

## 前交叉韧带单束移植隧道对胫/股骨承载影响的正交实验<sup>①</sup>

黄荣瑛<sup>②</sup> 许勇刚 胡 岩 胡 磊

(北京航空航天大学机械工程及自动化学院 北京 100191)

**摘 要** 利用膝关节处的密质骨和松质骨在 CT 成像中灰度值不同的特点,通过选取合适的阈值建立了含密质骨和松质骨的股骨和胫骨三维模型。同时,在视觉导航确定前交叉韧带(ACL)单束移植隧道起止点位置的条件下,按正交实验变换 ACL 移植隧道参数(孔径 D、冠/矢状面上的倾角  $\alpha/\beta$ ),构建了含隧道股骨/胫骨模型。正交实验分为 5 个水平,依据在直立位胫/股骨处于静平衡时以等力传递载荷的原则,分别对含隧道的股骨及胫骨施加等值压缩和弯曲载荷进行有限元分析,得到隧道参数对股骨和胫骨应力影响特性。正交实验表明,三个参数对含隧道股骨的应力影响不明显(应力增量  $\leq 7.93\%$ ),但对含隧道的胫骨应力影响显著:受压缩载荷时冠/矢状面倾角  $\alpha/\beta$  产生的应力增量分别达到 39.10% 和 36.88%,而受弯曲载荷时矢状面倾角  $\beta$  引起应力增量最大可达 24.66%。

**关键词** 股骨, 胫骨, 移植隧道, 正交实验, 应力

## 0 引 言

外科手术机器人的应用使得计算机辅助外科手术(computed-assisted surgery, CAS)成为热门技术,它打破了中枢神经、腰椎及颈椎骨外科手术的禁区。CAS 在骨科手术中的临床应用即计算机辅助骨科手术(computer-assisted orthopedic surgery, CAOS),这一技术已逐渐普及,并在断肢再生、关节置换、韧带重建手术上取得令人欣慰的成果。1996 年初,美国的 Computer Motion 公司推出了功能强大的 ZEUS 机器人外科系统,这一系统可应用于微创临床手术;2000 年美国 Intuitive Surgical 公司成功地开发出 DaVinci 外科手术机器人系统,该系统是目前为数不多的商品化的医疗机器人之一。导航机器人在膝关节处的前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)重建手术临床应用中,最为领先的系统有德国贝朗公司开发的 Orthopilot 导航系统和法国 Praxim 公司开发的 Praxim 导航系统<sup>[1]</sup>。在国内,导航机器人在膝关节临床手术中的研究起步较晚,应用尚未普及。但在 2005 - 2006 年间冯华<sup>[2]</sup>等成功应用视觉导航技术对 46 例患者进行 ACL 重建手术,术后效果良好。

在膝关节解剖学与视觉导航技术能准确确定 ACL 重建起止点位置的基础上,移植隧道规划(选取隧道孔径与隧道方向角值)就成为重建术中的又一个关键问题。它对膝关节骨骼承载能力及关节内周边组织的影响等方面的研究,至今很少涉及。本文针对 ACL 重建手术跟踪调查发现的少量膝关节周边组织损伤的问题,同时,以重建术中视觉导航精准确定移植隧道起止点位置为前提条件,应用有限元仿真(ANSYS11.0 软件系统)进行了移植隧道对股骨和胫骨接触应力影响的正交实验,由此获得了隧道孔径 D 及冠/矢状面倾角  $\alpha/\beta$  对膝关节股骨/胫骨接触应力的影响特性。本文涉及四方面的内容:含密、松质骨的 3D 膝关节骨骼模型重构;移植隧道特征参数提取;建立股骨/胫骨有限元模型;含隧道的股骨/胫骨承载影响有限元正交实验及实验结果分析。本文的研究为 ACL 重建临床手术提供了技术数据。

## 1 含密、松质骨的 3D 膝关节模型重构

采用 TOSHIBA/Aquilio 螺旋 CT(computed tomography)扫描仪对一正常成人志愿者膝关节进行扫描,主扫描面分辨率为  $512 \times 512$ ,扫描切片数为 301 层,层间距为 0.782mm。将扫描的 CT 数据导入

① 国家科技支撑计划(2006BA103A16)和北京市科委 2006 年度科技计划重大项目(H060720050230)资助。

② 女,1955 年生,博士,副教授;研究方向:膝关节生物力学;联系人, E-mail: huazhry@yahoo.com.cn (收稿日期:2009-02-24)

Mimics 8.1 软件中建模(如图 1)。股骨/胫骨均被分为密质骨和松质骨,根据两骨质在 CT 切片成像中的灰度值不同的特点,通过选取不同的灰度阈值分别对密质骨和松质骨进行图像分割,并辅以手工修补。对分割好的图像分别进行轮廓插值并生成三维模型。然后将生成的三维模型导入 Geomagic Studio 8 中,对图像进行表面光滑处理和 NURBS 曲面生成操作,并以 iges 格式保存提供给手术导航与关节应力等相关分析。

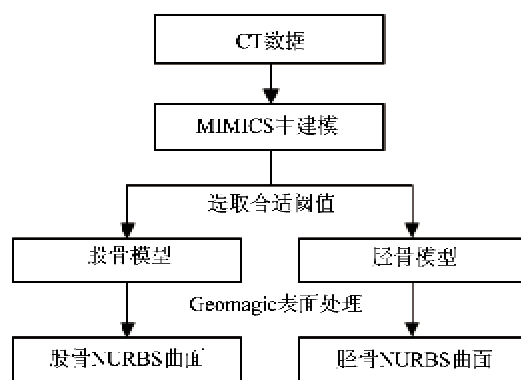


图1 股骨和胫骨三维建模流程图

## 2 提取移植隧道特征参数

两针法的单束 ACL 重建临床手术,分别在胫骨与股骨上钻隧道孔。孔的位置是以二维 CT 图像的 ACL 起止点来确定胫骨模型上隧道的出针位置与股骨上的隧道入针位置。同时,根据在二维 CT 图像的骨骼结构确定隧道在冠/矢状面上的倾角  $\alpha$ /倾角  $\beta$ 。3D 膝关节重构模型中的隧道参数(隧道的定形与定位尺寸)按临床手术过程在二维 CT 图像的数据中提取,并在 Mimics 8.1 软件平台下按孔径及冠/矢状面上的倾角  $\alpha/\beta$  实现在 3D 股骨与胫骨模型上的隧道定位。

**股骨隧道:**在股骨标准侧位 X 线影像中,平行于 Blumensaat 线方向,隧道中心到股骨外侧髁后缘的距离为股骨外髁前后径的 25%,垂直于 Blumensaat 线方向上隧道中心与髁间窝的距离是髁间窝高度的 28.5%<sup>[3]</sup>,在正位 X 线影像中采用时钟定位法,隧道方向定位于 10:30 至 11:00(右膝)或 1:00 至 1:30 位置(左膝)。

**胫骨隧道:**冠状面中隧道与关节水平线呈  $60^\circ \sim 65^\circ$ (或竖直线呈  $20^\circ \sim 25^\circ$ )夹角,矢状面上隧道从关节内的出针点应位于胫骨内侧平台最大前后径的中

前( $46 \pm 3$ )%的位置<sup>[4]</sup>。实验中采用圆柱表示已定位的移植隧道(如图 2),股骨髁处圆柱和密质骨交界面中心作为股骨移植隧道起止点,胫骨平台上圆柱和密质骨交界面中心作为胫骨移植隧道起止点,圆柱的轴线表示移植隧道的方向矢量。

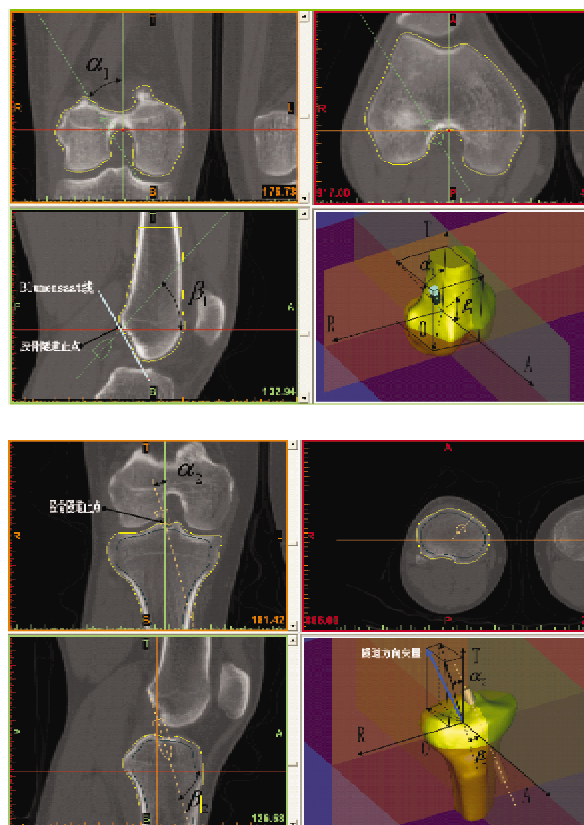


图2 股骨(上)和胫骨(下)移植隧道规划图

## 3 股骨/胫骨有限元建模

在移植隧道起止点的位置确定以后,隧道规划就仅涉及到隧道孔径与孔在冠/矢状面上的倾角  $\alpha/\beta$  值。而移植隧道参数值选取既依赖于 CT 图像中膝关节骨骼结构,又取决于隧道孔对股骨与胫骨的力学性能影响。这种影响直接关系到 ACL 重建者术后的关节承载与关节的屈伸能力,也就是说隧道孔对股骨与胫骨的力学性能影响,是评定 ACL 重建质量的直接指标之一。因此,通过有限元分析进行含隧道孔股骨与胫骨的接触应力实验,获取股骨与胫骨的应力分布及最大应力位置与应力值(如图 3),进而得到隧道参数对股骨/胫骨应力影响特性。有限元正交实验在 ANSYS11.0 软件平台上实现。

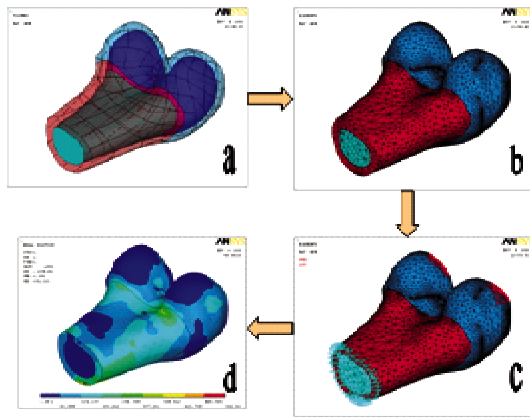


图 3 有限元分析流程图

### 3.1 划分网格

股骨/胫骨模型的有限元网格采用自适应的方式划分,但同时考虑股骨与胫骨特殊的骨骼形体,松质骨和密质骨交界面的复杂性及隧道起止点边缘曲率较小等因素,对松/密质骨的交界面、隧道起止点边缘及股骨内/外侧髁间窝等局部区域均采取手工细化和修补,从而提高网格划分的均匀性,避免或减小应力集中对求解结果的影响。

### 3.2 材料参数设置

由于目前对股骨材质属性的定义还处于研究阶段,本文参考相关文献的结果,对密质骨和松质骨分别定义材料属性,股骨髁处的密质骨表面覆盖着软骨层,在关节运动中经常受到半月板和胫骨的压力和冲击,在应力较小的情况下,将此处的密质骨看作各向同性线弹性材料,其弹性模量  $E = 16.7\text{GPa}$ ,泊松比  $\gamma = 0.3^{[5]}$ ,参考 Alejandro<sup>[6]</sup> 的实验结果,将远离股骨髁处的密质骨认为是横观各向同性线弹性材料,其中沿轴线方向上的弹性模量为  $27.3\text{GPa}$ ,横断面上取  $16.7\text{GPa}$ ,而泊松比均为  $0.3$ ,这符合骨干能够承受较大弯曲力的特点;对于股骨,松质骨又可分为软骨下松质骨和骨干处的松质骨,都看作各向同性线弹性材料,其中软骨下的松质骨弹性模量取  $1.15\text{GPa}$ ,泊松比  $0.25^{[7]}$ ,而骨干处的松质骨弹性模量取  $1\text{GPa}$ ,泊松比  $0.3^{[5]}$ ;胫骨密质骨弹性模量取  $16.7\text{GPa}$ ,松质骨取  $1\text{GPa}$ ,泊松比均为  $0.3^{[5]}$ 。

### 3.3 加载的前提条件与假设

在关节屈曲中,胫股关节的运动与载荷传递是非常复杂的非线性问题,涉及到载荷类型、加载方式、股骨内/外侧髁的接触面积及边界条件等多种因素。但因本文着重研究从股/胫骨关节的接触应力来确定移植隧道结构参数,为使问题简化,仅抽取股

/胫骨为研究对象,并作如下假设:

(1)以静载方式施加均布载荷,以直立位为研究姿态,因此,股/胫骨处于静平衡或准平衡状态,认为载荷是等力传递,简化为分别在股骨和胫骨上施加载荷进行有限元实验。

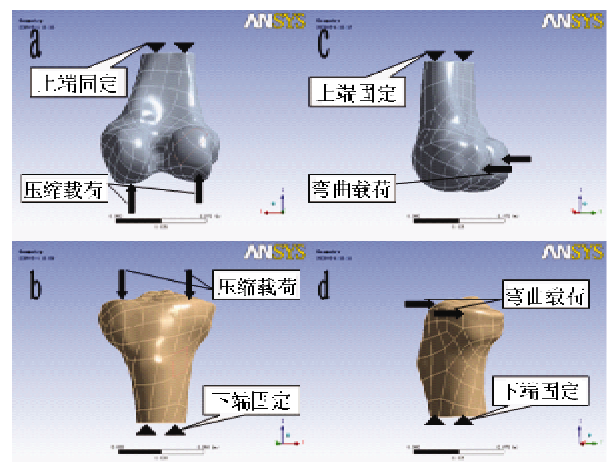
(2)在加载范围内,股骨和胫骨均为线弹性材料,各向同性。忽略因加载引起股骨和胫骨变形对接触应力分布的影响。

(3)股骨具有内侧髁与外侧髁,虽然接触面积与承载都随载荷变化,但依据相关研究结果,载荷引起的胫股关节内/外侧接触面积之比为  $6:4$ ,而所对应的内/外侧接触力之比也为  $6:4$ ,因此,当载荷变动时内外侧髁之间的平均接触应力基本保持不变<sup>[8]</sup>。因此,在股骨有限元实验分析中不需要再考虑股骨内/外侧髁的影响。

(4)因有限元仿真中施加的载荷远远小于股/胫骨材料承受线弹性载荷的最大值,因此,认为在关节屈曲中载荷引起含隧道的胫股关节位姿变化较微小,而在有限元模型中忽略其影响,以正常(不含隧道)的胫股关节直立位姿作为加载的初始状态。

### 3.4 加载与边界条件

基于上述假设,对含隧道的股骨/胫骨有限元模型分别单独施加载荷进行实验。加载区域为关节的接触区域(股骨/胫骨与半月板的接触区域),加载力为  $10\text{Pa}$ ,压缩载荷按股骨/胫骨轴向(竖直方向)加载,弯曲载荷按垂直轴向(水平方向)加力(如图 4)。股骨/胫骨的另一端设定为固定边界,即沿各个方向的位移与转角均为零。



a. 股骨受压缩载荷作用 b. 胫骨受压缩载荷作用  
c. 股骨受弯曲载荷作用 d. 胫骨受弯曲载荷作用

图 4 股骨和胫骨边界条件示意图

## 4 隧道参数对股/胫骨承载影响正交实验

### 4.1 正交实验设计

在隧道起止点确定后隧道的定形定位参数就成为影响 ACL 重建后膝关节应力分布的主要因素,它包括隧道孔径  $D$  及冠/矢状面上的倾角  $\alpha/\beta$  值。对于隧道参数与术后膝关节接触应力分布之间的特性关系,应用正交实验法求解。正交实验设计如下:三个参数各取 5 个水平,每个参数在某个水平上的取值如表 1,按表 1 取值依次进行有限元实验。然后,对实验数据按每个水平计算均值与增量极值,增量极值就反映出隧道参数对股骨或胫骨的应力影响。

表 1 股骨/胫骨隧道参数正交实验设计

| 参数 \ 水平        | 1  | 2  | 3  | 4  | 5  |
|----------------|----|----|----|----|----|
| $D_1$ (mm)     | 8  | 9  | 10 | 11 | 12 |
| $\alpha_1$ (°) | 30 | 35 | 40 | 45 | 50 |
| $\beta_1$ (°)  | 40 | 45 | 50 | 55 | 60 |
| $D_2$ (mm)     | 9  | 10 | 11 | 12 | 13 |
| $\alpha_2$ (°) | 30 | 25 | 20 | 15 | 10 |
| $\beta_2$ (°)  | 60 | 65 | 70 | 75 | 80 |

股骨隧道:  $D_1$  为孔径,  $\alpha_1$  为冠状面上的夹角,  
 $\beta_1$  为矢状面上的夹角

胫骨隧道:  $D_2$  为孔径,  $\alpha_2$  为冠状面上的夹角,  
 $\beta_2$  为矢状面上的夹角

### 4.2 构造映射函数

ACL 重建中的隧道参数的方向角  $\alpha_i$ 、 $\beta_i$  和有限元模型中的方向角  $\theta_{i1}$ 、 $\theta_{i2}$ 、 $\theta_{i3}$  的定义不同(如图 5)。 $\alpha_i$  和  $\beta_i$  分别是隧道轴线定义在 2D CT/MRI 扫描图像上的股骨/胫骨冠状面和矢状面上的方向角,而  $\theta_{i1}$ 、 $\theta_{i2}$ 、 $\theta_{i3}$  是隧道轴线相对于三维直角坐标系的方向角。其中:  $i=1,2$ ,  $i=1$  对应于股骨,  $i=2$  对应于胫骨。按几何关系建立两组方向角之间的映射关系如下:

#### (1) 正解映射

正解映射是由 2D 扫描图片上隧道参数的方向角转化为有限元模型的方向角,映射模型为

$$\begin{cases} \cos\theta_{i1} = -\frac{\tan\alpha_i}{\sqrt{\tan^2\alpha_i + \cot^2\beta_i + 1}} \\ \cos\theta_{i2} = \frac{(-1)^i \cot\beta_i}{\sqrt{\tan^2\alpha_i + \cot^2\beta_i + 1}} \\ \cos\theta_{i3} = \frac{1}{\sqrt{\tan^2\alpha_i + \cot^2\beta_i + 1}} \end{cases} \quad (1)$$

#### (2) 逆解映射

逆解映射是正解映射求逆,是从有限元模型的方向角向隧道参数方向角转化的过程,映射模型为

$$\begin{cases} \cos\alpha_i = \frac{\cos\theta_{i3}}{\sqrt{\cos^2\theta_{i3} + \cos^2\theta_{i1}}} \\ \cos\beta_i = \frac{(-1)^i \cos\theta_{i2}}{\sqrt{\cos^2\theta_{i2} + \cos^2\theta_{i3}}} \\ \cos^2\theta_{i1} + \cos^2\theta_{i2} + \cos^2\theta_{i3} = 1 \end{cases} \quad (2)$$

其中:  $i=1,2$ , 含义同前。

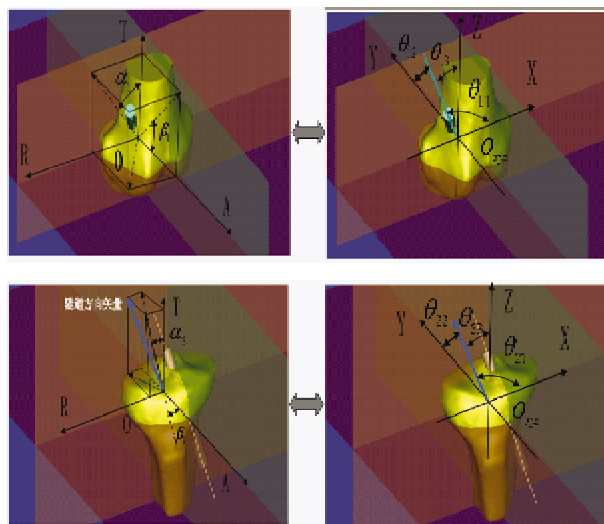


图 5 隧道规划坐标系和 ANSYS 全局坐标系关系

### 4.3 有限元实验分析

#### 4.3.1 有限元实验数据

有限元实验及分析分为 2 个过程,首先,取正交实验参数值按压缩与弯曲单独加载方式进行有限元实验,共 100 组实验(如表 2),获取股骨与胫骨在两种负载下的应力分布与最大有效应力。再则,对各因素含相同水平的实验组结果求均值(如表 3),逐一比较同一水平的均值,最大均值减最小均值的差作为极差  $R$ ,极差值反映了隧道参数对股骨或胫骨承载应力的影响。

表 2 相同载荷下移植隧道选不同参数时股骨和胫骨有限元分析结果

| 实验<br>次数 | 隧道孔径<br>水平 $D(\text{mm})$ | 冠状面倾角<br>水平 $\alpha(^{\circ})$ | 矢状面倾角<br>水平 $\beta(^{\circ})$ | 股骨压缩下最大<br>有效应力(Pa) | 股骨弯曲下最大<br>有效应力(Pa) | 胫骨压缩下最大<br>有效应力(Pa) | 胫骨弯曲下最大<br>有效应力(Pa) |
|----------|---------------------------|--------------------------------|-------------------------------|---------------------|---------------------|---------------------|---------------------|
| 1        | 1                         | 1                              | 1                             | 80.519              | 510.767             | 57.471              | 286.53              |
| 2        | 1                         | 2                              | 2                             | 81.025              | 511.997             | 61.899              | 285.29              |
| 3        | 1                         | 3                              | 3                             | 81.275              | 513.723             | 63.856              | 284.98              |
| 4        | 1                         | 4                              | 4                             | 80.864              | 512.596             | 44.257              | 284.78              |
| 5        | 1                         | 5                              | 5                             | 80.345              | 509.281             | 68.409              | 374.31              |
| 6        | 2                         | 1                              | 2                             | 81.628              | 517.16              | 63.728              | 286.47              |
| 7        | 2                         | 2                              | 3                             | 82.732              | 520.926             | 75.947              | 278.19              |
| 8        | 2                         | 3                              | 4                             | 81.016              | 512.066             | 66.468              | 323.37              |
| 9        | 2                         | 4                              | 5                             | 80.974              | 514.491             | 70.019              | 459.74              |
| 10       | 2                         | 5                              | 1                             | 79.808              | 505.952             | 48.619              | 286.52              |
| 11       | 3                         | 1                              | 3                             | 82.876              | 518.327             | 87.998              | 286.3               |
| 12       | 3                         | 2                              | 4                             | 84.451              | 528.372             | 78.6                | 317.19              |
| 13       | 3                         | 3                              | 5                             | 82.641              | 523.669             | 73.51               | 319.54              |
| 14       | 3                         | 4                              | 1                             | 80.096              | 507.44              | 54.041              | 286.58              |
| 15       | 3                         | 5                              | 2                             | 80.651              | 511.767             | 51.566              | 285.52              |
| 16       | 4                         | 1                              | 4                             | 87.718              | 546.788             | 93.13               | 286.05              |
| 17       | 4                         | 2                              | 5                             | 86.891              | 541.166             | 81.407              | 317.08              |
| 18       | 4                         | 3                              | 1                             | 80.556              | 509.229             | 59.693              | 286.52              |
| 19       | 4                         | 4                              | 2                             | 80.134              | 508.29              | 62.855              | 285.74              |
| 20       | 4                         | 5                              | 3                             | 79.743              | 506.098             | 72.88               | 285.53              |
| 21       | 5                         | 1                              | 5                             | 91.39               | 562.993             | 106.13              | 296.02              |
| 22       | 5                         | 2                              | 1                             | 80.201              | 502.671             | 72.024              | 286.58              |
| 23       | 5                         | 3                              | 2                             | 81.942              | 518.13              | 73.463              | 286.02              |
| 24       | 5                         | 4                              | 3                             | 81.109              | 515.469             | 64.199              | 282.2               |
| 25       | 5                         | 5                              | 4                             | 102.468             | 509.974             | 52.175              | 395.72              |

表 3 实验数据处理

| 均值   | 股骨隧道<br>孔径 $D_1(\text{mm})$ | 股骨冠状面<br>倾角 $\alpha_1(^{\circ})$ | 股骨矢状面<br>倾角 $\beta_1(^{\circ})$ | 胫骨隧道<br>孔径 $D_2(\text{mm})$ | 胫骨冠状面<br>倾角 $\alpha_2(^{\circ})$ | 胫骨矢状面<br>倾角 $\beta_2(^{\circ})$ | 作用<br>载荷                     |
|------|-----------------------------|----------------------------------|---------------------------------|-----------------------------|----------------------------------|---------------------------------|------------------------------|
| 均值 1 | 81.804                      | 85.824                           | 81.232                          | 59.124                      | 81.691                           | 58.37                           | 压<br><br>缩<br><br>载<br><br>荷 |
| 均值 2 | 81.432                      | 83.06                            | 81.076                          | 64.956                      | 73.951                           | 62.702                          |                              |
| 均值 3 | 82.143                      | 81.686                           | 81.547                          | 69.143                      | 67.344                           | 72.922                          |                              |
| 均值 4 | 83.008                      | 80.635                           | 87.503                          | 73.993                      | 59.074                           | 66.926                          |                              |
| 均值 5 | 87.422                      | 84.604                           | 84.448                          | 73.598                      | 58.73                            | 79.895                          |                              |
| 极差 R | 5.99                        | 5.189                            | 6.427                           | 14.869                      | 22.961                           | 21.525                          | 荷                            |
| 增量   | 7.36%                       | 6.44%                            | 7.93%                           | 25.15%                      | 39.10%                           | 36.88%                          |                              |
| 均值 1 | 511.669                     | 531.207                          | 507.212                         | 303.78                      | 288.274                          | 292.658                         | 弯<br><br>曲<br><br>载<br><br>荷 |
| 均值 2 | 514.119                     | 521.022                          | 513.465                         | 326.858                     | 296.866                          | 285.964                         |                              |
| 均值 3 | 517.915                     | 515.363                          | 514.909                         | 299.026                     | 306.198                          | 283.44                          |                              |
| 均值 4 | 522.314                     | 511.657                          | 521.959                         | 298.452                     | 319.964                          | 321.422                         |                              |
| 均值 5 | 521.847                     | 508.641                          | 530.32                          | 309.308                     | 325.52                           | 353.388                         |                              |
| 极差 R | 10.645                      | 22.593                           | 23.108                          | 28.406                      | 37.246                           | 69.896                          | 荷                            |
| 增量   | 2.08%                       | 4.44%                            | 4.58%                           | 9.36%                       | 12.92%                           | 24.66%                          |                              |

#### 4.3.2 实验分析

从表 3 中的平均最大应力增量变化可以看出股

骨对隧道参数孔径  $D_1$ 、冠状面上的倾斜角度  $\alpha_1$  及矢状面上的倾斜角度  $\alpha_1$  这三个因素并不敏感(应力增

量 $\leq 7.93\%$ )。因而,在单束 ACL 重建手术中,只要股骨的移植隧道起止点定位足够准确,定向参数 $\alpha_1$ 或 $\beta_1$ 的定向误差不会对股骨应力产生太大的负面影响。而胫骨就截然不同,由表 3 中的极差 R 值表明:在压缩载荷下隧道三参数对胫骨接触应力影响均较大;在弯曲载荷下矢状面倾角 $\beta_2$ 对胫骨应力影响最大。由直观分析图(如图 6)明显表示出在压缩载荷下若要获得较小的胫骨最大有效应力,必须使

胫骨隧道参数满足:孔径与矢状面倾角取较小值,冠状面倾角可取较大的值。而在弯曲载荷下矢状面倾角尽量取较小值。总之,实验结果表明:在许可角度范围内规划胫骨隧道,冠状面上选择的隧道越陡,对胫骨应力影响越小,这一结论与其他相关文献的结果一致。同时,隧道在胫骨矢状面上的倾角取 $60^\circ$ 左右比较合适,切不可大于 $80^\circ$ (在弯曲载荷下应力增量达 $24.66\%$ )。

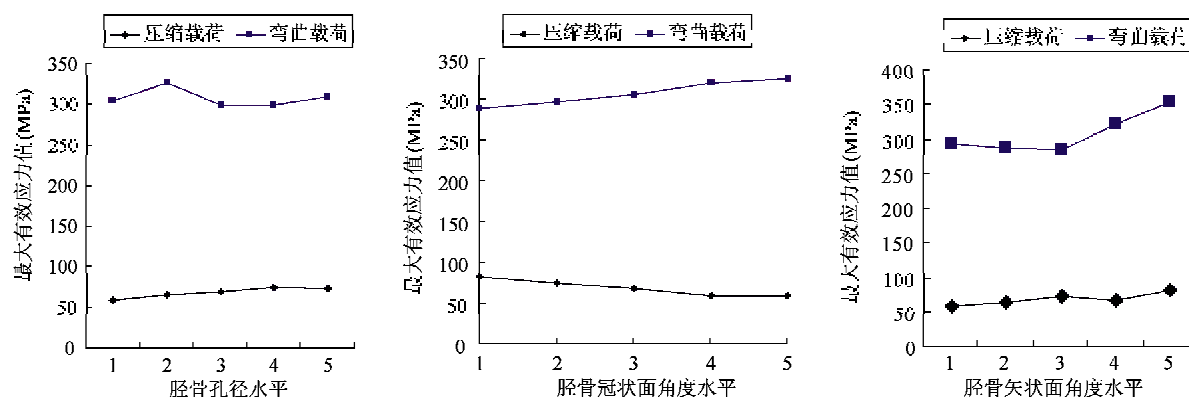


图 6 胫骨正交实验直观分析图

## 5 结论

在以视觉导航和关节镜跟踪确定隧道起止点位置的条件下,对隧道孔径、冠状面倾角及矢状面倾角的取值进行了正交实验,借此分析隧道参数对膝关节股骨或胫骨的承载应力影响。实验分 5 个水平,并以直立位对含隧道的股骨或胫骨模型分别施加压缩与弯曲载荷。正交实验采用有限元软件实现。通过正交实验表明:在 ACL 单束重建中,除准确定位隧道在股骨和胫骨上的起止点外,隧道的孔径、冠状面倾角及矢状面倾角对股骨的应力影响不大,但对胫骨的影响较大。孔径和冠状面倾角越小对重建术后的胫骨承受压应力的负面影响越小,而矢状面倾角较小时胫骨承受弯曲应力的效果较好。

### 参考文献

- [1] Panisset J C, Picard F. Computer aided/robotic orthopaedic surgery: (III) The anterior cruciate ligament and navigation. *Current Orthopaedics*, 2007, 21:193-199
- [2] 王雪松,冯华,洪雷等.导航下前交叉韧带重建手术与关节镜下重建手术骨隧道位置的对比研究.中国运动医学杂志,2006,25(5): 564-569
- [3] Musahl V, Burkart A, Richard E D. Anterior cruciate liga-

ment tunnel placement: Comparison of insertion site anatomy with the guidelines of a computer-assisted surgical system. *Arthroscopy*, 2003, 19(2):154-160

- [4] Howell S M, Gittins M E, Gottlieb J E, et al. The relationship between the angle of the tibial tunnel in the coronal plane and loss of flexion and anterior laxity after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med*, 2001, 29:567-574
- [5] Trumer C H, Cowin S C, Rho J Y, et al. The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 1990, 23: 549-561
- [6] Espinoza A A. The relationship between the mechanical anisotropy of human cortical bone tissue and its microstructure: [Ph.D dissertation]. Paris: The Graduate School of the University of Notre Dame, 2005. 55-56
- [7] Duchemin L, Bousson V, Raoussanly C, et al. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering & Physics*, 2008, 30: 321-328
- [8] 郝智秀,金德闻,张济川等.含半月板的活体股膝关节接触特性有限元分析.清华大学学报(自然科学版). 2008, 48(2): 176-179
- [9] Yosibash Z, Padan R, Joskowicz L, et al. A CT-based high-order finite element analysis of the human proximal femur compared to in-vitro experiments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2007, 129: 297-309

- [10] Hans A G, Taddei F, Amy B Z, et al. Experimental validation of a finite element model of a human cadaveric tibia. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2008, 130: 1-9
- [11] Donahue T L H, Hull M L, Rashid M, et al. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2002, 124: 273-280
- [12] Rudy T W, Livesay G A, Woo L Y, et al. A combined robotic/universal force sensor approach to determine in situ forces of the knee ligaments. *Journal of Biomechanics*, 1996, 29: 1357-1360
- [13] Song Y H, Richard E D, Musahl V, et al. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37: 383-390
- [14] Baca V, Horak Z, Mikulenka P, et al. Comprison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analysis. *Medical Engineering & Physics*, 2008, 30: 924-930

## Orthogonal experiment on the influence of single tunnel on bone's strength in anterior cruciate ligament reconstruction surgery

Huang Rongying, Xu Yonggang, Hu Yan, Hu Lei

(School of Mechanical Engineering and Automation, Beihang University, Beijing 100191)

### Abstract

A three dimensional femur-tibia model is built based on the use of the gray value difference between the compact bone and the cancellous bone in the knee joint under CT imaging and the selection of an appropriate gray threshold. Meanwhile, given the start and the end sites of the single anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction tunnel obtained by visual navigation, the femur-tibia containing the ACL reconstruction tunnel model is built according to three variables of the tunnel in the orthogonal experiment (pore diameter  $D$ , coronal plane angle  $\alpha$  and sagittal plane angle  $\beta$ ). This experiment is conducted in 5 levels, where based on the principle that the load force transfers isodynamically when the orthostatic femur and tibia are in static balance. The finite element analysis is carried out by applying the compressing and bending forces to the femur and tibia models respectively. The results show that the range of the three variables has little influence on femur's stresses (less than 7.93%), but affects tibia's stress significantly: stresses of coronal plane angle  $\alpha$  and sagittal plane angle  $\beta$  increase up to 39.10% and 36.88% respectively under the compressing loads, and the contact stresses of sagittal plane angle  $\beta$  increase up to 24.66% under bending loads.

**Key words:** femur, tibia, femoral and tibial tunnel, orthogonal experiment, stress