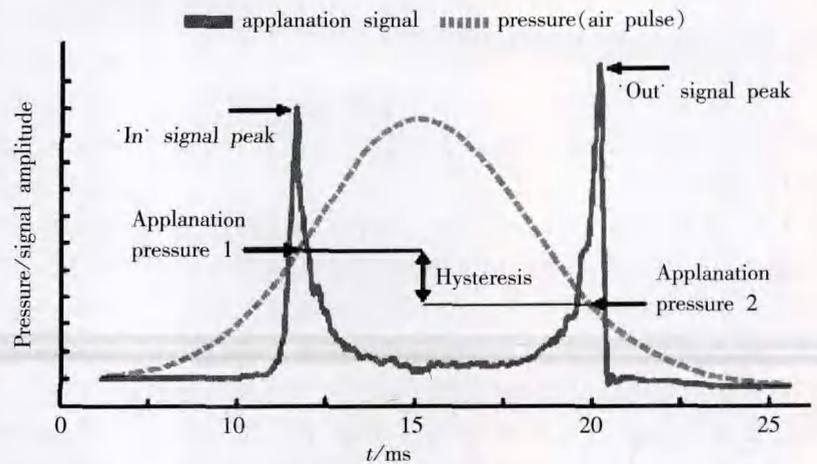


图4 ORA原理图(来源于ORA公司的产品介绍)
 Fig.4 The schematic diagram of ORA(This picture origin the product introduction of ORA company)

ORA能测量正常角膜、圆锥角膜、Fuchs病、屈光手术后角膜的变形。Laiquzzaman等^[28]和Kida等^[29]认为CH在24h内变化不明显,与角膜厚度及眼压无关,但Luce^[30]认为角膜在昼夜24h内CH有变化,可能与角膜水肿厚度改变有关。正常角膜的CH明显高于准分子激光原位角膜磨镶术后的角膜,以及圆锥角膜^[31]、青光眼^[32]等非正常角膜的CH。CH和CRF均随年龄的增加而减小。

2.2.2 其他研究结果 Orssengo等^[33]及Liu等^[34]分别根据Young^[35]的试验结果,推导压平式眼压计测量值与真实眼压之间的关系,得出弹性模量同真实眼压成正比的结论,并给出了相关的线性方程。Kurita等^[36]采用接触压迫的方式定性测量了角膜的硬度,异

常的角膜硬度可使传统压平式眼压测量结果与真实眼压产生偏差。Pallikaris 等^[37] 在白内障术中通过向患眼内注入生理盐水计算压强 - 体积的关系得到眼球的硬度系数,反映角膜、巩膜和脉络膜综合的硬度,认为眼球的硬度与年龄呈正相关,与眼轴、角膜厚度等因素无关。

3 结论

目前测量角膜生物力学性能的方法有很多,但尚无一种方法能够全面反映角膜的生物力学性能。由于取材、保存、试件制作、设备、试验环境等多种因素的影响,角膜的弹性模量测量值浮动范围很大,各种方法各有利弊。

单轴拉伸法是测量生物材料力学性能的经典方法,此方法设备简单、容易操作,但试验时角膜的生理弧形被拉直,其长度、应力、弧度均受影响,使得测量值存在一定的误差。离体角膜膨胀法既能保证角膜组织的完整性和接近正常的生理环境,又能精确测量角膜的变形,同时结合板壳理论计算应力、应变及弹性模量,具有较好的可重复性;但尚无法测量不同方向的弹性模量。离体全眼球测量法能较好地模拟角膜的生理状态,用 X 线、B 型超声、干涉等方法对所进行的测量可以得出角膜的定性变化,但是在定量测量中可靠性欠佳,并且设备制作复杂,无法测量角膜的非线性范围及各向异性,亦无法排除巩膜因素对试验结果的影响。虽然目前尚未建立 ORA 测量参数与经典的生物力学参数之间的关系,但 ORA 可测量活体角膜,反映屈光手术后、圆锥角膜、青光眼等情况活体角膜总体生物力学性能的变化,具有很大的应用潜力。

由于角膜是黏弹性组织,对其材料属性的测量较困难,因此在测量角膜的材料性能试验中应尽可能接近角膜的生理环境和生理形状,综合目前所进行的方法,认为在对角膜生物力学性能进行测量的基础试验离体测量法中,膨胀法是较好的方法,具备较好的可操作性 and 重复性。ORA 在目前所用的活体测量方法中最方便实用,如能建立与经典生物力学参数之间的关系,在临床检查和诊断中将具有更大的潜力和推广性。

参考文献

- 1 Nash IS, Greene PR, Foster CS. Comparison of mechanical properties of keratoconus and normal corneas [J]. *Exp Eye Res*, 1982, 35 (5): 413 - 424
- 2 Elsheikh A, Wang D, Brown M, et al. Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age [J]. *Curr Eye Res*, 2007, 32 (1): 11 - 19
- 3 Hjortdal JO, Jensen PK. In vitro measurement of corneal strain, thickness,

- and curvature using digital image processing [J]. *Acta Ophthalmol Scand*, 1995, 73 (1): 5 - 11
- 4 Wang JQ, Zeng YJ, Li XY. Influence of some operational variables on the radial keratotomy operation [J]. *Br J Ophthalmol*, 2000, 84 (6): 651 - 653
- 5 Hoeltzel DA, Altman P, Buzard K, et al. Strip extensometry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas [J]. *J Biomech Eng*, 1992, 114 (2): 202 - 215
- 6 Carnell PH, Vito RP. A model for estimating corneal stiffness using an indenter [J]. *J Biomech Eng*, 1992, 114 (4): 549 - 552
- 7 Pandolfi A, Manganiello F. A model for the human cornea; constitutive formulation and numerical analysis [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2006, 5 (4): 237 - 246
- 8 Sato M. Study on the strength of the fibrous coat of the human and animal eyeballs [J]. *J Kyoto Pref Med Univ*, 1960, 67: 1409 - 1431
- 9 曾衍钧, 任庆华, 蔡琦瑛, 等. 猪眼角膜的生物力学特性 [J]. *生物物理学报*, 1993, 9 (2): 323 - 327
- 10 Zeng Y, Yang J, Huang K, et al. A comparison of biomechanical properties between human and porcine cornea [J]. *J Biomech*, 2001, 34 (4): 533 - 537
- 11 Elsheikh A, Anderson K. Comparative study of corneal strip extensometry and inflation tests [J]. *J R Soc Interface*, 2005, 2 (3): 177 - 185
- 12 Jue B, Maurice DM. The mechanical properties of the rabbit and human cornea [J]. *J Biomech*, 1986, 19 (10): 847 - 853
- 13 Anderson K, Elsheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behaviour of the cornea [J]. *J R Soc Interface*, 2004, 1 (1): 3 - 15
- 14 Elsheikh A, Wang D. Numerical modelling of corneal biomechanical behaviour [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2007, 10 (2): 85 - 95
- 15 Elsheikh A, Wang D, Pye D. Determination of the modulus of elasticity of the human cornea [J]. *J Refract Surg*, 2007, 23 (8): 808 - 818
- 16 Shin TJ, Vito RP, Johnson LW, et al. The distribution of strain in the human cornea [J]. *J Biomech*, 1997, 30 (5): 497 - 503
- 17 Hjortdal JO. Regional elastic performance of the human cornea [J]. *J Biomech*, 1996, 29 (7): 931 - 942
- 18 Wan K, Liao K. Measuring mechanical properties of thin flexible films by a shaft-loaded blister test [J]. *Thin Solid Films*, 1999, 352 (1): 167 - 172
- 19 Buzard K, Hoeltzel D. Biomechanics of the cornea [J]. *Ophthalmic Technol*, 1991, 1423: 70 - 83
- 20 Wang H, Prendiville PL, McDonnell PJ, et al. An ultrasonic technique for the measurement of the elastic moduli of human cornea [J]. *J Biomech*, 1996, 29 (12): 1633 - 1636
- 21 Hollman KW, Emelianov SY, Neiss JH, et al. Strain imaging of corneal tissue with an ultrasound elasticity microscope [J]. *Cornea*, 2002, 21 (1): 68 - 73
- 22 Förster W, Kasprzak H, von Bally G. Measurement of elastic modulus of the central bovine cornea by means of holographic interferometry. Part II: Results [J]. *Optom Vis Sci*, 1994, 71 (1): 27 - 32
- 23 Jaycock PD, Lobo L, Ibrahim J, et al. Interferometric technique to measure biomechanical changes in the cornea induced by refractive surgery [J]. *J Cataract Refract Surg*, 2005, 31 (1): 175 - 184
- 24 Boote C, Dennis S, Huang Y, et al. Lamellar orientation in human cornea in relation to mechanical properties [J]. *J Struct Biol*, 2005, 149 (1): 1 - 6
- 25 Hennighausen H, Feldman ST, Bille JF, et al. Anterior-posterior strain variation in normally hydrated and swollen rabbit cornea [J]. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1998, 39 (2): 253 - 262
- 26 Ahearne M, Yang Y, Then KY, et al. An indentation technique to characterize the mechanical and viscoelastic properties of human and porcine corneas [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35 (9): 1608 - 1616
- 27 Jayasuriya AC, Ghosh S, Scheinbeim JI, et al. A study of piezoelectric and mechanical anisotropies of the human cornea [J]. *Biosens Bioelectr*, 2003, 18 (4): 381 - 387
- 28 Laiquzzaman M, Bhojwani R, Cunliffe I, et al. Diurnal variation of ocular

hysteresis in normal subjects; relevance in clinical context[J]. Clin Exp Ophthalmol, 2006, 34(2): 114 - 118

29 Kida T, Liu JH, Weinreb RN. Effect of 24-hour corneal biomechanical changes on intraocular pressure measurement[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2006, 47(10): 4422 - 4426

30 Luce DA. Determining in vivo biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer[J]. J Cataract Refract Surg, 2005, 31(1): 156 - 162

31 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

32 Congdon NG, Broman AT, Bandeen-Roche K, et al. Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage[J]. Am J Ophthalmol, 2006, 141(5): 868 - 875

33 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

34 Liu J, Roberts CJ. Influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurement quantitative analysis[J]. J Cataract Refract Surg, 2005, 31(1): 146 - 155

35 Young WC. Roark's formulas for stress and strain[M]. 6th ed. New York: McGraw-Hill, 1989: 523 - 546

36 Kurita Y, Kempf R, Iida Y, et al. Contact-based stiffness sensing of human eye[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(2): 739 - 745

37 Pallikaris IG, Kymionis GD, Ginis HS, et al. Ocular rigidity in living human eyes[J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2005, 46(2): 409 - 414

(收稿:2008-08-11 修回:2009-07-06)

(本文编辑:尹卫靖)

· 临床经验 ·

LASIK 术中不同厚度角膜瓣治疗中高度近视的比较

杨向红 乔宝笛 杨洪波 戚小霞

准分子激光原位角膜磨镶术(LASIK)的关键步骤是制作角膜瓣,瓣过薄可能致术中操作困难和一些并发症的发生,瓣过厚则导致残留基质床厚度减小。随着技术和设备的发展,出现了薄角膜瓣的 LASIK 技术,将角膜瓣厚度由理想的 160 μm 缩小为 110 ~ 130 μm,扩大了 LASIK 的手术适应证范围。本研究比较不同厚度角膜瓣的 LASIK 手术效果,报告如下。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选择 2007 年 1 月—12 月于濮阳光明医院眼科行 LASIK 的中高度近视患者,术前等效球镜度(spherical equivalent, SE)为 -3.0 ~ -9.0 D,散光 ≤ 3.0 D,最佳矫正视力(best corrected visual acuity, BCVA) ≥ 4.8。110 μm 刀头组(使用 110 μm 刀头)37 例(74 眼),平均 26.24 岁,平均 SE 为 -6.86 D;130 μm 刀头组(使用 130 μm 刀头)65 例(130 眼),平均 25.68 岁,平均 SE 为 -6.64 D。

1.2 手术方法 负压吸引后,选用 Moria M2 全自动旋转角膜板层刀(法国 Moria 公司)的 110 μm 或 130 μm 刀头制瓣,掀瓣后采用 Mel 80 准分子激光系统(德国 Zeiss 公司)进行切削,切削直径 6 mm。所有手术均由同一医师完成。

1.3 检查方法 术前均需接受裸眼视力(uncorrected visual acuity, UCVA)及 BCVA(五分制对数视力表)、散瞳电脑验光(全自动电脑验光仪,MRK-3100,韩国)、小瞳孔主觉验光、超声角膜测厚仪(SP-3000,日本 Tomey 公司)等检查。术中掀瓣后测量 3 次瓣下中央角膜厚度取其平均值。角膜瓣厚度 = 术前中央角膜厚度 - 瓣下中央角膜厚度。残留基质床厚度 = 瓣下中央角膜厚度 - 激光切削深度。

1.4 术后用药及随访 术后常规点托百士(0.3% 妥布霉素)

滴眼液、艾氟龙(0.1% 氟米龙)滴眼液及贝复舒(重组牛碱性成纤维细胞生长因子)眼用凝胶。定期复查,记录患者末次随访的时间及 UCVA、BCVA、显性屈光等。

1.5 统计学方法 采用 SPSS 11.5 统计学软件对数据进行分析。2 组间年龄的比较采用卡方检验,2 组间 BCVA、SE、角膜厚度、残留基质床厚度的比较采用独立样本的 *t* 检验。*P* < 0.05 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 术前术中 2 组参数的比较 2 组间年龄、BCVA、SE 比较,差异均无统计学意义(*P* > 0.05);术前中央角膜厚度 110 μm 刀头组为 509.25 μm,130 μm 刀头组为 547.42 μm,2 组比较差异有统计学意义(*P* < 0.01);角膜瓣厚度 110 μm 刀头组平均为 131.65 μm,130 μm 刀头组为 162.81 μm,2 组比较差异有统计学意义(*P* < 0.01);残留基质床厚度 110 μm 刀头组为 296.64 μm,130 μm 刀头组为 309.73 μm,2 组比较差异无统计学意义(*P* = 0.651)。

2.2 术后随访 术后 110 μm 刀头组和 130 μm 刀头组的末次随访时间分别为 10.67、11.25 个月,2 组末次随访的视力和屈光结果比较,差异均无统计学意义(*P* > 0.05)(表 1)。

表 1 2 组的术后视力和屈光结果

| 分组 | n | 视力 | | | 术后 SE |
|------------|-----|------------|------------|---------|-------|
| | | 术前 UCVA(眼) | 术后 BCVA(眼) | BCVA 变化 | |
| 110 μm 刀头组 | 74 | 5.03 | 5.03 | 0.00 | -0.36 |
| 130 μm 刀头组 | 130 | 5.06 | 5.06 | 0.01 | -0.31 |
| <i>P</i> | | 0.741 | 0.741 | 0.505 | 0.692 |

2.3 安全性、有效性及可预测性比较 2 组安全性、有效性及可预测性比较,差异均无统计学意义(*P* > 0.05),2 组中均未出现丢失 2 行以上的 BCVA(表 2)。

作者单位:457100 濮阳光明医院眼科(杨向红、杨洪波、戚小霞);
450005 郑州市第二人民医院眼科(乔宝笛)
通讯作者:乔宝笛(Email:qiaobaodi@sina.com)