

文章编号:1004-7220(2013)05-0502-07

PMMA 模型股骨与防腐股骨生物力学性能的差异

王杰¹, 杨阳^{2*}, 马剑雄¹, 马信龙^{1,2}, 邢丹¹, 朱少文²,
马宝意², 陈阳², 冯睿¹, 贾浩波¹

(1. 天津医科大学总医院 生物力学实验室, 天津 300052; 2. 天津市天津医院 骨研所生物力学室, 天津 300211)

摘要: 目的 对比轴向载荷下 PMMA 模型股骨与防腐股骨的生物力学性能差异, 为实验工作者提供较为可靠统一的股骨替代模型。**方法** 选取 PMMA 模型股骨和防腐股骨各 10 根, 分别在两种股骨的内外两侧共粘贴 49 枚应变片, 轴向动态连续加载 1.2 kN 载荷, 记录各点应变值及载荷-位移变化情况。**结果** 两种股骨内外侧的应变变化情况相近, 载荷-位移关系均呈线性, 不同载荷下两种股骨的轴向位移有统计学差异 ($P < 0.05$); PMMA 模型股骨和防腐股骨的轴向抗压刚度分别为 (259.84 ± 24.63) 、 (600.40 ± 78.56) N/mm, 有统计学差异 ($P < 0.01$); 两种股骨在股骨近端的应变集中部位相同, 但平均应变值应变片 1~5 号: PMMA 模型股骨和防腐股骨分别为 (-3420.63 ± 373.31) 、 (-1289.42 ± 417.89) $\mu\epsilon$; 26~27 号: PMMA 模型股骨和防腐股骨分别为 (1748.67 ± 193.98) 、 (673.42 ± 104.49) $\mu\epsilon$; 7~10 号: PMMA 模型股骨和防腐股骨分别为 (-4028.25 ± 267.27) 、 (-1139.01 ± 288.83) $\mu\epsilon$; 30~36 号: PMMA 模型股骨和防腐股骨分别为 (1599.02 ± 194.68) 、 (590.52 ± 153.18) $\mu\epsilon$, 有统计学差异 ($P < 0.01$)。两种股骨在股骨远端的应变集中部位不同, 内外应变正负转变的部位相近; 2、26 号、6、29 号、8、33 号应变片的应变值均与载荷呈线性关系, 但是两者应变值的差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。**结论** PMMA 模型股骨在一定程度上可以替代防腐股骨进行股骨中上部的轴向生物力学研究。在股骨获得日益困难的情况下, 它为实验工作者提供了较为可靠统一的股骨替代模型。

关键词: 股骨; 应变分布; 载荷; 位移; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Biomechanical differences of embalmed and PMMA femurs

WANG Jie¹, YANG Yang^{2*}, MA Jian-xiong¹, MA Xin-long^{1,2}, XING Dan¹,
ZHU Shao-wen², MA Bao-yi², CHEN Yang², FENG Rui¹, JIA Hao-bo¹ (1. *Biomechanics Lab, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China*; 2. *Biomechanics Lab, Department of Orthopaedics Institute, Tianjin Hospital, Tianjin 300211, China*)

Abstract: Objective To compare the differences in biomechanical properties of embalmed and PMMA femurs under axial loads, so as to provide a more reliable and unified femoral model for replacement. **Methods** Ten embalmed femurs and ten PMMA femurs were selected, and each femur was instrumented with 49 strain gauges totally on the medial and lateral side. The axial load was applied dynamically up to a maximum of 1.2 kN, and the strain of each strain gauge and load-displacement curve were recorded. **Results** The strain distributions on two types of femur were similar, and the load-displacement presented a linear relationship, but the vertical displacements under different loads were significantly different ($P < 0.05$). The axial stiffness value of PMMA femur and embalmed femur were (259.84 ± 24.63) and (600.40 ± 78.56) N/mm, respectively, showing significant differ-

收稿日期:2012-09-23; 修回日期:2012-11-09

基金项目:国家自然科学基金资助项目(81102607);天津市卫生局科技攻关项目(12KG120, 11KG137),天津市科技支撑重点项目(11ZCGYSY01800),天津市自然科学基金资助项目(043111411, 993607711)。

通信作者:马信龙, 教授, 主任医师, Tel:(022)60362637; E-mail:maxinlong123@gmail.com。

* 为共同第一作者

ence ($P < 0.01$). The strain concentration parts at the proximal part of two femurs were the same, but the average strain value of the PMMA femur was significantly different from that of the embalmed femur (strain gauge No. 1~5: PMMA femur ($-3\ 420.63 \pm 373.31$) $\mu\epsilon$, embalmed femur ($-1\ 289.42 \pm 417.89$) $\mu\epsilon$; strain gauge No. 26~27: PMMA femur ($1\ 748.67 \pm 193.98$) $\mu\epsilon$, embalmed femur (673.42 ± 104.49) $\mu\epsilon$; strain gauge No. 7~10: PMMA femur ($-4\ 028.25 \pm 267.27$) $\mu\epsilon$, embalmed femurs ($-1\ 139.01 \pm 288.83$) $\mu\epsilon$; strain gauge No. 30~36: PMMA femur ($1\ 599.02 \pm 194.68$) $\mu\epsilon$, embalmed femurs (590.52 ± 153.18) $\mu\epsilon$, $P < 0.01$). The strain concentration parts at the distal part of the two femurs were different. The medial and lateral parts of strain transformation between positive and negative of PMMA femurs were similar to embalmed femurs. The strain-load curves of strain gauge No. 2, 26, 6, 29, 8 and 33 indicated a linear relationship, but the strain value of the two femurs had significant differences ($P < 0.05$). **Conclusions** The PMMA femur can replace the embalmed femur to a certain degree in biomechanical experiments on the upper part of femur. Due to the difficulty of obtaining fresh femurs, the PMMA femurs provide a more reliable and unified femoral model for replacement.

Key words: Femur; Strain distribution; Load; Displacement; Biomechanics

在骨科的基础研究中,经常会用到股骨。理论上,新鲜股骨是最理想的生物力学实验材料,而防腐股骨在一定程度上近似于新鲜股骨的力学性能,但是这两种股骨在长度、皮质骨厚度、颈干角、前倾角等方面存在较大的差异。在使用新鲜或防腐股骨进行对比实验时,特别是测定不同内固定对股骨应变分布的影响或内固定的稳定性时,由于股骨之间在解剖及力学性能方面的差异,要想得到满意的统计学结果需要较大的样本量;另一方面,新鲜股骨和防腐股骨在获得、处理和保存方面也存在诸多问题^[1]。因此,最好有一种统一的模型股骨使实验条件单一化,并且此模型股骨的生物力学性能与人体股骨相近。本实验室于2009年开始研制聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)模型股骨^[2-3],并对比PMMA模型股骨与防腐股骨近端的生物力学性能^[4],结果发现两种股骨在生物力学性能上有着明显的差异;但轴向载荷-应变关系及轴向载荷-垂直位移关系均呈线性变化,PMMA模型股骨能反映不同轴向载荷下生物力学性能的变化,有效维护股骨近端的正常力学传递。

本研究在本课题组之前实验的基础上,在这两种股骨的内外侧进行贴片,以观察股骨颈、小转子、转子下、股骨干、股骨髁上和股骨髁内外两侧的载荷-应变情况,对PMMA模型股骨进行更全面的生物力学测试,以及其与防腐股骨生物力学性能的差异进行研究。

1 材料与方法

1.1 材料

实验标本:选取甲醛浸泡6~12月的防腐股骨

10个(由天津医科大学解剖教研室提供),所选股骨的种族、性别相同,年龄在35~50岁,标本长度要求与PMMA模型股骨相近(约435 mm),术前X线摄片排除骨折、肿瘤、结核及先天畸形,并测量骨密度,排除骨质疏松,然后去除肌肉、软组织;自制PMMA模型股骨10个。

实验仪器与材料参考文献[4],应变测试仪器改用DHDAS-5929动态信号采集分析系统(江苏东华测试技术股份有限公司)。

1.2 方法

1.2.1 实验方法 PMMA模型股骨的制作:将牙托粉与牙托水按1.5:1的比例^[2]混合后制成PMMA模型股骨10个。

电阻应变片的粘贴及导线的焊接:具体方法参考文献[4]。

应变片粘贴位置:贴片位置均从股骨头下内外侧至股骨髁,内侧应变片由上到下依次编号1~24号,外侧由上到下依次编号,且与内侧编号相连,为25~49号。具体粘贴位置:(1)以小转子下缘为界,其上方至股骨头下缘之间的区域内侧共粘贴8枚电阻应变片(包括小转子下缘水平内侧粘贴的应变片),编号1~8号,应变片间隔平均8~9 mm。其中,6号应变片为小转子顶点水平;外侧共粘贴9枚应变片(包括小转子下缘水平外侧粘贴的应变片),编号25~33号。股骨颈外侧3枚,大转子处2枚,大转子下至小转子水平4枚,间隔8~9 mm,其中31号应变片为小转子顶点水平;(2)小转子下缘至股骨髁上,“海姆氏方格(Heim Square)”^[5]的上缘,即为股骨干部分,将此部分平均分为11小段,每个分

隔处的内外侧各粘贴一枚应变片,共 11 枚应变片(包括海姆氏方格上缘的应变片),内侧编号为 9~19 号,外侧为 34~44 号,应变片间隔约 23~24 mm;(3)股骨髁部:以直尺按照“海姆氏方格”划定股骨干与髁的解剖界,其规则是每一长骨的近端和远端被一个方格所界定,此方块外侧边和骨的长轴平行,其长度等于干骺端的最大宽度^[5],内外侧各粘贴 5 枚应变片(不包括方格上缘的应变片),内侧编号为 20~24 号,外侧为 45~49 号,应变片间距约 12~13 mm。其中,20~22 号和 45~47 号为股骨髁上区域的内外侧。应变片粘贴如图 1 所示。

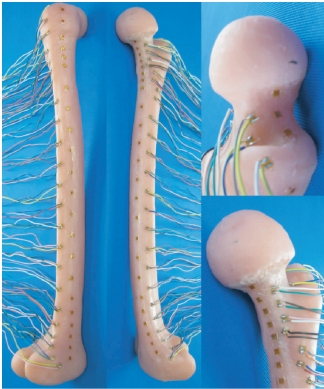


图 1 应变片粘贴示意图

Fig. 1 Illustration of the strain gauge position

力学加载:将两种股骨按照单足站立位^[4]包裹股骨远端,注意不要破坏粘贴的应变片(见图 2)。连接端子引出的导线与动态电阻应变仪,调试好所有仪器。首先进行预加载 5 次,以消除标本的松弛及蠕变,然后进行正式加载。正式加载为 0~1.2 kN(相当于 2 倍人体质量,人体质量以 60 kg 计

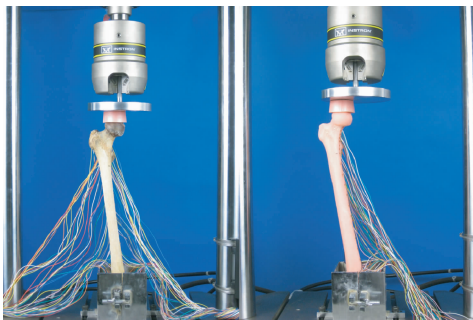


图 2 防腐和 PMMA 模型股骨在实验机上的固定示意图

Fig. 2 Illustration of PMMA femur and embalmed femur on Instron testing machine

算)动态加载,速度为 1 mm/min^[6],记录载荷、头下沉位移及各应变片的应变值,每个标本测量 3 次,每次测量间隔 20 min,取 3 次的平均值作为此标本的最终值。

1.2.2 统计学方法 实验数据以 $\bar{x} \pm s$ 的形式表示,数据的统计学处理采用 SPSS 16.0 软件进行,将实验数据进行独立样本 t 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 两种股骨各应变片在 1.2 kN 载荷下应变值随解剖位置变化的比较

内侧 1~24 号应变片,外侧 25~49 号应变片的应变值分布情况如图 3 所示。轴向加载 1.2 kN 时,股骨内侧上 1/2 为压应变,下 1/2 为拉应变,股骨外侧上 1/2 为拉应变,下 1/2 为压应变;股骨内、外侧由上到下应变值的变化趋势是相同的,但是 PMMA 模型股骨的应变值比防腐股骨要大,即波动幅度大。经过统计学分析,两种股骨各应变片的应变值存在统计学差异($P < 0.05$)。

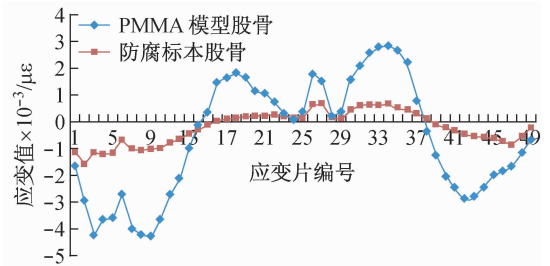


图 3 PMMA 模型股骨和防腐股骨应变值的分布

Fig. 3 Strain distributions on PMMA femur and embalmed femur

2.2 两种股骨股骨头的轴向载荷-位移关系比较

如图 4 所示,PMMA 模型股骨与防腐股骨在 0~1.2 kN 载荷条件下,其轴向载荷-位移关系均近似线性变化。不同载荷下两种股骨的轴向位移存在统计学差异($P < 0.05$)。

2.3 两种股骨轴向抗压刚度的比较

如图 5 所示,轴向加载 1.2 kN 时,PMMA 模型股骨的轴向抗压刚度为 (259.84 ± 24.63) N/mm,防腐股骨的轴向抗压刚度为 (600.40 ± 78.56) N/mm。两种股骨的轴向抗压刚度存在统计学差异($P < 0.01$)。

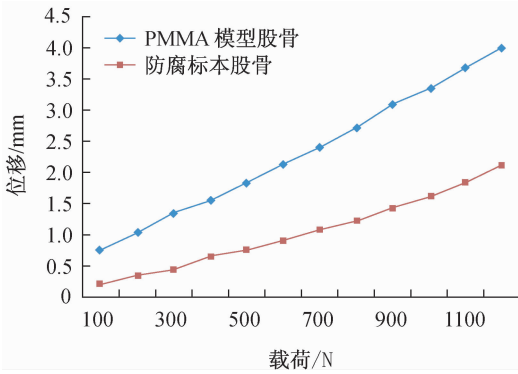


图4 PMMA 模型股骨与防腐股骨的轴向载荷-位移比较

Fig.4 Load-displacement curve of PMMA femur and embalmed femur

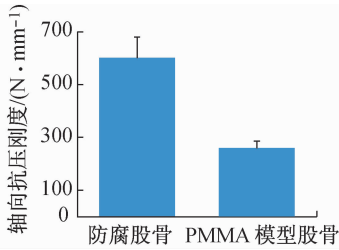


图5 PMMA 模型股骨与防腐股骨轴向抗压刚度比较

Fig.5 Comparison of the axial stiffness values between PMMA femur and embalmed femur

表1 PMMA 模型股骨与防腐股骨的股骨近端应变集中部位平均应变值比较

Tab.1 Average strain values in strain concentration parts of the proximal femur between PMMA femur and embalmed femur

样本	1~5 号	26~27 号	7~10 号	30~36 号
PMMA 模型股骨/ $\mu\epsilon$	$-3\ 420.63 \pm 373.31$	$1\ 748.67 \pm 193.98$	$-4\ 028.25 \pm 267.27$	$1\ 599.02 \pm 194.68$
防腐股骨/ $\mu\epsilon$	$-1\ 289.42 \pm 417.89$	673.42 ± 104.49	$-1\ 139.01 \pm 288.83$	590.52 ± 153.18
<i>t</i>	11.741	14.808	22.644	12.454
<i>P</i>	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01

水平3:PMMA 模型股骨在应变片 16~19 号和 40~44 号处产生应变集中,即为股骨干中下部的内外侧。防腐股骨在应变片 19~22 号和 44~47 号处产生应变集中,即为股骨髁上的内外侧。两种股骨此水平应变值集中的部位不同。

2.5 两种股骨应变正负转变的部位的比较

PMMA 模型股骨内侧由压应变转变为拉应变的位置为 14、15 号应变片(小转子顶点水平下方 15.6~17.9 cm 的区域内),防腐股骨为 15、16 号应变片(小转子顶点水平下方 17.9~20.2 cm 的区域内);PMMA 模型股骨外侧由拉应变转变为压应变的位置为 37、38 号应变片(小转子顶点水平下方 11.0~

2.4 两种股骨应变集中部位的比较

水平1:两种股骨均在应变片 1~5 号和 26~27 号处产生应变集中,分别为股骨颈内侧头下缘至小转子上缘,此处平均应变值:PMMA 模型股骨为 $(-3\ 420.63 \pm 373.31) \mu\epsilon$,防腐股骨为 $(-1\ 289.42 \pm 417.89) \mu\epsilon$,差异有统计学意义;股骨颈外侧头下缘至大转子上缘,此处平均应变值:PMMA 模型股骨为 $(1\ 748.67 \pm 193.98) \mu\epsilon$,防腐股骨为 $(673.42 \pm 104.49) \mu\epsilon$,差异有统计学意义(见表1)。

水平2:两种股骨均在应变片 7~10 号和 30~36 号处产生应变集中,分别为股骨内侧小转子顶点水平下方约 1~6 cm 的区域,此处的平均应变值:PMMA 模型股骨为 $(-4\ 028.25 \pm 267.27) \mu\epsilon$,防腐股骨为 $(-1\ 139.01 \pm 288.83) \mu\epsilon$,差异有统计学意义;股骨外侧小转子顶点水平上方约 1 cm 至下方约 9 cm 的区域,此处的平均应变值:PMMA 模型股骨为 $(1\ 599.02 \pm 194.68) \mu\epsilon$,防腐股骨为 $(590.52 \pm 153.18) \mu\epsilon$,经过统计学分析,差异有统计学意义(见表1)。

13.3 cm 区域内),防腐股骨为 38、39 号应变片(小转子顶点下方 13.3~15.6 cm 的区域内)。两种股骨内外侧应变值正负转变的位置均相差股骨干部两个应变片间隔的距离,即 23~24 mm。

2.6 两种股骨不同载荷下应变片 2、26 号、6、29 号、8、33 号的应变值比较

2、26 号应变片分别位于股骨颈中部的内外侧,6 号应变片位于小转子顶点水平股骨内侧,29 号应变片位于大转子水平外侧,8、33 号应变片分别位于小转子下缘水平股骨内外侧,各点应变值随载荷的变化如图 6 所示。各点的应变值随着载荷的增加而不断增加,且均呈线性关系,PMMA 模型股骨的应变

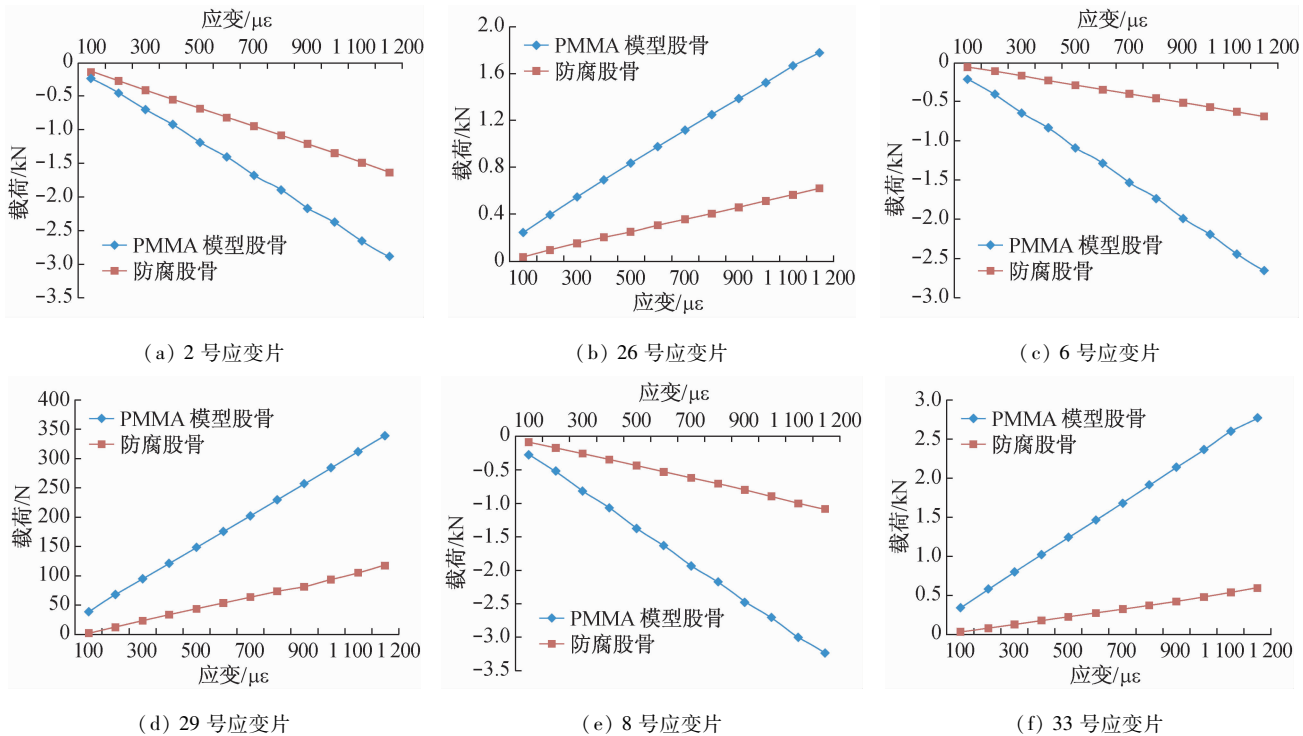


图6 不同载荷下应变片2、26号、6、29号、8、33号的应变值比较

Fig. 6 Comparison of strain values recorded by strain gaug No. 2(a), 6(b), 8(c), 26(d), 29(e), 33(f) under different loads of PMMA artificial femur and embalmed femur

值高于防腐股骨,各点应变值在不同载荷下均具有统计学差异($P < 0.05$)。

3 讨论

为解决人体股骨的解剖差异、难以获得以及不易保存等问题,国外很早就开展了代替人体股骨的模型股骨的研究,并进行了大量生物力学实验来研究模型股骨的生物力学性能及其与人体股骨的差异^[7-8];诞生了由 Pacific Research Laboratories Inc. (美国)研制的模型股骨,现已发展到第4代,并广泛应用于股骨的生物力学实验^[9-10]。国内对于模型股骨的研制及其生物力学研究还很少。因此,本实验室研制了PMMA模型股骨,并对其近端与防腐股骨进行生物力学对比^[4]。而本研究对前期实验^[4]的改进之处在于:(1)在股骨颈及小转子水平以上的股骨内外侧粘贴更多的应变片,以更细致地对比PMMA模型股骨与防腐股骨的差异;(2)增加了股骨转子下、干部、髌上及髌部的应变值的对比研究,以更全面对比两种股骨的生物力学性能差异;(3)采用1 mm/min加载速度,为前一实验的1/10,

这给实验机器以反应时间,使得记录的应变值更加精确。

在本实验中,PMMA模型股骨的内外侧应变分布基本与防腐股骨相近,股骨干内外侧应变正负转变部位以上的应变集中部位也较一致,以下的应变集中部位相差较大,但应变正负转变的部位相差不大(约相差23~24 mm)。防腐股骨的应变集中部位主要在股骨颈的内外侧、小转子下方的内外侧及股骨髌上的内外侧,而PMMA模型股骨的应变集中部位前两者与防腐股骨相同,但是其在股骨髌上不产生应变集中,而是上移至股骨干中下部的内外侧。同时,两者在股骨头轴向载荷-位移关系及轴向抗压刚度方面存在差异,且差异有统计学意义。选取的3个水平的应变值变化趋势相近,但是应变值的差异有统计学意义。之所以选取这3个水平的应变片,是因为2、26号应变片位于股骨颈内外侧应变集中部位,8、33号则位于小转子下内外侧应变集中部位,而6号位于小转子顶点水平内侧,是内侧上方两个应变集中部位的交界处,此处应变值较上下方减少约1/2。29号位于大转子外侧,为非应变集中部

位,其应变值较上下方应变集中部位减小约4倍。

出现此种结果原因是本实验选取防腐股骨的长度与PMMA模型股骨相近,故长度对于生物力学性能的影响很小;股骨特有的悬臂梁结构^[11]以及大小转子等股骨的突出部位对于应变的分布起到一定的影响,由于PMMA模型股骨的外形与防腐股骨相同,使两者在应变分布方面趋于一致。但是由于防腐股骨近端和远端存在骨小梁结构,骨小梁的空间分布与力学适应性密切相关^[12],使得应力得到分散,皮质骨承受的应变也相应减小;而且由于骨的强度及刚度均高于PMMA,使得PMMA模型股骨在0~1.2 kN载荷下较防腐股骨更易变形,测得的应变值也较防腐股骨大。

本实验发现防腐股骨在轴向加载1.2 kN时,股骨近端内侧的应变集中部位(股骨头下缘至小转子上缘、小转子顶点下方1~6 cm的区域内)与Taylor等^[13]的研究结果相近,后者指出在单足站立时,股骨的主压力骨小梁在股骨头周边沿压缩合力的方向下行,经过股骨矩延伸到股骨干皮质骨。但是本实验在小转子顶点水平的内侧的应变值较上、下方减少约1/2,这与Taylor等的实验不同,可能与应变片的粘贴位置有关。同时,本实验结果与Koch^[14]对股骨的生物力学研究结果相近,后者指出一个体重890 N的成年人能使股骨近端小转子下2.5~7.5 cm的区域内侧皮质产生8.3 MPa的压应力。

PMMA模型股骨各点应变值较防腐股骨相应点的应变值高,轴向抗压刚度较小,且差异均有统计学意义。但是,由于PMMA模型股骨内外两侧由上到下的应变值变化趋势相同,股骨头的轴向载荷-位移关系及选取各点的载荷-应变关系与防腐股骨均呈现趋势相同的线性变化,故PMMA模型股骨能反映不同轴向载荷条件下股骨生物力学性能的变化趋势。另一方面,由于PMMA模型股骨在股骨远端的应变集中部位与防腐股骨不同(PMMA模型股骨在股骨干中下部,而防腐股骨在髌上),且在股骨干中部应变值正负转变的部位也有所差异,故PMMA模型股骨不能反映不同轴向载荷下股骨远端生物力学性能的变化。此外,PMMA模型股骨制作简单,成本低廉、性能良好、易于储存,由其制作的模型股骨具有统一的密度和机械性能,不仅去除了个体之间性别、年龄、种族、骨质疏松程度、是否有骨病等混杂因

素,还避免了标本之间的解剖学差异,从而消除了由颈干角和前倾角的不同带来的生物力学差异^[4]。

马信龙等^[15]利用PMMA模型股骨对比4种不同内固定器固定股骨颈骨折的生物力学性能差异;马剑雄等^[16]通过生物力学实验比较人工与防腐股骨颈骨折模型在股骨颈骨折生物力学研究中的差异,认为PMMA模型股骨制作的股骨颈骨折模型可以用于股骨颈骨折不同内固定器固定的生物力学研究。综上所述,PMMA模型股骨在一定程度上可以替代防腐股骨进行股骨中上部的轴向生物力学研究。

本实验也存在不足之处。首先,没有使用新鲜尸体股骨作为对照组,这会对实验结果产生一定的影响;其次,PMMA模型股骨没有骨小梁、松质骨和皮质骨的区分,这对其力学性能产生一定的影响,而且安装内固定后,股骨的应力传导也与正常股骨有所差异。

本实验室研制的PMMA模型股骨需要在以下3个方面进行改进:(1)通过在PMMA中添加其他化学物质来增强PMMA材料的强度和刚度,或者寻找强度和刚度更高的材料来代替PMMA。国外已有报道采用玻璃纤维编织网^[17-18]或短玻璃纤维^[19]加强的环氧树脂来模拟皮质骨;(2)研制带有髓腔的股骨模型;(3)选择适当的材料代替松质骨部分。松质骨和髓腔国外已有报道采用聚氨酯泡沫塑料充填^[18]。随着科学技术及生物化学材料研究的发展,模型股骨的研制也将迈进一大步。

参考文献:

- [1] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models [J]. *J Biomech*, 1996, 29(4): 525-535.
- [2] 杨阳, 马信龙, 马剑雄, 等. 不同混合比例聚甲基丙烯酸甲酯的力学性能比较[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2009, 13(42): 8307-8310.
- [3] 王志钢, 杨阳, 马信龙, 等. 个体化股骨模型的建立[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2010, 14(4): 589-593.
- [4] 杨阳, 马信龙, 马剑雄, 等. 防腐与PMMA人工股骨近端标本的轴向生物力学差异[J]. *生物医学工程与临床*, 2010, 14(4): 285-289.
- [5] Heim U, Pfeiffer KM. *Internal fixation of small fractures*. 3rd ed [M]. New York: Springer, 1987.

- [6] 马剑雄, 李海涛, 马信龙, 等. 图像相关法测试股骨近端骨小梁压缩特性[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 355-360.
Ma JX, Li HT, Ma XL, *et al.* Stress analysis and biocompatibility research on a cell carrier with silicone rubber membrane [J]. J Med Biomech, 2011, 26(5): 426-431.
- [7] Szivek JA, Gealer RL. Comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one-legged stance [J]. J Appl Biomater, 1991, 2(4): 277-280.
- [8] Szivek JA, Weng M, Karpman R. Variability in the torsional and bending response of a commercially available composite femur [J]. J Appl Biomater, 1990, 1(2): 183-186.
- [9] Kim JW, Oh CW, Byun YS, *et al.* A biomechanical analysis of locking plate fixation with minimally invasive plate osteosynthesis in a subtrochanteric fracture model [J]. J Trauma, 2011, 70(1): E19-23.
- [10] Crist BD, Khalafi A, Hazelwood SJ, *et al.* A biomechanical comparison of locked plate fixation with percutaneous insertion capability versus the angled blade plate in a subtrochanteric fracture gap model [J]. J Orthop Trauma, 2009, 23(9): 622-627.
- [11] Raftopoulos DD, Qassem W. Three-dimensional curved beam stress analysis of the human femur [J]. J Biomed Eng, 1987, 9(4): 356-366.
- [12] 马信龙, 付鑫, 马剑雄, 等. 股骨头内松质骨空间分布和力学性能变化有限元分析[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 465-470.
- Ma XL, Fu X, Ma JX, *et al.* Finite element study on spatial distribution and mechanical properties of cancellous bone from femoral head [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 465-470.
- [13] Taylor ME, Tanner KE, Freeman MA, *et al.* Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending [J]. Med Eng Phys, 1996, 18(2): 122-131.
- [14] Koch JC. The laws of bone architecture [J]. J Anat Am, 1917, 21(2): 177-198.
- [15] 马信龙, 马剑雄, 杨阳, 等. 不同内固定器固定股骨颈骨折的生物力学比较研究[J]. 中华创伤杂志, 2011, 27(11): 1003-1007.
- [16] 马剑雄, 马信龙, 杨阳, 等. 人工股骨的研制及在股骨颈骨折生物力学研究中的应用[J]. 国际生物医学工程杂志, 2010, 33(6): 335-339.
- [17] Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models [J]. J Biomech, 2000, 33(3): 279-288.
- [18] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, *et al.* Mechanical validation of whole bone composite femur models [J]. J Biomech, 1996, 29(4): 525-535.
- [19] Heiner AD. Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias [J]. J Biomech, 2008, 41(15): 3282-3284.

《医用生物力学》杂志主要计量指标再创新高

根据中国科学技术信息研究所最新发布的《2013年版中国科技期刊引证报告(核心版)》,《医用生物力学》2012年总被引频次508次、核心影响因子0.968、综合评价总分53.1分,与2011年相比,分别提高120次、0.279、7.8分,各主要计量指标再创新高。

值得一提的是,《2013年版中国科技期刊引证报告(核心版)》对入选的1994种来源期刊进行了更详细的归类,共设113个学科类别(2011、2012年版引证报告均设61个学科类别),《医用生物力学》由原先的基础医学类期刊调整到力学类期刊,核心影响因子、综合评价总分、总被引次数在11种力学期刊中分别排名第1、5、6位。

近3年来,《医用生物力学》影响因子指标一直在逐年稳步提升(2010~2012年的影响因子分别为0.261、0.689、0.968),表明《医用生物力学》的学术影响力在不断扩大。在此,对一直支持本刊发展的各位编委、专家、作者和读者表示衷心的感谢!并热忱欢迎从事生物力学研究的广大医生、科研人员继续向本刊投稿,继续关心支持杂志的发展,共同把杂志的学术质量和影响力提高到一个更高的层次。《医用生物力学》将以此为新的起点,坚持办刊方向,发表更多高质量的学术论文,向着精品学术期刊的目标而继续努力。

医用生物力学编辑部

2013年10月