

眼固体生物力学研究*

杜春娟¹ 王小兵² 刘爱珍² 曾衍钧^{1,†}

¹ 北京工业大学生物力学与医学信息研究所, 北京 100022

² 首都医科大学附属北京同仁医院眼科中心, 北京 100730

摘要 眼是光转换的视觉器官, 通常考虑将其作为一个生物力学结构. 眼睛是眼内肌和眼外肌产生压力的系统, 具有复杂的内血管系统, 产生流体和溶合物的传导系统. 从生物力学角度看, 眼存在固体生物力学、流体生物力学和生物传输等问题. 本综述中, 介绍眼睛有意义的生物固体力学各方面研究成果及尚待解决的问题, 其研究对象为巩膜、角巩膜、角膜、视网膜、筛板以及眼调节和老花. 回顾测量巩膜力学性质和角巩膜应力-应变性质模型的有关研究成果, 然后论述这些研究成果的应用. 巩膜力学另一重要应用是对近视的了解, 即眼的轴长过长使长距离光线不能够清晰聚焦于视网膜而引起近视. 角膜生物力学一个显著的应用是预测激光切开剖面手术, 它将使屈光角膜手术达到最优的术后视敏度. 筛板是眼中最具有生物力学研究兴趣的组织之一, 它是跨过巩膜管的多孔的结缔组织. 推导出青光眼的视神经病的力学理论. 证据表明围绕着睫状肌的结缔组织发生变化可能妨碍它的自由收缩的能力, 因此老花的病理学原因可能是多因素的.

关键词 角膜, 青光眼, 巩膜, 视网膜, 生物固体力学

1 引言

眼是一个值得关注的器官, 专门用于把可见光转换至空间组织和瞬时变成电化学信号. 在眼正常和病

理功能方面生物力学起到主要作用.

这里首先介绍眼与生物力学有关的重要部分的解剖概观. 眼睛外层由两个连接组织即角膜和巩膜构成 (见图 1) 6 条眼外肌肉附着于巩膜上, 与活动滑

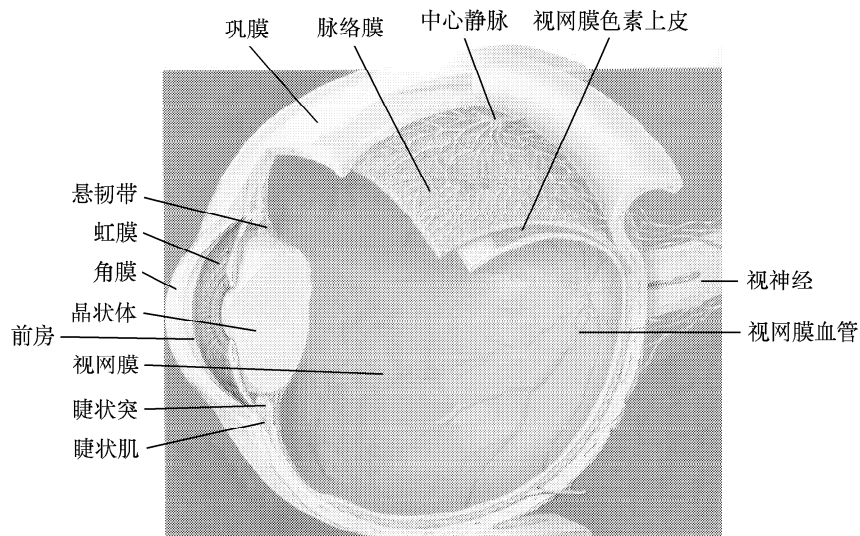


图 1 眼解剖概观和标记一些重要组成部分

收稿日期: 2005-03-16, 修回日期: 2006-05-30

* 国家自然科学基金 (10472005) 及北京市自然科学基金 (3052009) 资助项目

† E-mail: yjzeng@bjut.edu.cn

轮^[1]系统一致行动就可以灵活地转动眼睛。角膜外层形成封闭的外壳,通过巩膜通道贯通到眼球后部,通过小血管和神经连接到其它无联系的组织。视神经可以把外部信息从视网膜传递到大脑视觉中枢。光通过角膜进入眼睛,随后穿过前房、瞳孔、晶状体和玻璃体,到达视网膜。晶状体由附着于睫状肌纤维的悬韧带悬浮;这些肌纤维的改变会引起悬韧带拉动晶状体,因此造成晶状体变形从而改变眼睛焦距,这一过程就是我们所熟知的自主调节。睫状体包含睫状肌和高皱折富含血管的睫状突,能够分泌澄清无色的液体称为房水。房水辐射状地向内流动,清洗晶状体,越过瞳孔到达前房,营养角膜,通过虹膜和角膜形成的前房角里的专门组织排出眼外。正如我们所见,房水流动保持眼内有正压,即所谓的眼内压(*IOP*),对于*IOP*也有许多有意义的生物力学结论。另外,整个心动周期眼内血管体积改变,造成随时而变的*IOP*值。在晶状体后的空间由玻璃体充满。玻璃体是多孔渗水的,因此能够把前房传来的压力遍及眼睛内部。

眼承受一个平均和随时间变化的内压,加之睫状肌能产生相当大的内力,而眼外肌则产生外力。尽管有这些力,眼仍必须维持所有光分量的合理相对位置,以便保证高视敏度。这就产生一些有意义的生物固体力学问题。

2 巩膜和角巩膜力学

角巩膜层包裹眼内组织而且保护眼免受损伤。它是很致密的强韧组织,具有高弹性模量和高断裂强度。对膨胀的人眼球进行测量,其平均杨氏模量为(5~13)MPa^[2]。巩膜大部分是由环向I型和III型胶原纤维组成,因此其弹性模量环向远大于径向^[3]:

巩膜弹性性质的获知,将改进测量眼内压(*IOP*)的方法和测量房水引流阻力的精度、对近视发展的了解以及眼震颤大小的解释。首先回顾一下关于测量巩膜力学性质和角巩膜应力-应变性质模型的有关研究成果,然后介绍这些研究成果的应用。

Friedenwald^[4]首先提出“眼刚度函数”,描述眼内压变化(*IOP* - *IOP*₀)随眼体积变化(*V* - *V*₀)的关系

$$\ln \left[\frac{IOP}{IOP_0} \right] = K(V - V_0) \quad (1)$$

式中 *K* 是眼刚度系数,对人来说 *K* 近似于 0.05 μl⁻¹^[5]。它给出在生理条件下 *IOP* 为 2.0 kPa 时眼球柔度大约为 7.5 μl/kPa;牛眼硬度明显小于人眼,其眼刚度比人眼大约小 10 倍。

方程(1)与胶原力学特性是一致的,胶原力学特性是巩膜高弹性模量的反映。特别是胶原存在着以

下应力(σ)-应变(ε)的关系时^[6]

$$\sigma = A[e^{\alpha\varepsilon} - 1] \quad (2)$$

式中 *A* 和 α 是材料常数。注意在低应变时, *Aα* 等于材料的弹性模量。利用 Laplace 关系,巩膜中切线的应力与眼内压有关

$$\sigma = IOP \cdot R / (2h)$$

式中 *R* 是眼的半径, *h* 是巩膜厚度。考虑小应变时,如 $\varepsilon = (R - R_0) / R_0$, 可让 $V - V_0 = 4\pi R_0^2 (R - R_0)$ 。方程(2)将得出 Friedenwald 方程的修正形式

$$\ln \left[\frac{IOP + 2hA/R}{IOP_0 + 2hA/R} \right] = \frac{\alpha}{V_0} (V - V_0) \quad (3)$$

McEwen 等^[7]首先导出了方程(3),而 Coiiins 等^[5]对于人眼得到其结果为 $\alpha/V_0 = 0.022 \mu l^{-1}$ 和 $2hA/R = 1.27 \text{ kPa}$ 。如果采用人角巩膜层典型的半径和厚度值分别为 1.15 cm 和 0.06 cm 时,则 $\alpha = 140$ 和低应变模量 *Aα* 为 1.7 MPa。Greene 更严格地导出了方程(3),而且对给出眼 α , *A* 和柔度范围值的所有文献作了对比^[8]。

眼刚度函数实际上表明了巩膜和角膜两者的特性。虽然角膜比巩膜软,它的弹性性质亦可用类似方程(2)的关系来描述。于是方程(3)实际上是描述了角巩膜的性质。

这些公式把角膜和巩膜视为弹性材料来处理。但在应力作用下依赖于时间而变形。黏弹性模型已用来表征这种性质^[10],但是同其它人体组织一样,为了获取这种性质,一系列不同的定时测量是必须的。由于巩膜是双向材料,所以采用应力作用以及进出组织的流体运动相结合模型来表征是适合的^[11]。

3 巩膜力学的应用

Friedenwald 关系通常应用于眼压测量计(*IOP*的无创伤检测)。眼压测量计有很多不同类型,概念最简单的是 Schiotz 眼压测量计。当已知重量的砝码放在角膜时,该装置将测量其发生的凹陷深度。Gloster 概要分析了眼压测量计所给某重量引起的读数和眼内压关系的数据。这毕竟是在眼变形情况下眼压测量计测出的眼压。人们期望知道的是眼不变形时压力,眼的凹陷深度等于射入眼的流体容积。Gloster 发现凹陷深度和眼压测量计凹陷体积的关系。然后利用 Friedenwald 关系(方程(1)),找到未变形的眼内压(*IOP*)。这就要求先知道眼刚度,它可用人口平均或利用 Schiotz 眼球测压计(用两个不同砝码重量)而获得。

Friedenwald 关系的相关应用是在张力描记器上,即用改进后的眼压测量计来估计活眼中房水引流的阻力。当砝码增加了眼中压力后,凹陷体积的流

体将经眼房水引流通道流出, 这时压力就缓慢下降. 测量短时 (通常 Δt 为 4 min) 压力的变化, 方程 (1) 可以用来计算该时段角巩膜的体积减少 (ΔV_s). 另外当眼压下降时由于砝码凹陷入角膜的量增加, 这增加的凹陷体积 (ΔV_c) 必定是包含在已流过眼睛总体积中的量中. 出流柔顺性 C 为房水引流阻力的倒数, 可以用 $C = (\Delta V_s + \Delta V_c) / (\Delta t \Delta p)$ 来估算, 式中 Δp 是张力描记器中 IOP 的平均增加值. Greene 强调当眼进行张力描记器测定前, 眼刚度应先被确定, 因为对于不同体积的眼将有非常不同的结果 (比较方程 (1) 和方程 (3), 可见 K 是反比于眼体积), 并要注意到, 黏弹性蠕变可能使用本法测量时, 出流柔顺性会发生紊乱, 但实验研究表明它不会产生太大的误差.

巩膜力学另一重要应用是对近视的了解, 即眼的轴长过长使长距离光线不能够清晰聚焦于视网膜. 迄今已考虑巩膜为非线性弹性或黏弹性材料, 然而它有一个弹性极限, 超过了这弹性极限时将产生塑性变形^[13]. 在说明视网膜的力学理论中, 已认定年轻人的眼当具有以下特点时将会引起近视: (1) 弹性极限由于遗传因素而减少; (2) 当眼睛阅读时, 在调节

和收敛的巩膜上, 作用有较高的正应力; (3) 由于斜视或摩擦, IOP 周期性增加造成拉伸. 这些机理中的一个或多个与眼生长有关的生理反馈电路相结合就可能导致视网膜的变化^[14].

4 角膜生物力学

角膜是多层组织, 由前部多层鳞状致密的上皮细胞 (约厚 $50 \mu\text{m}$) 和后部激活压出的内皮细胞 (约厚 $5 \mu\text{m}$) 所组成. 它具有较高强度和透明度, 是微米和纳米尺寸的基质结构. 在微观方面基质由 $250 \sim 400$ 层丝状束组成, 层中包括有 I/V 形异形的胶原纤维, 这些纤维走向为经线, 水平线和环向 (在周边)^[15], 而且共同承受 IOP 的负荷 (图 2). 实际上, 承受负荷方式在角膜面和横向两个方向较为复杂^[16]. 显然, 在体角膜如何承受负荷尚无一致看法. 在纳米尺寸下, 吸水的糖蛋白围绕着 35 nm 单个分散的胶原纤维且以相对均匀间距作用在胶原上. 角膜横向材料性质主要由固定承载密度及有机糖蛋白填充 ($(36 \sim 48) \text{ mM}$) 所确定^[17].

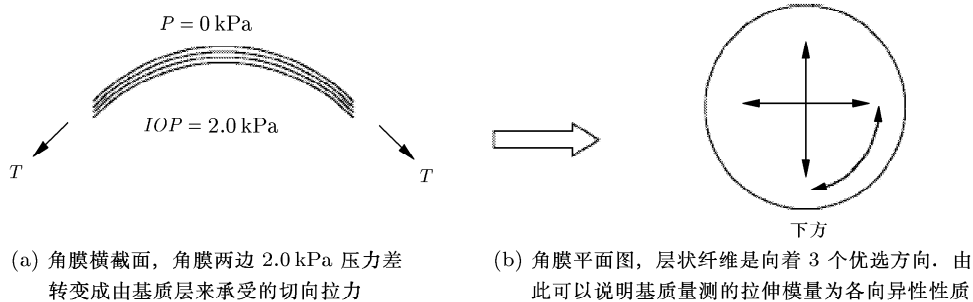


图 2 角膜承受的拉力

4.1 材料特性

为产生一个近似完整的球面, 角膜必须作用有显著精度的力. 为了实现预想的形状变化来校正屈光的误差, 必须要表征出角膜对组织割断和脱落的反响. 因此识别角膜的材料特性是重要的, 它是不均匀的, 高度各相异性, 非线性和黏弹性. 例如经线负荷作用在正常 IOP 值时, 中心角膜中杨氏切向模量为最大 (8.6 MPa), 而对环向负荷来说, 其切向模量为最大 (13.0 MPa). Woo 等^[18] 用有限元分析法, 从膨胀的人角膜中获得方程式 (2) 形式的非线性有效的应力 - 应变关系, 其中 $A = 5.4 \times 10^3 \text{ Pa}$ 和 $\alpha = 28.0$, 而对于较近时期由 12 个人角膜作为研究对象的研究中则发现 $A = 1.75 \times 10^3 \text{ Pa}$ 和 $\alpha = 48.3$ ^[19].

Zeng 等^[20] 研究人角膜周边说明, 说明其黏弹性性质的应力松弛曲线可用下列经验公式来拟合

$$y = -0.0159 \ln(t) + 0.9785 \quad (4)$$

式中 y 是在一定伸长比 1.5 下归一化累积模量, t 是时间, 单位为 s .

4.2 膨胀压力

在前后方向, 哺乳动物角膜基质缺乏内部力学约束. 基质有吸水趋势, 通过它的膨胀压力来定吸水量. 为阻止膨胀, 将导致不透明, 因此有兴趣去了解维持视力需控制的膨胀大小和性质. 基质膨胀压力则强烈依赖水合作用 (图 3), 而且可以描述为^[21]

$$p = \gamma \exp(-\beta H) \quad (5)$$

式中 p 是膨胀压力, γ 和 β 是常数, H 是基质组织的水合作用. 方程 (5) 是实验数据的回归方程, 而且告诉我们一些关于基质膨胀压力的物理性质. 采用更基本的物理方法, Eisenberg 和 Grodzinsky^[22] 将连续双向理论^[23] 扩展用于人类, 表示基质中膨胀应力为 σ , 它作为应变 ε 的函数, 而代表人类的集中系数

为 c

$$\sigma(c, \varepsilon) = E_A(c)\varepsilon + \sigma_c(c) \quad (6)$$

式中 $E_A(c)$ 是集合模量 (Lame 常数之和为 $2G(c) + \lambda(c)$), 而 σ_c 是化学应力. Eisenberg 和 Grodzinsky 找出 $E_A(c)$ 和 $\sigma_c(c)$ 作为 c 的函数, 利用方程 (6) 在合理精度内可以预测角膜基质的自由膨胀.

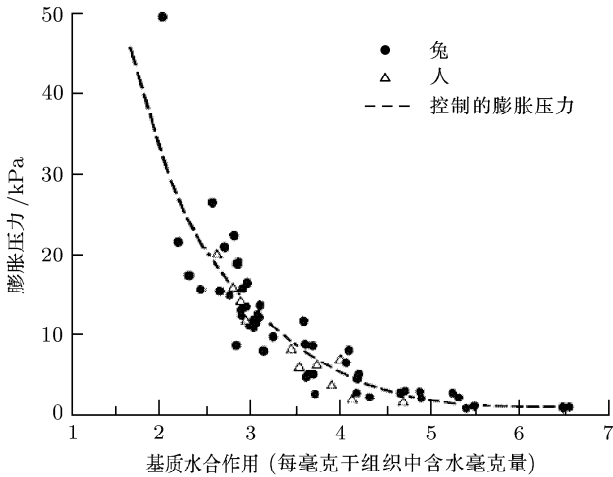


图 3 角膜基质中膨胀压力与基质水合作用 (水质量 / 干组织质量). 在一般水合作用 (3.2 ~ 3.4 每毫克干组织中含水毫克量) 下, 基质膨胀压力近似于 8 kPa

4.3 屈光外科手术的应用

关于角膜生物力学一个显著的应用是预测激光切割剖面手术, 它将使屈光角膜手术达到最优的术后视敏度. 然而, 生物力学模型在该任务中尚未取得特别成功. 激光依赖于不断地更新和基于直接形式减法公式的专有经验算法, 这公式已被修正且根据众多病人术后反应的优化统计而得^[24]. 这经验方法已经十分成功, 使 97% 做过手术的人愿意推荐 LASIK (准分子学激光原位磨镶术) 给患者^[25].

20 世纪 90 年代初人们努力去建立放射状角膜切开术的模型, Wang 等^[26]通过对角膜几何模型的构造, 运用已知角膜的力学性能和结构特性, 以有限元方法对放射状角膜切开术的手术结果进行模拟, 研究了刀口数目, 刀口深度, 眼压大小, 中央区的大小等手术参量对手术效果的影响, 通过计算得出角膜术后的变形规律和应力集中区域, 初步探讨了手术机理.

5 视网膜和筛板力学

视网膜是相当脆弱的组织, 其厚度为 250 μm . 且杨氏模量^[27]仅有 20 kPa. 它不能承受较大的荷载且能脱落, 通常还伴有影响视力的严重后果. 视网膜脱落常伴有与年龄有关的玻璃体液化和皱缩, 也可能发生在当眼承受大的加速度时, 还有如发生在幼儿的并发症中^[28].

筛板是眼中最具有生物力学研究兴趣的组织之一, 它是跨过巩膜管的多孔的结缔组织, 当通过巩膜管时力学上支持了光神经的视网膜神经中枢细胞. 筛板在青光眼中是非常重要的, 青光眼是疾病的组合, 通常具有视野缺失和视神经特征变化的临床结果. 青光眼在西方国家中是致盲的第 2 诱因, 而且在全世界 6500 万至 7000 万人受到该病困扰. 在通常青光眼患者中, IOP 值偏高 (达 2.8 kPa 或更高). 若持续较高的 IOP, 则形成视网膜神经节细胞损失以致失明. 对神经节细胞损失机理尚未彻底了解, 但研究认为筛板是危险因素. 已推导出青光眼的视神经病的力学理论, 认为高应力作用在筛板中导致神经纤维破坏或者是通过 $I-\beta$ 型星型细胞和 (或) 其他神经使胶质细胞激活^[29]. 这种力学效果可能是与视神经乳头中改变了的血管灌注相组合, 共同破坏了视网膜神经节细胞.

为了估计应力对青光眼的可能作用, 就必须获知在筛板内的力学环境. 但是筛板本身太小又被较刚硬组织 (巩膜) 所包围, 这使得试验具有挑战性. 多数试验依赖于死尸组织来进行, 或变形的间接测量. 其它已被采用的模型方法是把筛板处理成有限厚度的圆板. 与这些分析所容许的几何相比, 筛板几何则非常复杂, 所以数值模型化是一个非常吸引人的选择. Bellezza 等^[30]考虑了筛板的一个简单模型, 由跨过椭圆巩膜管的结缔组织桥的有规则的网络组成. 计算结果表明在筛板内有显著的应力上升, 在某些情况下可达到 100 倍 IOP 值. Singal 等^[31]也利用有限元方法来模拟巩膜, 筛板以及筛板前后的神经组织, 发现当 IOP 为 6.7 kPa 时, 筛板内应变升高了 12%. 当前这些模型仍较粗糙, 筛板被假定为线弹性各向同性组织和简单几何形状. 虽然如此, 但是当得到合理的试验研究所支持时, 它们将是一个有前景的工具, 且将解开青光眼中筛板生物力学的奥妙.

6 眼调节和老花

人随着年龄增长眼睛有许多变化, 最通常是调节能力的损失, 即由于晶体形状改变引起眼轴长度的改变. 老花对于每人都是熟悉的. 一般在 50 岁以后, 都要购置读书眼镜. 对于老花成因的几种假定是: (1) 晶体弹性减小, 使得变形增加阻力; (2) 前部悬韧带和晶体的几何发生改变, 使得悬韧带拉紧的力学有效性损失; (3) 睫状肌收缩力丧失. 已经有很好的证明, 支持所有这些假设. 晶体随着年龄增大肯定有变刚硬趋势, 同时使前部悬韧带几何发生变化, 包括晶体和睫状肌前室运动, 晶体曲率和尺寸的增加, 和前室深度的减少等. 另外一些研究已表明: 虽然老人睫状肌收缩能力消失, 但肌肉本身仍不弱且保持胆碱能的主动肌敏感性^[32]. 最近证据表明围

绕着睫状肌的结缔组织发生变化可能妨碍它的自由收缩的能力^[33],因此老花的病理学原因可能是多因素的。

7 虹膜

刘志诚等^[34]首次实现了对虹膜整体力学特性的认识,人眼和兔眼虹膜力学特性相似,虹膜是典型的黏弹性物质,面积模量与前后房压强差之间基本是线性关系,并且在相同的前后房压强差下人眼虹膜的面积模量比兔眼虹膜的略小。

8 讨论

从本文中清楚地看到众多眼生物固体力学问题。但在这研究领域中许多生物力学问题尚未了解清楚,下面将为研究工作者列出一些需要亟待解决的问题。

(1) 老化发生的原因是什么?至今仍旧没有可以利用的生物力学模型研究来说明眼调节和老花中记载下的所有生理观察,以及成为老花基础的广泛估计机理。

(2) 高值的眼内压(IOP)如何损坏光神经而又如何导致青光眼变盲。

(3) 近视的生物力学。

(4) 在体且用无损伤的方法,如何来确定微观材料特性和角膜的应力场。

如果上述研究取得成功,生物力学工作者可以对曲光角膜手术在针对病人实际情况的基础上输入有关的数据,从而为手术提供定量依据。

参 考 文 献

- 1 Demer J L. The orbital pulley system: a revolution in concepts of orbital anatomy. *Ann N Y Acad Sci*, 2002, 956(1): 17~32
- 2 Hjortdal J O. Regional elastic performance of the human cornea. *J Biomech*, 1996, 29(8): 931~942
- 3 Battaglioli J L, Kamm R D. Measurements of the compressive properties of scleral tissue. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1984, 25(1): 59~65
- 4 Friedenwald J S. Contribution to the theory and practice of tonometry. *Am J Ophthalmol*, 1937, 20(9): 985~1024
- 5 Collins R, van der Werff T J. Mathematical models of the dynamics of the human eye. In: *Lecture Notes in Biomathematics*. Berlin: Springer-Verlag, 1980
- 6 Fung Y C. Elasticity of soft tissues in simple elongation. *Am J Physiol*, 1967, 213(11): 1532~1544
- 7 McEen W K, St Helen R. Rheology of the human sclera. Unifying formulation of ocular rigidity. *J Biol Chem*, 1965, 240(12): 2003~2010
- 8 Greene P R. Closed-form ametropic pressure-volume and ocular rigidity solutions. *Am J Optom Physiol Opt*, 1985,

- 62(1): 870~878
- 9 Nash S I, Greene P R, Foster S C. Comparison of mechanical properties of keratoconus and normal corneas. *Exp Eye Res*, 1982, 35(3): 413~424
- 10 Downs C J, Suh J K, Thomas K A, et al. Viscoelastic characterization of peripapillary sclera: material properties by quadrant in rabbit and monkey eyes. *J Biomech Eng*, 2003, 125(2): 124~131
- 11 Johnson M, Tarbell J M. A biphasic, anisotropic model of the aortic wall. *J Biomech Eng*, 2001, 123(1): 52~57
- 12 Viernstein J L, Kitazawa Y. Measurements of factors affecting the precision of tonometry and tonography. *Exp Eye Res*, 1970, 9(1): 91~97
- 13 Ku N D, Greene R P. Scleral creep in vitro resulting from cyclic pressure pulses: applications to myopia. *Am J Optom Physiol Opt*, 1981, 58(4): 528~535
- 14 Goss A D, Wickham G M. Retinal image mediated ocular growth as a mechanism for juvenile onset myopia and for emmetropization. *A Literature Review Doc Ophthalmol*, 1995, 90(3): 341~375
- 15 Meek M K, Fullwood J N. Corneal and scleral collagens—a microscopist's perspective. *Micron*, 2001, 32(2): 261~272
- 16 Waring G O. A cautionary tale of innovation in refractive surgery. *Arch Ophthalmol*, 1999, 117(2): 1069~1073
- 17 Hodson S, O'Leary D, Watkins S. The measurement of ox corneal swelling pressure by osmometry. *J Physiol*, 1991, 434(3): 399~408
- 18 Woo S L, Kobayashi A S, Schlegl W A, Lawrence C. Non-linear material properties of intact cornea and sclera. *Exp Eye Res*, 1972, 14(1): 29~39
- 19 Bryant M R, McDonnell P J. Constitutive laws for biomechanical modeling of refractive surgery. *J Biomech Eng*, 1996, 118(4): 473~481
- 20 Zeng Y, Yang J, Huang K, et al. A comparison of biomechanical properties between human and porcine cornea. *J Biomech*, 2001, 34(4): 533~537
- 21 Fatt I, Glodstrick T. Dynamics of water transport in swelling membranes. *J Colloid Sci*, 1965, 20: 926~989
- 22 Eisenberg R S, Gtodzinsky J A. The kinetics of chemically induced nonequilibrium swelling of articular cartilage and corneal stroma. *J Biomech Eng*, 1984, 106(2): 151~158
- 23 Myers E R, Lai W M, Mow V C. A continuum theory and an experiment for the ion-induced swelling behavior of articular cartilage. *J Biomech Eng*, 1984, 106: 151~158
- 24 Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. *J Refract Surg*, 2000, 16(3): 407~413
- 25 Bailey M D, Mitchell G L, Dhaliwal D K, Boxer Wachler B S, Zadnik K. Patient satisfaction and visual symptoms after laser in situ keratomileusis. *Ophthalmology*, 2003, 110(12): 1371~1378
- 26 Wang J Q, Zeng Y J. Influence of some operational variables on the radial keratotomomy operation. *British Journal of Ophthalmology*, 2000, 84(2): 651~653
- 27 Alamouti B, Funk J. Retinal thickness decreases with age: an OCT study. *Br J Ophthalmol*, 2003, 87(7): 899~901
- 28 Levin V A. Ophthalmology of shaken baby syndrome. *Neurosurg Clin N Am*, 2002, 13(2): 201~211
- 29 Hernandez R M. The optic nerve head in glaucoma: role of astrocytes in tissue remodeling. *Prog Retin Eye Res*, 2000,

- 19(3): 297~321
- 30 Bellezza J A, Hart T R, Burgoyne C F. The optic nerve head as a biomechanical structure: initial finite element modeling. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2000, 41(12): 2991~3000
- 31 Singal A I, Flanagan G J, Tertinegg I, Ethier R C. Investigation of the biomechanical environment within the optic nerve head by finite element modeling. In: Bathe J K, ed. *Computational Fluid and Solid Mechanics, Proc Second MIT Conf.* New York: Elsevier, 2003. 1810~1813
- 32 Pardue T M, Sivak G J. Age-related changes in human ciliary muscle. *Optom Vis Sci*, 2000, 77(2): 204~210
- 33 Tamm E, Lutjen-Drecoll E, Jungkunz W, Rohen J W. Posterior attachment of ciliary muscle in young accommodating old presbyopic monkeys. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 1991, 32(8): 1678~1692
- 34 刘志成, 林丁, 宋红芳等. 虹膜组织力学特性的实验研究. *医用生物力学*, 2004, 19(2): 84~87

A REVIEW ON OCULAR BIOSOLID MECHANICS*

DU Chunjuan¹ WANG Xiaobin² LIU Aizhen² ZENG Yanjun^{1,†}

¹Biomechanics and Medical Information Institute, Beijing Polytechnic University of Technology, Beijing 100022, China

²Department of Optometry, Tongren Hospital, Capital University of Medical Science, Beijing 100730, China

Abstract The eye is an organ which transduces light, and can be considered as a biomechanical structure. It is a pressurized, thick-walled shell with an internal and external musculature, a remarkably complex internal vascular system. In this review, we present research results of biosolid mechanics related with eye, and a list of unsolved problems. The research objects are sclera, corneoscleral envelope, cornea retina, lamina cribrosa, accommodation and presbyopia. We first address studies on measuring mechanical properties of the sclera and the stress-strain behavior of the corneoscleral envelope. Then we examine the applications of these studies. An important application of scleral mechanics is the understanding of myopia in which the axial length of the eye is too large to allow clear focusing of distant light rays on the retina. An obvious application of corneal biomechanics is to predict the laser ablation profile that will optimize postoperative visual acuity in refractive corneal procedures. The lamina cribrosa is one of the most interesting tissues in the eye with respect to biomechanics. It is a porous connective tissue that spans the scleral canal, mechanically supporting the retinal ganglion cells of the optic nerve as they pass through the scleral canal. We discuss the mechanical theory of glaucomatous optic neuropathy. The evidence indicates that changes in the connective tissues around the ciliary muscle may inhibit its ability to freely contract. Thus, the pathophysiology of presbyopia may be multifactorial.

Keywords cornea, glaucoma, sclera, retina, biosolid mechanics

* The project supported by the National Natural Sciences Foundation of China(10472005)and Beijing Municipal Sciences Foundation (3052009)

† E-mail: yjzeng@bjut.edu.cn