

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2023.04.017

生物力学与材料

球囊撑开器对儿童膝关节生物力学影响的有限元分析

周天鹏¹, 谷雪莲^{1,2}, 李海³, 周金成¹, 刘宇甜¹, 赵宇轩¹

1. 上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 上海介入医疗器械工程技术研究中心, 上海 200093; 3. 上海交通大学医学院附属新华医院儿骨科, 上海 200092

【摘要】目的:基于儿童膝关节MRI图像建立正常膝关节三维实体模型和球囊完全撑开膝关节的三维有限元模型,采用有限元法分析两种球囊撑开器(分开设计/一体化设计)对膝关节的生物力学影响。**方法:**使用医学建模软件建立儿童膝关节有限元模型,模拟儿童膝关节镜手术过程。建立两种球囊撑开器模型,对球囊模型施加不同的压力,探究分开设计时3种不同形状球囊和一体化设计时不同短轴尺寸球囊与膝关节软骨相互作用的应力分布情况,获得撑开方式的最优设计。**结果:**当撑开器与膝关节镜分开设计时,球状球囊对软骨的峰值应力影响较小;当撑开器一体化设计时,短半轴3.0 mm逐渐增大尺寸,环状球囊的应力峰值变化较小且软骨上的应力峰值较小,环状球囊短半轴取3.0 mm是一种较优的尺寸。**结论:**球囊撑开器可以有效撑开一定的膝关节间隙,撑开器一体化设计相比分开设计在术中对膝关节影响较小。本研究为球囊撑开器中球囊几何结构的设计提供理论依据,提高了半月板手术治疗的安全性。

【关键词】球囊撑开器; 儿童膝关节; 软骨; 有限元分析

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2023)04-0503-09

Finite element analysis of biomechanical effects of balloon expander on pediatric knee joint

ZHOU Tianpeng¹, GU Xuelian^{1,2}, LI Hai³, ZHOU Jincheng¹, LIU Yutian¹, ZHAO Yuxuan¹

1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Device, Shanghai 200093, China; 3. Department of Pediatric Orthopaedic Surgery, Xinhua Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200092, China

Abstract: Objective To establish the three-dimensional solid model of normal knee joint and the three-dimensional finite element models of knee joint treated with complete balloon distraction based on MRI images of pediatric knee joint, and to analyze the biomechanical effects of balloon expander in separate or integrated design on knee joint using finite element method. **Methods** The finite element model of pediatric knee joint was established using medical modeling software for simulating arthroscopic operation. Two kinds of balloon expander models were established, and different pressures were applied to the balloon expander models for exploring the stress distribution under the interaction between the different balloon expanders (3 different shapes of the balloon in the separate design and annular balloon with different short axis sizes in the integrated design) and the knee joint cartilage, thereby obtaining the optimal design for balloon expander. **Results** When the expander and knee arthroscope were designed separately, the peak stress of cartilage was less affected by spherical balloon. When the expander was designed in an integrated way, and the short half axis was gradually increased from 3.0 mm, the stress peak of the annular balloon changed little, and the stress peak on the cartilage was relatively small, indicating that an annular balloon with a short half axis of 3.0 mm was a better choice. **Conclusion** The balloon expander can effectively open certain knee space, and the integrated design of the balloon expander has less effect on the knee joint than the separate design. The study provides a theoretical basis for the geometric design of the balloon expander and improves the safety of meniscus surgery.

Keywords: balloon expander; pediatric knee joint; cartilage; finite element analysis

【收稿日期】2022-12-20

【基金项目】上海介入医疗器械工程技术研究中心资助项目(18DZ22-50900)

【作者简介】周天鹏, 硕士在读, 研究方向: 生物力学, E-mail: zhou-tianpeng9818@163.com

【通信作者】谷雪莲, 博士, 副教授, 研究方向: 微创外科技术与器械研发, E-mail: guxuelian@usst.edu.cn

前言

膝关节是人体最复杂的关节,半月板是膝关节结构和功能的重要组成部分,主要起到载荷传递、吸收震荡和维持膝关节稳定的作用^[1-2]。半月板撕裂是一种常见的膝关节损伤,其确切发生率在儿科人群

中尚不清楚,但患有半月板撕裂的儿童人群约占所有人群的5%^[3]。在儿童人群中,半月板垂直撕裂所占比例最大,约80%的撕裂发生在稳定的膝关节中^[4];放射状撕裂占的比例较小,多数发生在半月板中段或前段,在不稳定的膝关节中,主要撕裂部位位于半月板后部,是半月板后角病变的原因之一^[5]。半月板发生撕裂会明显对半月板的负荷传递和减震功能造成影响,从而使膝关节的生物力学载荷产生变化^[6]。

目前膝关节镜手术被认为是半月板撕裂较好的治疗手段。临床上行关节镜手术前,需伸直膝关节,再行膝前外侧入路,部分辅助髌上内、外入路及经髌腱中央入路完成^[7]。利用关节镜提供的视野,辅助器械进行治疗。膝关节间隙本身狭窄,膝关节镜手术需在关节腔灌注液体使关节间隙充盈,但这往往还不够达到理想的效果。目前,在进行膝关节检查和治疗时,主要通过膝关节外翻应力打开关节间隙,但内侧半月板后内侧角已接近关节中线,即使内侧间隙够大,也无法很好地显露后内侧角,如外翻过度可能会造成内侧副韧带的损伤。在成人膝关节病的诊治中,关节镜得到良好的应用并取得很好的效果。由于儿童的膝关节间隙较窄,置入和移动关节镜有一定难度,所以膝关节镜应用于儿童不如成人普遍^[8]。临床上暂无内置的膝关节间隙撑开器械,将球囊应用于撑开器械中,用来治疗半月板损伤,能显著增加关节腔间隙,便于手术操作,有效解决医源性损伤问题。球囊撑开器属于工作器械的一种,需要建立膝前外侧入路和前内侧入口,分别用于关节镜和球囊撑开器的放置通道。目前还没有将球囊应用于膝关节镜手术的治疗,且尚未有分析球囊撑开后对膝关节生物力学影响的研究。本研究通过有限元

法探究球囊与膝关节软骨相互作用的生物力学影响;基于儿童膝关节镜手术,研究两种与关节镜配合的球囊置入方式。在有效性验证的膝关节三维有限元模型的基础上建立球囊完全撑开膝关节的有限元模型,获得软骨与球囊的应力分布及膝关节间隙的距离变化情况等信息。通过对比不同置入方式的球囊对软骨接触力学影响,确定一种较优的置入方式、球囊的尺寸及压力值。研究结果为球囊撑开器的球囊几何结构设计提供理论依据,可提高工作器械在半月板手术治疗过程中的安全性。

1 材料与方法

1.1 儿童膝关节几何模型的建立

选取1名儿童志愿者,无膝关节疾病。首先,对儿童志愿者右侧膝关节进行核磁共振扫描成像(Magnetic Resonance Imaging, MRI),让受试者腿部尽量保持自然放松,取仰卧姿态。将扫描得到的DICOM格式的MRI图像数据导入医学影像软件Mimics21.0,通过阈值分割、人工修补等操作重建出膝关节各组织元件;然后,根据膝关节解剖结构,利用逆向工程软件Geomagic Wrap对膝关节模型中各复杂曲面进行光滑修复,分别保存各组织的STP文件;最后,将膝关节各组织重建的STP文件导入SolidWorks中,对模型中的畸形面进行修复完善并装配,最终建立包括股骨、胫骨、髌骨、腓骨、关节软骨、生长板、半月板、前交叉韧带(Anterior Cruciate Ligament, ACL)、后交叉韧带(Posterior Cruciate Ligament, PCL)、外侧副韧带(Lateral Collateral Ligament, LCL)、内侧副韧带(Medial Collateral Ligament, MCL)、髌韧带以及股四头肌腱的膝关节三维实体模型(图1)。

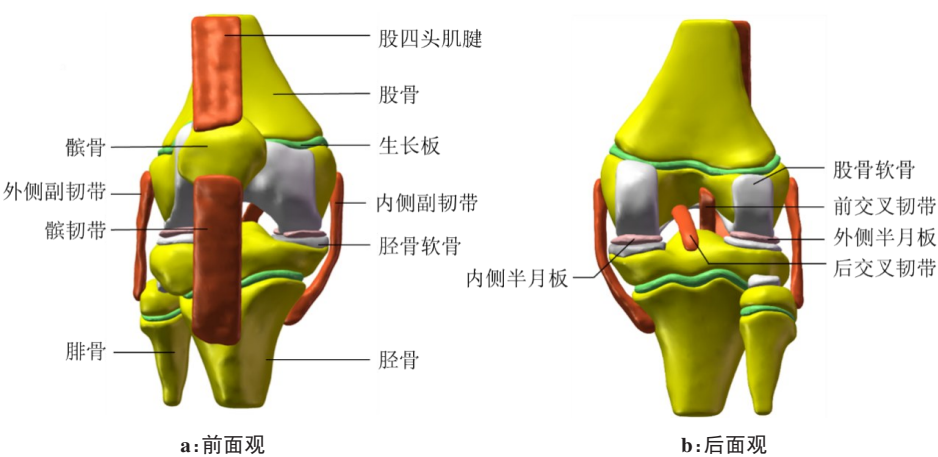


图1 儿童膝关节几何模型
Figure 1 Geometric model of pediatric knee joint

1.2 球囊完全撑开膝关节有限元模型的建立

有限元仿真球囊在膝关节动态撑开的过程容易出现不收敛的情况,且求解时间很长,本研究对分析进行简化,只建立球囊完全撑开膝关节的几何模型。在球囊撑开膝关节过程中,与球囊相连的导管等部件不与膝关节各结构接触,因此本研究只考虑球囊与膝关节相互作用的力学影响。根据球囊置于半月板位置不同,设计两种不同结构的球囊撑开器:一种是独立于膝关节镜设计,导管末端连接球囊,置于健

康半月板一侧;一种是与膝关节镜搭配使用的设计,球囊附着在近置入通道末端的外壁凹槽处,置于撕裂半月板一侧。

撑开器独立于膝关节镜设计时,将球囊置于健康半月板一侧。利用SolidWorks 三维建模软件,对完全撑开瞬时状态球囊的几何形状进行设计,分别设计出球状、椭球状、柱球状3种形状,这3种形状的设计的最大高度均相同(图2)。

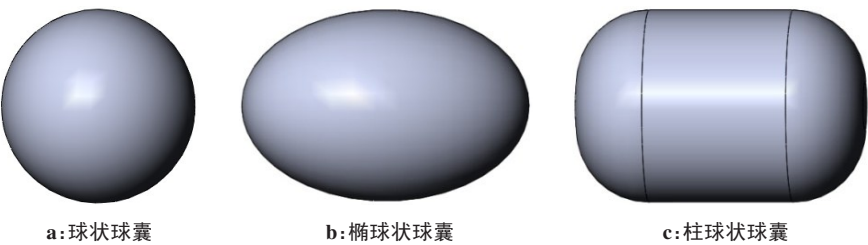


图2 3种不同形状的球囊
Figure 2 Three different shapes of the balloon

撑开器与关节镜一体化配合时,此时球囊放置在撕裂半月板的一侧,由于一体化结构的特殊性,这里球囊设计成环状,改变环状球囊截面椭圆的短轴大小,利用SolidWorks 三维建模软件设计出5种不同短轴尺寸的环状球囊(图3)。

地,将其它形状的球囊放置于膝关节模型中。对于球囊置于撕裂半月板一侧时,再以同样的操作,在膝关节模型中置入不同尺寸的环状球囊。

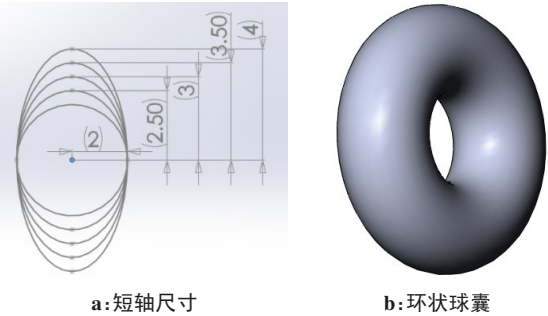


图3 环状球囊截面椭圆的短轴尺寸及其中一种尺寸的环状球囊
Figure 3 Different short half axis sizes and one of the annular balloons

将球囊模型导入膝关节模型,模拟撑开的效果。根据球囊相对半月板的位置,分两种置入形式:一是球囊放置于健康半月板一侧,二是球囊放置于撕裂半月板一侧。当球囊置于健康半月板一侧时,通过膝关节镜提供的视野,将其移入胫骨软骨靠近中间的位置,此时上下外壁与胫股骨软骨表面接触,利用布尔操作可将球囊外壁上下与软骨重合的区域移除,达到临床上球囊置入膝关节中的效果,以柱球状球囊为例,图4为其完全撑开膝关节的效果。同样

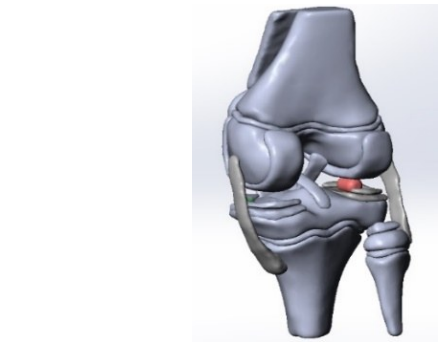


图4 球囊完全撑开膝关节的三维几何模型
Figure 4 Three-dimensional geometric model of knee joint treated with complete balloon distraction

韧带被定义为各向同性的超弹性材料,采用Neo-Hooke本构模型^[9]。关节软骨是粘弹性材料,其粘弹性时间常数接近1 500 s^[10],该数值远大于人体单腿站立时间,因此设置软骨的材料属性不考虑其粘弹性的性质。球囊材料为聚酯型聚氨酯(PEU),膝关节的材料属性设置见表1。

对各个模型进行有限元网格划分。其中,球囊结构的网格大小设置为1.5 mm,由于膝关节中各结构的几何形状复杂不规则,本研究采用尺寸调整方法进行划分,骨组织网格尺寸大小设置为3.0 mm,生

表1 有限元模型材料参数
Table 1 Material parameters of finite element model

组织结构	弹性模量/MPa	泊松比
皮质骨	17 500	0.30
松质骨	900	0.30
生长板	35	0.30
半月板	250	0.30
软骨	15	0.46
聚酯型聚氨酯	60	0.32

长板与骨组织紧密相连,网格尺寸大小也设置为3.0 mm,关节软骨、半月板与韧带设置网格尺寸大小设置为2.0 mm。

1.3 边界条件和负载

设置如下接触对:股骨软骨和球囊上外壁,胫骨软骨和球囊下外壁,内、外侧半月板与胫骨软骨。其中,球囊和胫股骨软骨之间的作用设置为粗糙(Rough;切向没有相对滑动的完全摩擦)。胫骨和腓骨远端的所有节点固定6个自由度作为边界条件,而股骨的自由度不受约束。为了计算球囊撑开一定距离时所需压力,本研究从位移后结果选定相关参数得出作用载荷值。通过探测反作用力的命令 probe-force reaction可以得到膝关节在一定位移时其合力以及X、Y、Z方向的分力。股骨和胫骨通过4条韧带的两端连接,为方便结果求解,对模型进行简化,位移为径直上下的移动距离(坐标系中Z方向移动距离),该Z方向的载荷值理论上也是4条韧带在径直上下方向受到的合力。选中不同球囊相应接触区域,将该区域的封闭曲线投影到基准面上,并生成对应的面,测量面积,从而算出球囊所需的压力值。在所有模型,选中球囊外壁与软骨接触的区域,施加竖直上下的压力,进行球囊与软骨生物力学特性的分析。

1.4 膝关节各韧带的生物力学特性

Malige等^[11]将正常ACL的极限失效载荷量化为(2160±157)N,而平均ACL刚度为(242±28) N/mm。吴波等^[12]表明ACL极限抗张力强度为(2 020±264) N,最大形变为(15.9±3.5) mm,ACL极限抗张强度为35 MPa。PCL由两个功能纤维束构成,按它们在股骨附着的相对位置被称为前外侧束和后内侧束^[13]。Kennedy等^[14]报道PCL的整体张应力强度为1 051 N;Race等^[15]分束测试PCL强度,前外侧束强度为1 620 N,后内侧束为258 N,承受最大应力分别为35.9和24.4 MPa,这一研究表明前外侧束是PCL最强的部分。LCL由股骨外髁至腓骨小头,主要提供膝关节

两侧的稳定,LCL极限抗张力强度接近800 N^[16]。MCL复合体的解剖结构由3个可识别的被动限制结构组成:浅内侧副韧带(sMCL)的纵向纤维、深内侧副韧带(dMCL)和后内侧囊(PMC)^[17]。sMCL、dMCL和PMC的最大负荷拉力分别是534、194和425 N;最大负荷时,sMCL、dMCL和PMC平均拉伸长度分别为10.2、7.1和12.0 mm;MCL的最大负荷力几乎和ACL的相同^[18]。

日常活动中,韧带正常活动的实际最大应力不能接近其极限应力值,否则容易造成损伤。Musahl等^[19]表明LCL的最大应力均小于极限应力,一般为极限应力的0%~44%。结合各研究对各韧带的生物力学特性的说明,本研究取PCL后内侧束承受的最大应力24.4 MPa为韧带损伤的基础指标,以44%为各韧带正常活动的参考指标,则PCL正常活动的理论最大应力为10.736 MPa。

2 结果

2.1 儿童膝关节模型验证

在静态站立模拟下,施加600 N的轴向压缩力,分析关节软骨和半月板的应力分布情况。通过将本研究计算结果与前人的研究结果对比可知:内外侧半月板最大接触应力分别为2.36和2.31 MPa,与Bae等^[20]施加了570 N的轴向压缩载荷,其内侧接触应力较高的结果呈现出一致性;Peña等^[21]施加了1 100 N轴向压缩载荷,发现内外侧半月板的最大接触压力为2.90和1.45 Mpa,结果显示内侧半月板峰值接触应力较外侧大。另外,本研究膝关节模型中内外侧胫骨软骨接触应力峰值分别为2.85和2.23 MPa,股骨软骨的最大接触应力为2.89 Mpa。由于材料属性、加载条件及个体差异等原因造成研究结果存在差异,但差异处于生理范围之内。本研究与文献[20-21]呈现出较高的一致性,验证了模型的有效性。

2.2 不同位移作用下各韧带上的应力分布情况

为获得撑开不同间隙时韧带的应力情况,以各韧带的极限应力为参考,从而确定膝关节理论上可以被撑开的最大距离。与撑开膝关节间隙相关的研究较少,有研究表明外置膝关节撑开器可撑开膝关节5~10 mm^[22]。本研究以位移作为变量,设置不同大小的位移,分析各韧带的应力情况。在仿真分析时,股骨仅限制屈伸自由度,其他的5个自由度不受约束;胫腓骨远端的6个自由度全部被约束。选中股骨远端关节面作为位移的参考区域,给定关节面5、8、10、12和15 mm的位移值,并获得各韧带相应的应力分布情况(图5)。

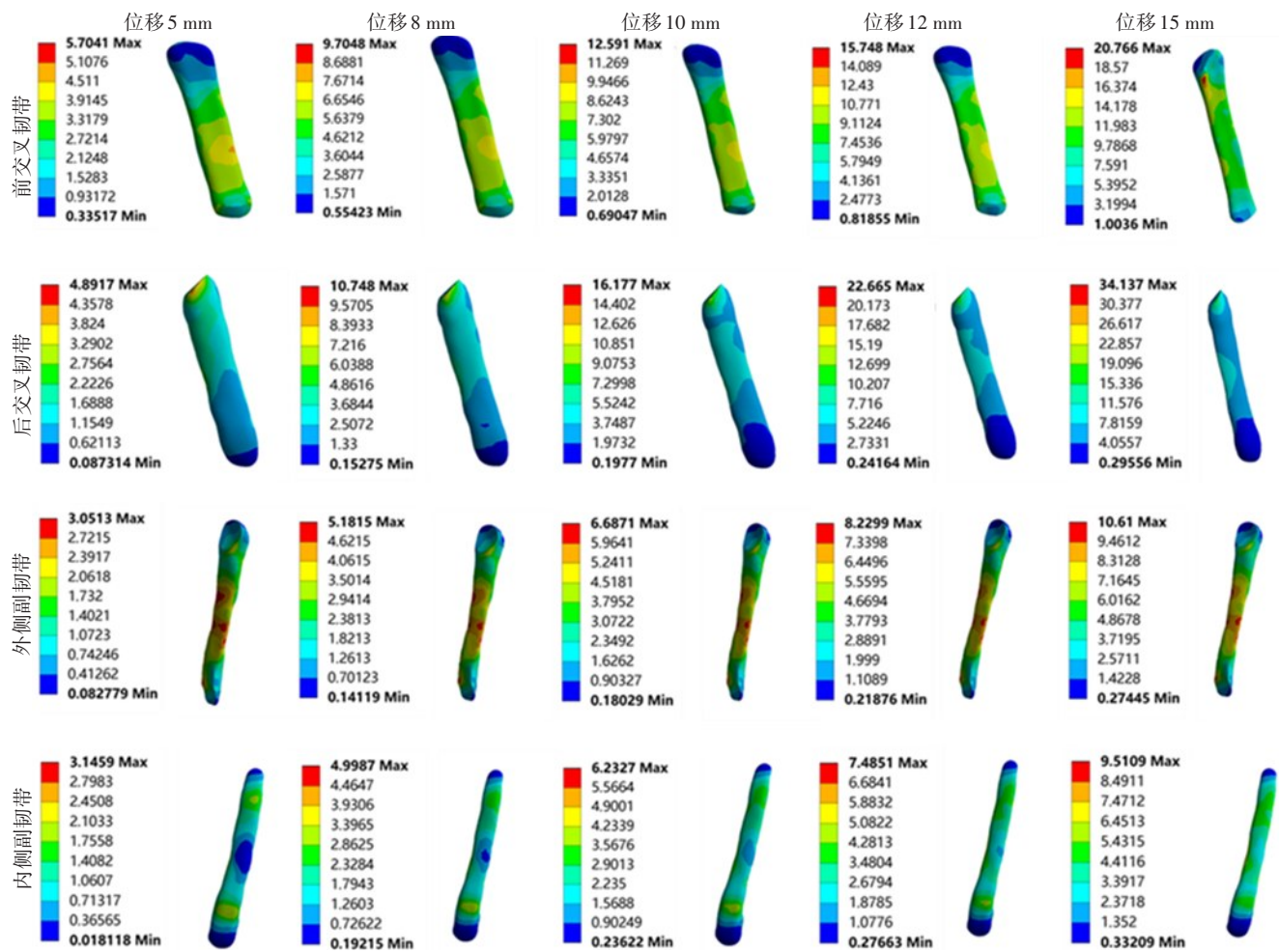


图5 膝关节在不同位移时各韧带应力分布

Figure 5 Stress distribution of each ligament of the knee joint at different displacements

为了清晰地看出各韧带的应力情况,将5种位移作用下各韧带上的峰值应力进行汇总(表2)。

表2 不同位移下各韧带峰值应力(MPa)

Table 2 Peak stress of ligaments at different displacements (MPa)

位移大小/mm	ACL 应力	PCL 应力	LCL 应力	MCL 应力
5	5.70	4.89	3.05	3.14
8	9.70	10.74	5.18	4.99
10	12.59	16.17	6.68	6.23
12	15.74	22.66	8.82	7.48
15	20.76	34.13	10.61	9.51

通过仿真分析不同位移下各韧带应力峰值情况,当膝关节被撑开的位移是8 mm时,PCL的最大应力为10.74 MPa,与理论上PCL正常活动所承受的最大应力相近;当撑开位移大于8 mm时,超出PCL的安全应力值。因此,为保证各韧带的安全性,理论上球囊撑开最大的距离为8 mm。

2.3 球囊与软骨相互作用的应力分布

2.3.1 分开设计时球囊形状对软骨的应力分析 初步确定最大撑开距离为8 mm,以3种形状球囊完全撑开后的瞬时状态所对应的尺寸作为建模的标准,竖直方向的尺寸均为8 mm。由于形状存在差距,球囊与软骨的实际接触面积也不同。为了尽可能模拟出实际接触面积,选中球囊相应接触区域,将该区域的封闭曲线投影到基准面上,并生成对应的面;进行测量得球状球囊投影面积为29.35 mm²,本研究取30.00 mm²,类似地,柱状、椭球状研究分别取45.00和50.00 mm²,3种球囊对应压力值为7.5、4.5和5.0 MPa。给定各球囊相应的压力,图6为不同形状球囊在相应压力下软骨与球囊应力分布情况。在压力作用到球囊外壁时,球囊最大应力出现在与软骨接触的区域。

当3种形状球囊都在其内壁给定不同压力时,柱球状球囊的峰值应力最小,与球状球囊峰值应力大小较为接近;对于股骨软骨与胫骨软骨,应力分布集中在与球囊接触的区域,且球状球囊时股骨软骨峰值应力最小;胫骨软骨峰值应力大小与股骨软骨相

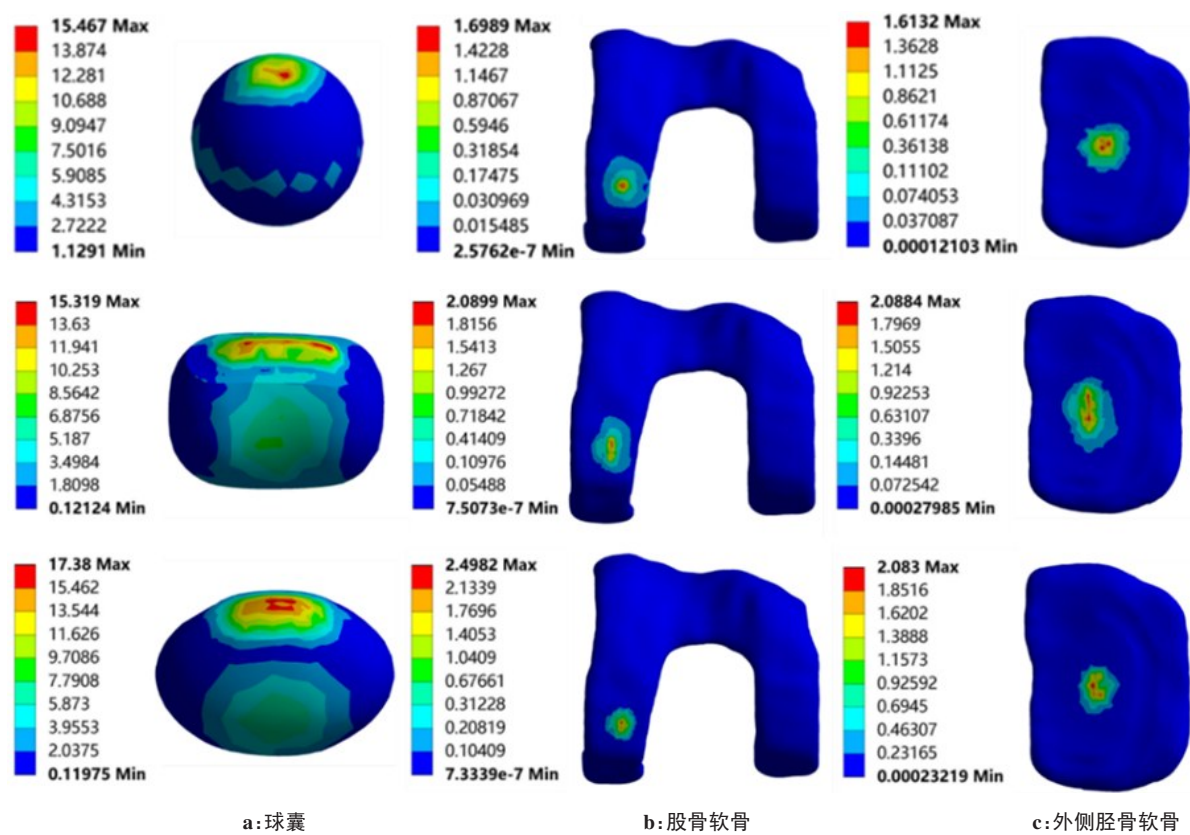


图6 球囊完全撑开瞬时状态下球囊与软骨应力分布

Figure 6 Stress distributions of balloons and the cartilage under the instantaneous state of complete balloon distraction

似。综合对比,撑开膝关节时,球状球囊对软骨的力学影响较小。

2.3.2 一体化设计时球囊短轴尺寸对软骨应力分析 同样地,在初步确定最大撑开距离为8 mm时,选中环状球囊相应接触区域,将该区域的封闭曲线投影到基准面上,并生成对应的面,对5种短轴尺寸的环状球囊进行测量。本研究分别取面积为35、40、55、60、75 mm²,对应压力值为6.4、5.6、4.1、3.8、3.0 MPa。以环状球囊短半轴为2 mm为例,图7为撑开时膝关节

各结构应力分布情况。同样给定各环状球囊相应的压力,图8为不同尺寸的球囊在相应压力下应力分布情况。在球囊撑开的过程中,球囊与软骨相互作用的主要受力部位为球囊顶端的接触区域,而球囊的壁厚较小,在撑开过程中不断收到挤压,从而产生了较大应力。球囊最大应力同样出现在与软骨接触的区域上。对于股骨软骨与胫骨软骨,应力分布集中在与球囊接触的区域。

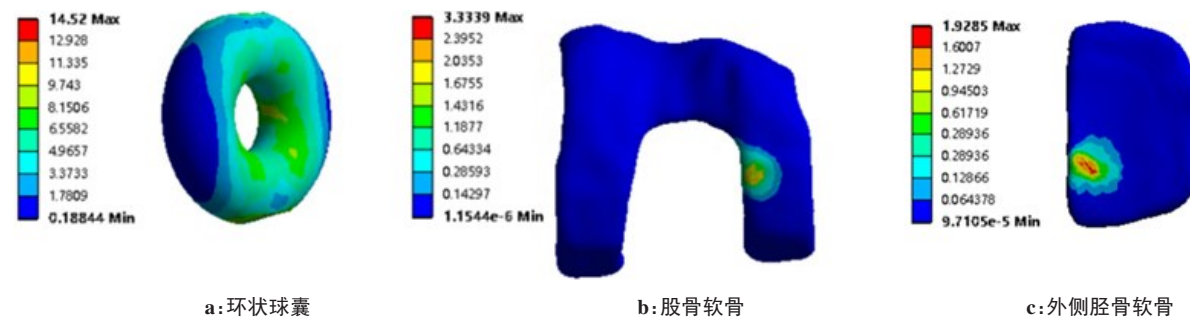


图7 短半轴2 mm 环状球囊撑开时各结构应力分布情况

Figure 7 Stress distribution of each structure when the annular balloon with a short half axis of 2 mm is inflated

为了清晰地看出各软骨的应力情况,将5种尺寸环状球囊作撑开时各结构的峰值应力进行汇

总(表3)。当短轴尺寸逐渐增大时,相应球囊的应力峰值

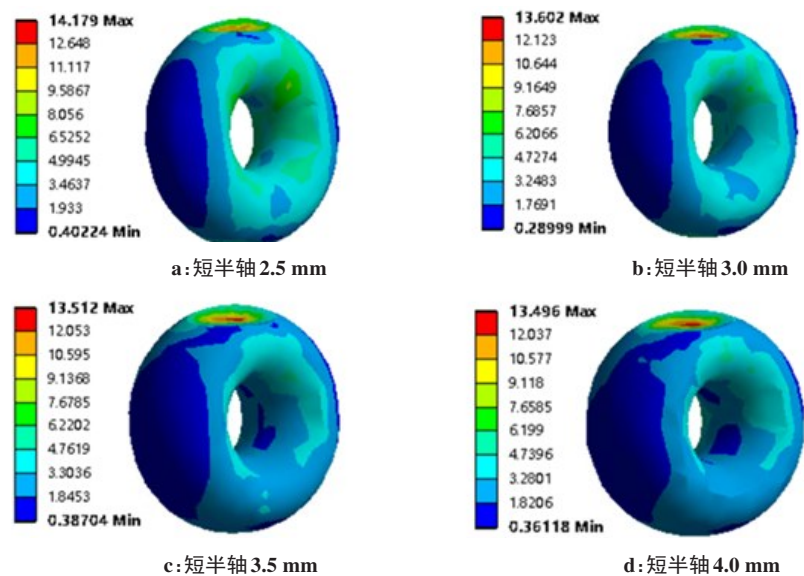


图8 其他短半轴尺寸撑开时各环状球囊应力分布情况

Figure 8 Stress distributions when the annular balloons with different short shaft sizes are inflated

表3 环状球囊作撑开时各结构的峰值应力(MPa)
Table 3 Peak stress of each structure when the annular balloon is inflated (MPa)

横轴大小/mm	囊内压力	球囊应力峰值	股骨软骨应力峰值	外侧胫骨软骨应力峰值
2.0	6.4	14.52	3.33	1.92
2.5	5.6	14.18	2.89	2.22
3.0	4.1	13.60	2.61	1.82
3.5	3.8	13.51	3.06	2.29
4.0	3.0	13.49	2.06	2.10

在逐渐减小;在短半轴 3.0 mm 时继续增大尺寸,球囊峰值应力变化不明显,该尺寸下股骨软骨的峰值应力仅小于短轴为 4.0 mm 时的最大应力,且外侧胫骨软骨应力峰值最小。综合对比,环状球囊短半轴大小取 3.0 mm 时对各结构的力学影响较小。

2.3.3 撑开器一体化设计与分开设计的比较分析 关节镜在治疗儿童半月板撕裂时,常规入口与成人相同,为标准的前内口和前外口。为防止套管插入关节时损伤软骨,先用生理盐水注入关节腔将关节充盈,再做关节入口。用小尖刀做长约 6~8 mm 的皮肤纵行切口^[8]。独立设计的撑开器装置放置在半月板正常一侧,置入位置可灵活调整,并且减少了器械拥堵情况。但实际手术中将这种球囊置入膝关节中,会在皮肤上多开个切口,增加患者关节创伤。一体化设计中,需要将关节镜置入到通道中,且通道内部设有给球囊充气的通道,因此在进行膝关节手术时,只需在患者的膝关节处打一个空洞,减少对膝关节的创伤。由于尺寸较大,也存在一定的问题:通道本

体直径较大,因此需要增大皮肤切口直径,但切口直径的增大程度较小,相对于分开设计,增加创口数量对患者产生的创伤影响更大。

另外,仿真结果表明:分开设计时,不同形状的球囊对关节软骨的应力分布集中于两者接触的区域。在 3 种形状中,球状球囊对软骨的力学影响较小,此时球状球囊的峰值应力为 15.17 MPa;一体化设计时,球囊的应力峰值与短轴尺寸呈负相关,短轴越大,应力峰值越小;但当短半轴超过 3.0 mm 后,应力峰值变化趋于平缓,且在短半轴为 3 mm 时的外侧胫骨软骨的应力峰值最小。因此,环状球囊的短半轴选择 3.0 mm 时,对膝关节各结构的力学影响最小,此时环状球囊的峰值应力为 13.60 MPa。球状球囊与短半轴大小 3.0 mm 的环状球囊相比,对关节软骨的力学影响差异较小,但球囊上的峰值应力更大,更接近球囊失效破裂的强度值。综合考虑,本研究选择将球囊置入到半月板撕裂的一侧,采用短半轴大小 3.0 mm 的环状球囊。

3 讨论

本研究重建了正常儿童膝关节三维有限元模型,在验证模型有效性的基础上,参考治疗椎体压缩性骨折的球囊,建立两种放置在不同半月板位置的球囊,并与膝关节进行装配,研究球囊与膝关节软骨相互作用的生物力学影响。儿童膝关节镜手术的器械操作要求高、内侧间隙狭窄,在操作过程中容易造成医源性损伤等问题。球囊在椎体骨折治疗的应用可以使椎体恢复一定的高度,便于手术微创操作,这一应用也为球囊撑开膝关节间隙提供依据,有效地增大膝关节的间隙,便于术中器械的操作。

在撑开器独立设计时,3种形状球囊都在其内壁给定不同压力时,球状球囊对软骨的力学影响较小。当撑开器一体化设计时,随着短轴尺寸逐渐增大,相应球囊的应力峰值在逐渐减小,在短半轴3.0 mm时继续增大尺寸,球囊峰值应力变化不明显,因此,环状球囊短半轴大小取3.0 mm时对各结构力学影响较小。与球状球囊相比,短半轴为3.0 mm的环状球囊对关节软骨的力学影响存在较小差异,但球状球囊的应力峰值更高,更容易导致球囊破裂失效。一体化设计时,患者仅在膝关节处作一个切口,相比分开设计需多作一个切口,对患者的膝关节损伤更小。在压力值大小方面,有研究表明在球囊扩张后凸成形术中,导入可扩张球囊,球囊达到最大容量,椎体高度恢复且扩张压力达1 700 KPa时,停止扩张^[23];在一项增强型球囊扩张器椎体成形术的实验研究中,球囊达到最大体积的压力约为0.7~1.5 MPa^[24]。在膝关节中撑开一定的高度,球囊需要撑着股骨一端扩张,且有韧带恢复其初始状态的弹力阻碍,因此球囊达到最大体积的压力要比椎体高度恢复的扩张压力要大,本研究得出的压力值符合这一趋势。临床医生可根据关节镜提供的视野,将球囊撑开器通过前内侧入口置于膝关节中,辅助相应器械进行工作;同时在膝关节镜手术中将球囊应用于撑开器械,治疗儿童半月板垂直纵形撕裂能显著增加关节腔间隙,便于手术操作,有效解决医源性损伤问题,提高工作器械在儿童半月板手术治疗过程中的安全性。

本研究存在一些局限性:(1)本研究将韧带假设为基于Neo-Hookean方程的各向同性超弹性材料,未来的研究可以考虑胶原纤维的方向,使用含有胶原纤维表达的本构方程,使有限元模型最大限度地接近于真实膝关节。(2)在治疗儿童半月板撕裂的手术中,膝关节有一定屈曲角度,本研究的膝关节模型是在受试者拍摄时保持屈曲0°数据文件建立而来的模型。考虑到临床上获取儿童不同屈曲角度的MRI数

据比较困难,因此难以建立出儿童屈曲膝关节模型,未来的研究可以再招募儿童志愿者,获得保持不同屈曲角度的MRI数据文件。(3)撑开器是一个整体的系统装置,在研究相互作用时,本研究将其简化为完全撑开瞬时状态的球囊,因此会影响与软骨接触部位的峰值应力的数值,但不会改变应力分布的趋势,未来的研究可以采用动态分析的方法研究球囊撑开过程对软骨力学的影响,以获得更加精确的仿真结果。(4)本研究暂未考虑韧带的粘弹性特性。

4 结论

本研究建立了球囊完全撑开膝关节的三维有限元模型,评价了两种置入方式的球囊对关节软骨的接触力学影响。独立设计时,球状球囊对软骨的峰值应力影响较小;一体化设计的短半轴3.0 mm的环状球囊对软骨的应力方面影响要比其他短轴尺寸更小,此类球囊可以有效撑开膝关节一定的间隙。本研究结果为球囊撑开器球囊几何结构的设计提供理论依据,提高了工作器械在半月板手术治疗过程中的安全性。

【参考文献】

- [1] Markes AR, Hodax JD, Ma CB. Meniscus form and function[J]. Clin Sports Med 2020, 39(1): 1-12.
- [2] Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. The basic science of human knee menisci: structure, composition, and function[J]. Sports Health, 2012, 4(4): 340-351.
- [3] Busch MT. Meniscal injuries in children and adolescents[J]. Clin Sports Med, 1990, 9(3): 661-680.
- [4] Terzidis IP, Christodoulou A, Ploumis A, et al. Meniscal tear characteristics in young athletes with a stable knee: arthroscopic evaluation[J]. Am J Sports Med, 2006, 34(7): 1170-1175.
- [5] Francavilla ML, Restrepo R, Zamora KW, et al. Meniscal pathology in children: differences and similarities with the adult meniscus[J]. Pediatr Radiol, 2014, 44(8): 910-925.
- [6] Fox AJ, Wanivenhaus F, Burge AJ, et al. The human meniscus: a review of anatomy, function, injury, and advances in treatment[J]. Clin Anat, 2015, 28(2): 269-287.
- [7] 柴卫兵,高淑能,马忠泰,等.膝关节镜手术的并发症及其防治(附45例分析)[J]. 北京医学, 1997, 19(2): 76-79.
Chai WB, Gao SN, Ma ZT, et al. Prevention and treatment of knee arthroscopic complications analysis of 45 cases[J]. Beijing Medical Journal, 1997, 19(2): 76-79.
- [8] 倪磊,吕厚山,陈坚.儿童膝关节病及其关节镜诊治[J]. 中华小儿外科杂志, 2004, 25(2): 168-171.
Ni L, Lü HS, Chen J. Arthroscopic examination and treatment of knee arthrosis in children[J]. Chinese Journal of Pediatric Surgery, 2004, 25(2): 168-171.
- [9] Zhu G, Guo W, Cheng L, et al. Finite element analysis of tibial slope in mobile-bearing unicompartmental knee arthroplasty[J]. Chinese Medical Journal, 2015, 128(21): 2873-2878.
- [10] Shepherd DE, Seedhom BB. The 'instantaneous' compressive modulus of human articular cartilage in joints of the lower limb [J]. Rheumatology (Oxford), 1999, 38(2): 124-132.
- [11] Malige A, Baghdadi S, Hast MW, et al. Biomechanical properties of common graft choices for anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review[J]. Clin Biomech, 2022: 105-151.
- [12] 吴波,杨柳.前交叉韧带解剖和生物力学特性[J]. 中国矫形外科杂志, 2006, 14(22): 1725-1726.

- Wu B, Yang L. Anatomical and biomechanical characteristics of anterior cruciate ligament[J]. Orthopedic Journal of China, 2006, 14(22): 1725-1726.
- [13] Butler DL, Kay MD, Stouffer DC. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments[J]. J Biomech, 1986, 19(6): 425-432.
- [14] Kennedy A, Terrier A, Theumann N, et al. Effects of the posterior cruciate ligament reconstruction on the biomechanics of the knee joint: a finite element analysis[J]. Clin Biomech, 2005, 20(4): 434-442.
- [15] Race A, Amis AA. The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament[J]. J Biomechan, 1994, 27(1): 13-24.
- [16] Coobs BR, LaPrade RF, Griffith CJ, et al. Biomechanical analysis of an isolated fibular (lateral) collateral ligament reconstruction using an autogenous semitendinosus graft[J]. Am J Sport Med, 2007, 35(9): 1521-1527.
- [17] 王海鹏, 王友. 膝内侧副韧带功能解剖和生物力学特性的研究进展[J]. 医用生物力学, 2007, 22(4): 412-416.
- Wang HP, Wang Y. Functional anatomy and biomechanics study of medial collateral ligament[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2007, 22(4): 412-416.
- [18] Robinson JR, Bull AM, Amis AA. Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee[J]. J Biomechan, 2005, 38(5): 1067-1074.
- [19] Musahl V, Lehner A, Watanabe Y, et al. Biology and biomechanics[J]. Curr Opin Rheumatol, 2002, 14(2): 127-133.
- [20] Bae JY, Park KS, Seon JK, et al. Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis[J]. Med Biol Eng Comput, 2012, 50(1): 53-60.
- [21] Peña E, Calvo B, Martinez MA, et al. Why lateral meniscectomy is more dangerous than medial meniscectomy. A finite element study[J]. J Orthop Res, 2006, 24(5): 1001-1010.
- [22] 吴财. 改良膝关节撑开器联合MIPPO治疗复杂胫骨平台骨折的研究[D]. 长沙: 湖南师范大学, 2020.
- Wu C. Modified knee distractor combined with MIPPO in the treatment of complex tibial plateau fractures [D]. Changsha: Hunan Normal University, 2020.
- [23] 陈懿, 陈晟, 李作灵, 等. Jack 椎体扩张器后凸成形术与球囊扩张后凸成形术对骨质疏松性椎体压缩骨折的疗效比较[J]. 蚌埠医学院学报, 2018, 43(2): 210-212.
- Chen Y, Chen S, Li ZL, et al. Efficacy comparison between Jack dilator kyphoplasty and balloon kyphoplasty in the treatment of osteoporotic vertebral compression fractures[J]. Journal of Bengbu Medical College, 2018, 43(2): 210-212.
- [24] 张登君. 增强型球囊扩张器的研制及椎体成形术的实验研究[D]. 广州: 南方医科大学, 2006.
- Zhang DJ. Design and study of an enhanced balloon expander using in percutaneous vertebroplasty[D]. Guangzhou: the Southern Medical University, 2006.

(编辑:谭斯允)