

文章编号: 1004-7220(2023)01-0090-07

股骨柄髓外设计对髋关节接触力影响的骨肌多体动力学研究

张志伟¹, 张志峰², 陈璵贤³, 王彩梅⁴, 靳忠民^{1,5}

(1. 西安交通大学 国际机械中心, 西安 710049; 2. 内蒙古医科大学第二附属医院 关节外科中心, 呼和浩特 010050;
3. 长安大学 工程机械学院, 西安 710064; 4. 北京爱康宜诚医疗器材有限公司, 北京 102299;
5. 西南交通大学 机械工程学院, 成都 610031)

摘要:目的 探讨全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)假体股骨柄颈干角、偏心距和前倾角等设计参数对髋关节接触力的影响。**方法** 基于 AnyBody 软件建立 THA 骨肌多体动力学模型, 参数研究股骨柄颈干角在 $\pm 10^\circ$ 、偏心距在 ± 20 mm 和前倾角在 $\pm 10^\circ$ 内变化时单因素或多因素对髋关节接触力的影响规律。**结果** 偏心距减小 20 mm, 最大髋关节接触力增加 26.08%。颈干角增加 10° , 最大髋关节接触力增加 5.99%。前倾角增加 10° , 会减小步态周期 0%~24% 时髋关节接触力, 峰值减小 19.16%; 但会显著增加步态周期 38%~70% 时髋关节接触力, 峰值增加 67.78%。**结论** 在进行股骨柄髓外个性化设计时, 在重建患者解剖参数的基础上, 可以适当增加股骨柄的偏置距离, 减小颈干角和前倾角, 以避免增加髋关节受力。

关键词: 全髋关节置换; 股骨柄髓外设计; 骨肌多体动力学; 髋关节接触力

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.01.013

Effects from Extramedullary Design of Femoral Stem on Hip Contact Force: A Musculoskeletal Multi-Body Dynamic Study

ZHANG Zhiwei¹, ZHANG Zhifeng², CHEN Zhenxian³, WANG Caimei⁴, JIN Zhongmin^{1,5}

(1. International Machinery Center, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China; 2. Joint Surgery Center, the Second Affiliated Hospital of Inner Mongolia Medical University, Hohhot 010050, China; 3. School of Mechanical Engineering, Chang'an University, Xi'an 710054, China; 4. Beijing AK Medical Co., Ltd., Beijing 102299, China; 5. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of design parameters such as neck-shaft angle, femoral offset and anteversion angle of total hip arthroplasty (THA) prosthesis on contact forces of the hip. **Methods** A musculoskeletal multi-body dynamic model of THA was established based on AnyBody software. The effects of single or multiple factors on hip contact force were studied when the neck-shaft angle, eccentricity and anteversion angle varied within $\pm 10^\circ$, ± 20 mm and $\pm 10^\circ$, respectively. **Results** The maximum hip contact force increased by 26.08% when femoral offset was reduced by 20 mm. The maximum hip contact force increased by 5.99% when the neck-shaft angle increased by 10° . When the anteversion angle increased by 10° , the hip contact force decreased at 0%-24% of gait cycle, with the peak decreasing by 19.16%. However, the hip contact force was significantly increased at 38%-70% of gait cycle, with the peak increasing by 67.78%. **Conclusions** In extramedullary design of the femoral stem, based on reconstruction of the patient's anatomical parameters, the offset of the femoral stem can be appropriately increased, and the neck-shaft angle and anteversion angle can be

收稿日期: 2022-03-28; 修回日期: 2022-05-04

基金项目: 国家自然科学基金项目(11902048, 52035012)

通信作者: 靳忠民, 教授, 博士生导师, E-mail: zmjin@xjtu.edu.cn

reduced to avoid increasing forces on the hip.

Key words: total hip arthroplasty (THA); femoral stem extramedullary design; musculoskeletal multi-body dynamics; hip contact force

人工髋关节置换术是治疗晚期髋关节发育不良、髋关节骨性关节炎和股骨头坏死等髋关节疾病最有效的治疗手段。根据近年来的调查结果,全球每年要进行超 100 万次全髋关节置换(total hip arthroplasty, THA)手术^[1]。其中,部分型号的股骨柄在使用 20 年后,假体的生存率仅为 86%^[2]。股骨柄髓外设计参数与患者股骨近端解剖特征不匹配是造成髋关节假体失效的重要原因之一^[3]。根据调查,不同种族、性别和年龄人群的股骨近端解剖特征存在明显差异,现有型号股骨柄无法匹配所有患者股骨近端解剖特征^[4-5]。Sintini 等^[6]研究认为,在选择股骨柄时,一定要考虑患者骨骼的解剖特征,有利于关节力学传递。因此,股骨柄定制化设计逐渐受到重视。随着金属 3D 打印技术的进步,股骨柄定制化也得到充分发展,其对于提高髋关节假体在患者体内生存率以及恢复术后关节活动功能有重要意义^[7]。但是,有关股骨柄髓外设计参数对髋关节接触力动力学影响的研究鲜有报道。

股骨柄髓外设计参数包括颈干角、前倾角和股骨头偏置距离。根据临床调查结果,基于患者股骨近端解剖结构设计的股骨柄在长期稳定性方面表现出令人满意的结果^[8]。有研究认为,THA 术的首要任务是恢复髋关节的解剖结构,其中股骨近端几何参数重建与 THA 术患者满意度有较为明显的关系^[9]。由此可见,根据患者股骨近端解剖参数进行股骨柄髓外部分定制非常重要。然而,目前的研究主要关注重建股骨头偏置距离的临床表现,颈干角和前倾角对于髋关节接触力的具体影响研究较少,故无法从生物力学的角度指导股骨柄髓外部分定制设计。陈夕辉等^[10]采用骨骼肌肉模型和有限元方法,探究偏置距离与髋关节力和肌肉力之间的关系,但是该研究没有关注颈干角和前倾角对于髋关节接触力的影响。Dharme 等^[11]利用有限元法研究颈干角和偏置距离对股骨柄应力的影响,但是未考虑股骨柄不同设计对在体生物力学的影响,而是默认股骨柄髓外部分设计参数对髋关节接触力无影响,这样并不符合实际情况。Bourget 等^[12]通过建

立 THA 有限元模型发现,植入物前倾角改变会影响股骨上的应力分布,然而该结果只针对某一时刻,没有考虑前倾角对于整个步态周期内髋关节接触力的影响。如果采用骨骼肌肉模型计算上述问题,将得到更加准确的髋关节接触力学信息^[13]。综上所述,目前关于股骨柄髓外部分设计参数在体生物力学环境下的骨肌多体动力学研究鲜有报道。

本文基于 AnyBody 骨肌建模系统,建立 THA 骨肌多体动力学模型。通过参数化研究股骨柄髓外部分不同设计与髋关节力之间的关系,为股骨柄髓外部分定制化设计提供生物力学依据。

1 材料和方法

1.1 THA 下肢骨肌多体动力学模型

本文基于团队前期已验证 THA 骨肌多体动力学建模方法^[10,14],在骨骼肌肉建模软件 AnyBody Modeling System 7.3 (AnyBody Technology 公司,丹麦)中构建 THA 下肢骨肌多体动力学模型,模型包括髋、膝、踝关节以及下肢肌肉。采用 1 名健康成年男性(身高 179 cm,体重 78.15 kg)的影像学数据和行走步态数据。通过 Mimics 20.0 (Materialise 公司,美国)和 Geomagic Studio 2013 (Geomagic 公司,美国)软件,根据志愿者 CT 图像,重建股骨三维模型。利用 SolidWorks 2019 (Dassault Systemes 公司,法国)软件建立股骨柄的参数化模型、直径 28 mm 球头和臼杯的三维模型,对右侧重建股骨进行模拟截骨。将得到的股骨柄、球头和臼杯在 SolidWorks 中模拟装配。

在重建股骨三维模型表面选取解剖标记点,并在通用下肢模型同侧股骨上选取相同标记点,确定标记点在两根股骨上的空间位置信息。在完成一侧股骨后,以同样的方式采集另一侧股骨。之后,根据采集的对应侧股骨解剖点的空间位置信息,在 AnyBody 软件中对通用模型进行个体化缩放,在缩放过程中对骨骼、肌肉、肌肉附着点以及韧带进行调整,以满足个体化需求。

通过 VICON 光学运动捕捉系统(Oxford Metrics

公司,英国),采集志愿者的行走步态信息,并将步态数据以 C3D 格式保存。将行走步态的 C3D 数据导入建立的骨骼肌肉模型中,进行模型的运动学优化。根据志愿者身高、体重以及行走过程中采样点的空间位置,按照长度-质量-脂肪定律进行进一步的缩放^[14]。

将重建后的股骨模型和髋关节假体三维模型以 STL 文件格式导入 AnyBody 软件中,根据采集的股骨解剖标记点确定股骨位置,根据髋关节中心确定髋关节假体位置。将缩放后模型的股骨几何模型替换为导入的三维模型(见图 1)。

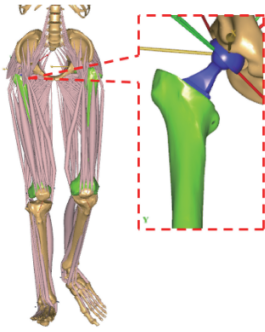


图1 THA 下肢骨肌多体动力学模型

Fig. 1 Lower extremity musculoskeletal multi-body dynamic model of THA

根据依赖于力的运动学 (force dependent kinematics, FDK) 方法定义人工髋关节模型,髋关节包括 3 个方向的移动和旋转。通过力-渗透体积定律计算人工髋关节接触力^[15]。根据 AnyBody 提供的计算公式为:

$$F = PV_p \quad (1)$$

式中: V_p 为渗透体积, P 为接触压力模量 (pressure modulus), 单位 N/m^3 。其中, V_p 可根据骨肌模型计算得到, P 需要根据髋关节假体几何参数计算得到^[16]:

$$P = \frac{E \left[\frac{1}{1 - 2\nu} + \frac{2}{1 + \nu} \left(\frac{R_2}{R_1} \right)^3 \right]}{R_1 \left[\left(\frac{R_2}{R_1} \right)^3 - 1 \right]} \quad (2)$$

式中: E 为聚乙烯弹性模量; ν 为聚乙烯衬垫泊松比; R_1 、 R_2 分别为聚乙烯衬垫内环和外环半径。本研究中, $E = 850 \text{ MPa}$, $\nu = 0.4$ 。通过查阅不同生产厂商提供的资料,得到 28 mm 球头相配对的聚乙烯

衬垫厚度范围在 5.5 ~ 13.3 mm 之间,取均值 9.4 mm。通过计算可得 $P = 1.931 \times 10^{11} \text{ N/m}^3$ 。

1.2 股骨柄髓外部分设计参数

本文基于前人报道的股骨近端解剖数据,志愿者股骨前倾角、颈干角和偏心距确定的旋转中心位置为标准位置,将股骨偏心距变化范围设置为基于标准位置 $\pm 20 \text{ mm}$ ^[10];前倾角变化范围设置为基于标准位置 $\pm 10^\circ$ ^[17];颈干角变化范围设置为基于标准位置 $\pm 10^\circ$ ^[18],这样可以保证得到的计算结果具有实际的指导意义。股骨偏心距以 10 mm 为间隔取值共 5 种情况,前倾角以 5° 为间隔取值共 5 种情况,颈干角以 5° 为间隔取值共 5 种情况(见图 2)。对上述取值进行排列组合,共计 125 种情况。基于建立的 THA 下肢骨肌多体动力学模型,预测每种情况下人工髋关节接触力并进行分析。为探究颈干角、偏心距和前倾角对于髋关节接触力的影响,本文将分为单因素、双因素和三因素 3 种不同情况进行探讨。

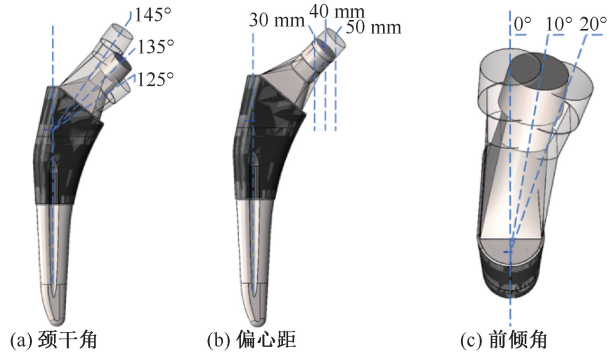


图2 股骨柄髓外设计参数变化示意图

Fig. 2 Schematic diagram of changes in femoral stem extramedullary design parameters (a) Neck-shaft angle, (b) femoral offset, (c) Anteversion angle

2 结果

2.1 骨骼肌肉模型验证

Bergmann 等^[19]通过给 4 位需要接受 THA 患者体内植入带有力学传感器股骨柄,让每位患者进行多次行走实验,并采集力学传感器的反馈信号,测得术后行走过程中髋关节处的关节力变化。将本文所建立的骨骼肌肉模型旋转中心在标准位置时计算得到的髋关节力[表示为体重 (body weight, BW) 的倍数]与 Bergmann 等^[19]通过实验测量得到的数据进行对比(见图 3)。结果表明,本文所计算的髋关节力大体处于合理范围内。

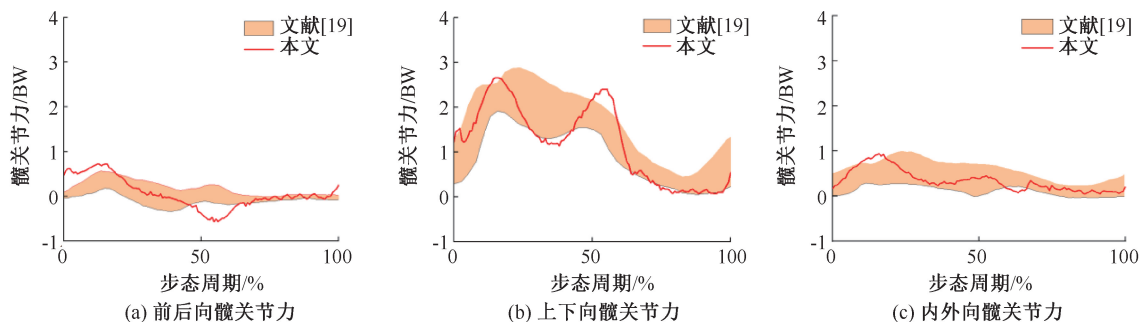


图3 模型预测结果与实验测量结果对比

Fig. 3 Comparison between model prediction results and experimental measurement results (a) Anterior-posterior hip joint force, (b) Superior-inferior hip joint force, (c) Lateral-medial hip joint force

2.2 不同情况下髋关节力变化

在步态周期 0%~24%, 前倾角增加 10° 会减小髋关节接触力, 相较于原始前倾角, 髋关节力峰值减小 19.16%; 而在步态周期 38%~70%, 前倾角增加 10° 会明显增大髋关节接触力, 比原始前倾角髋关节力峰值增加 67.78% [见图 4(a)]。

随着偏心距减小, 髋关节所受接触力增加。偏置距离减小 20 mm 情况下, 髋关节接触力第 1 个峰

值比解剖位置增加 26.08%, 第 2 个峰值增加 30.7%; 偏置距离增加 20 mm 情况下, 髋关节受力第 1 个峰值比解剖位置降低 20.97%, 第 2 个峰值降低 17.66% [见图 4(b)]。

随着颈干角增大, 髋关节接触力峰值增大。颈干角增加情况下, 髋关节接触力在 1 个峰值增加 5.99%, 第 2 个峰值增加 6.8%。颈干角减小情况下, 髋关节接触力在第 1 个峰值减小 10.82%, 第 2 个峰值减小 10.29% [见图 4(c)]。

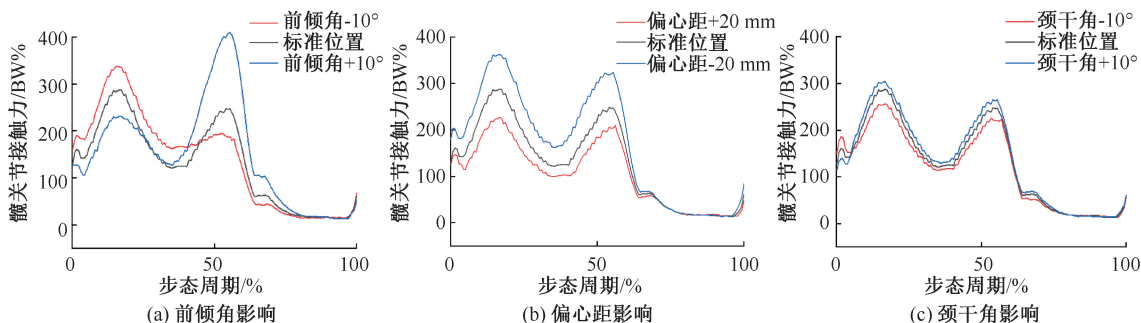


图4 单因素变化与髋关节接触力的关系

Fig. 4 Relationship between single factor variation and hip contact force (a) Effect of anteversion angle, (b) Effect of femoral offset, (c) Effect of neck-shaft angle

由图 4 可知, 在 1 个步态周期内存在两个峰值, 分别对应步态周期 16%、53% 时刻, 这两个时刻分别对应脚跟着地和脚尖离地两个阶段, 且在理想情况下 16% 时刻髋关节力大于 53% 时刻髋关节力。由于髋关节力峰值对股骨柄使用寿命影响较大, 故在分析双因素和多因素对髋关节接触力影响时, 本文只关注不同设计方案对髋关节力峰值的影响。结果表明, 前倾角不变时, 颈干角对髋关节接触力的影响随着偏心距增加而减弱; 而随着颈干角增加,

偏心距对于髋关节接触力的影响加剧 [见图 5(a)]。偏心距不变时, 在步态周期 16% 时刻, 髋关节接触力随着前倾角增加而减小, 反之髋关节接触力峰值增加; 而在步态周期 53% 时刻, 髋关节接触力峰值随着前倾角和颈干角减小而减小, 反之增加 [见图 5(b)]。颈干角不变时, 前倾角与偏置距离对于髋关节接触力的影响非常明显。在步态周期 16% 时刻, 随着偏置距离和前倾角增加, 髋关节接触力峰值随之增加; 随着偏置距离和前倾角减小, 髋关节力峰值随

之减小。而在步态周期 53% 时刻,随着偏置距离增加和前倾角减小,髋关节接触力峰值减小;随着偏置距

离增加和前倾角减小,髋关节接触力峰值增加[见图 5(c)]。

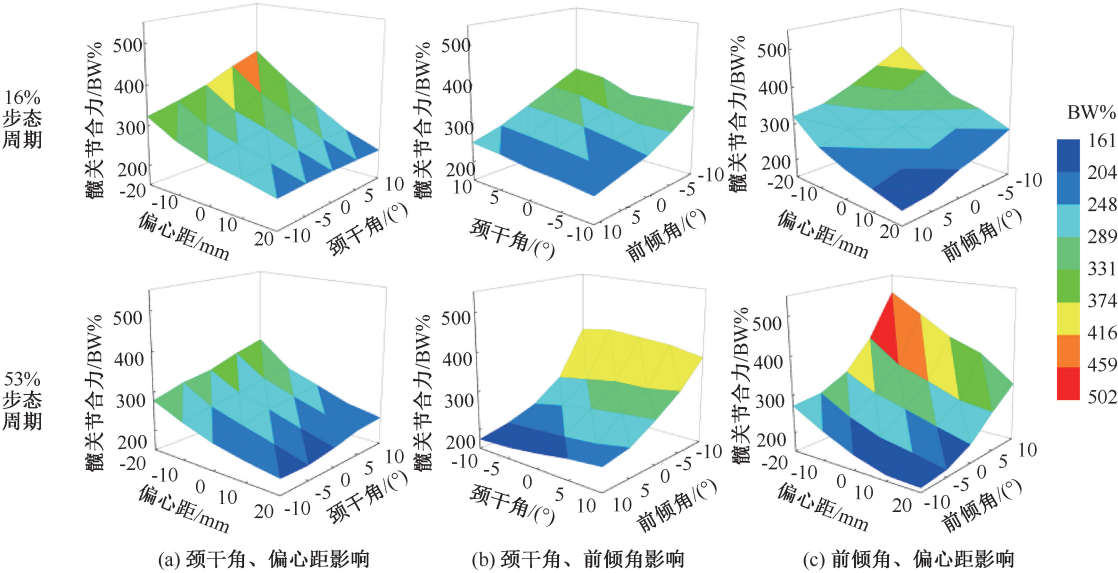


图 5 双因素变化与髋关节接触力峰值的关系
Fig. 5 Relationship between two-factor changes and peak contact force of the hip (a) Effect of neck-shaft angle and femoral offset, (b) Effect of neck-shaft angle and anteversion angle, (c) Effect of anteversion angle and femoral offset

在步态周期 16% 时刻,当偏心距减小 20 mm 时,减小前倾角会明显增加髋关节接触力峰值;而在其他情况下,前倾角对于髋关节接触力峰值的影响在可接受范围内。增加偏心距会明显降低髋关节接触力峰值,且整体保持较低水平。颈干角变化对髋关节接触力的影响并不是很明显[见图 6(a)]。因此,在髋关节股骨柄设计过程中,恢复患者解剖数据或者适当增大前倾角,减小颈干角并增加偏置距离时有利于减小髋关节接触力峰值,有助于延长髋关节假体柄使用

寿命。
在步态周期 53% 时刻,前倾角改变对于髋关节接触力有着明显的影响。当前倾角增加时,髋关节接触力明显增大,且偏心距和颈干角对髋关节接触力的影响变小。而当前倾角减小时,髋关节接触力峰值趋于减小,这与步态周期 16% 时刻得到的结论相反。偏心距与颈干角对髋关节接触力的影响与步态周期 16% 时刻相同,偏心距减小同时,颈干角增加,使得髋关节接触力始终保持较高水平,不利于股骨柄生存[见图 6(b)]。

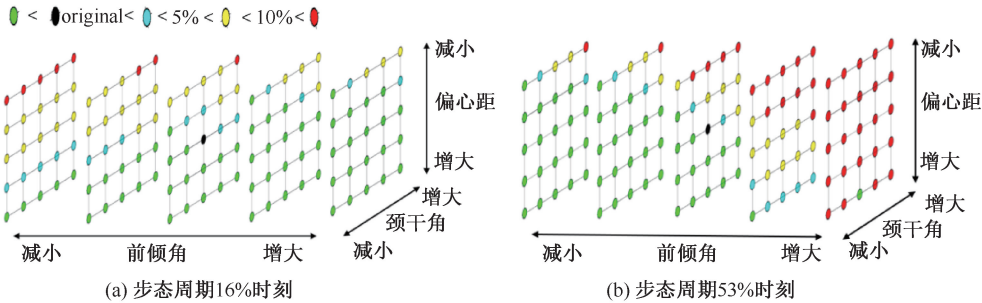


图 6 三因素变化与髋关节接触力峰值的关系
Fig. 6 Relationship between three-factor changes and peak contact force of the hip (a) At 16% of gait cycle, (b) At 53% of gait cycle

综上所述,虽然在步态周期 16% 时刻减小前倾角会导致髋关节接触力增加,但这只是个别情况;而在步态周期 53% 时刻,增加前倾角会显著增加髋关节接触力。因此,在设计股骨柄时,要尽量重建或略微减小前倾角;对于偏心距,要尽量重建或增加;对于颈干角,要尽量重建或减小,这样可以降低髋关节在行走过程中的接触力峰值,延长股骨柄的使用寿命。

3 讨论

本文基于 THA 骨肌多体动力学模型,分析颈干角 $-10^{\circ} \sim 10^{\circ}$ 、前倾角 $-10^{\circ} \sim 10^{\circ}$ 以及偏心距 $-20 \sim 20$ mm 内变化对人工髋关节接触力的影响。由计算结果可知,对于股骨柄髓外部分设计,减小偏置距离和增加颈干角在水平行走过程中会增加髋关节接触力,增加前倾角会减小脚跟着地期间髋关节接触力,但会显著增加脚尖离地期间髋关节接触力。Johnston 等^[20]通过对人体站立姿态研究发现,如果改变前倾角使得髋关节旋转中心前移,会减小髋关节力峰值。考虑到该研究只针对站立姿态,故与本文在步态周期 53% 时刻得到的结论不同,这也进一步说明在完整步态周期内进行生物力学研究的必要性。

本文发现,增加偏心距和颈干角会减少髋关节接触力,这与相关研究结论相同。Pieri 等^[21]通过建立骨肌模型发现,偏心距增加 5 mm 时髋关节接触力会降低 6.6%,该结论与本文相同,但是该研究只关注了偏心距,并未改变其他参数。Birnbaum 等^[22]研究发现,减小颈干角会降低髋关节接触力,并且随着颈干角的增加,股骨颈处受力明显增大,增加了股骨柄颈部断裂的风险。目前针对股骨柄髓外部分参数与髋关节接触力关系的报道较少,且都针对 1 个参数改变对关节力的影响,无法为股骨柄个性化定制提供系统的生物力学理论支持。

股骨柄的颈干角、偏心距和前倾角是术后恢复髋关节旋转中心的重要影响因素。而髋关节旋转中心的恢复对于患者满意度有着重要的影响^[23]。合适的设计参数有利于下肢的力学传递和延长假体的使用寿命^[24]。根据本研究计算结果可见,股骨柄髓外部分设计对于术后髋关节接触力影响显著,故髓外设计参数的确定对于股骨柄定制十分重要。

定量研究股骨柄髓外部分设计参数与髋关节接触力之间的关系,对于股骨柄的个性化定制和延长股骨柄使用寿命有着重要的作用。本研究的局限性如下:① 研究结果基于 1 例健康男性建立的个性化骨骼肌肉模型,没有考虑不同个体之间由于身高、生活习惯、髋关节处健康状况和体重等因素造成的差异;② 只考虑 1 种样式股骨柄,并且球头直径与臼杯直径不变;③ 采集的步态数据来源于 1 名健康男性,计算结果没有考虑股骨柄髓外设计对步态的影响,而实际在植入不同设计参数的股骨柄后,人的步态会发生变化,并影响髋关节接触力。但本文也具有一定的优势:① 建立的个性化骨骼肌肉模型使得计算结果更加真实;② 同时考虑股骨柄颈干角、偏心距和前倾角对髋关节力的影响,为股骨柄个性化定制提供更加准确的理论支持。

4 结论

本文基于 THA 下肢骨肌多体动力学模型,研究股骨柄颈干角、偏心距和前倾角设计参数与髋关节力之间的关系。分析结果表明,在进行股骨柄个性化设计过程中,首先重建或减小前倾角,其次要考虑重建或增加患者股骨的偏置距离,最后重建或减小颈干角,以此来减少髋关节接触力。研究股骨柄髓外部分设计参数,可为股骨柄个性化定制时参数选择提供生物力学方面的参考依据。

参考文献:

- [1] 颜炎,赵岩,傅繁誉,等. 术前计划中应用 3D 打印模型辅助全髋关节置换治疗髋关节疾病的系统评价与 Meta 分析[J]. 中国组织工程研究, 2020, 24(21): 3423-3429.
- [2] HEYLAND M, CHECA S, KENDOFF D, et al. Anatomic grooved stem mitigates strain shielding compared to established total hip arthroplasty stem designs in finite element models [J]. Sci Rep, 2019, 9(1): 482-493.
- [3] BOESE CK, DARGEL J, JOSTMEIER J, et al. Agreement between proximal femoral geometry and component design in total hip arthroplasty: Implications for implant choice [J]. J Arthroplasty, 2016, 31(8): 1842-1848.
- [4] ZHI HT, YEOH CSN, TAN GMJ, et al. Radiographic study of the proximal femur morphology of elderly patients with femoral neck fractures: Is there a difference among ethnic groups? [J]. Singapore Med J, 2017, 58(12): 717-720.

- [5] O'BRIEN S. Femoral offset in total hip replacement: A study of anatomical offset in the Northern Ireland population [J]. *Int J Orthop Trauma*, 2014, 18(3): 162-169.
- [6] SINTINI I, BURTON WS, LAZ PJ, *et al*. Investigating gender and ethnicity differences in proximal humeral morphology using a statistical shape model [J]. *J Orthop Res*, 2018, 36(11): 3043-3052.
- [7] JACQUET C, FLECHER X, PIOGER C, *et al*. Long-term results of custom-made femoral stems [J]. *Orthopade*, 2020, 49(5): 408-416.
- [8] ABDELAAL O, DARWISH S, EL-HOFY H, *et al*. Patient-specific design process and evaluation of a hip prosthesis femoral stem [J]. *Int J Artif Organs*, 2019, 42(6): 271-290.
- [9] PERRONNE L, HAEHNEL O, CHEVRET S, *et al*. How is quality of life after total hip replacement related to the reconstructed anatomy? A study with low-dose stereoradiography [J]. *Diagn Interv Imag*, 2021, 102(2): 101-107.
- [10] 陈夕辉, 柴伟, 高永昌, 等. DDH 患者全髋关节置换中股骨偏心距对骨肌多体动力学和接触力学的影响 [J]. *医用生物力学*, 2019, 34(3): 225-231.
CHEN XH, CHAI W, GAO YC, *et al*. Effects of femoral offset on musculoskeletal multi-body dynamics and contact mechanics of artificial hip joint for DDH patients [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(3): 225-231.
- [11] DHARME M, KUTHE A. Effect of geometric parameters in the design of customized hip implants [J]. *J Med Eng Technol*, 2017, 41(6): 429-436.
- [12] BOURGET-MURRAY J, TANEJA A, NASERKHAKI S, *et al*. Computational modelling of hip resurfacing arthroplasty investigating the effect of femoral version on hip biomechanics [J]. *PLoS One*, 2021, 16(5): e0252435.
- [13] JANA H, URSULA T, ANDREA M, *et al*. A systematic review of the associations between inverse dynamics and musculoskeletal modeling to investigate joint loading in a clinical environment [J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2020, 8(8): 603907.
- [14] 陈瑱贤, 王玲, 李涤尘, 等. 全膝关节置换个体化患者右转步态的骨肌多体动力学仿真 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 397-403.
CHEN ZX, WANG L, LI DC, *et al*. Musculoskeletal multibody dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.
- [15] 刘冬旭, 严新谊, 华子恺. 单腿站立姿态下 I + II + III 型标准半骨盆假体生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 495-500.
LIU DX, YAN XY, HUA ZK. Biomechanical study on type I + II + III standard hemipelvic prosthesis under single-leg stance [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 495-500.
- [16] ZHANG X, CHEN ZX, WANG L, *et al*. Prediction of hip joint load and translation using musculoskeletal modelling with force-dependent kinematics and experimental validation [J]. *P I Mech Eng H*, 2015, 229(7): 477-490.
- [17] CASSIDY KA, NOTICEWALA MS, MACAULAY W, *et al*. Effect of femoral offset on pain and function after total hip arthroplasty [J]. *J Arthroplasty*, 2012, 27(10): 1863-1869.
- [18] OLLIVIER M, PARRATTE S, LECOZ L, *et al*. Relation between lower extremity alignment and proximal femur anatomy. Parameters during total hip arthroplasty [J]. *Orthop Traumatol Surg Res*, 2013, 99(5): 493-500.
- [19] BERGMANN G, DEURETZBACHER G, HELLER M, *et al*. Hip contact forces and gait patterns from routine activities [J]. *J Biomech*, 2001, 34(7): 859-871.
- [20] JOHNSTON RC, BRAND RA, CROWNINSHIELD RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1979, 61(5): 639-652.
- [21] DE PE, ATZORI F, FERGUSON SJ, *et al*. Contact force path in total hip arthroplasty: Effect of cup medialisation in a whole-body simulation [J]. *Hip Int*, 2021, 31(5): 624-631.
- [22] BIRNBAUM K, PRESCHER A, NIETHARD FU. Hip centralizing forces of the iliotibial tract within various femoral neck angles [J]. *J Pediatr Orthop B*, 2010, 19(2): 140-149.
- [23] YI LH, LI R, ZHU ZY, *et al*. Anatomical study based on 3D-CT image reconstruction of the hip rotation center and femoral offset in a Chinese population: Preoperative implications in total hip arthroplasty [J]. *Surg Radiol Anat*, 2019, 41(1): 117-124.
- [24] ZHANG H, ZHOU JS, LIU Y, *et al*. Mid-term and long-term results of restoring rotation center in revision hip arthroplasty [J]. *J Orthop Surg Res*, 2020, 15(1): 162-160.