

髌骨骨折内固定板的生物力学性能

管志海¹, 王勤业¹, 王以进², 罗亚平¹, 常小波¹, 冯夏莺¹ (¹上海市嘉定区南翔医院, 上海市 201802; ²上海大学生物力学研究室, 上海市 201800)

文章亮点:

1 临床上较常用的髌骨骨折内固定方法各有优缺点, 目前还未出现较好解决以上缺点的方法。作者设计了一种钛合金髌骨内固定板, 对髌骨的固定适用范围更广。

2 生物力学实验证明: 采用髌骨内固定板固定髌骨骨折, 生物力学性能优越, 在股四头肌和髌韧带牵拉下, 骨块分离位移小, 钢板固定贴合、牢靠, 传导力量稳定, 内固定力量大, 能对抗骨块断端前面张力, 不易引起骨块间磨损, 髌股关节接触面积和接触力接近于正常膝关节; 而 NiTi 聚髌器固定效果与前者相比略不理想。

关键词:

植入物; 骨植入物; 髌骨骨折; 内固定板; 钛合金; 生物力学; 省级基金

主题词:

髌骨; 骨折; 内固定器; 生物力学

基金资助:

上海市嘉定区科委资助课题(201118)

摘要

背景: 目前治疗髌骨骨折的各种手术方法均有优缺点, 不能更好地满足患者的需求。

目的: 评价髌骨内固定板固定髌骨骨折的生物力学性能, 为临床应用提供基础理论依据。

方法: 根据国人髌骨数据, 采用钛合金制成蜘蛛形内固定板。采集 6 具新鲜尸体膝关节标本, 随机分为两组, 制成粉碎性骨折模型, 分别采用髌骨内固定板和 NiTi 聚髌器固定, 行生物力学实验, 比较两种内固定物的生物力学性能。

结果与结论: 两种不同内固定方法均能满足 1 kN 股四头肌收缩力, 髌骨内固定板固定后髌骨的分离位移、肌力和关节力以及髌骨关节接触面力学特征均优于常用聚髌器内固定, 统计两者力学指标差异有显著性意义 ($P < 0.05$)。髌骨内固定板的设计符合髌骨的解剖和生物力学特点, 其对髌骨骨折的固定强度可完全满足临床应用之需。

管志海, 王勤业, 王以进, 罗亚平, 常小波, 冯夏莺. 髌骨骨折内固定板的生物力学性能[J]. 中国组织工程研究, 2014, 18(4):559-564.

Biomechanical properties of internal fixation plate for patellar fracture

Guan Zhi-hai¹, Wang Qin-ye¹, Wang Yi-jin², Luo Ya-ping¹, Chang Xiao-bo¹, Feng Xia-ying¹ (¹Nanxiang Hospital in Jiading District, Shanghai 201802, China; ²Biomechanical Research Institute of Shanghai University, Shanghai 201800, China)

Abstract

BACKGROUND: There are currently various surgical methods of patella fracture, and they have advantages and disadvantages, thus cannot well meet the requirements of patients.

OBJECTIVE: To evaluate biomechanical properties of internal fixation plate to treat patellar fracture and to provide theoretical evidence for clinical application.

METHODS: According to the statistics of patella in the Chinese population, a titanium alloy spider internal fixation plate was designed and manufactured for the treatment of patellar fractures. Knee joint specimens in six fresh cadavers were randomly divided into two groups and the comminuted fracture model of patella were established. The models were fixed with internal fixation plate of patella and NiTi patellar concentrator. Biomechanical tests were carried out to compare the biomechanical properties.

RESULTS AND CONCLUSION: Both the two fixation methods could meet the 1-kN quadriceps femoris contraction. The internal fixation plate of patella was superior to NiTi patellar concentrator in the patellar isolation shift, muscle strength and joint strength, as well as mechanical properties of patella-point surface. There were significant differences between the two groups ($P < 0.05$). The internal fixation plate of patella is designed in accordance with the anatomical and biomechanical properties of the patella, the fixation strength can completely meet clinical requirement and deserve further application.

Subject headings: patella; fractures; internal fixators; biomechanics

Funding: a grant of Jiading District Science and Technology Commission of Shanghai, No. 201118

管志海, 男, 1977 年生, 上海市人, 汉族, 2003 年上海第二医科大学毕业, 主治医师, 主要从事四肢创伤方面的研究。

doi:10.3969/j.issn.2095-4344.2014.04.012
[http://www.crter.org]

中图分类号:R394.2

文献标识码:A

文章编号:2095-4344

(2014)04-00559-06

稿件接受: 2013-10-25

Guan Zhi-hai, Attending physician, Nanxiang Hospital in Jiading District, Shanghai 201802, China
hitony@163.com

Accepted: 2013-10-25

Guan ZH, Wang QY, Wang YJ, Luo YP, Chang XB, Feng XY. Biomechanical properties of internal fixation plate for patellar fracture. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu. 2014;18(4):559-564.

0 引言 Introduction

髌骨骨折是常见的关节内骨折, 占全身骨折的1.65%^[1], 以青壮年多见, 时下随着社会的进步, 现代交通的发展, 髌骨骨折的实际发生已超过报道发生率, 特别是高能量的粉碎性骨折。膝前软组织菲薄, 骨折后髌前皮下淤血、肿胀, 严重者皮肤可发生水泡。处理方法包括手术与非手术。

在有移位的髌骨骨折治疗方法中, 非手术法已鲜为人用。主要的手术治疗方法有: 髌骨周缘环形缝扎、AO张力带缝合钢丝、螺钉内固定、NiTi记忆合金聚髌器, 上述治疗方法各有优缺点^[2-4]。

钛是20世纪50年代发展起来的一种重要的结构金属, 钛合金具有高机械强度、低弹性模量和优良的生物相容性, 是非常理想的医用金属材料^[5]。经多年的临床观察与总结, 受上述应用的启发, 作者设计了一种钛合金髌骨内固定板, 此内固定板适用髌骨骨折类型更广泛, 符合生物力学原理, 固定牢靠, 安装方便, 患者舒适感强, 置入后即可早期活动。该研究主要评价髌骨内固定板固定髌骨骨折的生物力学性能, 为临床应用提供基础理论依据。

1 材料和方法 Materials and methods

设计: 生物力学水平, 对比观察实验。

时间及地点: 于2012年12月至2013年6月在上海大学

生物力学研究所完成。

材料:

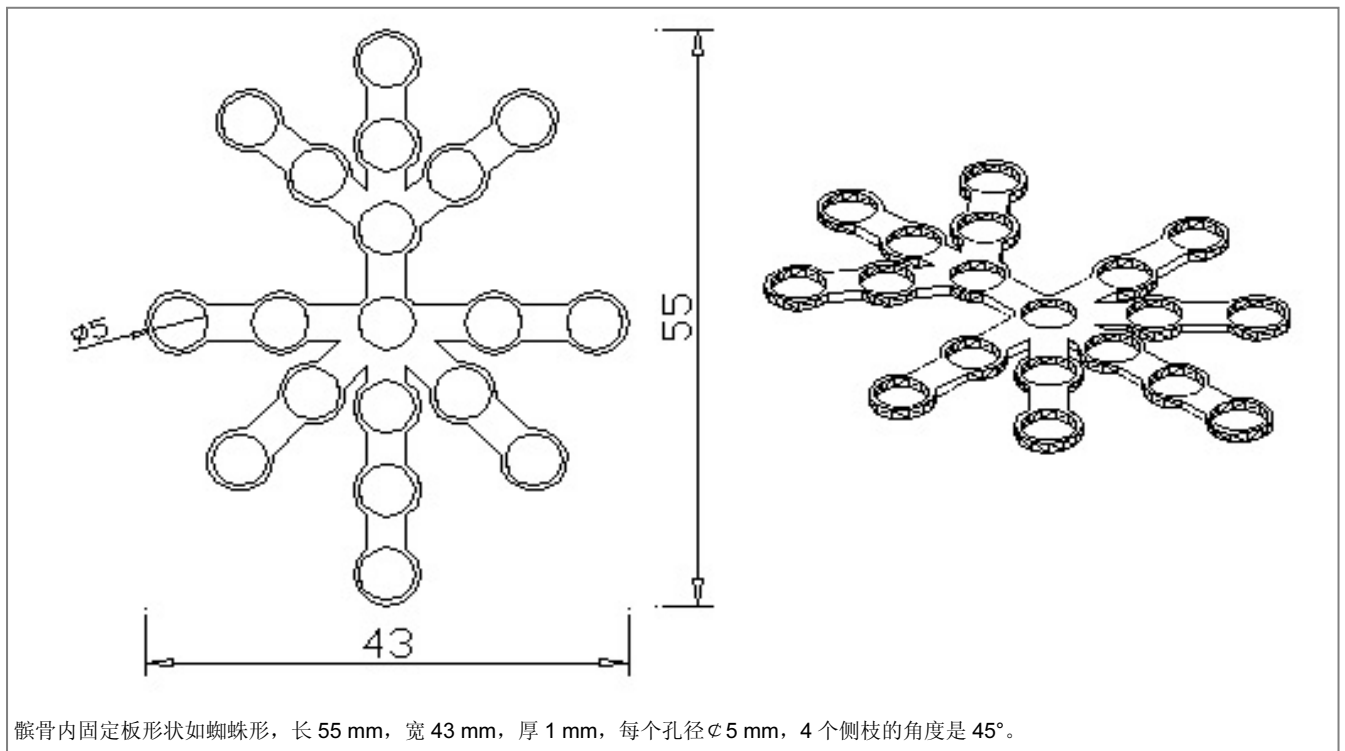
标本: 采集新鲜成年膝关节标本6具, 男5具, 女1具, 平均年龄67岁, 体质量65 kg, 上海同济大学医学院解剖教研室提供, X射线摄片观察排除骨质破坏或患有退行性骨关节炎的标本。

髌骨内固定板: 髌骨内固定板(专利号: 201320023204.8)的材料是钛合金, 形状如蜘蛛形, 长55 mm, 宽43 mm, 厚1 mm, 每个孔径 ϕ 5 mm, 4个侧枝的角度是45°(图1)。

方法:

标本制作: 将标本膝上20 cm股骨及膝下20 cm胫骨锯断, 保留股四头肌及关节囊, 剔除其余软组织。双层塑料袋密封, 在-20 °C冰柜内保存备用。试验前逐级自然解冻。将标本髌骨中部用电锯造成髌骨粉碎性骨折, 用特制夹具将股四头肌固定, 能牵拉膝关节标本伸屈自如。

随机将标本分为两组, 分别用髌骨内固定板和NiTi聚髌器固定。固定方法如下: 髌骨复位, 巾钳临时固定, 内固定固定①髌骨内固定板放置髌骨表面, 调整、预弯, 贴合髌骨表面, 如尺寸过大则行剪裁, 钻孔、测深, 拧入螺钉, 不可超过髌骨后关节面, 每块骨块3枚螺钉为佳。②按髌骨大小选择合适的NiTi聚髌器, 放入冰水中, 展开髌爪, 然后放置在髌骨表面, 温水复位), 放松巾钳, 弯曲膝关节, 骨折线无分离。



髌骨内固定板形状如蜘蛛形, 长 55 mm, 宽 43 mm, 厚 1 mm, 每个孔径 ϕ 5 mm, 4 个侧枝的角度是 45°。

图 1 髌骨内固定板设计图

Figure 1 Design of internal fixation plate of patella

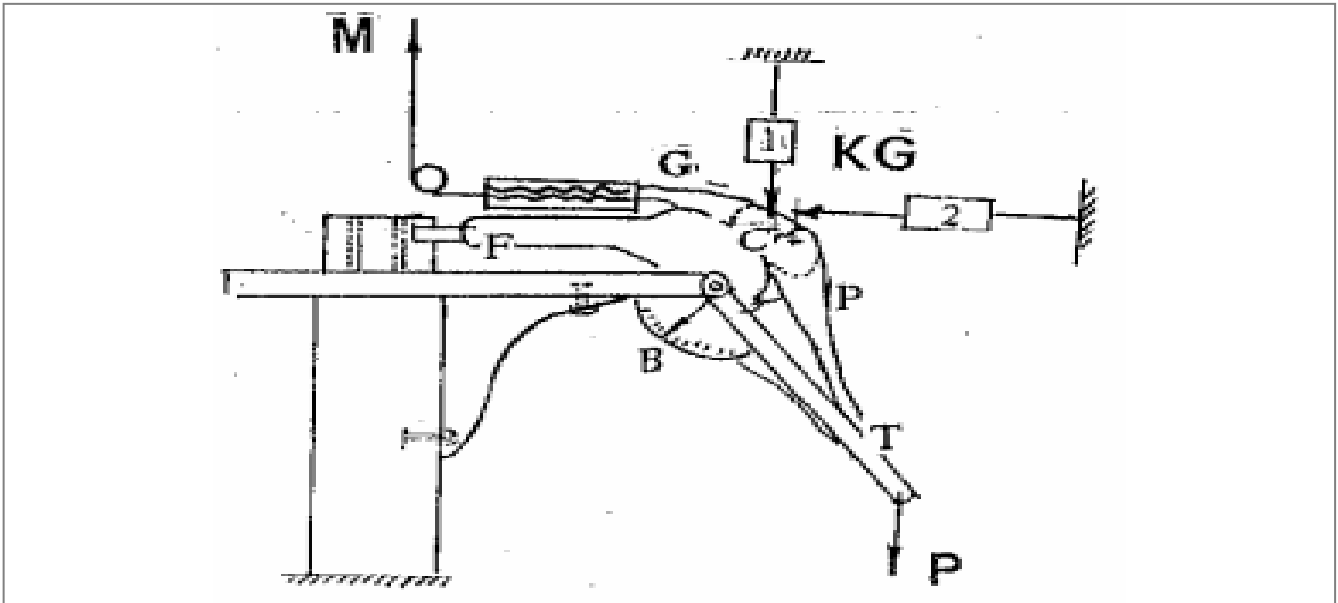


图2 KD-20型膝关节生物力学试验机示意图
Figure 2 KD-20 knee biomechanical testing machine

实验力学模型: 所有膝关节髌骨骨折固定实验力学模型要求在模型设计、制作、载荷、材料性质和实验方法予以一致, 以提高实验精度^[6]。施加于膝关节上生理载荷为700 N, 髌骨的材料力学性质由试验前测定, 髌骨压缩强度为185 MPa, 弹性模量为15 450 MPa, 泊松比为0.29^[6]。实验力学模型分为两组, 即髌骨内固定板组, 聚髌器固定组。

生物力学测试原理: 将制作好的两种实验力学模型固定于自制的KD-20型膝关节试验机上(图2)。股四头肌通过滑轮组固定在WD-5E万能试验机上(长春试验机研究所生产)。在髌骨骨折线两侧的张力侧安装高精度位移传感器, 在标本股骨、胫骨与髌骨上布置髌骨应变式测力传感器、股四头肌和髌韧带力传感器并连接于YJ-14动态应变仪上, 加载测力, 记录所有力、位移、应变和骨折断端的分离位移值。

力学测试原理: 根据髌股关节力学分析, 髌股关节接触合力R为:

$$R = \sqrt{P_a^2 + M_v^2 + 2P_a M_v \cos \beta}$$

当记及外载荷Q时, 利用膝关节力学平衡方程式可求出髌韧带的拉力 $P_a = Q \cdot 4.36 \sin \alpha$, 股四头肌拉力 $M_v = 1.26 Pa$, 于是得到髌股关节作用力R进一步计算得到 $R = 1.06 Pa$ 。

主要观察指标: 髌骨的应变、位移, 不同髌骨分离时的位移, 髌股关节力及髌股关节接触应力。

统计学分析: 全部采用SPSS 13.0统计软件对数据进行统计学处理, 数据的格式均以 $\bar{x} \pm s$ 表示, 两组间的数据比较采用t检验, $P < 0.05$ 为差异有显著性意义。

2 结果 Results

2.1 髌骨载荷-应变关系 在外载荷作用下, 膝关节产生伸屈, 髌骨骨折断端产生拉应变(表1, 图3)。

表1 两种类型固定时的髌骨载荷-应变关系变化

Table 1 Load-strain changes of patella by two types of fixation ($\bar{x} \pm s, n=6, \mu\epsilon$)

外载荷(N)	髌骨内固定板组	NiTi 聚髌器固定组
100	32±3	45±4
200	69±6	98±9
300	108±11	155±15
400	152±15	243±24
500	215±21	334±31
600	295±29	468±47
700	401±41	-

表注: 髌骨内固定两种实验力学模型比较, 髌骨内固定板固定的应变小于聚髌器内固定的应变, 说明髌骨内固定板固定强度比较高。

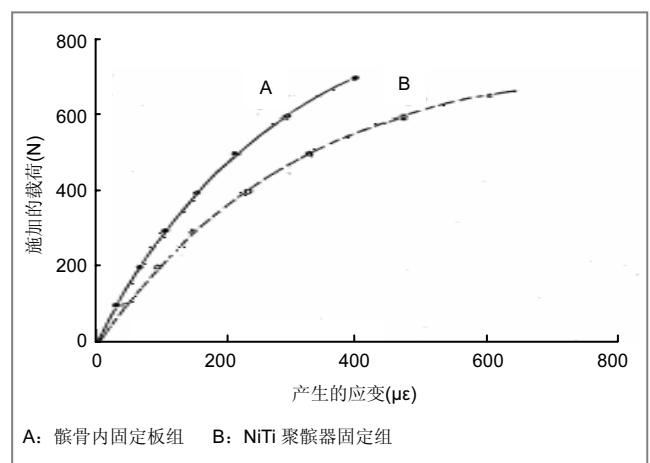


图3 两种类型固定时的髌骨载荷-应变关系曲线

Figure 3 Load-strain curve of patella by two types of fixation

图注: 图中应变曲线说明: ①随着载荷的增大, 膝关节屈曲幅度增大, 髌骨上的拉应变呈非线性增加的趋势, 应变越小, 说明髌骨内固定比较牢固、坚强。②髌骨内固定两种实验力学模型比较, 髌骨内固定板固定的应变小于聚髌器内固定的应变, 说明髌骨内固定板固定强度比较高。

结果表明: ①随着载荷的增大, 膝关节屈曲幅度增大, 髌骨上的拉应变呈非线性增加的趋势, 应变越小, 说明髌骨内固定比较牢固、坚强, 不易产生应变。②髌骨内固定两种实验力学模型比较, 结果显示髌骨内固定板固定的应变比聚髌器内固定的应变平均小35%, 统计显示两者差异有显著性意义($t=2.491, P < 0.05$)。说明髌骨内固定板固定强度比较高, 髌骨骨块固定稳定、贴合, 力学性能比较优越, 而聚髌器固定隆起, 不贴合, 髌骨力的传递效果较差。

2.2 髌骨的分离位移 在髌股关节、股四头肌牵拉力作用下, 髌韧带受到牵张, 使髌骨骨块断端产生分离位移(表2, 图4)。

表2 两种类型固定时的髌骨分离位移测量结果

Table 2 The displacement of the patella by two types of fixation ($\bar{x} \pm s, n=6, \text{mm}$)

外载荷(N)	髌骨内固定板组	NiTi 聚髌器固定组
100	0.09±0.01	0.14±0.01
200	0.26±0.02	0.29±0.03
300	0.29±0.03	0.45±0.04
400	0.40±0.04	0.62±0.05
500	0.53±0.05	0.80±0.07
600	0.65±0.06	0.96±0.08
700	0.81±0.07	1.20±0.10

表注: 髌骨内固定板固定髌骨骨折, 骨块断端的分离位移小于聚髌器内固定。

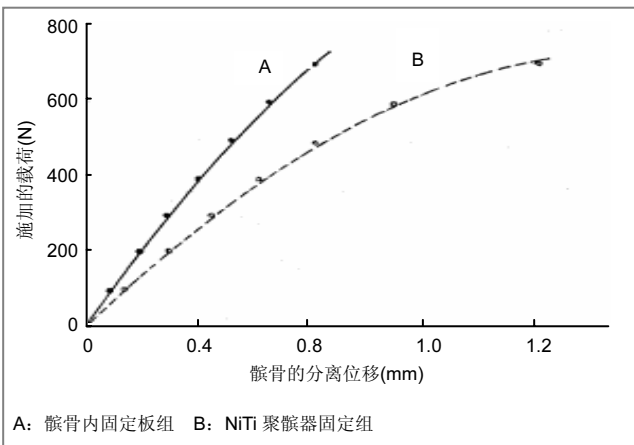


图4 两种类型固定时的髌骨的分离位移曲线

Figure 4 The curve of displacement of the patella by two types of fixation

图注: 图中分离位移结果说明: ①与髌骨应变变化相似, 髌骨的分离位移同样呈非线性增加, 即使复位后仍存在着残余变形, 反映了骨的黏弹性性质。②髌骨内固定板固定髌骨骨折, 骨块断端的分离位移小于 NiTi 聚髌器内固定, 差异有显著性意义($t=2.454, P < 0.05$)。③根据髌骨骨折骨块断端分离位移 1 mm 失效的约定, 测得髌骨内固定板最大承载能力为 942 N, 而聚髌器内固定却为 638 N, 两者相差 32%, 差异有显著性意义($t=2.380, P < 0.05$), 证明前者钢板承载能力较大, 占有一定优势。

结果表明: ①与髌骨应变变化相似, 髌骨的分离位移同样呈非线性增加, 即使复位后仍存在着残余变形, 反映了骨的黏弹性性质。②髌骨内固定板固定髌骨骨折, 骨块

断端的分离位移与聚髌器内固定相比, 两者平衡相差33%, 差异有显著性意义($t=2.454, P < 0.05$)。③根据髌骨骨折骨块断端分离位移 1 mm 失效的约定, 测得髌骨内固定板最大承载能力为 942 N, 而聚髌器内固定却为 638 N, 两者相差 32%, 差异有显著性意义($t=2.380, P < 0.05$), 证明前者钢板承载能力较大, 占有一定优势。

2.3 膝屈曲度对髌骨分离位移关系的影响 膝关节不同程度的屈曲角度, 由于股四头肌和髌韧带受到牵张, 会引起髌骨分离性位移影响(表3, 图5)。

表3 两种类型固定时的膝屈曲度-髌骨分离位移关系

Table 3 The relationship of knee flexion-displacement by two types of fixation ($\bar{x} \pm s, n=6, \text{mm}$)

膝屈曲度 $\alpha(^{\circ})$	髌骨内固定板组	NiTi 聚髌器固定组
10	0.15±0.01	0.20±0.02
20	0.31±0.03	0.39±0.04
30	0.46±0.04	0.56±0.05
40	0.63±0.06	0.75±0.07
50	0.79±0.07	0.96±0.09
60	0.97±0.09	1.22±0.12
70	1.18±0.11	1.41±0.14

表注: 在相同膝屈曲度下, 髌骨内固定板固定其髌骨分离位移较小。说明髌骨内固定板固定比聚髌器固定稳定。

结果表明, 髌骨骨折采用两种固定方法, 分离位移两者有较大差异。但髌骨分离位移随膝屈度的增加而呈非线性增加, 两者髌骨分离位移规律基本相似。其次, 髌骨内固定板的位移比较, 在相同膝屈曲度下, 钢板固定其髌骨分离位移较小, 两者相差 20%, 差异有显著性意义($t=2.318, P < 0.05$)。结果显示髌骨内固定板组优于聚髌器固定组, 说明内固定板固定比聚髌器固定来得坚固、稳定。

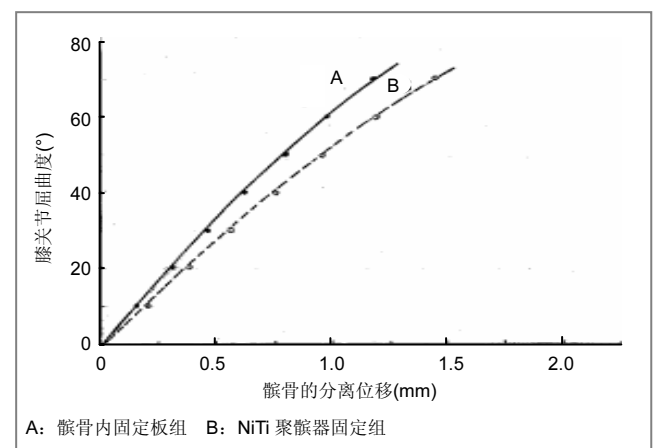


图5 两种类型固定时的膝屈曲度-髌骨分离位移曲线

Figure 5 The curve of knee flexion-displacement of patella by two types of fixation

图注: 图中分离位移曲线说明: 髌骨分离位移随膝屈度的增加而呈非线性增加, 两者髌骨分离位移规律基本相似。其次, 在相同膝屈曲度下, 髌骨内固定板固定其髌骨分离位移较小, 两者相差 20%, 差异有显著性意义($t=2.318, P < 0.05$)。结果显示髌骨内固定板组优于聚髌器固定组, 说明内固定板固定比聚髌器固定来得坚固、稳定。

2.4 髌股关节力的测定结果 根据股四头肌及髌韧带载荷传感器的测量和压敏片技术对髌股关节力的测量结果(表4, 5)表明: ①股四头肌收缩力和重力一起作用于髌股关节上, 膝关节屈曲度直接影响股四头肌力和关节反作用力的大小。膝关节屈曲度愈大, 股四头肌力也愈高, 髌股关节反作用力也愈大。②两种髌骨骨折固定模型中, 髌骨内固定板组固定强度大, 应力强度最大为5.24 MPa, 聚髌器固定组为4.12 MPa, 故髌骨内固定板组的力学性能优越, 两者差异有显著性意义($t=2.372, P < 0.05$)。③髌股关节力的测定结果, 从压敏片测量中也得到论证, 髌骨内固定板组的接触面积内外侧平均为1.66 cm², 接触压内外侧平均为110 N/cm², 与聚髌器固定组相比, 分别相差17%和12%, 两者差异有显著性意义($t=2.343, P < 0.05$)。

表4 两种类型固定时膝关节的肌力、关节力测量结果

Table 4 Knee muscle and joint force by two types of fixation ($\bar{x} \pm s, n=6, N, P=500 N$)

组别	股四头肌力(Mv)	髌韧带接点(Pa)	髌股关节力(R)
髌骨内固定板组	2 062±201	2 574±234	2 154±202
NiTi 聚髌器固定组	1 798±180	2 254±210	1 883±180

表注: 髌骨内固定板组力学性能明显优于聚髌器固定组。

表5 两种类型固定时的髌股关节接触力学特征

Table 5 Patellofemoral joint contact mechanical properties by two types of fixation ($\bar{x} \pm s, n=6$)

组别	接触面积 S(cm ²)		接触压 R(N/cm ²)	
	外侧	内侧	外侧	内侧
正常髌股关节组	1.34±0.14	1.26±0.12	98.78±22.44	86.58±10.27
髌骨内固定板组	1.42±0.15	1.34±0.14	104.22±14.12	90.22±9.48
NiTi 聚髌器固定组	1.84±0.19	1.47±0.15	120.24±24.20	99.44±10.34

表注: 髌骨内固定板组力学性能明显优于聚髌器固定组。

3 讨论 Discussion

髌骨为人体最大籽骨, 是组成膝关节不可缺少的部分, 它有两个重要的生物力学功能: ①延长股四头肌力臂, Kaufer认为完全伸膝位时增加30%的力臂, 屈膝时可以增加15%的力臂, 有利于伸膝功能的顺利完成。②通过增加髌韧带和股骨之间的接触区使髌股关节更好地适应生理载荷。因此, 髌骨切除手术后的患者常不能完成最后10°-15°的伸膝, 患者往往在膝关节屈曲位时感到不稳定。患者通过增加肌力伸膝的同时, 胫股关节的应力随之增加, 会引起胫股关节软骨的退变。髌骨切除后, 肌腱在股骨的滑车上摩擦, 将导致股骨髌软骨的磨损^[7]。近年来髌骨切除术已逐渐被放弃。

髌骨周缘环形缝扎, 是多年来固定髌骨骨折的传统方法, 操作简单, 损伤小。徐海栋等^[8]报道对于髌骨粉碎性骨折采用医用钛缆替代钢丝治疗获得优良效果。此方法的缺点是钢丝穿过髌骨周围的软组织, 不能取得坚强的固定, 患者早期活动会造成钢丝对软组织和髌骨的切割, 进而造

成骨折移位、固定失效。

拉力螺丝钉和可吸收螺丝钉内固定, 适合于纵行或横行骨折, 对骨折具有加压作用, 使两骨断端间隙后面产生压缩力, 从而改善骨折稳定, 可吸收钉还无需二次手术。赵磊等^[9]应用可吸收钉治疗髌骨骨折19例, 取得优良效果。但对膝屈曲引起的较大弯曲力抵抗较差, 且临床上单纯应用可吸收螺丝钉固定者少见, 因其内固定的强度尚令人担心。经过改良出现空心拉力钉加张力带固定, Berg^[2]、张忠新等^[10]、张弩等^[11]均取得较满意的结果。缺点是: 空心螺钉对骨量要求较大, 对粉碎性骨折固定困难^[12]。

AO张力带缝合在原有的基础上进行了若干改良, 应用较广泛的仍是双克氏针钢丝环绕法, 优点是固定坚强可靠, 但操作复杂, 手术要求较高, 对严重的粉碎性骨折难以维持固定, 甚至术中加重骨折粉碎程度, 在应用中还经常出现的错误是克氏针过长、上端未弯返并敲入骨内、钢丝未尽量贴近根部环绕扎紧等等, 或影响伸屈活动, 或钢丝滑脱而失败^[13]。

1980年代镍钛合金在临床上的应用得到了迅速发展, 用于治疗髌骨骨折的有张春才等^[14]设计的NiTi聚髌器, 临床应用118例各种类型的髌骨骨折获得了较好的疗效。不过还有以下缺陷^[14]: 无冠状面侧支, 故对纵向为主的骨折固定作用不强, 对严重粉碎性骨折固定效果欠佳; 取出难度加大; 髌底爪支与髌尖爪支的数目和回复力大小方向不一, 有可能在复位时或术后的膝关节活动中造成关节面骨折处“台阶”形成; 由于个体差异和聚髌器型号的限制, 它不能很好的贴紧髌骨面而悬空, 造成关节活动时松脱及断钩。

临床上较常用的髌骨骨折内固定方法各有优缺点, 目前还未出现较好解决以上缺点的方法^[15-26]。为此, 作者设计了一种钛合金髌骨内固定板, 新的固定器对髌骨的固定适用范围更广, 生物力学性能是否达到要求是它能否应用于临床的一个重要依据。作者选用了临床上使用得比较广泛的NiTi聚髌器进行力学性能比较。

生物力学实验证明: 髌骨骨折采用髌骨内固定板固定, 生物力学性能优越, 在股四头肌和髌韧带牵拉下, 骨块分离位移小, 钢板固定贴合、牢靠, 传导力量稳定, 内固定力量大, 能对抗骨块断端前面张力, 不易引起骨块间磨损, 髌股关节接触面积和接触力接近于正常膝关节; 而NiTi聚髌器固定效果与前者相比略不理想。

髌骨内固定板的优点如下: ①钉板结构的使用, 固定更加确实, 术后松脱的担心可以消除了。②内固定板紧贴髌骨前表面, 置在骨折的张力侧, 更加符合生物力学原理。③从而使得其在获得超出NiTi聚髌器生物力学特性下, 本身能制造得更薄(1 mm), 这样对软组织的要求能进一步降低, 特别是在高能量骨折的情况下, 且能显著提升患者的舒适度。④对髌骨关节面的接触面积和接触力更接近于正常情况, 可减少髌骨关节炎的发生。⑤蜘蛛形状的设计使内固定板能适合多种骨折类型, 包括粉碎性骨折, 甚至是

罕见的冠状面骨折。⑥更重要的是,生物力学测试结果表明内固定板能完全满足髌骨的生物力学需求,术后无需外固定,便于术后护理和早期的关节功能锻炼,使髌骨在运动中获得正常的对合关系,有效地预防关节囊粘连、挛缩或创伤性关节炎,促进功能恢复。

但在手术过程中要注意:①髌骨后侧面的完整性至关重要,必要时应植骨。②对于粉碎程度较重的骨折,应固定大骨块为主,余下的可辅以丝线捆扎。

综上所述,髌骨内固定板是治疗髌骨(粉碎性)骨折又一较理想的方法。

致谢: 感谢上海市嘉定区南翔医院骨科、上海大学生物力学研究室、上海书伦医疗器械有限公司工作人员提供的帮助。

作者贡献: 实验设计为管志海、王勤业、王以进、罗亚平,实验实施为常小波、冯夏莺,实验评估为管志海、王以进、罗亚平,资料收集为常小波、冯夏莺。管志海成文,王以进审校,管志海对文章负责。

利益冲突: 文章及内容不涉及相关利益冲突。

伦理要求: 尸体标本的应用及实验方案获得医院伦理委员会批准。

学术术语: 压敏片-是近年来应用于关节内应力测量的一项重要试验手段,压敏片有两片聚酯膜组成,包括保护膜厚度约 250 μm。测压时两片贴在一起,当受压时压敏片会随不同的压力模式出现不同范围的红色压迹,颜色的深浅也会随压力的大小改变。

作者声明: 文章为原创作品,无抄袭剽窃,无泄密及署名和专利争议,内容及数据真实,文责自负。

4 参考文献 References

- [1] 王亦聰.髌骨骨折治疗方法的选择和评价[J].骨与关节损伤杂志,1995,10(4):208-209.
- [2] Berg EE.Open reduction internal fixation of displaced transverse patella fractures with figure-eight wiring through parallel cannulated compression screws.J Orthop Trauma. 1997;11(8):573-576.
- [3] Levack B, Flannagan JP, Hobbs S.Results of surgical treatment of patellar fractures.J Bone Joint Surg Br. 1985; 67(3):416-419.
- [4] 李贺君,王大平,倪江东,等.镍钛形状记忆合金蟹爪式聚髌器的研制及生物力学研究[J].中国现代手术学杂志,2002,6(2):119-122.
- [5] 张明华,于振涛,张殿忠,等.β型钛合金材料的生物相容性评价[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(42):7849-7853.
- [6] 王以进,王介麟.骨科生物力学[M].北京:人民军医出版社,1989:291-301.
- [7] Amis AA, Farahmand F.Biomechanics of the knee extensor mechanism. Knee.1996;3(2):73-80.
- [8] 徐海栋,陈勇,赵建宁.医用钛缆应用在髌骨粉碎性骨折治疗中[J].中国组织工程研究,2013,17(22):4070-4075.
- [9] 赵磊,王黎明,蒋纯志,等.新型内固定材料可吸收螺钉治疗髌骨骨折的应用特点[J].中国组织工程研究与临床康复,2007,11(1):175,177.
- [10] 张忠新,王国选,郑鹏,等.空心螺钉治疗髌骨骨折分析[J].临床医学,2009,29(6):71-72.
- [11] 张弩,刘登胜.空心加压螺钉加钢丝环扎及张力带治疗髌骨骨折[J].中国组织工程研究与临床康复,2008,12(9):1639-1642.
- [12] 陈庆辉,颜义哲,赖传浩,等.髌骨骨折空心钉+钢丝张力带固定治疗[J].齐齐哈尔医学院学报,2011,32(16):2617-2618.
- [13] 吴在德,吴肇汉.外科学[M].6版.北京:人民卫生出版社,2002:806
- [14] 张春才,刘植珊,方建章,等.髌骨内固定形状记忆整复器的设计与临床应用[J].中华外科杂志,1989,27(11):692-695.
- [15] 冯青,刘运存,范陆军.三种内固定方法治疗髌骨骨折的疗效对比分析[J].中国医师进修杂志,2008,31(3):43-45.
- [16] 钟贵华.3种内固定方法治疗髌骨骨折疗效比较[J].中国医药指南,2012,10(3):129-131.
- [17] 吴庆,吴凯,冯琼,等.治疗髌骨骨折的两种内固定方法[J].实用临床医学,2009,10(1):48.
- [18] 王海龙.髌骨骨折采用内固定方法治疗探究[J].中国中医药现代远程教育,2010,8(11):123-124.
- [19] 杨辉.三种内固定方法治疗成人髌骨骨折[J].中国当代医药,2009,16(15):11-13.
- [20] 雷文涛,赵琦辉,梅正峰,等.膝关节内麻醉在髌骨骨折内固定术中的应用[J].中国中西医结合外科杂志,2011,17(1):96-97.
- [21] 李伟.钢丝环扎加克氏针张力带在髌骨骨折内固定术中的应用[J].医学信息(上旬刊),2010,23(9):3401-3402.
- [22] 黄春吉,黄富运.髌骨骨折内固定方法的选择与疗效[J].微创医学,2010,5(3):285-287.
- [23] 王中怀,朱正华,孙帮伍.髌骨骨折内固定方法的选择[J].中国基层医药,2010,17(9):1169-1170.
- [24] 魏雁林,陈淑杰,张青春,等.髌骨骨折内固定术后不同功能锻炼方法的效果比较[J].护理研究,2009,23(30):2783-2784.
- [25] 杨树民.髌骨骨折内固定方法比较[J].辽宁医学杂志,2009,23(2):111-112.
- [26] 高明宏,刘安庆,鄢宏,等.髌骨骨折内固定方法的选择与并发症分析[J].医学信息:手术学分册,2008,21(6):487-489.