

扭转力传递的非骨水泥髌关节假体设计、制作及实验分析

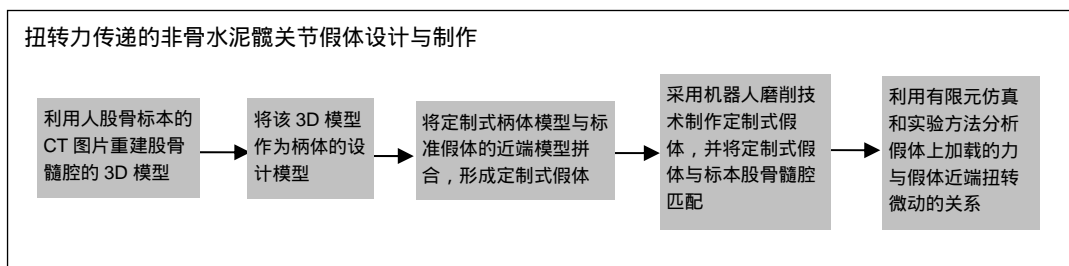
庞 滨¹, 吴 琪², 管晓东¹, 席文明¹(¹厦门大学航空航天学院, 福建省厦门市 361005; ²解放军第八二医院, 江苏省淮安市 223001)

引用本文: 庞滨, 吴琪, 管晓东, 席文明. 扭转力传递的非骨水泥髌关节假体设计、制作及实验分析[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(39):5794-5800.

DOI: 10.3969/j.issn.2095-4344.2016.39.003

ORCID: 0000-0001-8841-7852(庞滨)

文章快速阅读:



庞滨, 男, 1992 年生, 安徽省淮南市人, 汉族, 厦门大学在读硕士, 主要从事工业机器人应用方面的研究。

中图分类号: R318

文献标识码: A

文章编号: 2095-4344

(2016)39-05794-07

稿件接受: 2016-07-11

文题释义:

扭转力传递: 将股骨髓腔的扭转结构复制到定制式假体的柄体上, 利用扭转结构的传力特性, 将假体上加装的力转换成柄体的扭转力并传递到股骨近端。这种力的传递形式受假体模量、形状、表面质量和假体在髓腔中的匹配影响。对于模量大的假体, 其上的力向股骨近端传递困难, 并且在力传递时, 假体远端产生大的微动。对于低模量假体, 其上的力易于向股骨近端传递, 但不合适的力传递易引起假体近端大的微动。

非骨水泥髌关节假体的稳定固定条件: 是术后假体近端形成骨整合, 而假体形成骨整合的条件是假体在髓腔中具有初期稳定性。非骨水泥髌关节假体的近端表面具有微孔结构, 且表层具有羟基磷灰石涂层, 利用羟基磷灰石涂层的诱导, 使骨组织长入髌关节假体近端的微孔中, 形成骨与假体间的交锁结合, 达到生物固定的目的。

摘要

背景: 人体股骨髓腔具有扭转的解剖结构, 如果股骨髓腔的扭转结构被复制到假体的柄体上, 当假体插入髓腔并在假体上加装力时, 假体将加装的力转换成股骨髓腔对柄体的扭转力并将该力传递到股骨近端。

目的: 优化股骨近端的力传递, 避免假体近端应力遮挡。

方法: 利用人股骨标本的 CT 图片重建股骨髓腔的 3D 模型, 将该 3D 模型作为柄体的设计模型。将定制式柄体模型与标准假体的近端模型拼合, 形成定制式假体。采用机器人磨削技术制作定制式假体, 并将定制式假体与标本股骨髓腔匹配。利用有限元仿真和实验方法分析假体上加装的力与假体近端扭转微动的关系。

结果与结论: 仿真和实验结果表明, 股骨髓腔与柄体匹配的扭转结构, 可有效地将假体上加装的力以扭转力的形式传递到股骨近端, 假体近端的扭转微动与柄体的微动相关, 而柄体的微动可通过改变柄体与髓腔的匹配区大小得到控制。

关键词:

骨科植入物; 人工假体; 定制式假体; 应力遮挡; 解剖; 扭转力; 骨整合; 图像处理

主题词:

髌假体; 有限元分析; 组织工程

Pang Bang, Studying for master's degree, School of Aerospace Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, China

Design, manufacture and experimental analysis of cementless hip prosthesis in torsional force transmission

Pang Bang¹, Wu Qi², Guan Xiao-dong¹, Xi Wen-ming¹ (¹School of Aerospace Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, China; ²The 82 Hospital of People's Liberation Army, Huai'an 223001, Jiangsu Province, China)

Abstract

BACKGROUND: Human femur medullary cavity has torsional anatomic structure. If the femur medullary cavity's torsional structure is copied to the stem of the prosthesis, the prosthesis will transform the force loaded to torque between femur medullary cavity and prosthesis stem, and the torque is transmitted to the proximal femur when the prosthesis is inserted in the medullary cavity and load force on the prosthesis.

OBJECTIVE: To optimize the force transmission of the proximal femur, and to avoid the stress shielding at the proximal end of the prosthesis.

METHODS: We reconstructed a three-dimensional (3D) model of the femoral canal with the CT images of specimen femur and took the 3D model as the design model for prosthesis stem. The customized stem model and the proximal model of standard prosthesis could be put together to form customized prosthesis. We took advantage of robot grinding technology to manufacture the customized prosthesis, and matched it with specimen femur canal. Finite element analysis simulation and experimental methods were used to analyze the relationship between the loading force on the prosthesis and the micromotion of proximal end of the prosthesis.

RESULTS AND CONCLUSION: The simulation and experimental results showed that the torsional structure matching by femoral canal and stem could effectively transmit the force on the prosthesis to the proximal end of the prosthesis in the form of torque. The torsional fretting of the proximal end of the prosthesis was related to the movement of the handle body. However, stem micromotion can be controlled by varying the matching size between stem and medullary cavity.

Subject headings: Hip Prosthesis; Finite Element Analysis; Tissue Engineering

Cite this article: Pang B, Wu Q, Guan XD, Xi WM. Design, manufacture and experimental analysis of cementless hip prosthesis in torsional force transmission. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2016;20(39):5794-5800.

0 引言 Introduction

非骨水泥髋关节假体稳定固定的条件是术后假体近端形成骨整合^[1-5],而假体形成骨整合的条件是假体在髓腔中具有初期稳定性^[6]。非骨水泥髋关节假体的近端表面具有微孔结构,且表层具有羟基磷灰石涂层,利用羟基磷灰石涂层的诱导,使骨组织长入髓腔假体的微孔中,形成骨与假体间的交锁结合,达到生物固定的目的。假体初期稳定性来自于手术时假体在髓腔中的压配,根据Wolff定律,假体上的力传递到股骨近端,促进假体近端的骨整合^[7-8]。传递到股骨近端的力产生骨与假体界面间的微动具有极限值,当力传递产生的微动小于150 μm极限时,则骨组织长入假体表面微孔,形成骨整合;而当力传递产生的微动大于150 μm时,在骨与假体界面间形成纤维组织,骨整合失败,在长期稳定阶段,假体易于下沉而形成无菌松动。初始稳定性需要假体上的力传递到股骨近端,且力传递产生的微动小于150 μm^[9],即在初期稳定阶段,假体的力传递需要精确控制。

假体的模量远大于股骨,当非骨水泥髋关节假体置

入股骨髓腔后,假体将其上的力传递到股骨远端,再通过假体与髓腔间的微动将力向股骨近端传递^[10-11]。这种力的传递形式受假体模量、形状、表面质量和假体在髓腔中的匹配影响^[12]。对于模量大的假体,其上的力向股骨近端传递困难,并且在力传递时,假体远端产生大的微动^[13]。对于低模量假体,其上的力易于向股骨近端传递,但不合适的力传递易引起假体近端大的微动^[14]。与解剖型和定制型假体相比,标准直柄假体具有低的匹配度,但仍然获得了好的长期稳定性,说明高匹配度的假体并不一定有更好的力传递特性^[15-16]。当柄体匹配度增加时,假体上的力向股骨近端传递困难,易造成假体近端的应力遮挡。现有假体力传递的多因素耦合,造成了假体上的力传递控制困难,影响了术后假体在髓腔中的初期稳定性和假体近端的骨整合^[17]。实际上,同一种假体应用于不同患者,其不同的体质量都会带来不同的力传递结果,对假体近端的微动和应力遮挡产生不同的影响^[18]。

实验分析一种新的假体力传递形式,利用股骨的解剖结构^[19],将股骨髓腔的扭转结构复制到定制式假体的

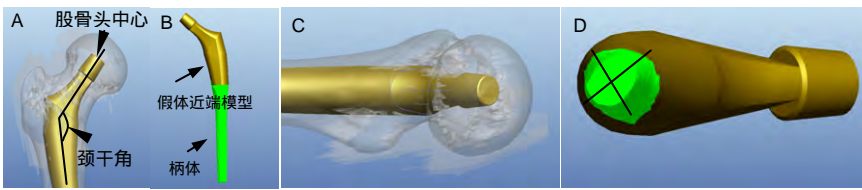


图1 定制式非骨水泥假体设计模型

Figure 1 Design of customized uncemented prosthesis

图注: 图中A和C为假体与股骨组合模型, 保持假体与股骨颈干角一致; B和D为定制柄体和标准假体近端模型组合后的假体, B中假体模型的右侧是柄体断面对应位置的股骨CT扫描图。

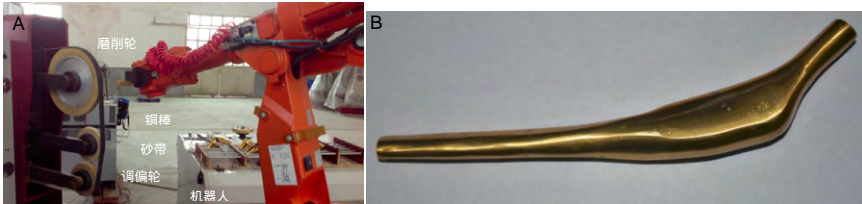


图2 机器人磨削系统与制作的假体

Figure 2 Robotic grinding system and fabricated custom prosthesis

图注: 图中A为机器人磨削系统, B为制作完成的定制式假体。

柄体上, 利用扭转结构的传力特性, 将假体上加载的力转换成柄体的扭转力, 直接传递到股骨近端, 减小假体近端的应力遮挡。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 定制式髌关节假体扭转力传递实验。

1.2 时间及地点 实验于2015年9月至2016年1月在厦门大学航空航天学院完成。

1.3 实验方法 利用标本股骨的CT图片和Mimics软件(Materialise Company, Austria)重建股骨三维模型。标本股骨来源于南京医科大学, 提供者为62岁男性患者(供者对实验知情同意)。标本股骨的CT扫描在解放军第八二医院进行, 螺旋CT机的型号为Philips Gemini, 扫描间隔为0.9 mm, 分辨率为512×512。将扫描的CT图片导入Mimics 10.0软件, 选取-726-2 800阈值进行三维重建, 获得股骨的3D模型。利用Mimics软件中的布尔运算获得股骨髓腔的3D模型, 截取髓腔峡部向上5-60 mm处的一段髓腔模型, 作为柄体的模型, 截取的髓腔模型上下2个断面之间的扭转角约为15°, 具体见图1B所示的柄体模型断面放大图。

假体近端模型来源于苏州欣荣博尔特公司的标准8号假体模型, 截取该模型的近端与设计的柄体组合形成具有扭转结构的假体。在组合假体时, 通过修改假体近端的模型, 保证假体的颈干角和股骨的颈干角一致, 并且假体的顶端处于股骨头中心, 见图1A和图1C所示, 图1B和图1D是组合后的假体。截取的柄体断面为近似椭圆的不规则形状, 为分析柄体的扭转状况, 利用椭圆拟合柄体断面。在图1B中, 截取了柄体的3个断面, 为便于观察, 其断面图进行了放大。相邻两断面间距离为25 mm, 画出拟合椭圆的长轴, 可以看出相邻断面的拟

合椭圆发生旋转。比较断面2和断面3, 其旋转角度为8°。图1B中, 假体模型的右侧是柄体断面对应位置的股骨CT扫描图, 其髓腔也利用椭圆进行拟合, 其旋转角度与模型断面的旋转角度一致。为了简化分析, 认为在断面2和断面3之间, 椭圆的旋转角度是均匀变化的, 则从断面2至断面3的平均旋转角为0.32 (°)/mm。由于柄体模型来源于股骨髓腔, 说明股骨髓腔具有扭转结构。在整个柄体长度上, 可以将扭转结构分为2个部分, 即断面1和断面2之间部分及断面2和断面3之间部分, 可分别加以利用。实验主要利用断面2和断面3之间的扭转结构。

图2是机器人磨削系统以及利用该系统制作的假体。机器人磨削系统由磨削机床和机器人组成, 磨削机床为自行设计, 机器人为ABB公司(ABB Company, Sweden)的4400工业机器人, 抓取质量为60 kg, 精度为125 μm。磨削机床由电机驱动轮、张紧轮、调偏轮和磨削轮组成, 砂带张紧在各个轮子之间, 由电机驱动轮驱动。砂带表面黏有细小砂粒, 这些砂粒对被加工假体形成多刃切削, 提高加工效率, 缩短加工时间。由于铜合金与钛合金模量相近, 假体采用铜棒加工而成。铜棒安装在机器人的末端, 由机器人控制其在磨削机床的砂带上进行加工。柄体和假体近端由不同直径的铜棒加工而成, 然后将加工好的柄体和假体近端焊接在一起, 形成图2B所示的假体。详细加工方法和加工过程分析, 参见文献[20-21]。

1.4 主要观察指标 假体上加载的力与假体近端扭转微动的关系。

2 结果 Results

假体加工完成后, 在假体从机器人末端拆下前, 利用探针台配合机器人的运动, 沿柄体长度方向测量柄体的四个断面, 相邻断面之间的距离为10 mm。机器人每

转过5°测量断面上的柄体表面的一个点, 每个断面上共测量72个点, 依次拟合每个断面的测量点, 得到柄体断面的4个轮廓。在柄体断面的相同位置, 截取柄体模型的4个断面, 将相同位置的柄体断面与柄体模型断面进行比较, 可得到机器人加工的误差, 断面轮廓和模型轮廓间的误差见表1所示。在机器人轨迹编程时, 柄体的远端和近端圆周上产生的机器人轨迹点数量相同, 由于柄体远端的周长小于柄体近端的周长, 随着柄体周长的增加, 从柄体远端向近端的加工误差变大, 增加柄体加工精度的方法是在柄体周长上产生更多的机器人加工轨迹点。在医学上, 当假体与髓腔之间的间隙小于1 mm时, 就认为骨组织可以长入假体表面微孔, 骨与假体间不会形成纤维组织。柄体断面形状的详细测量方法与误差分析见文献[21]。

表 1 柄体断面轮廓与模型轮廓的误差比较
Table 1 Comparison of the error of the stem profile and model profile

项目	平均误差(mm)	最大误差(mm)	方差
第 1 断面	0.014 8	0.275 6	0.019 9
第 2 断面	-0.028 1	0.385 9	0.021 2
第 3 断面	0.061 9	0.553 5	0.010 2
第 4 断面	0.241 3	0.847 1	0.061 6

表注: 比较断面轮廓与模型轮廓的误差, 机器人磨削加工精度满足骨整合时的骨长入条件。

将设计的定制式假体与股骨模型导入Pro-E 软件 (Parametric Technology Company, USA)进行装配, 然后, 将装配好的模型导入Ansys Workbench 14.5软件 (Ansys Company, USA)赋材质并进行网格划分, 其中股骨的模量设置为 2×10^{10} Pa, 假体的模量设置为 11×10^{10} Pa。

在装配模型的假体顶端加载力, 可得到柄体微动与假体上加载的力的关系。由于在有限元分析软件中无法得到柄体微动, 实验采用如下的方法得到柄体微动与假体上加载力的关系: 首先在股骨模型上做标记点, 其次在有限元软件中剖开未加载力时股骨与假体的匹配模型, 测量标记点与假体模型末端的距离, 最后, 在有限元软件中剖开加载不同力的股骨与假体匹配模型, 测量标记点与假体模型末端的距离, 将加载力的测量距离与未加载力的测量距离相减, 可以得到柄体微动与假体上加载力的关系, 见图3所示。在图3中, 全长匹配是指柄体整个长度与髓腔匹配, 而半长匹配是指柄体的一半长度与髓腔匹配。从图3可以看出, 柄体的微动随着假体上加载力的增加而增加, 随着柄体匹配区的增加而减

小。这样, 通过改变匹配区的大小, 就可以控制柄体的微动, 从而控制柄体的扭转微动。根据柄体断面的 $0.32 (^{\circ})/\text{mm}$ 扭转角度, 得到假体近端扭转微动=微动 $\times 0.32 \times$ 假体的轴线到假体近端表面的最大距离 $\times 2\pi/360$ 。参考图3中的半长匹配的微动曲线, 当假体上加加载300, 500, 800 N力时, 假体近端相对髓腔的扭转微动为19.5, 27.9, 44.5 μm , 计算时, 假体的轴线到假体近端表面的最大距离是10 mm。图4是将股骨远端固定, 在匹配区的柄体上加加载扭转力, 使柄体相对髓腔的扭转微动和计算的扭转微动相同。从图4可以看出, 当假体上加加载300, 500, 800 N力时, 柄体产生的扭转微动都可以传递到股骨近端。这是因为大模量的假体总是将扭转力向远离扭转力加载点的地方传递, 当扭转力加载在假体远端时, 该扭转力被传递到股骨近端。

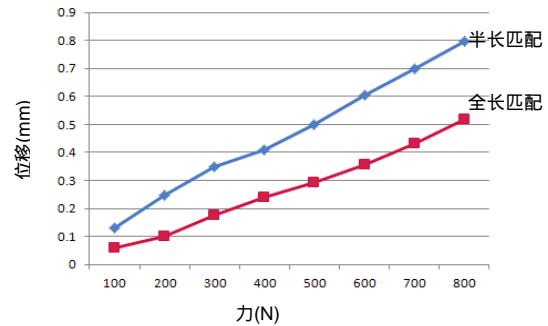


图 3 柄体微动与假体上加加载的力关系
Figure 3 Relationship between the prosthesis micromotion and the force loading on prosthesis

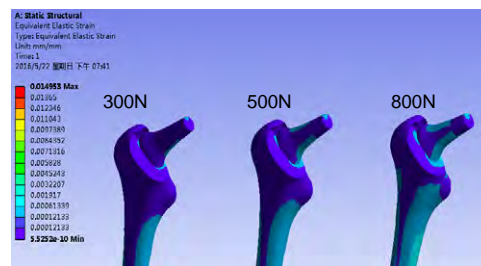


图 4 柄体微动与假体上加加载的力关系
Figure 4 Relationship between the prosthesis micromotion and the force loading on prosthesis

图5A是将制作的假体插入到标本股骨髓腔中的匹配图, 图5B和图5C是假体与股骨髓腔匹配后的X射线图。图6是假体近端扭转微动测量实验系统, 将匹配假体后的标本股骨通过夹具固定在测试系统的基座上。固定股骨时, 股骨轴线与垂直线(加载在假体上的力延长线)形成 13° 夹角, 保证假体上加加载力的延长线与股骨轴线交于股骨下截面。假体顶端放置有力测量单元, 通过测试系统的手柄, 人工将力加载在压头上, 通过力测量单元, 可以获得压头加载在假体上的力。当力加载在假体上

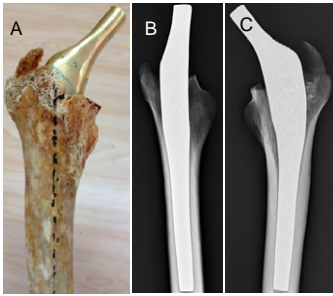


图5 定制式假体与股骨标本的匹配
Figure 5 Custom prosthesis fitting femoral cavity
图注：图中 A 为定制式假体与股骨匹配模型，B、C 分别为从正面和侧面拍摄的 X 射线图像。

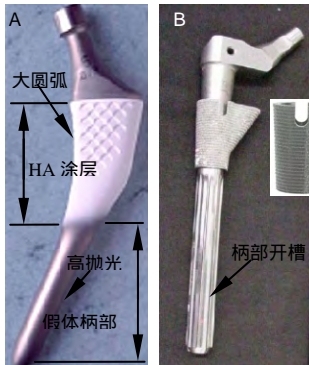


图7 现有不同结构髋关节假体
Figure 7 The existing hip prosthesis with different structures
图注：图中 A 为近端大圆弧结构的直柄假体，B 为具有袖套结构的 S-ROM 假体。HA：羟基磷灰石。

时，利用相机拍摄图片，采用图像处理方法计算假体和股骨上特征点的移动像素，通过特征点的移动像素分别计算假体和股骨的旋转角度 β_1 和 β_2 (单位为弧度)，将假体的旋转角度减去股骨的旋转角度，得到假体相对股骨的旋转角度 $\beta_1 - \beta_2$ ，测量假体近端表面到假体轴线的最大距离 r ，则假体相对股骨的扭转微动为 $(\beta_1 - \beta_2) \times r$ ，扭转微动的计算结果见表2所示。

3 讨论 Discussion

在非骨水泥髋关节假体置换的手术初期，假体近端大的微动和应力遮挡都不能获得骨整合需要的假体初期稳定性^[22-23]。只有假体上的力传递到股骨近端并且假体近端的微动小于 150 μm 时，假体才能获得骨整合需要的初始稳定性^[24]。现有假体将其上的力传递到股骨远端，再通过微动将力向股骨近端传递，这种力的传递形式受多个因素影响，带来假体力传递控制的困难^[25-28]，影响假体近端的骨整合。

为了减小股骨近端的应力遮挡，促进假体近端的骨整合，现有研究采用改变假体的表面质量、假体形状、假体的模量、假体尺寸、置换形式及假体与髓腔的匹配控制骨与假体界面上的力传递。图7A是普遍采用的直柄假体^[29]，其远端采用高抛光圆锥柄，近端采用大圆弧结构，假体近端的微孔区域保持一定的长度以适应力传递的不确定性，并且微孔区域烧结有羟基磷灰石涂层，用于诱导骨组织长入微孔。高抛光柄有利于增加骨与假

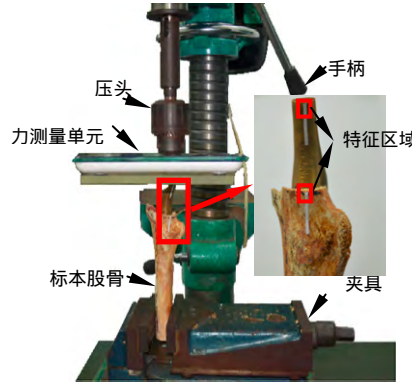


图6 假体近端扭转微动测量实验系统
Figure 6 Proximal prosthesis torsion micromotion measurement experiment system

表2 假体近端扭转微动计算结果
Table 2 Proximal prosthesis torsion micromotion calculation results

加载力(N)	股骨特征移动像素	假体特征移动像素	股骨扭转弧度	假体扭转弧度	假体近端微动(μm)
372.4	5	9	6.22×10^{-3}	7.02×10^{-3}	7.69
590	38	66	47.30×10^{-3}	51.51×10^{-3}	42.10

体界面间的微动，易于将假体上的力向股骨近端传递，而大圆弧结构抑制骨与假体界面上的力过度向股骨近端传递，使骨整合处于羟基磷灰石涂层的某个区域。文献^[12]利用材料的能量密度优化方法，以骨与假体界面上的力传递到股骨近端骨整合区为条件，优化假体的外形设计。减小假体的模量有利于力向股骨近端传递，许多学者尝试用复合材料(与皮质骨模量相近)设计假体^[30-31]，但模量的减小导致假体上的力过度向股骨近端传递，增加了假体近端微动，影响假体骨整合。短柄假体是当前和未来研究的热点^[32-33]，它一方面易于利用微创手术置入，另一方面骨与假体界面上的力直接在股骨近端传递，可有效减小股骨近端的应力遮挡。但短柄假体需要通过结构设计，解决易于失去稳定性而下沉，难以达到扭转稳定性等问题。表面置换是在股骨颈部的截骨面上直接通过螺钉安装假体^[34]，该置换方法可以有效避免股骨的应力遮挡，但表面置换无法形成骨与假体的整合，导致稳定性不足，易于产生假体的松动。图7B是 S-ROM 假体^[35]，它采用远近端压配的方式固定，远端高抛光柄上采用开槽设计，当其压配到髓腔后可以增加假体的扭转稳定性，同时易于力向股骨近端传递。近端袖套壶嘴采用阶梯结构，有效抑制假体上的力向股骨近端传递。但 S-ROM 假体采用模块化设计，其袖套和柄体接触处易产生应力集中而折断，同时，袖套和柄体间因相对微动而产生金属磨粒，该磨粒会激活吞噬细胞反应，阻止成骨细胞生成而使骨组织产生溶解。

许多学者依据股骨髓腔的 3D 模型设计假体的柄部^[36-37],从设计过程可以看出,正常的股骨髓腔具有扭转面,即不同位置的股骨髓腔断面产生旋转。文献[38]采用髓腔模型作为假体柄部的设计模型,为了消除假体置入髓腔时产生的干涉,文中将假体模型多次反复插入和拔出股骨髓腔,通过修正假体形状消除假体模型与股骨髓腔的干涉。文中只对设计的假体进行了有限元仿真,没有完成假体的制作,也没有研究髓腔扭转面对骨与假体界面上的力传递影响。汪伟等^[19]认为,以往股骨近端的形态学研究大多在二维空间中进行,主要针对股骨处于正位时,近端髓腔开口形态的测量。通过股骨近端三维几何形态重建,他们在三维空间中研究髓腔的形态学,发现股骨髓腔存在扭转角,并指出该扭转角对假体设计具有指导意义。在前期定制式假体研究中,作者同样发现髓腔扭转面的存在^[20-21]。

从实验分析结果可以看出,定制式假体具有高的匹配度,导致柄体在髓腔中的微动减小,其优势是增加了假体在髓腔中的长期稳定性,避免长期稳定过程中的假体下沉^[38]。其缺点是假体上加载的力向股骨近端传递困难,易引起假体近端的应力遮挡。采用股骨髓腔扭转面传递力后,有 2 种力向股骨近端传递,一种是假体上加载的力引起的原有骨与假体界面上的上下微动(文中称为微动),另一种是由髓腔扭转面产生的骨与假体界面上的扭转微动。根据大模量假体力传递规律,该扭转微动产生于假体柄部,可直接被传递到股骨近端,在获得假体与髓腔高匹配度的同时,减小股骨近端的应力遮挡。采用髓腔扭转面传递力时,应修改现有假体的近端设计,以适应假体近端扭转力的传递。现有假体的大圆弧结构主要是抑制假体上的力过度向股骨近端传递,而具有扭转结构的定制式假体具有高的匹配度,其假体上的力很难传递到股骨近端。从图 7B 的 S-ROM 假体结构可看出,由于 S-ROM 假体的柄体和髓腔具有高的匹配度,假体上的力向股骨近端传递困难,其袖套采用壶嘴结构就可以抑制假体上的力过度向股骨近端传递。

致谢:感谢解放军第八二医院骨科工作人员、厦门大学航空航天学院机电工程系老师和同学们提供的帮助。

作者贡献:所有作者均参与文章的设计、实施和评估,未采用盲法评估。

利益冲突:所有作者共同认可文章内容不涉及相关利益冲突。

伦理问题:标本股骨来源于南京医科大学,实验方案

得到医院伦理委员会批准。

文章查重:文章出版前已经过 CNKI 反剽窃文献检测系统进行 3 次查重。

文章外审:文章经国内小同行外审专家双盲外审,符合本刊发稿宗旨。

作者声明:第一作者对研究和撰写的论文中出现的不良行为承担责任。论文中涉及的原始图片、数据(包括计算机数据库)记录及样本已按照有关规定保存、分享和销毁,可接受核查。

文章版权:文章出版前杂志已与全体作者授权人签署了版权相关协议。

4 参考文献 References

- [1] Benum P, Aamodt A. Uncemented custom femoral components in hip arthroplasty - A prospective clinical study of 191 hips followed for at least 7 years. *Acta orthopaedica*. 2010;81(4):427-435.
- [2] Pattyn C, Mulliez A, Verdonk R, et al. Revision hip arthroplasty using a cementless modular tapered stem. *Int Orthop*. 2012;36:35-41.
- [3] Delaunay C. Effect of hydroxyapatite coating on the radio-clinical results of a grit-blasted titanium alloy femoral taper. A case-control; study of 198 cementless primary total hip arthroplasty with the alloclassic™ system. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2014;100:739-744.
- [4] Farfalli GL, Boland PJ, Morris GD, et al. Early equivalence of uncemented press-fit and compress femoral fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467:2792-2799.
- [5] Denaro V, Fornasier VL. Hip joint replacement implant-fit versus conformation. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 1999;9:1-8.
- [6] Ruben RB, Fernandes PR, Folgado J. On the optimal shape of hip implants. *J Biomech*. 2012;45:239-246.
- [7] Lee TC, Taylor D. Bone remodelling: should we cry Wolff? *Ir J Med Sci*. 1999; 168(2):102-105.
- [8] Mullender MG, Huiskes R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. *J Orthop Res*. 1995;13(4): 503-512.
- [9] Kress AM, Schmidt R, Nowak TE, et al. Stress-related femoral cortical and cancellous bone density loss after collum femoris preserving uncemented total hip arthroplasty: prospective 7-year follow-up with quantitative computed tomography. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132:1111-1119.
- [10] Huiskes R, Weinans H, Grootenboer HJ, et al. Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *J Biomechanics*. 1987;20(11):1135-1150.
- [11] Pyburn E, Goswami T. Finite element analysis of femoral components paper III-hip joints. *Mater Design*. 2004;25:705-713.

- [12] Fraldi M, Esposito L, Perrella G, et al. Topological optimization in hip prosthesis design. *Biomech Model Mechanobiol.* 2010;9:389-402.
- [13] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. *Mater Design.* 2008;29:1438-1446.
- [14] Hartzband MA, Glassman AH, Goldberg VM, et al. Survivorship of a low-stiffness extensively porous-coated femoral stem at 10 years. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468: 433-440.
- [15] Van der Wal BCH, De Kramer BJ, Grimm B, et al. Femoral fit in ABG-II hip stem, influence on clinical outcome and bone remodeling: a radiographic. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008;128:1065-1072.
- [16] Flecher X, Pearce O, Parratte S, et al. Custom cementless stem improves hip function in young patients at 15-year followup. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468:747-755.
- [17] Kharmanda G. Reliability analysis for cementless hip prosthesis using a new optimized formulation of yield stress against elasticity modulus relationship. *Mater Design.* 2015;65:496-504.
- [18] Stihsen C, Radl R, Keshmiri A, et al. Subsidence of a cementless femoral component influenced by body weight and body mass index. *Int Orthop.* 2012;36: 941-947.
- [19] 汪伟, 王岩, 崔健, 等. 股骨近端三维几何形态重建[J]. *中华外科杂志*, 2003, 41(10):744-748.
- [20] Xi WM, Wang AM, Wu Q, et al. An integrated CAD/CAM/robotic milling method for custom cementless femoral prostheses. *Med Eng Phys.* 2015; 37:911-915.
- [21] 韩文龙, 朱建非, 吴琪, 等. CAD/CAM/Robotic集成方法设计与制作生物型股骨柄假体[J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18(40):6413-6418.
- [22] Pettersen SH, Wik TS, Skallerud B. Subject specific finite element analysis of implant stability for a cementless femoral stem. *Clin Biomech.* 2009;24: 480-487.
- [23] Ostbyhaug PO, Klaksvik J, Romundstad P, et al. Primary stability of custom and anatomical uncemented femoral stems. A method for three-dimensional in vitro measurement of implant stability. *Clin Biomech.* 2010; 25: 318-324.
- [24] Gortchacow M, Wettstein M, Pioletti DP, et al. A new technique to measure micromotion distribution around a cementless femoral stem. *J Biomech.* 2011;44:557-560.
- [25] Nakamura Y, Ohishi H, Kishiya N, et al. Total hip arthroplasty with an HPF stem: the radiological findings around the cementless anatomical-shape stem for developmental dysplasia of the hip. *J Orthop Sci.* 2011;16:364-368.
- [26] Taylor RH, Mittelstadt BD, Paul HA, et al. An image-directed robotic system for precise orthopaedic surgery. *IEEE transaction on robotics and automation.* 1994;10(3): 261-275.
- [27] Reimeringer M, Nuño N, Desmarais-Trépanier C, et al. The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: A finite element analysis. *Comput Method Biomech Biomed Eng.* 2013;16(11):1221-1231.
- [28] Gortchacow M, Wettstein M, Pioletti DP, et al. Simultaneous and multisite measure of micromotion, subsidence and gap to evaluate femoral stem stability. *J Biomech.* 2012;45:1232-1238.
- [29] Oshkour AA, Talebi H, Shirazi SFS. Parametric study of radial functionally graded femoral prostheses with different geometries. *Meccanica.* 2015;50:1657-1678.
- [30] Campbell M, Denault J, Yahia LH, et al. CF/PA12 composite femoral stems: Manufacturing and properties. *Composites: Part A.* 2008;39:796-804.
- [31] Chow I, Patel RM, Stulberg SD. Short stem metaphyseal-engaging femoral implants: a case-controlled radiographic and clinical evaluation with eight year follow-up. *J Arthroplasty.* 2015;30:600-606.
- [32] Budde S, Seehaus F, Schwarze M, et al. Analysis of migration of the Nanos short-stem hip implant within two years after surgery. *Int Orthop(SICOT).* Published online, 2015:1-8.
- [33] Vasseur L, Ayoub B, Mesnil P, et al. Femoral lengthening during hip resurfacing arthroplasty: A new surgical procedure. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;101:247-249.
- [34] Le D, Smith K, Tanzer D, et al. Modular femoral sleeve and stem implant provides long-term total hip survivorship. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:508-513.
- [35] Baharuddin MY, Salleh SH, Zulkifly AH, et al. Design process of cementless femoral stem using a nonlinear three dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2014;15(30):1-17.
- [36] Rawal BR, Ribeiro R, Malhotra R, et al. Design and manufacturing of femoral stems for the Indian population. *J Manufact Proc.* 2012;14:216-223.
- [37] Pawlikowski M, Skalski K, Haraburda M. Process of hip joint prosthesis design including bone remodeling phenomenon. *Comput Struct.* 2003;81:887-893.
- [38] Grochola LF, Habermann B, Mastrodomenico N, et al. Comparison of periprosthetic bone remodelling after implantation of anatomic and straight stem prostheses in total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2008; 128:383-392.