

文章编号:1004-7220(2019)05-0560-07

骨科缝合线体外力学行为评价及测试装置

张倩¹, 栾家妍¹, 徐仲棉², 王璐¹

(1. 东华大学 纺织学院, 纺织面料技术教育部重点实验室, 上海 201620; 3. 浙江广慈医疗器械有限公司, 浙江 宁波 315000)

摘要:骨科缝合线是肌腱、韧带修复手术中非常重要的医疗器械之一,其性能尤其是力学性能,对于修复的成败影响很大。通过检索国内外骨科缝合线方面的文献,首先总结临床上常用的骨科缝合线,包括可吸收和非可吸收缝合线,以非可吸收缝合线为主。然后,针对骨科缝合线使用部位的特殊性,重点综述骨科缝合线体外力学性能测试与评价方法,主要涉及缝合线本身、缝合线与组织之间以及缝合线与锚钉之间的力学行为测试装置与评价方法,并分析不同装置或方法的特点。由于缺乏统一的测试仪器与评价标准,目前尚难以对骨科缝合线的力学性能进行统一的评价比较。

关键词:骨科缝合线; 力学性能; 摩擦测试装置

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.05.017

In vitro Mechanical Behaviors Evaluation and Testing Devices of Orthopedic Sutures

ZHANG Qian¹, LUAN Jiayan¹, XU Zhongmian², WANG Lu¹

(1. Key Laboratory of Textile Science & Technology Ministry of Education, College of Textiles, Donghua University, Shanghai 201620, China; 2. Zhejiang Guangci Medical Equipment Co., Ltd., Ningbo 315000, Zhejiang, China)

Abstract: Orthopedic sutures are vital medical devices in repair surgeries of tendons and ligaments. Properties especially mechanical properties of orthopedic sutures have great impacts on the effects of tendon/ligament repairs. In this paper, clinically used orthopedic sutures including absorbable sutures and non-absorbable sutures were summarized firstly, by exploring literature about orthopedic sutures, and the mostly used orthopedic sutures are non-absorbable sutures. Then, based on the particularity of the repaired sites of orthopedic sutures, the *in vitro* mechanical test devices and evaluation method of orthopedic sutures were reviewed, mainly including the mechanical properties of sutures, suture-tissue, and suture-anchor. In addition, the characteristics of different evaluation method or test devices were compared. It was still difficult to evaluate the mechanical properties of orthopedic sutures due to the lack of instruments and test criteria.

Key words: orthopedic sutures; mechanical properties; friction testing device

收稿日期:2018-10-11; 修回日期:2018-11-25

基金项目:宁波市科技重大科技专项(2017C110037),教育部纺织生物医用材料科学与技术“111计划”(B07024),国家级大学生创新课题(201710255009)

通信作者:王璐,教授,E-mail:wanglu@dhu.edu.cn

肌腱、韧带等关节软组织损伤在临床上极为常见,由于肌腱/韧带再生能力欠佳,往往需要通过手术对受损的肌腱/韧带进行修复^[1]。骨科缝合线是手术中不可或缺的修复材料之一,随着材料科学的发展及手术技术的提高,缝合线也随之发展,临床上出现了多种骨科缝合线。骨科缝合线的性能,尤其是力学性能,对肌腱/韧带修复愈合效果影响很大。

本文首先简要介绍骨科缝合线的发展,然后着重介绍骨科缝合线力学性能测试装置、评价方法及指标,详细分析各测试装置和方法的特点,以期对骨科缝合线的力学性能精细化测试和评价标准的建立、缝合线设计的优化和临床应用的选择提供一定参考。

1 骨科缝合线的发展

骨科缝合线用于修复关节软组织(如肌腱/韧带),由于肌腱/韧带本身供血不足、再生能力差,修

表1 几种具有代表性的 UHMWPE 基缝合线

Tab.1 Some representative UHMWPE based sutures

商品名	公司	材料	纺织成型	备注
MaxBraid	Arthrotek	UHMWPE	单一编织	优良的力学强度和耐磨性
S-weave	凯利泰	UHMWPE	单一编织	
FiberWire	Arthrex	UHMWPE & PET	共同编织	优良的力学强度和耐磨性, 双组份共同编织提高了手术结点安全性
Ultrabraid	Smith&Nephew	UHMWPE & PP	共同编织	
Orthocord	Depuy Mitek	UHMWPE & PDS	共同编织	

注:共同编织是指将两种材料按一定比例,排列在编织机不同锭子上进行编织形成双组份缝合线

与第1代聚酯缝合线相比,UHMWPE基缝合线具有更优异的抗张强度、更小的伸长及更好的耐磨性^[5-6]。但值得注意的是,UHMWPE纤维摩擦系数较小,容易使结点出现滑移,从而导致结点安全性降低,与其他材料共同编织能在一定程度上提高结点安全性^[7]。UHMWPE属于非可吸收材料,其在体内长期存在带来了更大异物反应的可能。基于此,研发具有更好力学性能及更小异物反应的骨科缝合线仍需进一步努力。

2 体外力学行为评价

骨科缝合线的力学性能对软组织修复效果影响很大,力学性能不佳将可能直接导致修复失效。因此,需对骨科缝合线的力学性能进行全面、系统、准

复愈合少则数周,多则数月甚至数年,因此,希望缝合线在修复期间起主要力学支撑作用,这就对缝合线的力学性能要求较高。发展至今,临床上已出现数种缝合线,按材料不同可分为可吸收与非可吸收缝合线。可吸收缝合线植入体内会出现水解、酶解等降解行为,力学性能逐渐降低,较难满足肌腱/韧带愈合过程中较高的力学支撑要求。临床上所用的骨科缝合线仍多采用非可吸收材料,第1代骨科缝合线以聚酯缝合线为代表,随着材料科学的发展和骨科手术技术的进步,以超高分子量聚乙烯(UHMWPE)纤维为基础的缝合线成为新一代的骨科缝合线^[2]。

UHMWPE纤维是当今“世界三大高科技纤维”之一,具有轻质、机械性能及抗冲击性能优良、耐磨、化学性能稳定等优点^[3],广泛应用于人工关节、牙线、骨科缝合线等领域^[4]。几种具有代表性的UHMWPE基缝合线的基本信息见表1。

确的评价,从而指导缝合线设计及临床选择。骨科缝合线的力学性能包括缝合线本身、缝合线与组织相互作用以及缝合线与锚钉之间相互作用的力学性能。本文将详细综述近年来文献中报道的骨科缝合线力学性能测试仪器、评价方法及指标。

2.1 缝合线本身力学行为评价

缝合线本身的力学性能主要包括拉伸性能、黏弹性行为、摩擦性能等。

2.1.1 拉伸性能 拉伸性能是缝合线首先要考虑的,骨科缝合线也不例外。一般采用强力仪即可实现对缝合线拉伸性能测试,通过拉伸测试获得拉伸曲线,由拉伸曲线可以计算得到缝合线的断裂强力、断裂伸长以及相应的拉伸刚度值(强力与伸长的比值),比较这些数值可以直观地判断缝合线不同缝

合线之间的差异性。通常认为,骨科缝合线应具有较高的断裂强度、较低的伸长以及合适的刚度。

拉伸性能测试结果受缝合线材料、测试条件、测试方法等多种因素影响^[8-10]。常见的骨科缝合线拉伸性能测试方法包括3种形式(见图1)^[11-14]。其中,方法2操作简单、快速,但仅涉及缝合线材料对拉伸性能的影响。除倒刺缝合线以外,单股或多股缝合线使用时需打结^[15],方法1、3能更好地反应临床实际使用情况,这两种方法不仅可以考察缝合线材料对拉伸性能的影响,还可充分反映打结方式对其影响。由于结点及附近纤维弯曲变形较大,结点处成为主要断裂点,抗张强度降低^[16]。

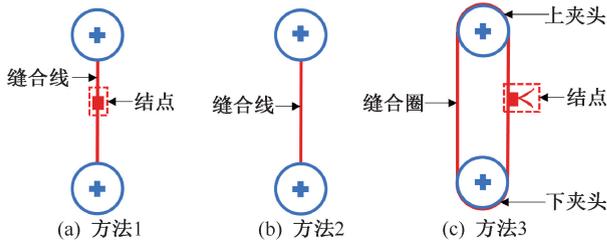


图1 拉伸性能测试方法

Fig.1 Testing methods of tensile properties

(a) Method 1, (b) Method 2, (c) Method 3

2.1.2 黏弹性行为 研究表明,若肌腱/韧带修复愈合过程中出现3~5 mm间隙,将会导致修复失效^[17]。骨科缝合线随机体运动不断受力,易产生变形,缝合线变形是引起间隙产生的因素之一,是否容易产生变形与其黏弹性行为有关。因此,有必要对其体外黏弹性行为进行评价。黏弹性行为的评价主要包括应力松弛及蠕变性能评价,两者虽为同一性质的不同表现,但骨科缝合线的黏弹性行为评价主要以蠕变性能评价为主。测试试样可为缝合线本身或缝合圈两种形式^[18-19]。

蠕变性能测试一般也在强力仪上进行,按照测试条件不同,分为静态和动态测试两种。静态测试是在缝合线上施加一恒定力,并作用一定时间,然后根据蠕变曲线评价缝合线的黏弹性行为^[20]。图2所示为静态黏弹性测试曲线示意图,图中强力-位移曲线初始段斜率表示材料的刚度,初始伸长 OA' 表示达到恒定力值时的伸长,这两个指标可以用以表征肌腱修复形成初始间隙的难易程度; $A'B'$ 表示蠕变伸长(维持恒定力值一段时间

的伸长), OE 表示松弛伸长(除去恒定力并回复一段时间后的伸长),这两个指标可以反映随时间形成间隙的难易程度。

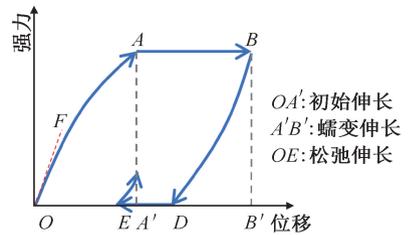


图2 静态黏弹性测试曲线示意图

Fig.2 Schematic diagram for curve of static viscoelastic testing

动态蠕变性能测试是在缝合线上按一定频率施加一定范围大小的力,使缝合线多次循环伸长与回复,与静态蠕变性能测试类似,可以得到动态蠕变伸长及松弛伸长。蠕变测试结果受缝合线初始长度、恒定力值、回复时间、温湿度等多种参数影响^[19]。进一步加强临床实际与材料学科的合作与深入研究,更准确设定实验参数,精细化地测试和评价骨科缝合线的黏弹性行为是十分有必要的。

2.1.3 摩擦性能 缝合线与缝合线之间的摩擦性能主要关系到缝合线的持结性能,摩擦系数过低,在较低的受力情况下就可能出现解结的现象^[16],这对于肌腱/韧带修复是极其不利的。传统纺织中的纱线摩擦测试仪虽可以用于测试骨科缝合线的摩擦系数,但侧重于测试缝合线与摩擦仪机械元件之间的摩擦^[21],与缝合线的实际使用要求存在较大差异,测试结果难以作为评判缝合线摩擦性能的依据。

针对上述纱线摩擦测试仪的缺陷,研究者开发了一种新的缝合线摩擦测试仪^[16]。测试时,缝合线与缝合线间相互穿套(见图3),实现缝合线1与缝合线2,3的充分接触,从而测得缝合线间的最大静摩擦力和平均动摩擦力,摩擦力越大说明缝合线的持结性能越好。与传统纱线摩擦性能测试相比,这种测试方法能更好地模拟临床真实情况,对于判断缝合线的摩擦性能更为可靠。

2.2 缝合线与软组织相互作用的力学行为评价

缝合线与软组织相互作用的力学行为主要是缝合线与软组织之间的摩擦性能,缝合线对肌腱/韧带等软组织的摩擦易导致组织受损、修复失效。缝合线与软组织之间的摩擦性能测试可借鉴纺织学中绞

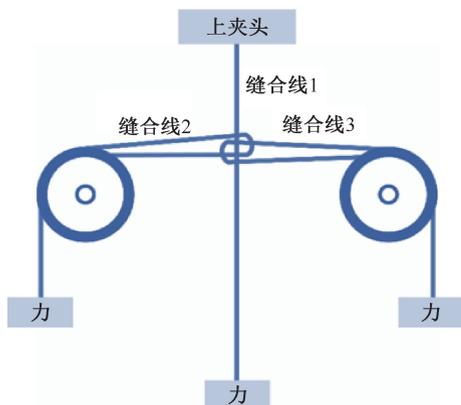
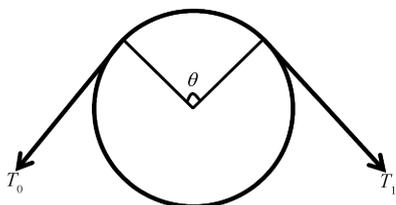


图3 缝合线与缝合线摩擦性能测试示意图

Fig.3 Schematic diagram of suture-to-suture friction testing method

盘法,其原理是将纤维或纱线通过一圆盘状导杆,当纤维体运动或圆盘转动时,产生摩擦体系,测出纤维或纱线与导杆之间的摩擦系数^[22](见图4)。在圆盘状导杆上覆上一层模拟软组织或软组织,评价缝合线与组织之间的摩擦性能^[23]。但是,值得注意的是,绞盘法测试时,缝合线在模拟组织或组织表面摩擦,即缝合线只有部分与组织产生摩擦,与临床真实使用情况存在较大的差异。



T_0 -松边张力或输入张力, T_1 -紧边张力或输出张力,

θ -绕体的包围角

图4 绞盘法摩擦性能测试原理

Fig.4 Principle of friction testing for winch method

基于绞盘法测试存在的问题,为更好模拟缝合线穿过组织对组织的摩擦,陈晓洁等^[16]开发设计了一种新的缝合线-组织摩擦测试仪,将模拟软组织或软组织嵌套夹持在夹持部件中,再将缝合线自上而下穿过夹持零件并与测力传感器相连(见图5)。测试时,启动传感器使缝合线垂直方向匀速运动,测力传感器实时记录受力情况,从而计算得到平均摩擦力。摩擦力越大,缝合线穿过组织时越难,对组织的损伤越大^[24-25]。

上述两种测试方法相对还属于静态测试,而缝

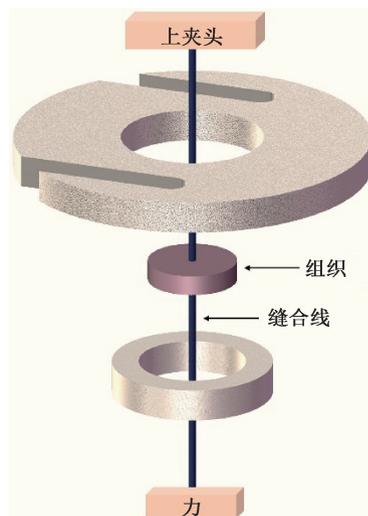


图5 缝合线与软组织摩擦性能测试示意图

Fig.5 Schematic diagram of suture-to-tissue friction testing method

合线随机体运动与组织存在往复摩擦,因此有学者自主搭建了动态摩擦测试装置,通过调节缝合线移动频率与单次移动距离,测试缝合线与组织之间的动态摩擦性能,以失效形式、破坏摩擦次数以及缝合线与组织之间的相对位移作为指标,评价两者之间的摩擦性能^[26-27]。这种方法为评价骨科缝合线-组织之间的动态摩擦提供了较好的参考。

2.3 缝合线与锚钉相互作用的力学行为评价

带线锚钉是重要的肌腱/韧带止点修复材料,由缝合线与锚钉组成,使用时将锚钉植入骨组织,缝合线将撕脱的软组织重新固着到骨组织上^[28-29]。缝合线与锚钉界面是该体系主要失效部位之一,故需对缝合线与锚钉相互作用的力学行为进行评价,主要包括拉伸性能与摩擦性能。

2.3.1 缝合线与锚钉间的拉伸性能 缝合线与锚钉之间拉伸性能的测试主要是将锚钉固定到模拟骨块或真实骨组织上,然后将其视为整体并固定到强力仪的一端,缝合线从锚钉孔眼穿过,固定到强力仪的另一端进行拉伸测试。以失效形式、缝合线断裂强力或锚钉拔出强力作为主要的评价指标。失效形式存在缝合线断裂、锚钉孔眼损坏、锚钉从骨组织中拔出这3种可能。两者之间的拉伸性能受患者骨组织状况、锚钉孔眼设计、锚钉材料、缝合线材料与结构、测试条件等因素的影响^[30-34]。锚钉孔眼形态多样,当孔眼存在相对尖锐的部位时,易引起应力集

中,从而使缝合线与其拉伸强力降低。缝合线拉伸断裂强力越高,其与锚钉之间的拉伸强力往往也越高。金属锚钉与缝合线拉伸的主要失效形式表现为缝合线断裂;与金属锚钉相比,可吸收锚钉与缝合线之间的锚钉孔眼失效的可能性更高。由于临床实际使用时,锚钉与骨组织以及缝合线与锚钉孔眼之间存在多种相对位置,这都会对缝合线-锚钉之间的拉伸性能产生影响。为确保带线锚钉系统的使用安全性,对不同缝合线-锚钉组织、不同测试条件进行系统全面评价是十分必要的。

2.3.2 缝合线与锚钉间的摩擦性能 临床上,关节部位存在拉伸、弯曲、扭转等多种活动方式,随关节活动,缝合线与锚钉之间会产生往复摩擦,这可能导致带线锚钉体系磨损失效。为模拟缝合线与锚钉之间的动态摩擦,有学者自主搭建了动态摩擦测试装置,其原理是使缝合线在锚钉孔眼处产生来回滑动摩擦,以带线锚钉体系失效时的摩擦次数评价其摩擦性能^[35-36]。该测试方法为缝合线-锚钉摩擦性能测试提供了有益的参考,但实际上缝合线与锚钉之间的摩擦可能是微动摩擦,且现有装置较难实现循环湿态环境测试,为更好地在体外模拟缝合线与锚钉之间的摩擦性能,应继续研发更合适的测试装置。摩擦性能也受锚钉材料、孔眼形态、缝合线材料与结构以及实验参数等因素影响^[21, 34, 37-38]。与拉伸性能类似,锚钉孔眼存在较为尖锐的部位时,其对缝合线造成的磨损更为严重,耐磨性能降低。与金属锚钉相比,缝合线与可吸收锚钉之间的摩擦作用更小,耐磨性更好。受材料本身耐磨性的影响,UHMWPE基缝合线与锚钉之间的耐磨性较聚酯基缝合线更为优异^[35]。此外,缝合线结构也应是影响其与锚钉之间摩擦性能的重要因素之一,单股缝合线与锚钉之间的摩擦系数可能较编织缝合线大^[34],但是由于结构不同,摩擦失效传递机制存在差异,编织缝合线与锚钉之间的耐磨性并不一定优于单股缝合线,缝合线结构对缝合线与锚钉之间摩擦性能的影响还有待进一步研究。选择带线锚钉时,应兼顾其拉伸性能与摩擦性能。

3 结论与展望

骨科缝合线是重要的肌腱/韧带修复材料之一。文献中报道了多种骨科缝合线,但临床上仍多采用

非可吸收缝合线,以第1代聚酯缝合线与第2代超高分子量聚乙烯缝合线为代表。骨科缝合线的力学性能对肌腱/韧带修复愈合效果影响很大,对其力学性能进行全面系统的评价必不可少。目前,一些文献也报道了骨科缝合线力学性能测试装置、评价方法与指标,对临床选择及产品优化具有一定的指导作用,但各种方法与临床实际使用情况仍存在不同程度的差距。为更好地模拟体内环境,实施体外的仿真测试,新型的测试仪器和测试方法有待进一步提高。外科医生可将材料在临床上受力状态、失效形式或原因反馈给材料学者,更有针对性地优化材料选择与结构设计,提高使用性能。此外,机械设备研究者与外科医生也可进行合作,根据临床实际情况搭建或优化测试装置,更好地在体外对材料力学性能进行评价,为临床缝合线的选择提供更好的指导意见。

参考文献:

- [1] KURODA S, ISHIGE N, MIKASA M. Advantages of arthroscopic transosseous suture repair of the rotator cuff without the use of anchors [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2013, 471(11): 3514-3522.
- [2] PILLAI CKS, SHARMA CP. Absorbable polymeric surgical sutures: Chemistry, production, properties, biodegradability, and performance [J]. *J Biomater Appl*, 2010, 25(4): 291-366.
- [3] YE H JT, LIN SC, TU CW, *et al*. Investigation of the drawing mechanism of UHMWPE fibers [J]. *J Mater Sci*, 2008, 43(14): 4892-4900.
- [4] AI C, SHENG D, CHEN J, *et al*. Surface modification of vascular endothelial growth factor-loaded silk fibroin to improve biological performance of ultra-high-molecular-weight polyethylene via promoting angiogenesis [J]. *Int J Nanomedicine*, 2017, 12: 7737-7750.
- [5] FEUCHT MJ, GRANDE E, BRUNHUBER J, *et al*. Biomechanical evaluation of different suture techniques for arthroscopic transtibial pull-out repair of posterior medial meniscus root tears [J]. *Am J Sports Med*, 2013, 41(12): 2784-2790.
- [6] PETRI M, ETTINGER M, DRATZIDIS A, *et al*. Comparison of three suture techniques and three suture materials on gap formation and failure load in ruptured tendons: A human cadaveric study [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2012, 132(5): 649-654.

- [7] SCHMIEDING J. High strength suture formed of UHMWPE and PBT; U.S. Patent Application 11/302,130 [P]. 2007-6-14.
- [8] SANDERS RE, KEARNEY CM, BUCKLEY CT, *et al.* Knot security of 5 metric (USP 2) sutures; Influence of knotting technique, suture material, and incubation time for 14 and 28 days in phosphate buffered saline and inflamed equine peritoneal fluid [J]. *Vet Surg*, 2015, 44(6) : 723-730.
- [9] HAPA O, AKSAHIN E, ERDURAN M, *et al.* The influence of suture material on the strength of horizontal mattress suture configuration for meniscus repair [J]. *Knee*, 2013, 20(6) : 577-580.
- [10] BAUMS MH, SACHS C, KOSTUJ T, *et al.* Mechanical testing of different knot types using high-performance suture material [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015, 23(5) : 1351-1358.
- [11] KUPTNIRATSAIKUL S, WEERAWIT P, KONGRUKGREATIYOS K, *et al.* Biomechanical comparison of four sliding knots and three high-strength sutures: Loop security is much different between each combination [J]. *J Orthop Res*, 2016, 34(10) : 1804-1807.
- [12] ABELLÁN D, NART J, PASCUAL A, *et al.* Physical and mechanical evaluation of five suture materials on three knot configurations: An *in vitro* study [J]. *Polymers*, 2016, 8(4) : 147.
- [13] MÜLLER DA, SNEDEKER JG, MEYER DC. Two-month longitudinal study of mechanical properties of absorbable sutures used in orthopedic surgery [J]. *J Orthop Surg Res*, 2016, 11(1) : 111.
- [14] TÜRKER M, KILIÇOLU Ö, SALDUZ A, *et al.* Loop security and tensile properties of polyblend and traditional suture materials [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011, 19(2) : 296-302.
- [15] THOMPSON S, EMERY R, REILLY P, *et al.* The use of barbed sutures in repair of the shoulder rotator cuff tendons. A pilot study *in-vitro* [J]. *J Orthop Trauma*, 2014, 4(4) : 1-4.
- [16] CHEN X, HOU D, TANG X, *et al.* Quantitative physical and handling characteristics of novel antibacterial braided silk suture materials [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 50: 160-170.
- [17] KILLIAN ML, CAVINATTO L, SHAH SA, *et al.* The effects of chronic unloading and gap formation on tendon-to-bone healing in a rat model of massive rotator cuff tears [J]. *J Orthop Res*, 2014, 32(3) : 439-447.
- [18] JORDAN MC, BOELCH S, JANSEN H, *et al.* Does plastic suture deformation induce gapping after tendon repair? A biomechanical comparison of different suture materials [J]. *J Biomech*, 2016, 49(13) : 2607-2612.
- [19] HURWIT D, FANTON G, TELLA M, *et al.* Viscoelastic properties of common suture material used for rotator cuff repair and arthroscopic procedures [J]. *Arthroscopy*, 2014, 30(11) : 1406-1412.
- [20] VIZESI F, JONES C, LOTZ N, *et al.* Stress relaxation and creep: viscoelastic properties of common suture materials used for flexor tendon repair [J]. *J Hand Surg Am*, 2008, 33(2) : 241-246.
- [21] SAVAGE E, HURREN CJ, SLADER S, *et al.* Bending and abrasion fatigue of common suture materials used in arthroscopic and open orthopedic surgery [J]. *J Orthop Res*, 2013, 31(1) : 132-138.
- [22] 于伟东. 纺织物理 [M]. 上海: 东华大学出版社, 2009.
- [23] ZHANG G, REN T, ZENG X, *et al.* Influence of surgical suture properties on the tribological interactions with artificial skin by a capstan experiment approach [J]. *Friction*, 2017, 5(1) : 87-98.
- [24] ZHANG G, REN T, ZHANG S, *et al.* Study on the tribological behavior of surgical suture interacting with a skin substitute by using a penetration friction apparatus [J]. *Colloids Surf B Biointerfaces*, 2018, 162: 228-235.
- [25] KOWALSKY MS, DELLENBAUGH SG, ERLICHMAN DB, *et al.* Evaluation of suture abrasion against rotator cuff tendon and proximal humerus bone [J]. *Arthroscopy*, 2008, 24(3) : 329-334.
- [26] WILLIAMS JF, PATEL SS, BAKER DK, *et al.* Abrasiveness of high-strength sutures used in rotator cuff surgery: Are they all the same? [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2016, 25(1) : 142-148.
- [27] DERANLOT J, MAUREL N, DIOP A, *et al.* Abrasive properties of braided polyblend sutures in cuff tendon repair: An *in vitro* biomechanical study exploring regular and tape sutures [J]. *Arthroscopy*, 2014, 30(12) : 1569-1573.
- [28] PETRI M, DRATZIDIS A, BRAND S, *et al.* Suture anchor repair yields better biomechanical properties than transosseous sutures in ruptured quadriceps tendons [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015, 23(4) : 1039-1045.
- [29] GOSCHKA AM, HAFER JS, REYNOLDS KA, *et al.* Biomechanical comparison of traditional anchors to all-suture anchors in a double-row rotator cuff repair cadaver model [J]. *Clin Biomech*, 2015, 30(8) : 808-813.
- [30] CLEVINGER TA, BEEBE MJ, STRAUSS E J, *et al.* The effect of insertion angle on the pullout strength of threaded suture anchors: A validation of the deadman theory [J]. *Arthroscopy*, 2014, 30(8) : 900-905.
- [31] BARBER FA, HERBERT MA. Cyclic loading biomechanical analysis of the pullout strengths of rotator cuff and glenoid anchors: 2013 update [J]. *Arthroscopy*, 2013, 29(5) : 832-844.

- [32] MEYER DC, NYFFELER RW, FUCENTESE SF, *et al.* Failure of suture material at suture anchor eyelets [J]. *Arthroscopy*, 2002, 18(9): 1013-1019.
- [33] DEAKIN M, STUBBS D, BRUCE W, *et al.* Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet [J]. *Arthroscopy*, 2005, 21(12): 1447-1451.
- [34] WRIGHT PB, BUDOFF JE, YEH ML, *et al.* The properties of damaged and undamaged suture used in metal and bio-absorbable anchors: An *in vitro* study [J]. *Arthroscopy*, 2007, 23(6): 655-661.
- [35] LO IK, BURKHART SS, ATHANASIOU K. Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture [J]. *Arthroscopy*, 2004, 20(4): 407-413.
- [36] BARDANA DD, BURKS RT, WEST JR, *et al.* The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: An *in vitro* study [J]. *Arthroscopy*, 2003, 19(3): 274-281.
- [37] KUNKEL KAR, RUSLY RJ, BASINGER RR, *et al.* *In vitro* acute load to failure and eyelet abrasion testing of a novel veterinary screw-type mini-anchor design [J]. *Vet Surg*, 2013, 42(2): 217-222.
- [38] MA R, CHOW R, CHOI L, *et al.* Arthroscopic rotator cuff repair: Suture anchor properties, modes of failure and technical considerations [J]. *Expert Rev Med Devices*, 2011, 8(3): 377-387.