文章编号:1000-5404(2007)19-1889-03

论著

人跖肌腱的力学性质测试与组织学观察

马双陶,陈卫军 (第三军医大学基础医学部人体解剖学教研室,国家教育部生物力学与组织工程重点实验室生物力学研究室,重庆 400038)

提 要:目的 探讨跖肌腱不同部分的力学性能差异,为临床选用跖肌腱作为自体移植材料提供生物力学依据。**方法** 新鲜意外死亡成人尸体8具共计15侧跖肌腱,分别截成长约6 cm的试件共56例,分为上段、中段、下段3组,对其中50例进行拉伸试验,其余6例在预定应力分别为30、40、50 Mpa的拉伸作用后进行组织学观测。**结果** 跖肌腱的平均最大载荷、拉伸强度、弹性模量分别为(83.19±42.52)N,(60.32±21.80)、(714.83±285.44)MPa,其中下段的拉伸强度显著大于上、中段。**结论** 跖肌腱的生物力学性能适应于自体移植材料的需要。

关键词:跖肌腱;生物力学;组织学
中图法分类号:R318.01;R322.73 **文献标识码**:A

Biomechanical test and histological observation of human plantaris tendon

MA Shuang-tao, CHEN Wei-jun (Department of Anatomy, College of Medicine, Third Military Medical University, Chongqing 400038, China)

Abstract: Objective To provide the biomechanical basis of plantaris tendon for clinical autotransplantation. Methods Fifteen plantaris tendons from 8 fresh adult cadavers were cut into 56 segments with about 6 cm lengths in each. The segments were divided into 3 groups: upper, middle, and lower segments. Fifty segments were taken for the tensile test, while the other six segments were loaded under 30 MPa, 40 MPa, and 50 MPa respectively. The histologic structure of the tendons was observed under the microscope after presumptive load. Results The average limit load, tensile strength and elastic modulus of the plantaris tendon were (83.19±42.52) N, (60.32±21.80) MPa, and (714.83±285.44) MPa respectively. The tensile strength of the lower segments was significant higher than the upper and middle segments. Conclusion The biomechanical property of the plantaris tendon is accommodative for autografting.

Key words: plantaris tendon; biomechanics; histology

跖肌(plantaris)在人体中属于一块已经退化的肌肉,功能意义不大。跖肌腱(plantaris tendon)细长而相对表浅,取材较为方便,且自体移植物无免疫排斥反应,因而跖肌腱成为临床肌腱移植或移位修复的良好供体。目前,临床上已将跖肌腱应用于修复指屈肌腱和膝关节十字韧带的断裂损伤,修复跟腱的陈旧性损伤和加固新鲜跟腱的破裂,重建距腓前韧带和跟腓韧带以治疗踝关节外侧不稳等[1-4]。近年来,吻合血管的跖肌腱移植的临床应用研究[5,6]使移植后的肌腱愈合得到较大提高,这些预示了跖肌腱自体移植在矫形外科中广阔的应用前景。肌腱移植修复后的功能恢复不仅关系到肌腱的愈合程度,而且与其自身作为移植材料的力学性质密切相关,然而,有关跖肌腱的生物力学资料还较为匮乏[7],为此,本研究拟通过拉伸试验,获得跖肌腱的结构力学和材料力学参数,探讨跖肌腱不同部分的力学性能差异,观测在预定应力下肌腱的组织学改变,以期为临床应用提供实验依据。

1 材料与方法

1.1 标本的制备

新鲜意外死亡成人尸体8具共15侧,其中男性11侧,女性4侧,剖露出跖肌腱后,分别于腱腹移行处和跖肌腱在跟骨上的止点处将其离断,取出跖肌腱分别截成长约6 cm的试件共56例,根据肌腱的形态学特点,将试件分为上段、中段、下段3组。

1.2 生物力学参数测试

将其中50例跖肌腱试件两端用被生理盐水润湿的纱布包

作者简介:马双陶(1984-),男,重庆市人,7年制学员。电话:13678415213,E-mail: cplamst@hotmail.com
通讯作者:陈卫军,电话:(023)68752225
收稿日期:2006-12-21;修回日期:2007-04-08

裹后，固定在微机控制电子万能试验机（深圳市瑞格尔仪器有限公司制造，型号 RG T-5A）的拉伸夹具上。对试件进行预拉伸后，以 10 mm/min 的速度进行单向拉伸试验，由试验机电脑控制系统绘制应力-应变曲线，并计算跖肌腱的结构力学和材料力学参数。

1.3 组织学观察

分别取正常对照组跖肌腱，拉伸试验组跖肌腱，以及其余6例试件在预定应力分别为30、40、50 MPa的拉伸组跖肌腱组织块，行常规石蜡包埋，纵切片后进行HE染色，显微镜下观察胶原纤维的排列和分布。

1.4 统计学处理

数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示，采用 SPSS 11.5 统计软件进行单因素方差分析，两两比较采用最小有意义差异 t 检验（LSD-t）。

2 结果

2.1 跖肌腱的应力-应变曲线

由力学试验机电脑控制系统绘制出的跖肌腱拉伸应力-应变曲线见图1，曲线在弹性段内近似于1条直线，反映出跖肌腱刚性较强而弹性相对较差的特点。实验结束后跖肌腱外观仍保持连续性，未见完全离断。

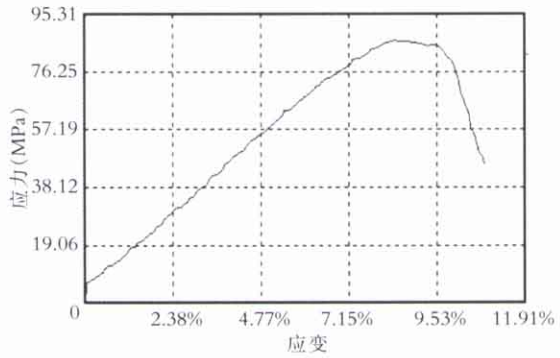


图1 跖肌腱应力-应变曲线

2.2 跖肌腱的生物力学参数

跖肌腱的结构力学参数：最大载荷达（83.19 ± 42.52）N，其中男女同段间有显著差异（$P<0.01$），上、下段间亦有显著性差异（$P<0.05$），见表1。

跖肌腱的材料力学参数：拉伸强度、断裂伸长率、弹性模量分别为（60.32 ± 21.80）MPa、（11.58 ± 3.79）%、（714.83 ± 285.44）MPa，男女间无显著性差异（$P>0.05$），其中拉伸强度按上、中、下段的次序依次增大，且下段与上、中段间有显著差异（$P<0.05$），而断裂伸长率、弹性模量则在各段间无显著性差异（$P>0.05$）（表2）。

表1 跖肌腱的结构力学参数（$\bar{x} \pm s$）

性别	组别	例数	最大载荷（N）	最大拉伸（mm）
男性	上段	11	78.40 ± 30.11[ab]	2.69 ± 0.84[ab]
	中段	14	100.72 ± 32.54[a]	3.01 ± 0.88[a]
	下段	11	123.06 ± 37.59[a]	3.30 ± 0.74[a]
	小计	36	100.73 ± 37.00	3.00 ± 0.84
女性	上段	4	30.89 ± 5.62[b]	1.67 ± 0.53[b]
	中段	6	38.02 ± 9.18	2.55 ± 0.56
	下段	4	45.36 ± 7.25	2.46 ± 0.24
	小计	14	38.08 ± 9.17	2.27 ± 0.60
合计	上段	15	65.73 ± 33.57[b]	2.42 ± 0.89[b]
	中段	20	81.91 ± 40.19	2.87 ± 0.80
	下段	15	102.34 ± 47.81	3.07 ± 0.74
	小计	50	83.19 ± 42.52	2.80 ± 0.84

a：$P<0.01$，与女性同段比较；b：$P<0.05$，与同性别下段比较

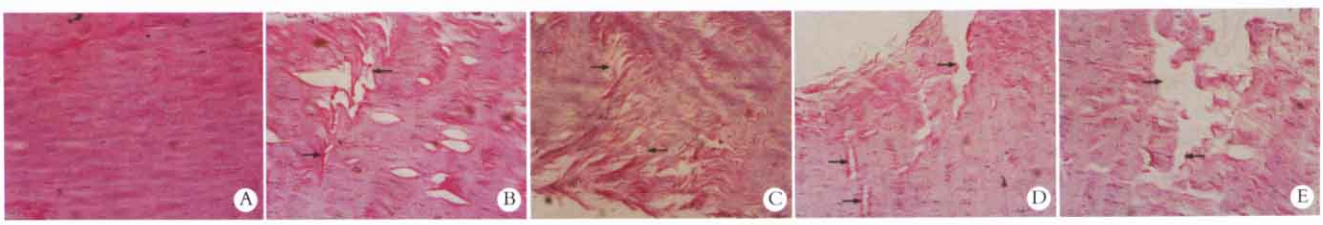
表2 跖肌腱的材料力学参数（$\bar{x} \pm s$）

性别	组别	例数	拉伸强度（MPa）	断裂伸长率（%）	弹性模量（MPa）
男性	上段	11	50.38 ± 13.96[b]	10.55 ± 3.86	647.57 ± 232.52
	中段	14	62.05 ± 21.10[a]	12.70 ± 3.50	739.13 ± 303.42
	下段	11	79.87 ± 21.21	12.28 ± 3.28	846.92 ± 336.94
	小计	36	63.93 ± 22.11	11.92 ± 3.57	744.09 ± 297.22
女性	上段	4	41.88 ± 9.70[b]	8.98 ± 4.40	611.47 ± 122.62
	中段	6	50.23 ± 19.89[a]	11.01 ± 3.95	562.98 ± 223.79
	下段	4	61.43 ± 22.25	11.95 ± 9.35	782.66 ± 353.42
	小计	14	51.04 ± 18.64	10.70 ± 4.30	639.60 ± 246.59
合计	上段	15	48.11 ± 13.21[b]	10.13 ± 3.91	637.94 ± 205.21
	中段	20	58.50 ± 20.97[a]	12.19 ± 3.62	686.28 ± 288.15
	下段	15	74.96 ± 22.33	12.19 ± 3.72	829.78 ± 329.73
	小计	50	60.32 ± 21.80	11.58 ± 3.79	714.83 ± 285.44

a：$P<0.05$，b：$P<0.01$，与下段比较

2.3 跖肌腱的组织学观察

正常对照组：胶原纤维沿肌腱纵向排列，均匀而致密。预定应力为30 MPa拉伸组：可见部分胶原纤维间出现裂隙，裂隙与纤维走行一致，胶原纤维仍呈纵向排列。预定应力为40 MPa拉伸组：胶原纤维间裂隙增多且集中，纤维排列紊乱，但未见明显横向断裂。预定应力为50 MPa拉伸组：不仅可见胶原纤维间裂隙，而且可见多处胶原纤维横向断裂，但断裂口相对较小，且未在同一横断面上。拉伸试验组：可见胶原纤维横向断裂增大，且处于同一横断面上，仅少量纤维保持连接状态（图2）。



A：正常对照组；B：预定应力为30 MPa拉伸组；C：预定应力为40 MPa拉伸组；D：预定应力为50 MPa拉伸组；E：拉伸试验组

↑：胶原纤维间的裂隙或胶原纤维横向断裂处

图2 各组跖肌腱组织学观察 （HE×100）

3　讨论

在肌腱或韧带断裂或部分损伤时，最好的方法是进行替换或修补加固，其中跖肌腱是自体修复重建的良好供体材料。跖肌腱作为自体移植材料，由于取材方便，不影响机体原有功能，不仅较早应用于临床，而且应用例数和范围日趋扩大，但对其术后受体部位功能恢复程度的评价较少，特别是缺乏客观评价指标[1-4]。而明确和认识供体材料的生物力学特点，则为临床医师确定手术方案、判断预后等提供了较为客观的参考依据。本研究表明，跖肌腱的平均拉伸强度达(60.32 ± 21.80) MPa，与身体其他部位肌腱的拉伸强度相当（人体肌腱的拉伸强度为 50 ~ 1 000 MPa[8]），高于韧带的拉伸强度（人体韧带的拉伸强度一般小于 30 MPa[9]）。依据理论推断，跖肌腱的拉伸强度完全适应于修补或替换身体其他部位肌腱或韧带的损伤。相关研究也证实，在正常生理活动范围内肌腱所承受的拉伸应力仅为其极限拉伸强度的 1/4，其余部分则为人体正常储备[10]。值得注意的是，本研究通过预定拉伸应力试验结果显示，当跖肌腱在外力拉伸作用达到其极限拉伸强度时，从外观上看肌腱仍保持连续性，也未见明显的断裂部位，但在显微镜下观察，可见大部分胶原纤维断裂，仅少量保持连续性，表明肌腱内部严重损伤已不能承受外在负荷，这一现象在临床进行影像学相关检查时应特别注意。当跖肌腱承受其极限拉伸强度 50%、67% 的拉伸作用时，显微镜下均未观察到明显的横向断裂的胶原纤维，仅在胶原纤维间出现较多的裂隙，而只有当拉伸作用达到其极限拉伸强度的 83% 时，才可见多处胶原纤维横向断裂，且断裂口相对较小也未在同一横断面上。以此推断，跖肌腱所承受的载荷在小于其极限拉伸强度 80% 时，才不至于导致其显微结构的破坏。与身体其他部位肌腱相似的是，跖肌腱的刚性较强而弹性较差[弹性模量达(714.83 ± 285.44) MPa]，断裂伸长率仅为(11.58 ± 3.79)%，在弹性范围内的形变率差于韧带，因此，在临床修复或替代韧带的损伤中，要充分考虑跖肌腱的这一力学特征。

跖肌腱由上至下从扁薄材料变为柱状材料，从形态学上可将其分为上、中、下 3 段，依据各段的力学参数分析，无论是结构力学参数的最大载荷，还是材料力学参数的拉伸强度，下段均显著大于上段，加之其位置较为表浅，在临床取材时可优先考虑。跖肌腱从整体形态来看相对细薄，与身体其他部位的肌腱或韧带相比，其所能承受的最大载荷则相对较小，因此，在临床应用跖肌腱移植修复时，可考虑应用多股跖肌腱，以增大其最大载荷。

结合以往的研究[1-4]和本研究所提供的数据，综合评价跖肌腱的生物力学性质和形态学特征后认为跖肌腱适合应用于前臂和手部肌腱，如指深屈肌腱损毁后的移植修复，膝关节交叉韧带损伤后的移植修复，跟腱损伤后的加固修复，以及足部韧带，如距腓前韧带和跟腓韧带损伤后的修复。

参考文献：

[1] Pagenstert G I, Hintermann B, Knupp M. Operative management of chronic ankle instability: plantaris graft[J]. Foot Ankle Clin, 2006, 11(3): 567 - 583.

[2] Akgun U, Erol B, Karahan M. Primary surgical repair with the Krackow technique combined with plantaris tendon augmentation in the treatment of acute Achilles tendon ruptures[J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2006, 40(3): 228 - 233.

[3] Janco M, Pikus P. Achilles tendon suturing and reconstruction with the plantaris muscle[J]. Acta Chir Orthop Traumatol Cech, 2002, 69(4): 264 - 266.

[4] De-Vries J, Struijs P A, Raaymakers E L, *et al*. Long-term results of the Weber operation for chronic ankle instability: 37 patients followed for 20 - 30 years[J]. Acta Orthop, 2005, 76(6): 891 - 898.

[5] Li Q, Xu J, Zhang D. Vascularized plantaris tendon graft: anatomic study of the donor[J]. J Reconstr Microsurg, 2000, 16(4): 287 - 290.

[6] 沈国雄，李青峰. 吻合血管的跖肌腱移植的临床应用[J]. 中华整形外科杂志，2003, 19(4): 251 - 253.

[7] Ilhami K, Gokhan M, Ulukan I, *et al*. Biomechanical and histologic comparison of Achilles tendon ruptures reinforced with intratendinous and peritendinous plantaris tendon grafts in rabbits: an experimental study[J]. Arch Orthop Trauma Surg, 2004, 124(9): 608 - 613.

[8] 冯元桢. 生物力学[M]. 北京：科学出版社，1983: 130.

[9] 郑秀瑗，贾书惠，侯　曼，等. 运动生物力学进展[M]. 北京：国防工业出版社，1998: 245.

[10] 曲绵域，于长隆. 实用运动医学[M]. 北京：北京医科大学出版社，2003: 507.

（编辑　汪勤俭）