

文章编号:1004-7220(2012)03-0264-06

髋臼几何形态对髋关节接触力学行为的影响

韩树洋^{a,b}, 葛世荣^{a,b}

(中国矿业大学 a. 机电工程学院; b. 摩擦学与可靠性研究所, 徐州 221116)

摘要: 目的 研究髋臼解剖几何形态对髋关节接触力学特性的影响。方法 建立人体天然髋关节的解剖学模型以及具有不同髋臼外形的简化模型,利用有限元分析方法研究步态载荷作用下髋关节的接触力学行为。结果 (1)解剖学模型产生的接触主要在髋臼的中上部,沿身体前后方向分布,峰值接触应力出现在髋臼前上部。(2)与解剖学模型相比,旋转椭球形髋臼产生了类似的接触分布,而球形和旋转蚶线形髋臼产生的接触主要在髋臼中部,沿上下方向;(3)旋转椭球形髋臼具有最大的接触面积和最小的峰值接触压力和 Von-Mises 应力;(4)球形髋臼和旋转蚶线形髋臼具有类似的接触力学特征。**结论** 与球形和旋转蚶线形相比,旋转椭球形能够更好地描述髋臼的解剖形态及其接触力学行为。

关键词: 髋臼; 解剖形态; 有限元分析; 力学特性; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Effects of acetabular morphology on contact mechanics of the hip joint

HAN Shu-yang^{a,b}, GE Shi-rong^{a,b} (a. College of Mechanic and Electrical Engineering; b. Institute of Tribology and Reliability, China University of Mining and Technology, Xuzhou 221116, China)

Abstract: Objective To investigate the influence of acetabular morphology on contact mechanics of the human hip joint. Methods One anatomical finite element (FE) model of natural hip joint and three simplified FE models with different acetabular geometry were established to study the contact mechanics of hip joint under gait loads. Results (1) Contact predicted by the anatomical model was mainly distributed in the acetabular medial-superior area, from anterior to posterior, with the peak contact pressure occurred in the anterior-superior area; (2) Compared with the anatomical model, the rotational ellipsoid produced similar contact behavior, while the sphere and the rotational conchoids predicted that contact was distributed in the medial-lateral direction; (3) The rotational ellipsoid predicted the largest contact area and the lowest peak contact pressure and Von-Mises stress; (4) The sphere and rotational conchoids had similar contact mechanical behavior. Conclusions Compared with the sphere and rotational conchoids, the rotational ellipsoid could be more preferable to represent the anatomical morphology of the acetabulum and its contact mechanics.

Key words: Acetabulum; Anatomical morphology; Finite element analysis; Mechanical properties; Biomechanics

作为人体重要承重关节的髋关节是典型的球窝关节,具有良好的内在稳定性和灵敏的活动性,它保证了人体在日常生活中的行走、跑步等运动^[1]。然

而,目前世界上有几百万人却承受着骨关节疾病,如骨关节炎所带来的疼痛,严重者还需要行关节置换术。研究表明,力学因素在骨关节炎的发生发展过

收稿日期:2011-08-11;修回日期:2011-10-11

基金项目:国家自然科学基金重大国际合作项目(30810103908),江苏省普通高校研究生科研创新计划项目(CXZZ11_0287),江苏高校优势学科建设工程资助项目。

通讯作者:葛世荣,教授,博士研究生导师,Email:gesr@cumt.edu.cn。

程中起着至关重要的作用^[2-3]。因此,研究髋关节的生物力学行为对于骨关节疾病的预防和医治都具有非常重要的作用。

人类的进化使关节具备了完善、复杂、精巧的解剖形态结构,而关节的解剖形态直接影响着其接触力学特性。随着三维测量技术的发展,人们能够准确获得髋关节的形态学参数,从而研究其解剖结构。目前,这方面的研究在国外开展地比较广泛,而针对中国人的研究还很少见。通过对天然髋关节的几何形态进行研究,在其近似形态方面形成了3种观点:球形、旋转椭球形和旋转蚶线形。

第1种观点认为髋关节是球形,这种观点的早期代表人物是Hammond和Charnley^[4]。长期以来,球形假设也一直被人们使用。但值得注意的是,其标本均来自于60岁以上的老年人。Bullough等^[5]曾指出随着年龄的增加,髋臼的形状越来越接近于球形。第2种观点认为髋关节是旋转椭球体,认可这种观点的研究人员占多数^[6-10]。有学者^[6-7]对髋臼表面进行了三维参数化重建,并通过外形拟合得出了旋转椭球能更好描述髋臼的结论。此外,也有学者^[8-9]指出旋转椭球的长轴方向在人体的上下方向。第3种观点认为髋关节是旋转蚶线体,这种观点的代表者是Menschik^[11],他用球形和蚶线形对髋臼进行了拟合,结果显示髋臼不是标准球形,而蚶线形更接近其真实几何形状。

通过上述研究可以发现,旋转椭球形和旋转蚶线形都能较好表达髋臼的解剖形态。然而,几何上的相似性并不能代表这两种几何形状具有更佳的生物力学特性,毕竟力学特性要受到诸多因素的影响。目前,从几何形态学角度对髋臼进行生物力学研究的文章还比较少,丁秀敏等^[12]建立了半球髋臼、椭球髋臼与骨盆的有限元模型,对全髋关节置换后髋臼杯、骨性髋臼的应力分布进行了研究。髋关节的接触力学方面,Youshida等^[13]对髋关节在日常生活中的走路、上下台阶等动作进行了数值模拟。Anderson等^[14-15]通过实验和有限元分析对比的方法,研究了髋关节在步态载荷作用下的接触特性。

探讨髋臼的解剖形态、接触力学行为以及它们的相互关系对髋臼假体的优化设计、手术操作技术等都具有重要的指导意义。因此,本文通过建立具有不同解剖几何外形的髋臼生物力学模型,研究几

何外形对髋关节接触力学行为的影响,从而为临床和理论研究提供参考依据。

1 材料和方法

1.1 髋关节模型的建立

建立3种不同形状的简化髋臼模型,分别是球形、旋转椭球形和旋转蚶线形。采用有限元分析软件ABAQUS对上述简化髋关节模型进行建模和分析。其中,半球形髋臼模型的内径为14.05 mm,厚度为8 mm,股骨头和髋臼之间的半径间隙为100 μm。椭球形髋臼模型的数据来自于文献[6]中对天然髋臼的拟合结果,为了与半球形髋臼模型在尺寸上一致,将椭球数据进行等比缩小,使其短半轴的长度为14.05 mm。同样,蚶线形髋臼模型数据来自于Anderson等^[14]的拟合结果。另外,为与天然髋关节的接触力学特性进行对比,本文建立了第4个天然髋关节解剖学模型。首先对一名23岁男性志愿者的右侧髋关节进行CT断层扫描,扫描范围为髋关节上部20 mm至小转子位置。图像层间距为0.75 mm,投照条件为X射线电压130 kV,X线曝光量90 mA·s。将得到的DICOM格式的CT图像导入Mimics图像处理软件,通过阈值分割、边缘检测和跟踪等操作将髋关节分割出来,并进行光滑处理。然后在Mimics中对模型进行网格优化,最后将经过优化的模型生成inp文件,导入ABAQUS有限元软件进行网格划分。由于天然髋关节的几何外形复杂,采用四面体单元对其进行网格划分,最终骨盆和股骨远端有限元模型分别由18 993和5 288个单元组成。

4种髋关节有限元模型如图1所示。由于3种简化模型在外观结构上类似,故用图1(b)的模型来统一表示。本文中对于坐标系的定义与Bergmann等^[16]一致,以身体从外向内的方向为X轴,向后的方向为Y轴,向上的方向为Z轴。

1.2 边界条件和材料属性

对于所有模型,在股骨头外表面和髋臼内表面之间建立面面接触,接触类型采用经典库伦摩擦类型。对于3种简化髋关节模型,在ABAQUS进行分析时,髋臼以前倾15°、外展45°进行放置,并使椭球形髋臼的长轴方向在人体的上下方向。对上述有限

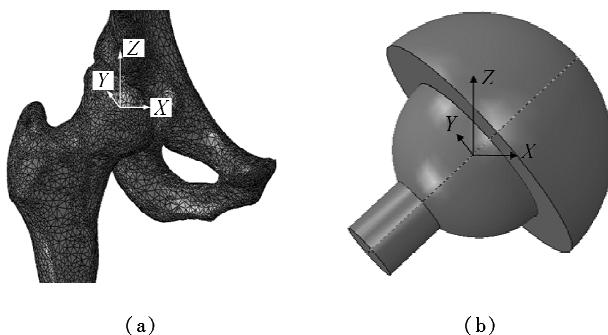


图1 髋关节解剖学模型及简化模型 (a)经CT扫描建立的人体髋关节解剖学有限元模型,(b)简化髋关节模型的外观图

Fig.1 The anatomical model and simplified model of the hip joint

(a) Anatomical finite element model derived from CT scans of the hip joint, (b) External view of the simplified finite element model of the hip joint

元模型加载步态载荷以模拟人体步态时髋关节的受力情况,载荷条件以及股骨与髋臼的相对位置都基于Bergmann等^[16]的人体真实测量数据,本文采用Bergmann文献中的样本在正常行走情况下的平均接触载荷曲线,其峰值接触载荷为1.4 kN(238%BW)。分析时,将步态载荷视为集中力,加载在股骨头中心,其中沿X、Y、Z轴方向载荷分量分别为总载荷的0.23、0.14、0.96倍。另外,对于解剖学模型,对耻骨联合处和髂骨上缘的所有节点进行全自由度约束;同时对于股骨远端的节点,只允许其在与等效关节力垂直的平面内运动^[14]。对于简化的髋关节模型,约束髋臼背面节点的所有自由度,以模拟髋臼和骨盆之间的紧固接触。

本文通过CT灰度值来区分皮质骨和松质骨,其材料属性如表1所示。另外,由于希望对髋臼假体的优化设计、手术操作技术等提供指导,故对于简化的髋臼模型,其结构尺寸及材料参数均与人工关

节一致,股骨头为钛合金,髋臼材料采用超高分子量聚乙烯。所有模型都采用各向同性材料。

表1 模型的材料属性

Tab.1 Material properties of the models

材料	弹性模量/GPa	泊松比
皮质骨	17	0.36
松质骨	0.4	0.3
钛合金	110	0.32
超高分子量聚乙烯	1.4	0.29

2 结果

为对髋关节的接触力学行为进行全面地研究和评价,本文主要从接触分布形式、接触压力、接触面积、接触应力等方面进行研究,这也是在大多数研究中常被采用的评价指标^[9,13-15,17]。因此,在ABAQUS中进行有限元分析之前,对计算结果的输出类型进行设置。

经过有限元计算,得到不同髋关节模型在上述步态载荷作用下的接触力学特征。天然髋关节解剖学模型和3种简化模型在步态载荷作用下接触压力的分布云图如图2所示。对于不同的几何外形,髋臼接触压力的分布形式明显不同。3种简化模型的峰值接触压力和接触面积的对比图如图3所示。由于解剖学模型与3种简化模型在尺寸大小、材料参数等方面均有所不同,故图3没有考虑解剖学模型的计算结果。解剖学模型的结果将与国内外已报道的结果进行对比分析。4种模型在步态载荷作用下的Von-Mises应力分布云图如图4所示,可以看出接触应力分布与接触分布具有类似的特征。

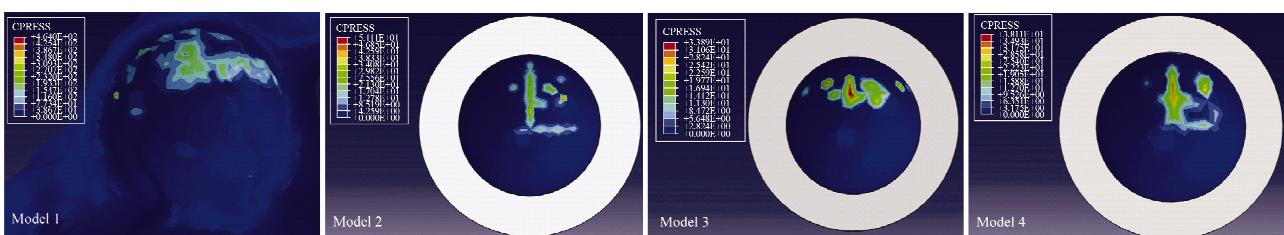


图2 4种模型的接触压力分布云图(单位:MPa)

Fig.2 Contours of the contact pressures predicted by the four models

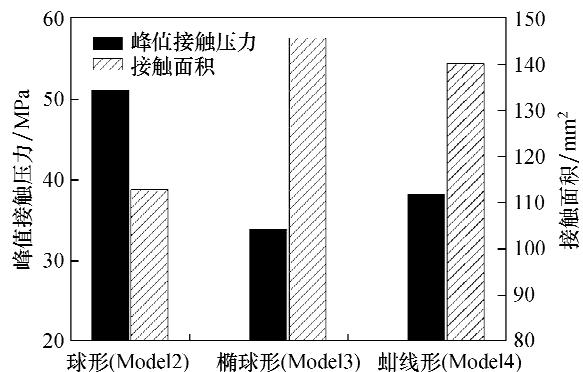


图3 3种简化模型的接触面积和峰值接触压力的对比
Fig.3 Comparison of contact area and peak contact pressure among the three simplified models

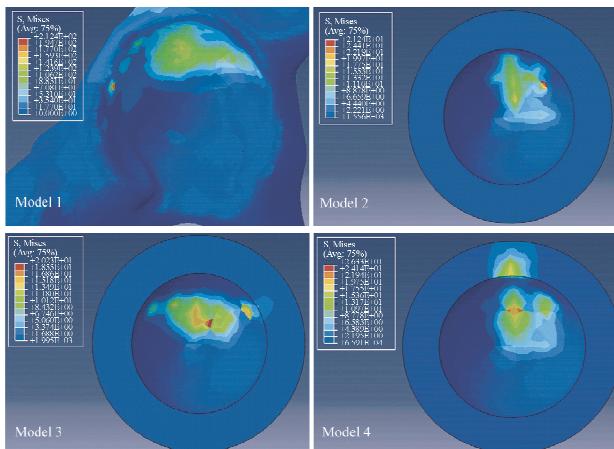


图4 4种模型的 Von-Mises 应力分布云图
Fig.4 Contours of Von-Mises stress predicted by the four models

3 讨论

对于4种髋关节接触力学模型, 接触均主要发生在髋臼的中上部区域。尽管如此, 不同形状的髋臼产生的接触样式差别也比较大。对于解剖学髋臼模型, 接触主要分布在髋臼的中上部区域, 且呈前后方向分布, 峰值接触应力出现在髋臼前上部, 这与Yoshida等^[13]和Afoke等^[12]的研究结果是一致的。与解剖学模型相比, 椭球形髋臼模型呈类似的分布趋势, 沿身体的前后方向分布在髋臼中上部, 但是在接触位置上离髋臼外缘稍远。而球形和蝶线形髋臼模型的接触主要发生在髋臼中部, 呈上下分布的趋势。由此可见, 在接触的分布方面, 椭球形髋臼模型更加接近天然髋关节的接触情况。

对于解剖学模型, 本文没有考虑关节软骨的影响。事实上, 关节软骨无论对接触应力的数值还是其分布形式都会产生一定的影响。Jiang^[18]的研究表明, 带软骨层的关节模型产生的峰值应力比不带软骨层的模型降低近16%。在本文中, 由于解剖学模型与简化模型采用的材料属性不同, 故对于解剖学模型与简化模型主要比较其接触的分布形式。结果显示, 虽然没有考虑关节软骨, 本文得出的结果与以往实验和模拟的结果相比^[2,13-15], 都能较好地预测接触的分布趋势。对于3种简化模型, 分别比较其接触面积、峰值接触压力和Von-Mises应力。三者之中, 椭球形髋臼产生的峰值接触压力最小, 为33.89 MPa, 与球形和蝶线形髋臼模型相比分别降低了34%和11%。Yoshida等^[13]、Anderson等^[15]和Macirowski等^[17]利用Bergermann的载荷数据进行了类似的研究, 他们得出的峰值接触压力分别为3.26、10.78、5.0 MPa, 这与本文的计算结果相差较大。究其原因, 本文认为主要有两方面的因素: ①本文与上述文献采用的材料属性不同。人工关节的弹性模量比人体骨骼的弹性模量要大得多, 故在同样的载荷作用下势必会产生较小的接触应力。②本文中的模型没有考虑关节软骨。由于关节软骨具有很低的弹性模量, 在传递负荷、缓冲振荡方面起着非常重要的作用。因此, 不包含软骨层的关节模型会产生较大的接触应力。Jiang^[18]通过建立具有不同接触界面的髋关节模型对这一点进行了验证。丁秀敏等^[12]采用与本文相近的材料属性所得到的结果与本文具有相同数量级。

对于同样的步态载荷, 峰值接触压力越小表明股骨头和髋臼之间的接触面积越大。这在计算结果中也得到了验证, 椭球形髋臼产生的接触面积最大(145.7 mm²), 蝶线形髋臼产生的接触面积次之, 球形髋臼产生的接触面积最小(112.8 mm²)。对于解剖学模型, 由于模型尺寸比简化模型尺寸大, 其接触面积也较大, 为444.9 mm²。有研究表明, 接触面积的大小与承受力量的大小有关^[1]; 在采用同样载荷条件下, Anderson等^[15]得到的天然髋关节的接触面积与本文相差无几。由此可见, 本文的计算结果是可信的。

本研究中接触应力的分布趋势和接触形式的分布具有类似的特征。对于解剖学模型和椭球形髋臼

模型,应力分布主要沿身体的前后方向;而对于球形髋臼模型和蜡线形髋臼模型,应力沿上下方向集中在髋臼的中部区域。同时,接触压力大的地方 Von-Mises 应力大。值得注意的是,作为高应力区的髋臼的中上部区域是关节软骨分布较厚的地方^[15,17],这从一定程度上说明关节软骨的厚度分布与关节的接触力学特性有一定的关系。另外,Anderson 等^[14]通过研究指出,球形和蜡线形对髋臼进行拟合产生的误差没有显著性差异,并且两者产生的峰值接触压力和接触面积也类似。这与本文的研究结果是一致的。球形髋臼模型和蜡线形髋臼模型产生的峰值 Von-Mises 应力分别为 26.6 和 26.3 MPa,两者相差无几。

综上所述,旋转椭球形具有与天然髋关节类似的接触力学特性,并且具有最低的峰值接触压力和最高的接触面积,这将直接影响人工关节的摩擦磨损性能,从而影响其使用寿命。研究表明^[19],金属股骨头与聚乙烯髋臼的磨损机理主要是黏着磨损,其磨损深度服从于以下黏着磨损计算式:

$$\dot{d} = kp v / H$$

式中: \dot{d} 为磨损深度变化率,单位是 mm/s, p 为正压力, v 为滑动速度, H 为材料表面硬度, k 为材料的磨损系数。由此可见,磨损率与接触载荷 p 成正比。因此,椭球形关节模型具有较低的磨损率,从而减缓聚乙烯磨屑的产生以及骨溶解及假体松动,延长人工关节的寿命。同时,本文的研究成果对于传统的球形人工关节是一种挑战,为临床人工关节的改进设计提供了一定的参考依据。当然,在这方面还需要进行更深入细致的探讨和研究。

4 结论

人类的髋臼具有复杂精巧的解剖结构和完善的生物力学特征。随着研究方法的进步和临床的需要,髋臼的生物力学研究日益得到人们的重视。本文研究发现,旋转椭球形髋臼产生的接触力学效果与天然髋关节的解剖学模型是最接近的,并且具有最低的峰值接触压力和最高的接触面积。另外,虽然旋转蜡线体能够较好地表达髋臼的几何外形,但其产生的生物力学行为与球形髋臼相比无明显优势。旋转椭球体不仅能够在几何形态上更好地描述

髋臼,而且在生物力学方面也具有更好的接触力学特性。本文从生物力学的角度对不同形态的髋臼进行了对比和评价,为深入了解髋关节的解剖结构和生物力学特性提供了有益的参考,同时对提高髋臼假体的设计水平具有一定的指导意义。

参考文献:

- [1] 丁海,朱振安. 髋臼的解剖形态及生物力学研究进展[J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 411-414.
Ding H, Zhu ZA. Recent advances in anatomy and biomechanics of acetabulum [J]. J Med Biomech, 2008, 23(5): 411-414.
- [2] Afroke NY, Byers PD, Hutton WC. Contact pressures in the human hip joint [J]. J Bone Joint Surg (Br), 1987, 69(4): 536-541.
- [3] 王成焘. 天然与人工关节中的摩擦学问题[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 317-325.
Wang CT. Tribology problems in natural and artificial joint [J]. J Med Biomech, 2009, 24(5): 317-325.
- [4] Hammond BT, Charnley J. The sphericity of the femoral head [J]. J Med Biol Eng, 1967, 5(5): 445-453.
- [5] Bullough PG, Goodfellow JW, Greenwald AS, et al. Incongruent surfaces in the human knee joint [J]. Nature, 1968, 217: 1290.
- [6] Xi J, Hu X, Jin Y. Shape analysis and parameterized modeling of hip joint [J]. J Comput Inf Sci Eng, 2003, 3(3): 260-265.
- [7] Gu D, Chen Y, Dai K, et al. The shape of the acetabular cartilage surface: A geometric morphometric study using three-dimensional scanning [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(8): 1024-1031.
- [8] Greenwald AS, O' Connor JJ. The transmission of load through the human hip joint [J]. J Biomech, 1971, 4(6): 507-528.
- [9] Eckstein F, von Eisenhart-Rothe R, Landgraf J, et al. Quantitative analysis of incongruity, contact areas and cartilage thickness in the human hip joint [J]. Acta Anat (Basel), 1997, 158(3): 192-204.
- [10] 孟庆恩,高雷鸣,刘峰. 一种使用非球面髋臼的金属-金属髋关节假体的时变弹流润滑分析[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 352-362.
Meng QE, Gao LM, Liu F. Transient elastohydrodynamic lubrication analysis of a novel metal-on-metal hip prosthesis with an aspherical acetabular bearing surface [J]. J Med Biomech, 2009, 24(5): 352-362.
- [11] Menschik F. The hip joint as a conchoid shape [J]. J Biomed, 1997, 30(9): 971-973.

- [12] 丁秀敏,侯丽丽,郭子学,等.半球与椭球髋臼假体对骨性髋臼应力分布的对比分析[J].医用生物力学,2008,23(6):465-470.
Ding XM, Hou LL, Guo ZX, et al. Comparative study of stresses on acetabulum after implanted hemisphere and ellipse cup [J]. J Med Biomech, 2008, 23(6): 465-470.
- [13] Yoshida H, Faust A, Wilckens J, et al. Three-dimensional dynamic hip contact area and pressure distribution during activities of daily living [J]. J Biomech, 2006, 39(11): 1996-2004.
- [14] Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, et al. Effects of idealized joint geometry on finite element predictions of cartilage contact stresses in the hip [J]. J Biomech, 2010, 43(7): 1351-1357.
- [15] Anderson AE, Ellis BJ, Maas SA, et al. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint [J]. J Biomech Eng, 2008, 130(5): 051008.
- [16] 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.
- [17] Macirowski T, Tepic S, Mann RW. Cartilage stresses in the human hip joint [J]. J Biomech Eng, 1994, 116 (1): 10-18.
- [18] Jiang HB. Static and dynamic mechanics analysis on artificial hip joints with different interface designs by the finite element method [J]. J Bionic Eng, 2007, 4(2): 123-131.
- [19] Zhao H, Barber GC, Liu J. Friction and wear in high speed sliding with and without electrical current [J]. Wear, 2001, 249(5-6): 409-414.

•致读者•

论文写作中的注意事项

论文的写作前言主要概述研究的背景、目的、研究思路、理论依据等。有些研究还应说明该研究开始的具体时间。前方必须开门见、简要、清楚,切忌套话、空话、牵涉面过宽、详述历史过程或复习文献过多等。不要涉及本研究中的数据或结论。不要与摘要雷同。未经检索,前言中不可写“国内外未曾报道”等字样,也不可自我评价达到“xx水平”或“填补xx空白”等。前言通常不需要标题。论著文稿的前言一般不超过250字;比较短的论文可以只用小段文字起前言作用。

方法主要介绍研究对象(人或实验动物,包括对照组)的选择及其基本情况,以及研究所采用的方法及观察指标。常用标题有“材料与方法”、“对象与方法”、“资料与方法”等。

临床研究需交代病例和对照者的来源、选择标准及研究对象的年龄、性别和其他重要特征等,并应注明参与研究者是否知情同意。临床随机对照组研究应交代干预方法(随机方法)和所采用的盲法。实验研究需注明动物的名称、种系、等级、数量、来源、性别、年龄、体重、饲养条件和健康状况等。

个人创造的方法应详细说明“方法”的细节,以备他人重复。改进的方法应详述改进之外,并以引用文献的方式给出原方法的出处。原封不动地使用他人方法,应以引用文献的方式给出方法的出处,无须展开描述。

药品、试剂应使用化学名,并注明剂量、单位、纯度、批号、生产单位和生产时间。仪器、设备应注明名称、型号、规格、生产单位、精密度或误差范围。无须描述其工作原理。

统计学处理项应说明统计分析方法及其选择依据。

结果的叙述应客观真实、简洁明了、重点突出、层次分明、合乎逻辑,不应与讨论内容混淆。若文稿设有图表,则正文不需重述其全数据,只需摘述其主要发现或数据。若使用文字描述,内容冗长烦琐不易读懂,则应改用图或表来表达数据,以收到一目了然的效果。应认真核对正文和图表的数据,达到准确、统一。统计学分析应交代统计方法、统计值,仅有P值不能体现重要的定量信息。

讨论应着重讨论研究中的新发现及从中得出的结论,包括发现的意义及其限度,以及对进一步研究的启示。若不能导出结论,出可以进行必要的讨论,提出建议、设想、改进的意见或待解决的问题。应将研究结果与其他有关的研究相联系,并将本研究的结论与目的相关联。不必重述已在前言和结果部分详述过的数据或资料。不要过多罗列文献。避免作不成熟的主观推断。讨论中一般不应设置图或表。