

# 弹性护膝防护效果预测模型的分析

谢红, 刘星辰, 沈云萍

(上海工程技术大学 纺织服装学院, 上海 201620)

**摘要:**通过构建人体膝关节-护膝有限元模型,模拟人体站立和高度屈曲两种姿势,从应力、位移两个维度分析穿着不同弹性护膝对膝关节韧带的影响;采用最大位移差作为弹性护膝防护效果仿真模拟的评判指标,通过有限元法对膝关节内部组织结构间的作用机理进行量化研究,进而对弹性护膝的防护效果进行预判。经模型测试,得到:1<sup>#</sup>样本弹性护膝对膝关节的防护效果最差,5<sup>#</sup>样本最好,样本1<sup>#</sup>~5<sup>#</sup>防护效果呈递增趋势,与护膝样本的实际防护效果一致。实验证明,模型可用于弹性护膝防护效果的预测,为弹性护膝的设计提供技术支持。

**关键词:** 膝关节-护膝有限元模型;防护效果预测;膝关节屈曲;织物拉伸实验;压力实验

**中图分类号:** TS 941.7 **文献标志码:** A **文章编号:** 2096-1928(2023)02-0108-10

## Analysis of Protective Effect Prediction Models of Elastic Knee Pads

XIE Hong, LIU Xingchen, SHEN Yunping

(School of Textiles and Fashion, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China)

**Abstract:** In this chapter, finite element method is used to simulate the protective effect of elastic knee pads, and the influence of different elastic knee pads on knee ligament is analyzed from two dimensions of stress and displacement. The maximum displacement difference was used to evaluate the protective effects of elastic knee pads simulation, in order to predict the protective effect of knee pads made of different fabrics, so as to improve the functional design and production of elastic knee pads. The results showed that the elastic knee pads made by 1<sup>#</sup> had the worst protective effects, while pads made by 5<sup>#</sup> had the best effects. The protective effects showed increasing trends from 1<sup>#</sup> to 5<sup>#</sup> consistent with the actual protective effect of the knee pads samples. It was proved that the model could be used to predict the protective effects of elastic knee pads. And the study could provide suggestions for elastic knee pads design.

**Key words:** finite element model of knee joint and knee pad, prediction of protective effect, knee flexion, fabric stretching experiment, pressure test

膝关节是人体最大、最复杂的结构,由骨骼、韧带、软组织、肌肉等组成。人体在活动过程中,膝关节高度屈曲或过载,都容易导致膝关节受伤<sup>[1]</sup>。常见的膝关节损伤有疲劳损伤、急性损伤等,膝关节急性损伤即瞬间应力过大而导致肌肉、韧带拉伤,甚至骨折。王嘉瑛等<sup>[2]</sup>通过问卷调查发现,样本中下肢损伤的概率约为 50.46%,其中膝关节受伤的发生率约为 26.75%,在下肢关节损伤中位列第一;刘青青等<sup>[3]</sup>对江苏十余所高校的篮球运动员进行调查,结果显示膝关节损伤在运动过程中特别常

见,约有 88.57% 的篮球运动爱好者在打篮球的过程中膝关节受过不同程度的损伤;HERBAUT A 等<sup>[4]</sup>调查发现,在羽毛球运动中,膝关节软骨损伤和半月板损伤占羽毛球运动损伤的 13.3%。可以发现,人体在日常活动中膝关节极易受伤,不管是韧带撕裂,或半月板撕裂、软骨损伤等,都会给人体带来极大的伤害。因此,人们在日常活动或运动中佩戴护膝,可降低疲劳、高度屈曲或过载等不利情况对人体膝关节产生的伤害,并能一定程度上缓解疲劳。

收稿日期:2022-12-28; 修订日期:2023-01-30。

基金项目:国家重点专项基金项目(2018YFC2000900)。

作者简介:谢红(1970—),女,教授,硕士生导师。主要研究方向为服装舒适性与功能开发。Email: xiehong99618@126.com

目前,针对膝关节防护的研究日益增多,也促进了相关产品的研发。文中运用仿真模拟预测弹性护膝防护的效果,使得弹性护膝功能性表征更加可靠,预测结果可为制定弹性护膝防护效果的新标准提供理论依据。

# 1 膝关节几何模型与弹性护膝的构建

## 1.1 三维数据的采集

采集膝关节影像数据前,对扫描对象的膝关节进行健康检查,确保扫描对象无膝关节疾病和外力损伤。扫描对象为一名成年男性,年龄 25 岁,体质量 70 kg,身高 175 cm。令扫描对象处于仰卧位<sup>[5]</sup>并让其放松身体,避免出现肌肉紧张。对扫描对象的膝关节进行 MRI 磁共振成像断层扫描,扫描时层厚设置为1 mm,间距 1 mm,矩阵设为 512×512。共得到 423 张膝关节 MRI 断层扫描图片,作为此次三维重建的数据。

## 1.2 膝关节模型的三维重建

**1.2.1 膝关节 MRI 数据的导入** 采用MIMICS Research 19.0 软件,把 423 张膝关节断层扫描图片导入 MIMICS 中。

**1.2.2 设定阈值** 模型将阈值设置为(40~533),使得膝关节骨骼、软组织和韧带分别显影。

**1.2.3 填充孔洞** 主要包括形态学操作(Morphology Operations Modify)和逐层填充。

**1.2.4 动态区域增长** 让相似像素的体素连接,再将离散的体素从整体模型中分散开,将需要构建的体素去掉离散体后进行三维重建<sup>[6]</sup>。

**1.2.5 计算几何模型** 构建膝关节股骨、胫骨、腓骨、软组织、韧带独立蒙版后,对膝关节蒙版和几何模型进行预处理。①对蒙版逐个进行光滑处理;②将Smallest detail 和 Gap closing distance 分别设置为 0.5,0.6,对膝关节几何模型进行 Warp 处理;③最终以 STL 格式导出模型。膝关节模型如图 1 所示。

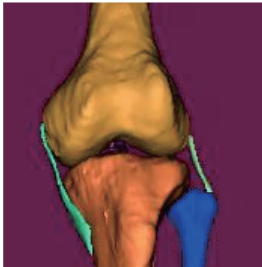


图 1 膝关节几何模型

Fig.1 Geometry model of the knee joint

## 1.3 膝关节模型在 Geomagic 中的优化

文中膝关节模型的优化主要用到 Geomagic Warp 2017 的多边形处理模块和形状模块,最后拟合生成 NURBS 曲面。Geomagic Warp 2017 优化过程如图 2 所示。

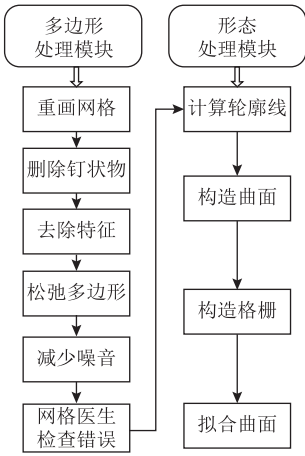


图 2 膝关节模型优化流程

Fig.2 Optimization process of knee joint model

## 1.4 弹性护膝壳体的构建

在 Solidworks 中根据弹性护膝实物的具体尺寸构建出弹性护膝壳体。根据计算,弹性护膝实物的半径见表 1。弹性护膝壳体具体形状如图 3 所示。

表 1 弹性护膝壳体的尺寸

Tab.1 Dimensions of elastic knee pad shell

单位:mm			
织物间隔 距离	护膝半径	织物间隔 距离	护膝半径
0	58.8	105	46.2
15	55.2	120	43.4
30	53.6	135	41.9
45	52.0	150	40.6
60	49.5	165	39.2
75	48.3	180	39.2
90	47.6	195	40.4



图 3 护膝壳体

Fig.3 Knee pad shell

## 1.5 膝关节与护膝模型的处理与装配

膝关节与护膝模型的处理与装配在 Solidworks

中进行。把 STP 格式的膝关节模型导入 Solid-works,检查模型是否有错误面,若有错误面,则需要对错误面进行愈合、修补,直至模型显示无错误;依次把模型保存成零件格式,选择坐标系原点对膝关节零件进行装配;再采用直接编辑命令对膝关节模型去除干涉,保存成零件。最后,把弹性护膝和膝关节模型进行装配,转换成实体,以 X-T 格式导出模型,完成膝关节-护膝三维几何模型的构建。膝关节和弹性护膝模型如图 4 所示。

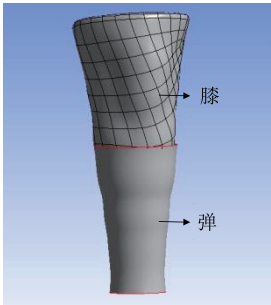


图 4 膝关节和弹性护膝装配体

Fig. 4 Knee joint and elastic knee brace assembly

**1.5.1 膝关节-护膝网格划分** 网格的划分很大程度上决定着有限元分析的精度<sup>[7]</sup>。四面体网格对模型的适应性好,容易获得高质量的网格,划分时系统可以自动识别曲率变化大的部位对其进行细化,且能迅速生成网格<sup>[8]</sup>。因此文中对采用四面体单元膝关节模型进行网格划分。最终有限元模型网格节点数为 72 417,单元数为 364 684,具体划分节点数和单元数见表 2。

表 2 有限元模型网格单元和节点数

Tab. 2 Number of finite element model mesh elements and nodes

组成	节点数	单元数
软组织	33 881	175 299
弹性护膝	1 920	1 866
股骨	16 034	85 903
胫骨	11 524	61 303
腓骨	1 555	7 142
前交叉韧带	2 140	9 831
后交叉韧带	2 904	13 822
腓侧副韧带	910	3 020
胫侧副韧带	1 549	6 498

**1.5.2 网格质量的评估** 网格划分时可以通过预处理对模型网格疏密程度进行预判,再采用合适的网格尺寸对模型进行划分,最终采用 Element Quality(单元质量)评判网格质量优劣。以胫骨为例,对网格质量进行评判。图 5 分别为网格是 10, 5, 3, 1 mm 的胫骨模型,由图 5 可知,前两种网格

(10 mm 和 5 mm) 明显过于粗糙,在曲率变化大的部位容易引起应力集中;后两种网格(3 mm 和 1 mm)的结构都较为合理,且计算发现其网格尺寸应力大小几乎没有变化。因此,文中采用 3 mm 的网格划分模型。通过 Element Quality(单元质量)对网格的优劣进行评判,单元质量指数范围为 0~1,越靠近 1 表示网格质量越好。胫骨单元质量如图 6 所示。由图 6 可知胫骨 61 303 个单元中有 46 711 个单元质量指数落于 0.9,其网格质量指数平均值高达 0.898 04,虽然也有稀疏几个网格质量指数靠近 0,但整体而言网格质量较好,可用于后期分析。其他模型网格质量评估结果相同。

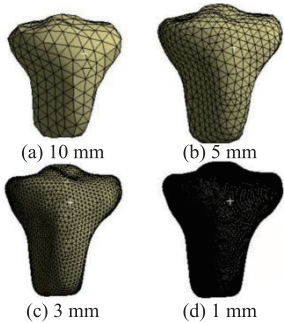


图 5 不同尺寸的网格

Fig. 5 Different grid sizes

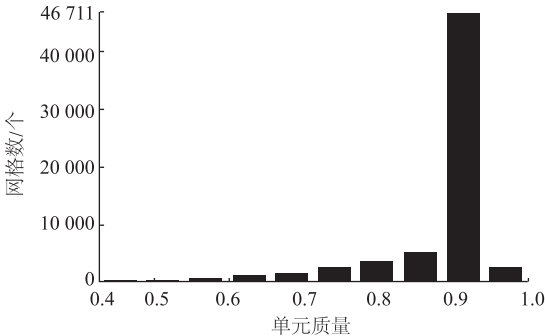


图 6 胫骨单元质量

Fig. 6 Tibia unit mass

**1.5.3 接触设置** 文中共定义了 16 个接触对,根据膝关节解剖学知识和以往文献回顾,将骨骼和软组织、韧带和软组织<sup>[9]</sup>、韧带和骨骼之间的接触定义为绑定<sup>[10]</sup>。

**1.5.4 载荷与边界条件** 模拟站立阶段以人体重力的一半 350 N 作为载荷;模拟膝关节高度屈曲时,以人体重力的一半 350 N 及弹性护膝取样点的压力作为载荷。

边界条件主要有两种情况:①佩戴弹性护膝时,对胫骨、腓骨、股骨的自由度及软组织上下表面进行约束;②屈曲时,对胫骨和腓骨的 6 个自由度进行完全约束,股骨处仅释放屈曲面的自由度,其他方向自由度皆需约束。

2 模型验证

2.1 健康性验证

对膝关节几何模型做抽屉<sup>[11]</sup>实验 (anterior drawer test ,ADT),以胫骨髁间隆起为参考点,对其施加 134 N 的推力,约束股骨自由度,观察胫骨平台的位移量,结果如图 7 所示。

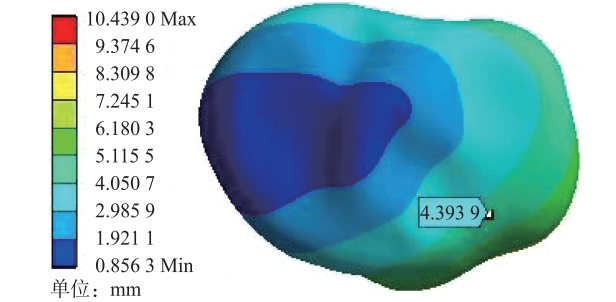


图 7 胫骨平台位移量  
Fig.7 Tibial plateau displacement

由图 7 可知,在 134 N 载荷作用下,胫骨平台的位移约 4.393 9 mm。查阅相关文献,在相同条件下,鲍春雨等<sup>[12]</sup>、PEÑA E 等<sup>[13]</sup>和 GABRIEL M T 等<sup>[14]</sup>实验得到的胫骨平台位移分别为4.300,4.750 和 5.000 mm。通过对比可知,虽然胫骨平台位移量各不相同,但其趋势和量级是一致的。综上所述,膝关节几何模型是健康的,可以用于后续分析。

2.2 有效性验证

2.2.1 仪器 AMI3037-10 日本气囊式接触压力测试仪,日本 AMI 公司制造;DMA850 动态力学分析仪,美国 TA Instruments 公司制造。

2.2.2 织物样本 选取 3 种混纺面料制成护膝作为实验样本。1<sup>#</sup>样本  $m(\text{锦纶}):m(\text{氨纶})=70:30$ ; 2<sup>#</sup>样本  $m(\text{尼龙}):m(\text{粘胶}):m(\text{氨纶})=63:32:5$ ; 3<sup>#</sup>样本  $m(\text{尼龙}):m(\text{氨纶})=61\%:39\%$ ,均由晓星国际贸易(嘉兴)有限公司生产。采用 2 种市场上购买率较高的护膝作为验证样本。4<sup>#</sup>样本:黑色护膝;

5<sup>#</sup>样本:蓝色护膝,均为 WITESS 品牌 S 码产品。  
2.2.3 样本弹性模量 采用动态力学分析仪对 5 个样本分别进行 5 次拉伸测试,取平均值。样本弹性模量见表 3。

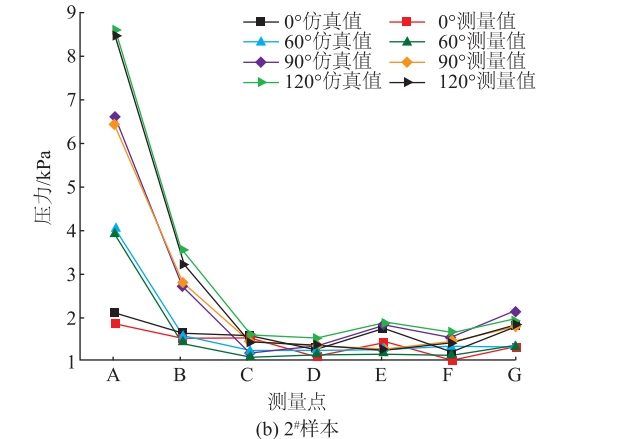
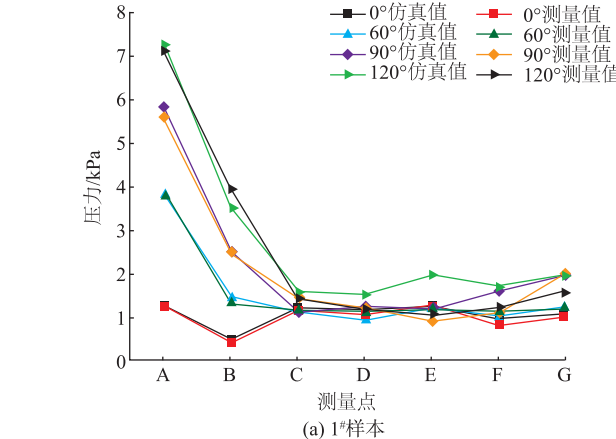
表 3 样本的弹性模量  
Tab.3 Elastic modulus of sample

样本	弹性模量/kPa
1 <sup>#</sup>	139 600
2 <sup>#</sup>	120 000
3 <sup>#</sup>	280 200
4 <sup>#</sup>	135 800
5 <sup>#</sup>	149 200

2.2.4 验证 用气囊式接触压力测试仪测量仿真模型软组织表面压力与实际穿着弹性护膝的压力,具体结果如图 8 所示。由图 8 可知,各点测量值与仿真值都较相近,有少数点存在误差。可能由以下两点引起:①此次仿真模拟中软组织定义为线弹性,和人体真实材料属性有差距;②有限元模型在划分网格时,由于机械误差,划分的网格可能无法精确模拟该部位压力值,导致该部位模拟不够精确。通过对 5 种样本 7 个点测量值与仿真值统计,发现平均误差在 10% 左右,虽然个别点有异常值,但整体趋势一致,故认为该模型有效,可用于后续弹性护膝防护效果的仿真模拟。

2.3 弹性护膝防护效果的评价指标确定

美国运动医学委员会《运动损伤标准命名法》中膝关节韧带损伤严重程度可分为 3 级。其中:1 级损伤为韧带伴有少量纤维撕裂;2 级损伤有更多纤维断裂;3 级损伤韧带完全断裂。可见韧带受伤往往伴随着韧带撕裂,即位移增大,当韧带拉伸位移越来越大时韧带损伤的风险也越来越高。弹性护膝的作用是在韧带未发生撕裂时,尽可能地减小韧带的位移。因此,仿真模拟中采用未穿戴护膝和着护膝时韧带最大位移差来评价弹性护膝的防护效果。





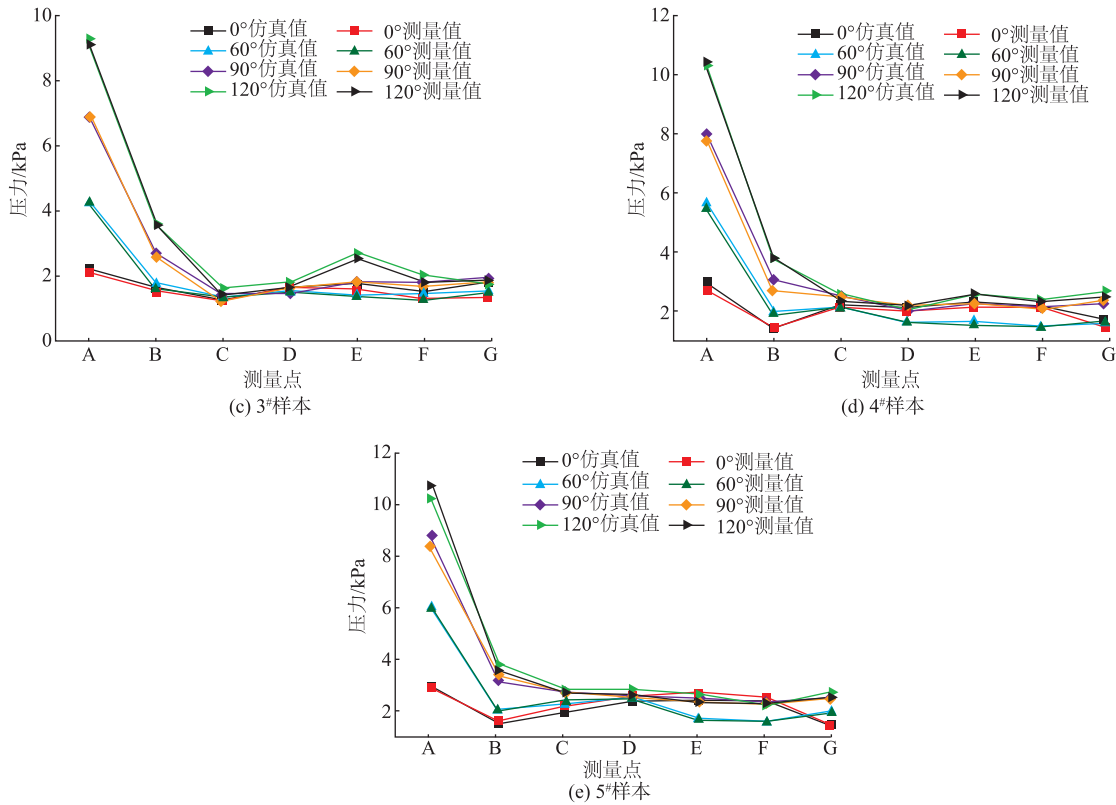


图 8 弹性护膝测量值与仿真值对比

Fig. 8 Comparisons between measured and simulated values of elastic knee pads

3 膝关节着弹性护膝后韧带受力结果与分析

3.1 不同织物最大应力差结果分析

利用模型对膝关节站立、屈曲 60°, 90° 和 120° 4 个工况进行模拟, 结果如图 9 所示。

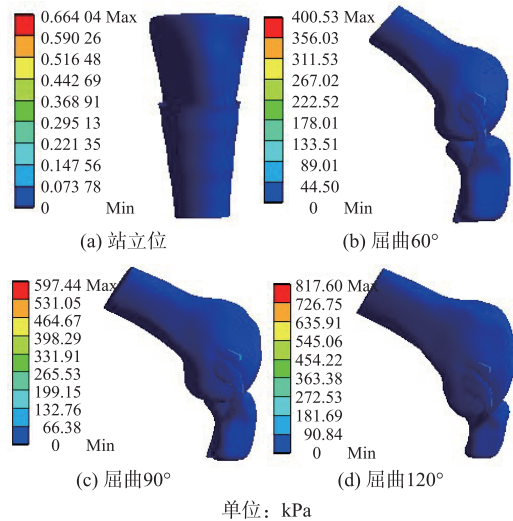


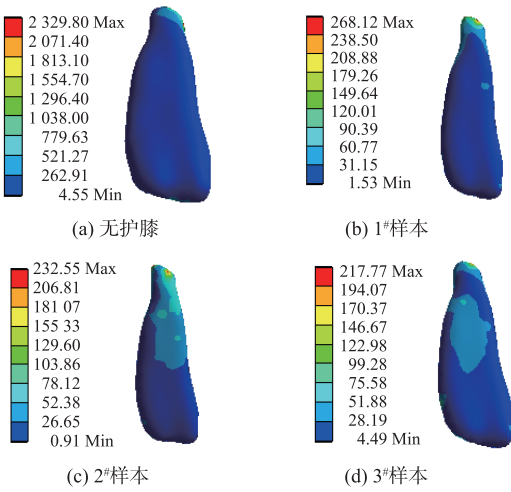
图 9 膝关节 4 个工况的仿真模拟

Fig. 9 Simulation of the knee-joint from four angles

以站立工况为例, 以最大应力差 (即不佩戴护膝和佩戴护膝最大应力的差值, 差值越大, 说明这种样本制作的弹性护膝对于减小韧带应力效果越

好) 作为评判指标, 对无护膝和分别佩戴 5 种护膝仿真模拟佩戴结果进行分析, 其他 3 个工况分析过程相同。

3.1.1 后交叉韧带 站立时后交叉韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时所受应力范围如图 10 所示。由图 10(a) 可知, 站立情况下, 后交叉韧带应力较大处为股骨髁间窝同韧带接触的部位, 最大应力为 2 329. 80 kPa; 由图 10(b) ~ (f) 可知, 佩戴 1# ~ 5# 护膝后后交叉韧带所受应力明显减小, 最大应力差分别为 2 061. 68, 2 097. 25, 2 112. 03, 2 150. 50, 2 161. 68 kPa。



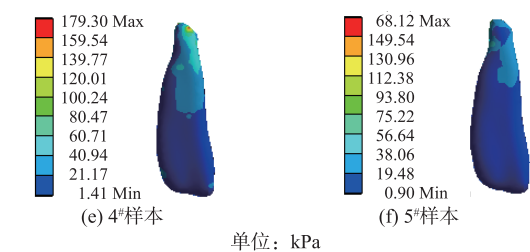


图 10 站立时后交叉韧带所受应力

Fig. 10 Stress diagram of the posterior cruciate ligament when standing

3.1.2 前交叉韧带 站立时前交叉韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝所受应力范围如图 11 所示。由图 11 (a) ~ (f) 可知,与不佩戴护膝相比,在分别佩戴 1# ~ 5# 护膝时,前交叉韧带最大应力分别减小了 1 729.51, 1 621.22, 1 750.91, 1 792.95, 1 863.65 kPa。

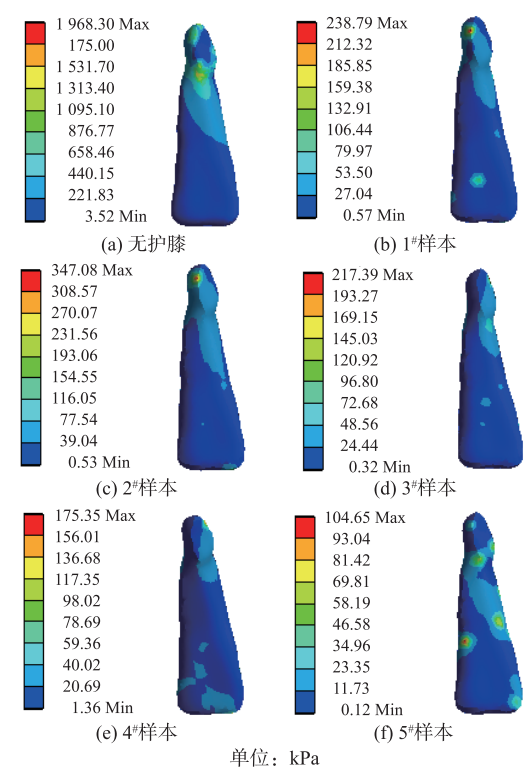


图 11 站立时前交叉韧带所受应力

Fig. 11 Stress diagram of the anterior cruciate ligament when standing

3.1.3 腓侧副韧带 站立时腓侧副韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时所受应力范围如图 12 所示。由如图 12(a) 可知,在无护膝状态下腓侧副韧带中间位置和接触点应力较大;由图 12 (b) ~ (f) 可知,在分别着 1# ~ 5# 护膝时,后腓侧副韧带最大应力分别减小 978.79, 997.64, 1 081.18, 1 110.20, 1 123.78 kPa。

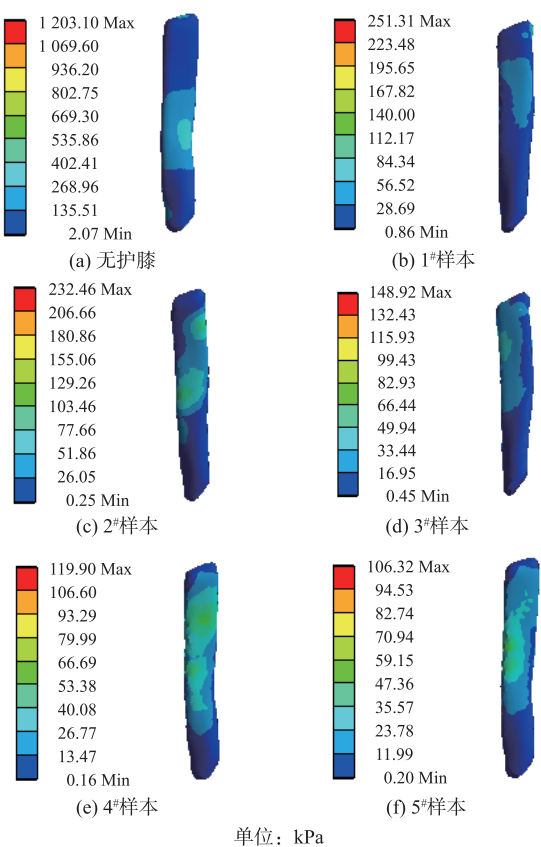
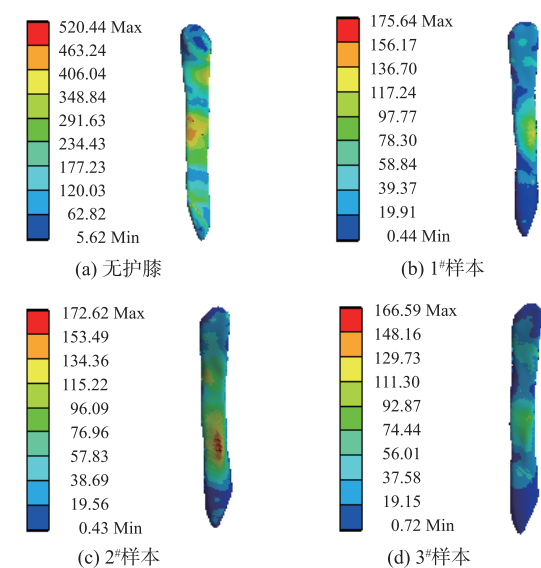


图 12 站立时腓侧副韧带所受应力

Fig. 12 Stress diagram of the fibular collateral ligament when standing

3.1.4 胫侧副韧带 站立时胫侧副韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时所受应力范围如图 13 所示。由如图 13(a) 可知,无护膝站立状态下,膝盖胫侧副韧带中间部位所受应力较大;由图 13 (b) ~ (f) 可知,在分别着 1# ~ 5# 护膝时,胫侧副韧带最大应力差分别为 344.80, 347.82, 353.85, 364.37, 366.04 kPa。



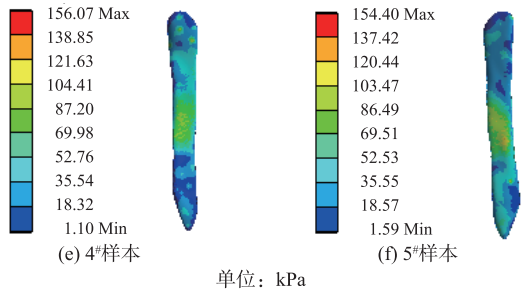


图 13 站立时胫侧副韧带所受应力

Fig. 13 Stress diagram of tibial collateral ligament when standing

对比 3.1.1 ~ 3.1.4 中数据可以发现,在站立工况下佩戴护膝对于减小韧带的应力具有非常明显的效果。

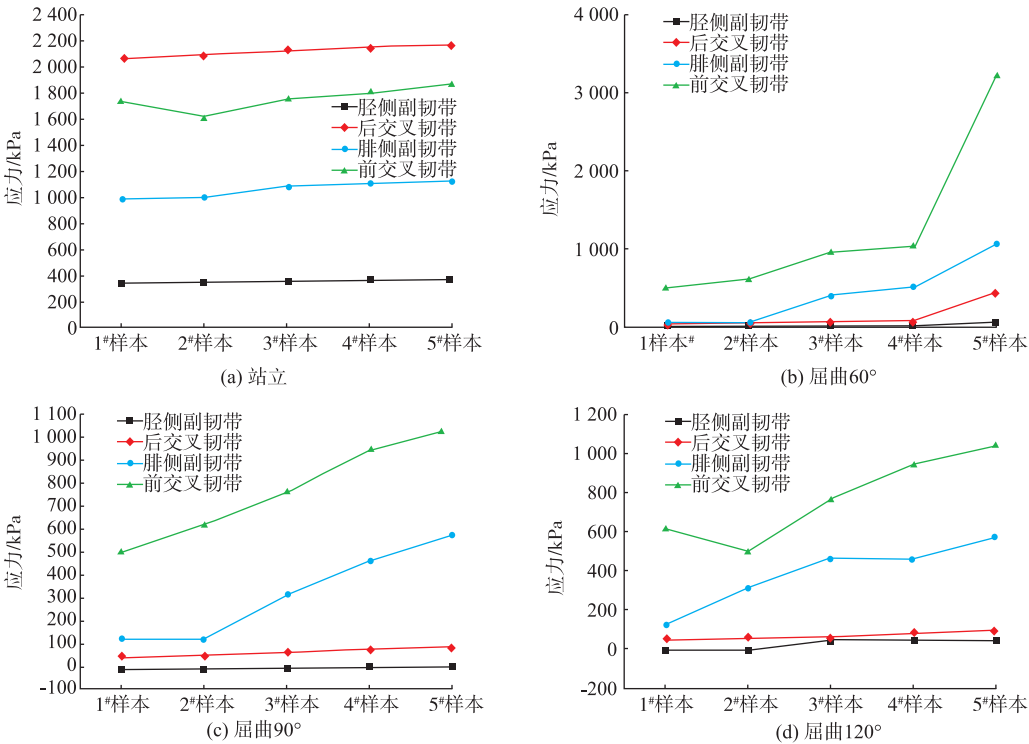


图 14 膝关节有无护膝韧带最大应力差

Fig. 14 Maximum stress difference of the knee joint with or without knee brace ligament

3.2 不同织物最大位移差结果分析

韧带位移即韧带受到外力作用后引起的位移。韧带在受到外力拉伸后会逐渐变形,当位移逐渐增大时,韧带容易出现撕裂,严重时甚至会出现断裂;因此,要想在运动的过程中保护韧带不受损伤,则需要尽量减小韧带位移。文中采用最大位移差(不佩戴护膝和佩戴护膝最大位移的差值,差值越大说明该弹性护膝样本对于减小韧带位移的效果越好,即最大位移差越大防护效果越好)来评判弹性护膝的防护效果,分析过程同样以站立工况为例,其他 3

对膝关节站立、屈曲 60°,90°和 120°时,无护膝和着 5 种不同弹性护膝韧带最大应力差进行统计,结果如图 14 所示。由图 14 可知,佩戴不同弹性护膝对于减小韧带的最大应力具有不同程度的影响。图 14 中 4 个工况前交叉韧带、后交叉韧带、腓侧副韧带从样本 1#至样本 5#的最大应力差几乎都呈现递增的趋势,但 5 种护膝对于减小胫侧副韧带所受最大应力的影响不明显。这可能和胫侧副韧带处于股骨和胫骨啮合处相关,膝关节高度屈曲时胫侧副韧带形变量大,胫侧副韧带随着膝关节屈曲承受极大的负荷,普通防护可能已无法对该部位进行有效防护。总体而言,在运动的过程中佩戴弹性护膝对减小韧带应力具有一定的正向促进作用。

个工况的韧带位移分析过程相同。

3.2.1 后交叉韧带 站立时后交叉韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时位移范围如图 15 所示。膝关节不佩戴护膝站立时韧带只受重力作用,由图 15 (b) ~ (f) 可知,分别佩戴 1# ~ 5#护膝时,后交叉韧带位移均明显减小,最大位移差分别为 0.430, 0.494, 0.495, 0.505, 0.533 mm,最大位移差逐个增大,说明 1# ~ 5#护膝对于减小后交叉韧带位移的效果逐个增强,且 1#样本的防护效果最差,5#样本的防护效果最好。

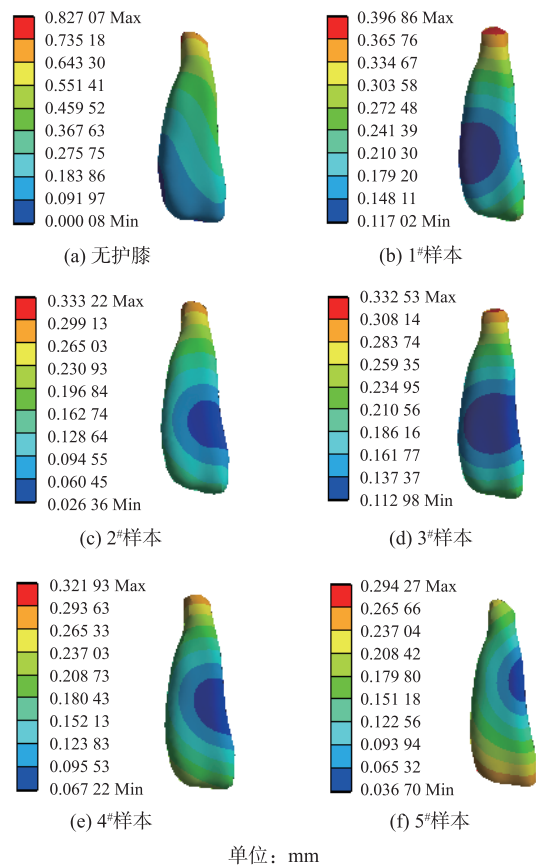


图 15 站立时后交叉韧带位移图

Fig. 15 Displacement of the posterior cruciate ligament when standing

**3.2.2 前交叉韧带** 站立状态前交叉韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时位移范围如图 16 所示。由图 16(b) ~ (f) 可知,佩戴 1<sup>#</sup> ~ 5<sup>#</sup>护膝时,前交叉韧带最大位移差分别为 0. 656, 0. 623, 0. 643, 0. 656, 0. 671 mm。1<sup>#</sup> ~ 5<sup>#</sup>护膝对于减小前交叉韧带的位移都起到了一定的正向促进作用。

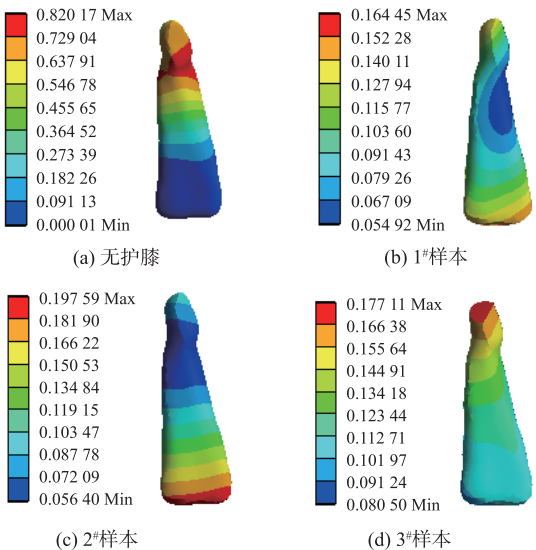


图 16 站立时前交叉韧带位移图

Fig. 16 Displacement of the anterior cruciate ligament when standing

**3.2.3 腓侧副韧带** 站立状态腓侧副韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时位移范围如图 17 所示,由图 17(b) ~ (f) 可知,佩戴 1<sup>#</sup> ~ 5<sup>#</sup>护膝时,腓侧副韧带最大位移差分别为 1. 232, 1. 291, 1. 323, 1. 295, 1. 341 mm。可见佩戴护膝对于减小腓侧副韧带位移效果较好,样本 1<sup>#</sup> ~ 5<sup>#</sup>虽然最大位移差有异常值,但总体呈现递增的趋势,即 5<sup>#</sup>样本防护效果最好,1<sup>#</sup>样本最差。

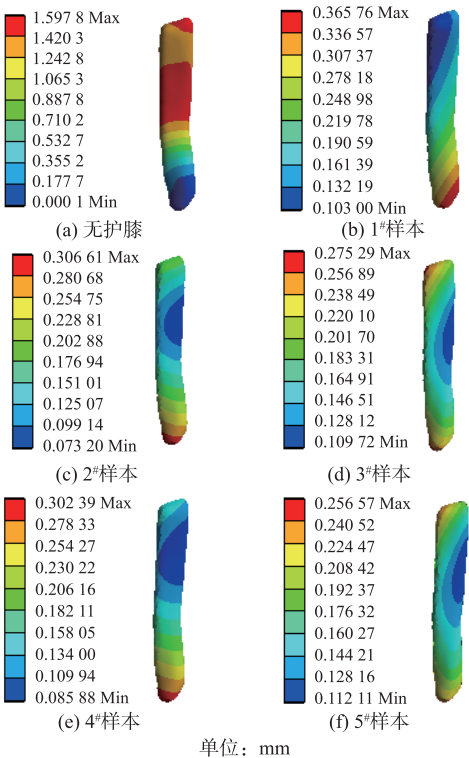


图 17 站立时腓侧副韧带位移图

Fig. 17 Displacement of the fibular collateral ligament when standing

**3.2.4 胫侧副韧带** 站立时胫侧副韧带在无护膝和分别佩戴 5 种护膝时位移范围如图 18 所示。由图 18 可知,在站立时胫侧副韧带位移较大处为胫骨和股骨接触部位,该部位受重力作用容易发生较大位移,也是需要重点防护的部位。由图 18(b) ~ (f)



可知,佩戴 1<sup>#</sup>~5<sup>#</sup>护膝,胫侧副韧带最大位移差分别为 0.384,0.418,0.428,0.486,0.524 mm。

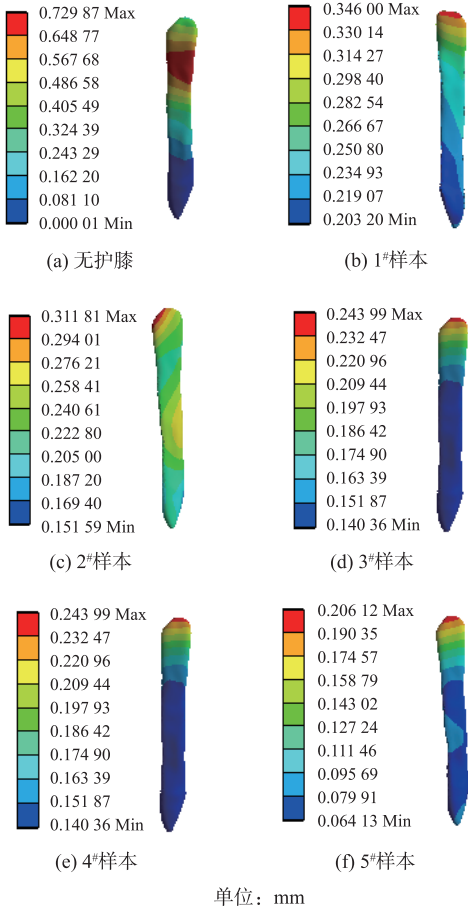


图 18 站立时胫侧副韧带位移

Fig. 18 Displacement of the tibial collateral ligament when standing

对站立、屈曲 60°,90°和 120°无护膝和着 5 种不同织物的弹性护膝最大位移差进行统计,结果如图 19 所示。研究发现,在人体膝关节运动过程中通过佩戴护膝能有效减小韧带的位移,结合图 19 可以发现佩戴不同样本的弹性护膝对于减小韧带的位移都有一定正向促进作用,其中后交叉韧带和腓侧副韧带无论在膝关节低屈曲度还是在高度屈曲度时,佩戴 1<sup>#</sup>~5<sup>#</sup>护膝最大位移差都呈现增大的趋势,说明 1<sup>#</sup>~5<sup>#</sup>护膝的防护效果呈递增趋势;但在高度屈曲时,胫侧副韧带和前交叉韧带规律不明显,尤其是胫侧副韧带,这可能由于胫侧副韧带处于股骨和胫骨啮合处,膝关节高度屈曲时内部形变量大,韧带所受应力、位移突增,普通护膝无法满足此时的防护要求。由此可知,对于护膝的设计必须落到人体防护的生物参数表征上来,建立精密化、细致化的标准,以生产出更加符合人们不同运动状态、不同功能要求的护膝。

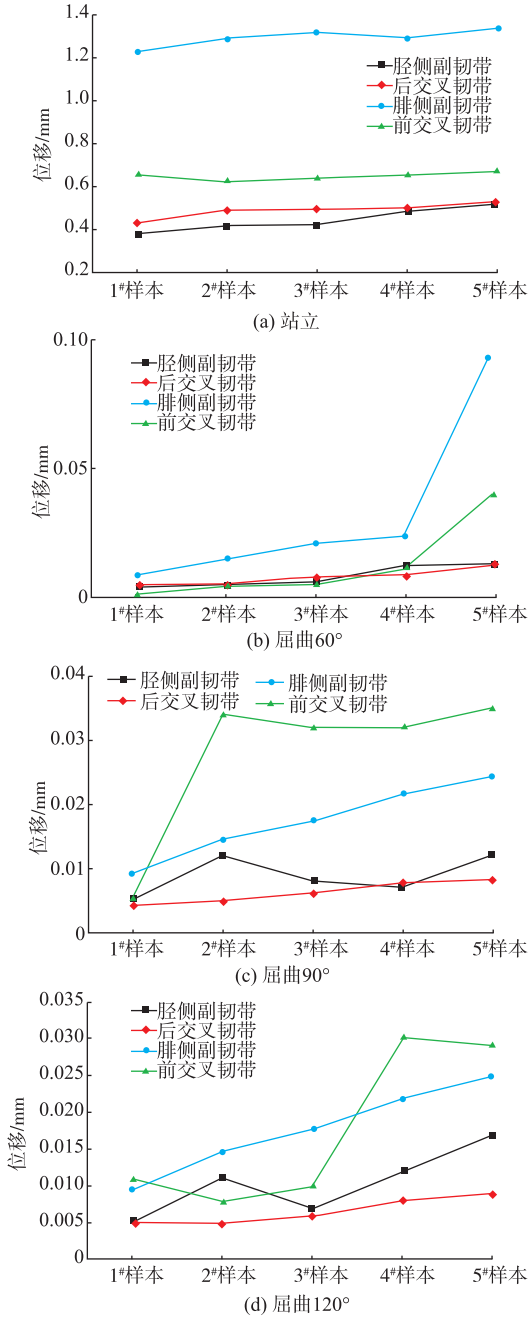


图 19 膝关节有无护膝韧带最大位移差

Fig. 19 Maximum displacement difference of the ligament with or without knee braces

综上,可以判断 1<sup>#</sup>样本对于膝关节的防护效果最差,5<sup>#</sup>样本最好,样本 1<sup>#</sup>~5<sup>#</sup>防护效果是逐个增强的,该模型可用于弹性护膝防护效果的预测。

4 结 语

文中通过抽屉实验验证膝关节几何模型的健康性;通过对 5 种织物做性能测试获得织物弹性模量和密度用于有限元模型弹性护膝材料属性的定义;以压力实验测量了膝关节佩戴 5 种弹性护膝后的表面压力,通过对比着弹性护膝后表面压力与仿真模拟软组织表面的压力值,间接验证仿真模拟结

果的有效性。对比发现,实际测量值和仿真值趋势一致,认为膝关节几何模型是有效的。该几何模型可用于弹性护膝防护效果的仿真模拟:采用有限元法对弹性护膝防护效果进行仿真模拟,从应力、位移两个维度分析了着不同弹性护膝对膝关节韧带的影响;采用最大位移差来评价弹性护膝仿真模拟的防护效果,对不同样本制成的护膝的防护效果进行预判,测试结果显示 5# 防护效果最好,1# 最差,对改进弹性护膝的功能性设计与生产提供参考。

### 参考文献:

[1] 季立云. 磁共振成像在膝关节半月板损伤中的诊断价值分析[J]. 中文科技期刊数据库(文摘版)医药卫生, 2022(1): 187-189.

JI Liyun. Analysis of the diagnostic value of magnetic resonance imaging in knee joint and meniscal injuries[J]. Chinese science and technology journal database (abstract edition) medicine and health, 2022(1): 187-189. (in Chinese)

[2] 王嘉瑛, 李令岭, 马梁, 等. 跑步爱好者运动损伤的调查与分析[J]. 昆明医科大学学报, 2020, 41(1): 151-157.

WANG Jiaying, LI Lingling, MA Liang, et al. Investigation and analysis of sports injury of runners[J]. Journal of Kunming Medical University, 2020, 41(1): 151-157. (in Chinese)

[3] 刘青青, 阎玉秀. 不同款式的篮球护膝防护性能的研究[J]. 消费导刊, 2017(21): 8-9.

LIU Qingqing, YAN Yuxiu. Study on the protective performance of different styles of basketball knee pads[J]. Consume Guide, 2017(21): 8-9. (in Chinese)

[4] HERBAUT A, DELANNOY J, FOISSAC M. Injuries in French and Chinese regular badminton players[J]. Science and Sports, 2018, 33(3): 145-151.

[5] 魏巍, 裴仁明, 孙喆. 用磁共振影像为膝关节检查者建立膝关节三维有限元模型的效果[J]. 当代医药论丛, 2019, 17(6): 46-47.

WEI Wei, PEI Renming, SUN Zhe. Effect of establishing three-dimensional finite element model of knee joint for knee joint examiners with magnetic resonance imaging[J]. Contemporary Medical Symposium, 2019, 17(6): 46-47. (in Chinese)

[6] 高艳芳, 豆贺, 韩盛松, 等. 基于 Mimics 软件的股骨的提取与三维模型重建[J]. 中国科技信息, 2017(17): 99-101.

GAO Yanfang, DOU He, HAN Shengsong, et al.

Femoral extraction and 3D model reconstruction based on Mimics software[J]. China Science and Technology Information, 2017(17): 99-101. (in Chinese)

[7] 刘星辰, 谢红. 基于有限元建模技术的下肢着袜舒适性分析[J]. 上海纺织科技, 2021, 49(11): 18-21.

LIU Xingchen, XIE Hong. Analysis of the comfortability of lower limb socks based on finite element modeling technology[J]. Shanghai Textile Science and Technology, 2021, 49(11): 18-21. (in Chinese)

[8] 黎蒙. 女性羽毛球运动员头顶球单腿落地动作的膝关节生物力学有限元分析[D]. 上海: 上海体育学院, 2020.

[9] 苏工兵, 陈海英, 张露, 等. 人体下肢有限元模型构建及着袜舒适性分析[J]. 天津工业大学学报, 2013, 32(6): 32-35.

SU Gongbing, CHEN Haiying, ZHANG Lu, et al. Building of finite element model of lower limbs and analysis of socks' comfort[J]. Journal of Tianjin Polytechnic University, 2013, 32(6): 32-35. (in Chinese)

[10] 陈文栋, 杨光. 不同载荷条件下半月板动态仿真生物力学分析[J]. 中国组织工程研究, 2017, 21(11): 1742-1747.

CHEN Wendong, YANG Guang. Biomechanical analysis of dynamic simulation of meniscus under different loading conditions[J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2017, 21(11): 1742-1747. (in Chinese)

[11] SUN P C, SHIH S L, CHEN Y L, et al. Biomechanical analysis of foot with different foot arch heights; a finite element analysis[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2012, 15(6): 563-569.

[12] 鲍春雨, 郭宝川, 孟庆华. 人体膝关节有限元模型建立及其有效性验证[J]. 应用力学学报, 2017, 34(3): 559-563, 615.

BAO Chunyu, GUO Baochuan, MENG Qinghua. A finite element model of human knee joint and its validation[J]. Chinese Journal of Applied Mechanics, 2017, 34(3): 559-563, 615. (in Chinese)

[13] PEÑA E, CALVO B, MARTÍNEZ M A, et al. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint[J]. Journal of Biomechanics, 2006, 39(9): 1686-1701.

[14] GABRIEL M T, WONG E K, WOO S L Y, et al. Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads[J]. Journal of Orthopaedic Research, 2004, 22(1): 85-89.

(责任编辑:卢杰)