

基于有限元的角膜建模及 RK手术分析

刘 兵 谢杰镇 王博亮 鞠 颖

关键词 有限元 放射状角膜切开手术 角膜

摘 要 放射状角膜切开术简称RK手术,是通过改变角膜的屈光度矫正视力的一种方法。这种手术简单,疗效显著,受到普遍欢迎,但手术前后应力分布及术中参数变化对手术的影响一直是医患双方共同关心的问题。以有限元软件ANSYS为工具,分别建立眼角膜RK手术前后的有限元模型,并在此基础上对比分析手术前后眼角膜的应力分布、眼内压对角膜的影响及RK手术中切口深度对整个手术效果的影响。仿真结果显示:正常情况下的角膜应力主要分布在水平边缘方向,RK手术后的刀口两端有明显的应力集中现象;RK手术中随着切口深度的增加,角膜曲率半径的变化会变大,对近视的矫正效果也越好,但术后风险会加大。

Corneal Modeling Based on Finite Element and RK Analysis / LIU Bing, XIE Jie-zhen, WANG Bo-liang, et al // China Digital Medicine. -2008 3(12): 14 to16

Keywords finite element, Radial Keratotomy, cornea

Abstract The radiate keratotomy, briefly called as RK, is a method to rectify visual acuity through changing corneal diopter. This operation is easy and popular, and has great effect, however, the influence of stress distribution before and after operation as well as the parameter change on operation are always the problems concerned both by doctors and patients. Taking finite element software ANSYS as the tool, it separately builds up the finite element modeling before and after corneal RK, and based on it, it makes contrast and analysis on the stress distribution of cornea before and after operation, the influence of intraocular pressure on cornea, and the influence of cut depth on the effect of entire RK. The simulation result shows: in the normal situation, the corneal stress is mainly distributed on the level edge, and after RK, two ends of blade appear the obvious stress centralization; during RK, with the increase of cut depth, the corneal curvature radius changes greater and greater, and the rectifying effect for myopia becomes better, but the risk after operation becomes larger.

Fund project National Natural Science Funds (No. 60601025)

Corresponding author Department of Computer Science, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, P.R.C.

角膜是眼睛的重要组成部分,对眼的屈光度影响最大(约占70%),临床上常通过手术改变角膜形态来改善屈光力,达到治疗近视的目的^[1]。放射状角膜切开术简称RK(Radial keratotomy)手术,是通过对外眼角膜进行放射状切开,使其在眼内压作用下发生形状改变,从而矫正近视的一种治疗方法,但手术后的角膜变形及应力分布情况一直是医患双方比较关心的问题。以有限元ANSYS为工具,分别建立了眼角膜RK手术前后的有限元模型,并在此基础上对比分析了手术前后眼角膜的应力分布、眼内压对角膜的影响及RK手术中切口深度对整个手术效果的影响。

基金项目:国家自然科学基金(编号:60601025)

厦门大学计算机科学系,361005,厦门市思明南路422号

1 角膜有限元模型的建立

1.1 角膜的组织形态 角膜 (Cornea) 约占纤维膜的前1/6部分,是完全透明的。成年男性角膜横径平均值为11.04mm,女性约为10.05mm;竖径平均值男性约为10.13mm,女性约为10.08mm。从角膜前面测量,水平方向曲率半径约为7.80mm,垂直方向约为7.70mm,后部表面的曲率半径约为6.67mm。角膜厚度各部分不同,中央最薄,周边较厚,平均约为0.50mm,周边部约1.00mm。

在生物学上常把角膜分为五层,由前向后依次为:上皮细胞层 (epithelium)、前弹力层 (lamina elastica anterior, 又称Bowman膜)、基质层 (stroma)、后弹力层 (lamina elastica posterior, 又称Descemet膜)、内皮细胞层 (endothelium)。上皮细胞层厚度约为50 μ m,占整个角膜厚度的10%,由5-6层细胞所组成,角膜周边部上皮细胞层增厚至8-10层;前弹力层主要由胶原纤维构成;基质层由胶原纤维构成,厚约500 μ m,占整个角膜厚度的90%;后弹力层是角膜内皮细胞的基底膜,对化学物质和病理损害的抵抗力强;内皮细胞为一单层细胞,由500 000个六边形细胞所组成^[2]。

1.2 角膜的物理学特性 角膜与其他生物软组织一样,其弹性模量在不同条件下表现出不同结果。一般来说,应力增大时,弹性模量也随之增大。角膜实质上是一种正交各向异性材料,在三个正交方向上有三个弹性主向,精确计算时需要输入在X, Y, Z三个方向上的应力—应变特性,或三个弹性模量主值。但由于目前实验条件和实验技术的限制,文献中只有一个方向上的应力—应变曲线,和一个

方向的弹性模量,且在研究中发现其他方向上的弹性模量差别不大^[3]。因此,将角膜作为各向同性材料处理,泊松比设定为0.49^[4-5]。

分析人眼的结构发现,眼球是形状不规则的椭球形,角膜则是一个中间薄、边缘厚的薄膜形。从生物学角度看,角膜不同的生物层有不同的几何厚度参数及材料常数,如杨氏模量、泊松比等。由于对角膜各层的材料常数尚不确定,只能得到整体角膜材料参数,因此在建模的过程中将其作为一个整体来设计。根据标准眼模型,建立起角膜的模型前曲率半径7.8140mm,后曲率半径6.8260mm,中心厚度0.60mm^[6],由于标准眼角膜是轴对称的,且所加载荷及约束也是轴向对称的,故只需建立角膜的1/4模型,建立的物理模型见图1。

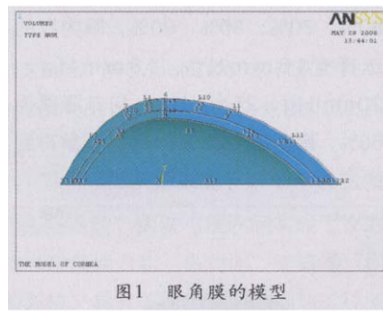


图1 眼角膜的模型

1.3 眼角膜的有限元模型 由于眼角膜是一个中间薄边缘厚的薄膜形,所以单元的选择采用三维SOLID95单元。SOLID95是SOLID45 (3维8节点)高阶单元形式,该单元能够容许不规则形状,且不会降低求解的精确性,比较适合边界为曲线的模型;同时,其偏移形状的兼容性好,SOLID95有20个节点定义,每个节点有3个自由度(X, Y, Z方向),在空间的方位任意,该单元具有塑性、蠕变、辐射膨胀、应力刚度、大变形以及大变形的能力,并且提供不同的输出项^[7]。单

元的材料性质设定杨氏模量为1.8E+006Pa。

有限元网格的划分直接决定了计算时间的长短和计算结果的精确程度。过细的网格会带来很大的计算量,要耗费大量计算时间和内存空间,但求解的精度相对较好;过疏的网格划分计算速度快,占用的内存少,但求解精度差一些。由于角膜的中央厚度大约在0.583-0.641mm之间,为避免产生畸形网格,网格尺寸不应大于0.20mm,划分采用自由网格划分,在计算中证实,这样基本上可以得到满意的结果,网格化后的有限元模型见图2。

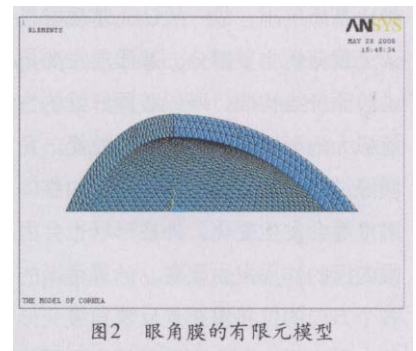


图2 眼角膜的有限元模型

2 有限元分析及RK手术有限元分析

2.1 约束条件 角膜与周围组织相互作用形成约束,特别是与巩膜组织生长交织在一起;角膜边界与其他组织(如巩膜部分)受到缘带睫状突、虹膜等周围生物组织的约束,固定作用很强,如同底边被固定的壳体一样,因此可认为是角膜的底边受约束为固定边界的约束^[8]。约束条件为:

$$UX=0 \quad UY=0 \quad UZ=0$$

$$ROTX=0 \quad ROTY=0 \quad ROTZ=0$$

由于角膜所受到的眼内压是房水传递的均匀液体压力,所以认为角膜的内表面在各个方向上的压强值都是相同的,加载约束及眼内压

(2500Pa) 后的眼角膜形态见图3。

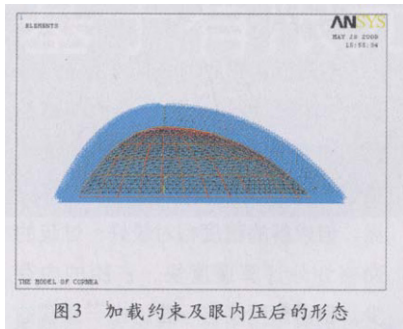


图3 加载约束及眼内压后的形态

2.2 眼内压变化对角膜的影响 分析角膜的结构可知，基质层占角膜厚度的90%，而前弹力层只占1%-6%，因此认为前弹力层对角膜弹性模量的贡献不大。由于角膜中的上皮层和内皮层都不承受载荷，而后弹性层的弹性模量比基质层小，故一般认为基质层是承受载荷的主要部分。基质层主要是由胶原纤维构成，所以胶原纤维的性能极大地影响着角膜的整体性能。角膜经过手术后，其力学性能，如整体刚度等会发生变化，外在形状也会因眼内压的作用发生改变。计算得出的各个方向的位移值都是反映角膜变形的力学指标，它决定了角膜变形后的最终形状，也决定了角膜屈光矫正的程度。角膜手术变形后，各点在X、Y、Z方向上都有位移变化，其中对角膜屈光度影响最大的是角膜中央视区的法向位移，即Y方向的位移量。对以上建立的眼角膜模型加眼压为2500Pa后，求解得到的眼角膜位移

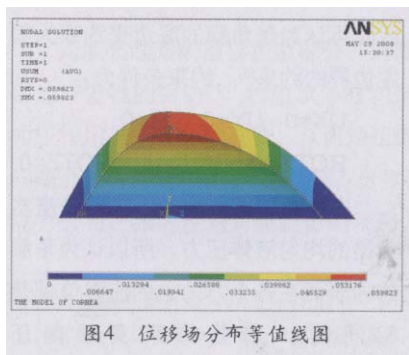


图4 位移场分布等值线图

通过分析对比，角膜在不同眼内压作用下的形变情况见表1。可以得出在不同的眼压下，角膜上各点的位移是不同的，表现出来就是眼内压越大，角膜上各点的位移就越大，临床上对近视的矫正效果就越好。

表1 眼压与中心节点位移关系表

编号	眼内压 (mmHg)	中心节点在Y方向上的位移 (mm)
1	16	0.46498E-01
2	17	0.49404E-01
3	18	0.52310E-01
4	19	0.55217E-01
5	20	0.58123E-01

2.3 RK手术对角膜的影响 模拟了在相同切口刀数下，不同切口深度对角膜的影响，以及相同切口刀数及切口深度下，不同眼内压对角膜的影响。切口刀数设定为4条，深度分为60%、70%、80%、90%，眼内压的选择有16mmHg、18mmHg、20mmHg、25mmHg。切口深度为60%、眼内压为2500Pa时，求解得到的应力场分布等值线图见图5。

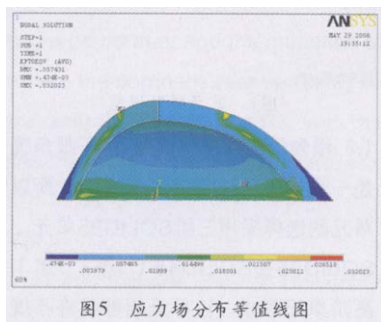


图5 应力场分布等值线图

通过对图5的分析可以发现，在角膜切口处有明显的应力集中现象，这也解释了为什么RK手术后角膜破裂常发生于切口处；而一般情况下，由于水平边缘方向受到的应力较大，破裂总是发生在角膜缘处^[9-10]。

角膜切口的深度在RK手术中是一个比较重要的参数，为了研究该参数

对RK手术效果的影响，绘制出在相同眼压下，不同切口深度对角膜表面的影响示意图（见图6）。

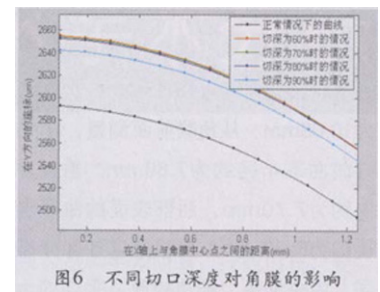


图6 不同切口深度对角膜的影响

通过分析图6发现，在相同眼压下，角膜中心点的位移与切口深度是成反比的，而切口处的位移与切口深度则成正比。也就是说，随着角膜切口深度的增加，角膜中央区表面会变平，曲率半径随之下降，从而达到治疗近视的目的；而切口处角膜的位移随着切口深度的增加而增加，这与角膜RK手术后的应力集中现象是一致的。

在切口深度为90%，眼内压分别为16mmHg、18mmHg、20mmHg、25mmHg时的角膜表面曲线见图7。

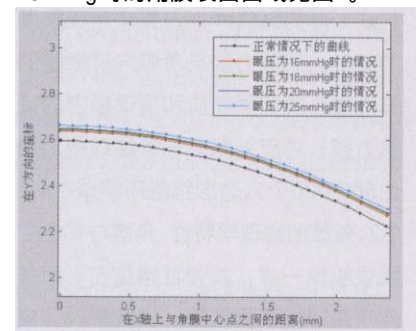


图7 RK手术后眼内压与角膜表面的位移图

分析可知，正常RK手术后，角膜上各点位移的变化是随着眼压升高而增大的，角膜曲率半径也会随之增加，在临床上对近视的矫正效果就越好。手术实践认为，眼压较小的人不宜用RK手术来矫正近视是有理论依据的。（下转第20页）

二级是组管理级,每个组包含一个网格节点和若干个用户节点,由网格节点管理所有用户节点,组织他们加入会晤和收发多媒体数据流。网格节点包括协同控制服务器和媒体服务器,用户节点是能够接受和发送媒体数据的客户机。为了把基于不同协议实现的视频系统与本系统互通起来,系统为这些异构的视频系统创建网格节点,使用代理机制将其封装成为本系统的若干个组,称为External Group,而包含本系统客户机的组称为Local Group。Local Group和External Group都提供一致的网格操作界面,因此会晤中心对这两类组的处理方法是一样的,即所有参与会晤的组地位是平等的,可以与会晤中心交互。新建的组通过调用会晤中心目录服务中的注册方法,加入到Group注册列表中。异构视频系统也可自行创建网格节点,在节点上部署网格协同管理,并调用会晤中心提供的方法,在中心的目录服务上登记,会晤中心可自动将其集成进来。

5 结语

网格计算环境的特点,使基于网格计算平台的通用远程医疗视频系统可以实行分组管理,各组再根据网络环境和地域因素灵活部署,具有较好的扩展性。各种异构视频系统可以被封装成本系统的若干个组,通过网格技术整合在一起,实现不同通信群组大规模音视频协同交流的目标。CDM

参考文献

- [1] Foster I, Kesselman C, Tuecke S. The anatomy of the grid: Enabling scalable virtual organizations[J]. International Journal of Supercomputer Applications, 2001, 15(3): 200-222.
- [2] 林天毅. 远程医疗信息系统的应用及相关问题[J]. 国外医学: 生物医学工程分册, 1998, 21(4): 201-205.
- [3] 王英宗, 朱召君. 基于ATM网络的H. 323会议电视系统及应用[J]. 中国有线电视, 2002, (15): 46-49.
- [4] 李律松, 李静, 王斌. 基于Web Services的视频会议系统的研究[J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2003, (31): 293-295.
- [5] 于策, 孙济洲, 黄妍妍, 等. 一种应用于网格计算环境的任务调度模式[J]. 计算机应用研究, 2008, 25(5): 1500-1503.

【收稿日期: 2008-11-04】(责任编辑: 赵士洁)

(上接第16页)

3 结论

通过对眼角膜的有限元模拟及RK手术后的各种情况分析,可以得到眼内压对角膜在正常情况下和RK手术后的影响是一样的,但RK手术后眼内压的升高对切口处角膜各点的影响更大些。同时,从角膜RK手术后的整体三维空间应力分布图可以看出,在切口部分有明显的应力集中现象,手术中应充分考虑这一现象对术后的影响。RK手术中切口的深度是一个重要参数,切口深时角膜中心处的变形量较小,而在切口处的变形比较明显,即切口越深,角膜表面的曲率变化就越大,对近视的矫正效果也越好,但术后刀口两端处的应力就会更大。CDM

参考文献

- [1] 柳林. 现代眼屈光手术学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1995.
- [2] 角膜. <http://baike.baidu.com/view/30579.htm>.
- [3] 董冰松, 汤明芳, 谢翠芳, 等. 兔角膜承受内压力及角膜组织化学的实验研究. 眼外伤职业病学杂志, 1999, 21(2).
- [4] Hjortdal J. Regional elastic performance of the human cornea. J Biomechanics, 1996, 29(7): 931.
- [5] Bercovien M, Hanna K, Jouve F. An analysis of refractive surgery by the finite element method. Computing Mechanics, 1986, 6: 43.
- [6] Jessica RC, John CM, Earl RC. Finite Element Model of Cornea Deformation. Springer Berlin/Heidelberg, 2005, 3750.
- [7] SOLID953-D20-Node Structural Solid. http://tigger.uic.edu/depts/accs/software/ansys/html/elem_55/chapter4/ES4-95.htm.
- [8] 谢杰镇. 国人虚拟眼角膜建模与仿真研究. 厦门: 厦门大学, 2007.
- [9] 王家权, 蒋和洋, 曾衍钧, 等. 放射状角膜切开术有限元法计算机数值模拟的研究[J]. 北京生物医学工程, 1999, 18(2): 65-72.
- [10] Eiichi Uchio, Shigeaki Ohno, Joju Kudoh. Simulation model of an eyeball based on finite element analysis on a supercomputer. Br. J. Ophthalmol, 1999, 83: 1106-1111.

【收稿日期: 2008-10-23】(责任编辑: 赵士洁)