

小梁网组织表面力学特性及其各向异性模型

常金龙^{1,2,6}, 王川^{2,3}, 李坦^{2,4}, 闫义涛⁵, 韩苗苗^{1,6}, 刘志成²

(1. 新乡医学院 医学工程学院, 河南 新乡 453003; 2. 首都医科大学 生物医学工程学院, 临床生物力学应用基础研究北京市重点实验室, 北京 100069; 3. 首都医科大学 燕京医学院, 北京 101300; 4. 山东第一医科大学(山东省医学科学院) 山东省眼科研究所, 山东 青岛 266071; 5. 新乡医学院第一附属医院 眼科, 河南 新乡 453199; 6. 新乡市智能康复设备工程技术研究中心, 河南 新乡 453003)

摘要:目的 探讨小梁网组织表面弹性模量的变化趋势, 并使用各向异性模型模拟, 验证各向异性模型的合理性。
方法 对2只大鼠的4个小梁网样本在表面不同位置进行原子力显微镜(atomic force microscope, AFM)压痕实验, 并使用本课题组提出的各向异性小梁网力学模型对小梁网组织表面不同位置处测得的弹性模量进行模拟实验。
结果 测试得到的小梁网组织表面弹性模量会随着位置不同而变化, 并且在小梁网中段达到最小值; 各向异性小梁网力学模型可以较好地模拟这一现象。
结论 各向异性小梁网力学模型在描述小梁网力学特性方面具有较强的理论意义与实用价值。同时, 该模型可以解释对小梁网组织进行单轴拉伸与 AFM 压痕实验获得的弹性模量之间的巨大差别。因此, 各向异性小梁网模型是对小梁网力学特性的一种更好描述。

关键词: 小梁网; 弹性模量; 压痕测试; 各向异性模型

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.004

The Surface Mechanical Property of Trabecular Meshwork and its Anisotropic Model

CHANG Jinlong^{1,2,6}, WANG Chuan^{2,3}, LI Tan^{2,4}, YAN Yitao⁵, HAN Miaomiao^{1,6}, LIU Zhicheng²

(1. School of Medical Engineering, Xinxiang Medical University, Xinxiang 453003, Henan, China; 2. Beijing Key Laboratory of Fundamental Research on Biomechanics in Clinical Application, School of Biomedical Engineering, Capital Medical University, Beijing 100069, China; 3. Yanjing Medical College, Capital Medical University, Beijing 100300, China; 4. Shandong Eye Institute, Shandong First Medical University & Shandong Academy of Medical Sciences, Qingdao 266071, Shandong, China; 5. Department of Ophthalmology, the First Affiliate Hospital of Xinxiang Medical University, Xinxiang 453199, Henan, China; 6. Xinxiang Engineering Technology Research Center of Intelligent Rehabilitation Equipment, Xinxiang 453003, Henan, China)

Abstract: Objective The tendency of elastic modulus on trabecular meshwork (TM) surface was measured and numerical simulation was derived using an anisotropic model, so as to verify rationality of the anisotropic model.

Methods Atomic force microscope (AFM) indentation tests were conducted on four TM samples from two rats at different locations, and simulation experiment was conducted to measure elastic modulus at different locations of TM surface based on the proposed anisotropic TM model. **Results** The tested TM elastic modulus varied at

different test locations on TM surface and reached the minimum value in the middle of TM. The anisotropic TM model could reliably simulate this phenomenon. **Conclusions** The anisotropic TM mechanical model has strong theoretical significance and practical values in describing mechanical characteristics of TM. Meanwhile, the model can explain the huge differences in elastic modulus obtained by uniaxial stretch of TM tissues and by AFM indentation test. Therefore, the anisotropic TM model is a better description for TM mechanical properties.

Key words: trabecular meshwork(TM); elastic modulus; indentation test; anisotropic model

近年来,力学因素在眼科疾病中倍受重视^[1-4]。研究认为,在开角型青光眼中,小梁网组织的力学特性与其滤过能力及对房水外流的调控功能密切相关。大量不同实验对象(如人、大鼠、小鼠、猪、兔等)青光眼样本和对照样本的小梁网力学特性均有明显区别,证明力学因素对开角型青光眼的发病与恶化过程具有关键作用^[5-10]。

小梁网外流通道的结构可分为葡萄膜小梁(uveal trabecular meshwork, UTM)、角巩膜小梁(corneoscleral trabecular meshwork, CTM)、邻管组织(juxtacanalicular tissue, JCT)、Schlemm's管(Schlemm's canal, SC)和集合管(collecting channel, CC)5个部分。UTM和CTM层结构较为相似,其中松散排布着一种以胶原与弹性纤维为主要成分的杆或板状结构,称为“小梁”^[11]。研究表明,小梁的排布方式与其在小梁网组织中的位置有关^[6,12]。同时,基于单轴拉伸技术与基于原子力显微镜(atomic force microscope, AFM)技术测得的弹性模量之间都存在着3个数量级的差距^[5-7,9,12]。此现象提示,小梁网组织的力学特性并非简单而理想的各向同性,而是具有明显非均质性的各向异性。

大鼠与小鼠由于易于获得、价格低廉,以及在眼结构上与人眼相似度较高,具有连续的小梁网与Schlemm's管的特点,被经常在眼科相关研究中使用。Huang等^[7]使用Neo-Hookean本构的超弹性材料模拟大鼠小梁网组织的力学特性,结果与AFM实验的趋势吻合较好。本课题组在之前研究中提出了一种小梁网的各向异性力学模型^[12]。本文首先对大鼠小梁网组织样本进行AFM压痕实验,记录在小梁网组织表面不同位置处测得的等效弹性模量;然后,使用本课题组提出的各向异性小梁网组织力学模型进行有限元模拟,研究测试位置与等效弹性模量之间的趋势关系;最后,对二者的结果进行对比与简要分析。

1 材料与方 法

1.1 小梁网 AFM 压痕实验

1.1.1 实验材料准备 采用普通级健康成年SD大鼠2只,雌雄不限,由首都医科大学实验动物中心提供。实验装置采用清华大学航空航天学院生物力学与医学工程研究所Ntegra原子力显微镜,微悬臂的弹簧系数 $k=0.04\text{ N/m}$,氮化硅材质的球形压头半径为 $17\text{ }\mu\text{m}$ 。

将实验用大鼠过量麻醉处死,在死后30 min内将眼球整体取出,然后使用手术剪从眼球后部呈十字型开口将眼球剖开,取出眼中内容物,留下眼前部的角膜及部分巩膜。将这一部分平铺在培养皿中,使用双面胶将其固定,使角巩膜接触部分暴露在视野中。固定完成后,向培养皿中加入 $39\text{ }^{\circ}\text{C}$ 的PBS将样品浸没,以避免组织脱水。固定过程中要保证样品整体接触于培养皿底部而不是漂浮在液体中,以免使组织悬空从而而影响AFM实验的精确度。

1.1.2 小梁网组织弹性模量测定 由眼前节部位的显微图像显示,小梁网组织连接角膜与巩膜,在显微镜下很难明显区分小梁网与周边组织的边界。由于眼前节部位的几何尺度非常小,AFM探头半径必须足够小,以准确获得压痕部位的力-位移关系;同时,又要保证压痕的深度较小,以避免压痕部位发生塑性形变。因此,在对小梁网组织进行AFM压痕实验时,往往是从靠近角膜或巩膜与小梁网交界的位置开始,每隔一小段距离进行一次测试,一直到另一端结束测试;然后,通过计算较为中间部位的若干个测试点获得的弹性模量数据,作为该样本中小梁网的弹性模量(见图1)。

将载有固定好样品的培养皿放置于AFM的载物台上,预加载/调零,从角巩膜缘靠近角膜的一侧开始,每隔 $10\text{ }\mu\text{m}$ 进行1次压痕测试^[16]。每个样品上连续取7~8处位置进行实验,压入深度为不超过

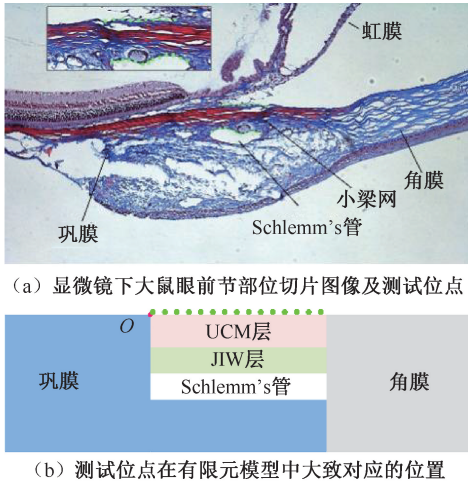


图 1 AFM 压痕实验测试位置

Fig. 1 AFM indentation test locations (a) Slice image for anterior segment of rat eye under microscope and indentation test locations, (b) Test locations corresponding to the locations in finite element model
注:UCM 层为角巩膜-葡萄膜小梁网,JIW 层为邻管组织-Schlemm's 管内壁。

2 μm 。实验数据由 AFM 配套的 Nova Px 3.2.5 软件 (NT-MDT 公司, 俄罗斯) 进行实时记录。每个样品上测量的位点数目在 5~11 个之间, 但大部分样品上的测试位点都多于 8 个 (只有 1 号鼠左眼测试了 5 个位点)。本文使用如下方法认定小梁网组织上的压痕数据: 如果 1 个样品上各个位点处的等效模量在某处出现最小值, 及其周围的模量未发生明显波动, 则认为该位点处为小梁网组织的中部位置, 该样品的等效模量由这个最小值及其周围两个位点处等效模量的平均值给出; 如果 1 个样品中各位点处的等效模量反复剧烈波动, 或最小值出现在第 1 处或最后 1 处位点, 则无法认定小梁网的位置, 放弃使用该样品的数据。

在实验过程中, 记录微悬臂的位移与形变, 用于拟合样品的弹性模量。用 d 表示微悬臂的形变, 用 z 表示微悬臂的位移, 则压痕深度 $\delta = z - d$, 而压痕力 $F = k \cdot d$ 。使用 Hertz 接触公式将此关系进行拟合, 即可获得样品的表面弹性模量:

$$F = \frac{4E}{3(1-\nu^2)} R^{\frac{1}{2}} \delta^{\frac{3}{2}}$$

典型的力-位移曲线如图 2 所示。随着探头不断靠近直到接触样品表面, 仪器记录到微悬臂的

小形变, 意味着探头开始受到来自样品表面的排斥力 (见图 2 中三角形标志所在的位置)。进行数据拟合时, 使用当力 (F)-位移 (w) 曲线较为稳定的阶段 (一般为从总压入深度 $1/4 \sim 1/3$ 开始) 进行拟合 (见图中标红线处所示), 以提高拟合可信度。在进行拟合时, 为了方便直接使用实测数据, 同时考虑到实测数据中 F 、 w 数据并不从坐标原点开始, 将 Hertz 公式进行如下修改, 以方便在拟合计算时能适应数据并不从坐标原点开始的情况:

$$F = \frac{4E_{\text{eff}}}{3(1-\nu^2)} R^{\frac{1}{2}} (w - m)^{\frac{3}{2}} - n$$

式中: m 、 n 分别表示拟合数据开始处的 w 和 F 值。根据上式, 就可得到样品材料的等效弹性模量 E_{eff} 。

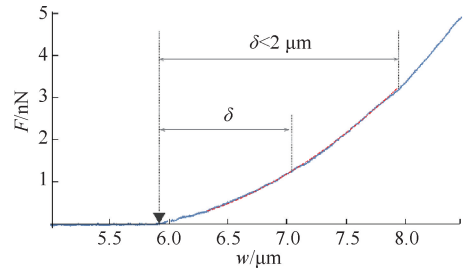


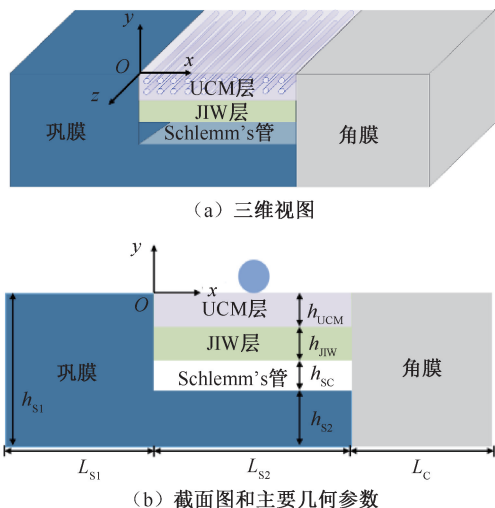
图 2 典型压痕实验力-位移关系曲线

Fig. 2 A typical force-displacement curve of indentation test

1.2 小梁网各向异性力学模型

1.2.1 建立小梁网各向异性力学模型 本文所使用的各向异性小梁网模型如图 3(a) 所示。将结构与功能相似的 UTM 和 CTM 层合并在一起, 称为角巩膜-葡萄膜小梁网 (uveal & cornea-sclera meshwork, UCM) 层。将 JCT 和 Schlemm's 管内皮区域合并在一起进行考虑, 称为邻管组织-Schlemm's 管内壁 (juxtacanalicular tissue & inner wall of Schlemm's canal, JIW) 层。UCM 层由于其纤维走向有一定的趋向性, 设定为横观各向同性材料; JIW 层由于其结构疏松且纤维不规则分布, 设定为各向同性材料。其中, UCM 层的弹性对称轴沿着小梁网轴向 (见图 3 中 z 轴方向)。对于不同的实验对象, 可以在模型中设置不同的几何尺寸, 以尽量模拟其真实结构 [见图 3(b)]。

1.2.2 设定小梁网有限元模型参数 本文对小梁网组织表面上不同位置处的等效弹性模量进行有限元模拟, 使用的有限元模型已有详细论述^[12], 本



(a) 三维视图

(b) 截面图和主要几何参数

图3 各向异性小梁网力学模型

Fig. 3 Anisotropic TM mechanical model (a) Three-dimensional view, (b) Section view and main geometric parameters

注:UCM层为角巩膜-葡萄膜小梁网,JIW层为邻管组织-Schlemm's管内壁。 L 、 h 为模型中对应位置处的几何参数。

节只进行简要介绍。如图3所示,小梁网组织分为力学性质不同的两层,分别为横观各向同性的UCM层和各向同性的JIW层。UCM层的弹性对称轴方向沿着小梁网组织的轴向[见图3(a)中 z 轴方向]。小梁网组织的两侧连接巩膜与角膜组织,这两部分的力学性质均设置为各向同性。

有限元模型的几何尺寸参考文献[12]及本实验中实测数据进行赋值。球形压头在小梁网组织表面进行测试的位置分别位于小梁网与角膜/巩膜接触区域、小梁网组织中段及约1/4、3/4处(见图4)。另外,在角膜表面与巩膜表面也分别进行模拟压痕实验,以验视其表面弹性模量。球形压头的半径与实验相同, $R = 17 \mu\text{m}$ 。最大压入深度设置为 $2 \mu\text{m}$,以尽量保证变形位于线性区间内。

设置角膜与巩膜弹性模量分别为6.2、2.0 kPa^[7]。UCM区域为不可压缩横观各向同性材料,其横向弹性模量 $E_x = 243 \text{ Pa}$,轴向弹性模量 $E_z = 500E_x$,剪切模量 $G_{xz} = 2G_{xy}$ 。JIW区域为各向同性材料,其弹性参数仍无法确定。因此,在模拟研究中分别假设 $E_0 = E_{\text{JIW}} = E_x$ 和 $E_0 = 50E_x$ 这两种较为极端的情况,研究不同位点压痕实验所测得的等效模量,以及JIW区域的弹性性质对这种变化的

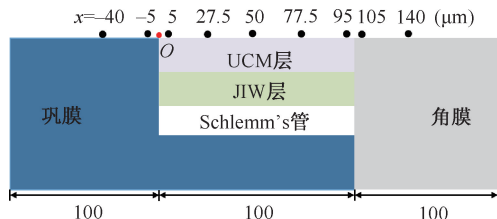


图4 有限元模拟压痕实验的测试位点

Fig. 4 Locations of simulated indentation tests

注:UCM层为角巩膜-葡萄膜小梁网,JIW层为邻管组织-Schlemm's管内壁。

影响。JIW区域的弹性模量虽然无法确定,但应当在1倍到数倍 E_x 之间。因而在真实环境下,不同位点处测得的等效模量变化情况也应当在 $E_0 = E_x$ 和 $E_0 = 50E_x$ 这两种假设情况导致的结果之间。

2 结果

2.1 大鼠小梁网组织表面等效模量压痕测试

将实验测得的原始数据使用Origin软件进行计算与拟合,测得的数据结果如表1所示。可以看出,各次拟合的 R^2 均大于0.95,多数大于0.99,说明拟合的精度较高;各次拟合的标准误(standard error, SE)多数都小于相应等效模量的1%,说明采用的拟合区间合理。

对获得的4组数据进行观察发现,除第1组数据(1号鼠左眼)略呈单调变化外,另外3组数据的整体变化趋势均为两边高、中部低的分布。对于第1组数据,可能在测试的时候并未测到其小梁网中部位置,数据呈单调变化,故而舍弃不用。对另外3组数据,采用测得的最小值及其左右两点处测得的弹性模量平均值作为该样本小梁网中段的表面弹性模量,分别计算获得3个小梁网样本的中段表面弹性模量(见表2)。结果表明,3个样本测得的小梁网中段表面弹性模量分别为295.77、150.18、283.38 Pa。可见这3组数据一致性较好,与文献[7]结果基本一致。

2.2 小梁网组织表面等效弹性模量的数值模拟

对 $E_0 = E_x$ 和 $E_0 = 50E_x$ 两种情况下,在所选9个位点进行有限元模拟压痕实验,所测得的等效模量结果如表3所示。

有限元模拟的结果显示,由于眼前节小梁网通道的结构特征以及组成成分的力学特性不同,在该

表 1 2 只实验鼠压痕实验求得的弹性模量

Tab. 1 Elastic modulus of 2 rats obtained by indentation test

单位:Pa

测试位点	1 号鼠左眼			1 号鼠右眼			2 号鼠左眼			2 号鼠右眼		
	SE	R^2		SE	R^2		SE	R^2		SE	R^2	
1	723.98	1.96	0.998 11	1 882.79	13.87	0.997 15	90.46	0.10	0.998 40	943.71	5.82	0.997 07
2	794.95	2.39	0.999 38	1 298.21	15.58	0.985 71	133.47	0.64	0.981 14	482.67	2.30	0.998 85
3	741.72	2.52	0.999 45	305.34	1.03	0.994 16	164.89	0.23	0.998 99	403.91	1.96	0.998 48
4	2 380.23	25.80	0.996 23	132.31	0.18	0.998 89	81.80	0.22	0.989 65	279.54	0.92	0.994 19
5	967.06	4.93	0.997 28	449.65	3.96	0.989 77	203.85	1.13	0.975 78	222.45	1.00	0.982 65
6				245.15	1.10	0.991 02	337.14	0.80	0.995 68	348.02	2.68	0.964 66
7				708.26	6.02	0.986 63	577.28	2.23	0.995 13	358.30	1.74	0.984 71
8				802.63	6.78	0.996 76	468.37	1.78	0.994 50	336.43	3.38	0.947 56
9				809.52	3.38	0.997 50						
10				960.32	3.31	0.997 69						
11				814.35	3.41	0.994 69						

注:SE 为标准误差; R^2 为拟合优度。

表 2 有效的 3 个样本小梁网弹性模量

Tab. 2 TM elastic modulus from 3 effective samples

测试位置	1 号鼠右眼	2 号鼠左眼	2 号鼠右眼
周边 1	305.34±1.03	164.89±0.23	279.54±0.92
最小值	132.31±0.18	81.80±0.22	222.45±1.00
周边 2	449.65±3.96	203.85±1.13	348.02±2.68
平均	295.77±2.59	150.18±0.79	283.38±2.30

随着实验位点的不同而导致测量得到不同的等效弹性模量;并且随着位置不同,得到的弹性模量变化幅度较为明显。对于角膜和巩膜上的位点,在其中部进行压痕实验时,模拟计算得到的弹性模量与有限元赋值高度一致;而在其边缘部位(即表 3 中 $x = -5、105 \mu\text{m}$ 处),由于牵连弹性模量较小的小梁网组织,所测量得到的弹性模量较赋值略微偏小。

组织样品上不同位置进行 AFM 压痕实验时,确实会

表 3 对大鼠模型上不同位置进行模拟压痕实验结果

Tab. 3 Simulation results of different location indentation tests on rat model

位点位置/ μm	组织	$E_{\text{eff,理论}}/\text{Pa}$	$E_{\text{eff,模拟}}(E_0 = E_x)/\text{Pa}$	差别/%	$E_{\text{eff,模拟}}(E_0 = 50E_x)/\text{Pa}$	差别/%
-40	巩膜	2 000.0	2 011.0	0.55	2 009.0	0.45
-5	巩膜	2 000.0	1 948.0	-2.60	1 951.0	-2.50
5	小梁网	317.3	334.4	5.40	339.7	7.10
27.5	小梁网	317.3	274.8	-13.40	288.9	-9.00
50	小梁网	317.3	227.0	-28.40	267.5	-15.70
72.5	小梁网	317.3	280.1	-11.70	298.3	-6.00
95	小梁网	317.3	360.9	13.70	390.0	22.90
105	角膜	6 200.0	6 104.0	-1.50	6 159.0	-0.66
140	角膜	6 200.0	6 212.0	0.19	6 210.0	0.16

3 讨论

在小梁网组织之上的各个位点,由于下垫的 JIW 区域弹性模量与小梁网组织并无巨大差别,而其下方为空穴状的 Schlemm's 管,因此,随着位点越靠近小梁网的中部位置,所测得的等效模量越小。在探头半径 $R = 17 \mu\text{m}$ 、压痕深度 $\delta = 2 \mu\text{m}$ 的设定情况下,小梁网中部位点模拟计算获得的等效模量分别比理论计算值要小 28.4% ($E_0 = E_x$) 和 15.6% ($E_0 = 50E_x$),该结论与本文实测数据较为

吻合。本文假定小梁网是一个厚度平均、水平旋转的结构,故导致模拟得到的等效模量具有较高的对称性。在小梁网组织的两端处($x = 5、95 \mu\text{m}$ 处),由于联结弹性模量较大的周边组织,使得在这些位置上测得的等效模量也比其材料真实值偏大;而在小梁网较为居中的位置($x = 27.5、50、72.5 \mu\text{m}$ 处),测得的等效模量偏小于材料真实值。等效模量最小值出现在 $x = 50 \mu\text{m}$ 附近,即小梁网组织的中心位置。

考虑 JIW 区域力学特性对小梁网整体的影响,对比表 3 中 $E_0 = E_x$ 和 $E_0 = 50E_x$ 两种情况的数据可

以看到,较硬的 JIW 区域对小梁网整体的弹性性质影响较为明显, $E_0 = 50 E_x$ 的 JIW 区域对小梁网整体等效模量的影响相对 $E_0 = E_x$ 情况大了近 20% (267.5 Pa vs 227.0 Pa)。但即使如此,小梁网上各位点处所得到的等效模量变化趋势并没有变化,仍然是除了端点附近大于材料理论等效模量外,内部各位点均小于材料理论模量,即显得“变软”了,且最软位置出现在小梁网的中部。区别只在于较硬的 JIW 区域减轻了小梁网组织整体变软的程度。

利用实验测试大鼠小梁网弹性模量时,由于一般都使用传统的 Hertz 模型,获得的弹性模量与本模型所设定的 E_x 含义并不相同。因此,本文将模拟的力-位移关系使用 Hertz 模型反推得到的弹性模量称为“等效弹性模量”。根据 AFM 实测以及各向异性模型的数值模拟,得到的小梁网组织表面等效弹性模量会随着位置不同而变化,并且在小梁网中段达到最小值;通过各向异性小梁网力学模型有限元模拟的结果显示,二者的变化趋势一致,并与 Huang 等^[7]研究的趋势相一致,表明各向异性小梁网组织力学模型可以用来模拟小梁网组织表面不同位置处测得的弹性模量变化情况。考虑到 Huang 等^[7]的研究并未考虑生物组织材料的各向异性,无法对小梁网拉伸与压痕实验获得的弹性模量之间的巨大差异进行解释;相比之下,本文模型由于将小梁网的角巩膜小梁网与葡萄膜小梁网部分使用横观各向同性材料构建,故可以较好解释其力学特性在不同方向上的巨大不同,同时在有限元模拟中可以较好表达等效弹性模量在不同位置处中的变化。

尽管本文仅使用 2 只大鼠的 3 个小梁网样本测得的数据进行分析,难以避免个体差异所导致的误差,但本文主要关注小梁网表面弹性模量的变化趋势,故所获数据仍然能支持各向异性小梁网力学模型的合理性。在后续研究中拟使用更多实验动物,以全面研究大鼠小梁网的表面力学特性。

4 结论

考虑到小梁网组织的生物功能与结构特性,本文使用各向异性模型对大鼠小梁网表面弹性模量进行模拟,并进行 AFM 压痕实验。模拟结果与实验数据变化趋势相一致,并与 Huang 等^[7]使用 Neo-Hookean 本构的小梁网模型数值模拟结果相近,说

明各向异性小梁网力学模型在描述小梁网力学特性方面具有较强的理论意义与实用价值。同时,该模型可以较好模拟小梁网组织的力学各向异性,并对小梁网组织整体与局部弹性模量之间的巨大差别有较好解释。因此,本文使用的各向异性小梁网模型较好模拟了小梁网力学特性,为更深入理解力学因素在房水调控和眼压控制过程中所起的作用提供认识基础和理论参考。

参考文献:

- [1] 李坦, 张海霞, 李林. 慢性高血压下虹膜力学特性的区域性差异 [J]. 医用生物力学, 2021, 36 (S1): 102.
- [2] 刘浏, 钱秀清. 大鼠视乳头各向异性力学特性的初步研究 [J]. 医用生物力学, 2019, 34 (S1): 180.
- [3] 刘好姝, 钱秀清. 猫眼筛板孔隙率与变形之间的关系初步研究 [J]. 医用生物力学, 2019, 34 (S1): 175.
- [4] 范雨田, 陈凌峰, 高志鹏, 等. 巩膜的区域性力学性能研究 [J]. 医用生物力学, 2020, 35 (2): 178-183.
FAN YT, CHEN LF, GAO ZP, *et al.* Regional mechanical properties of the sclera [J]. J Med Biomech, 2020, 35 (2): 178-183.
- [5] CAMRAS LJ, STAMER WD, EPSTEIN D, *et al.* Differential effects of trabecular meshwork stiffness on outflow facility in normal human and porcine eyes [J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2012, 53 (9): 5242-5250.
- [6] CAMRAS LJ, STAMER WD, EPSTEIN D, *et al.* Circumferential tensile stiffness of glaucomatous trabecular meshwork [J]. Invest Ophthalmol Vis Sci, 2014, 55 (2): 814-823.
- [7] HUANG J, CAMRAS LJ, YUAN F. Mechanical analysis of rat trabecular meshwork [J]. Soft matter, 2015, 11 (14): 2857-2865.
- [8] YUAN F, SCHIEBER AT, CAMRAS LJ, *et al.* Mathematical modeling of outflow facility increase with trabecular meshwork bypass and schlemm canal dilation [J]. J Glaucoma, 2016, 25 (4): 355-364.
- [9] WANG K, READ AT, SULCHEK T, *et al.* Trabecular meshwork stiffness in glaucoma [J]. Exp Eye Res, 2017, 158: 3-12.
- [10] VAHABIKASHI A, GELMAN A, DONG B, *et al.* Increased stiffness and flow resistance of the inner wall of Schlemm's canal in glaucomatous human eyes [J]. Proc Natl Acad Sci U S A, 2019, 116 (52): 26555-26563.
- [11] TAMM ER. The trabecular meshwork outflow pathways: Structural and functional aspects [J]. Exp Eye Res 2009, 88 (4): 648-655.
- [12] CHANG J, HUANG J, LI L, *et al.* Stiffness characterization of anisotropic trabecular meshwork [J]. J Biomech, 2017, 61: 144-150.