

# 半月板三维有限元模型建立及力学分析

金波, 胡云根, 韩雷

(浙江中医药大学附属江南医院 杭州市萧山区中医院, 浙江 杭州 311201)

**【摘要】** 目的: 建立正常膝关节及半月板三维有限元模型, 较真实模拟膝关节及半月板的解剖形态及特点, 通过初步有限元生物力学分析验证模型的有效性, 并阐释半月板的部分生物力学机制。方法: 利用 CT 和 MRI 扫描一健康男性志愿者膝关节获得其图像信息, 导入至 Mimics 10.01 及 Geomagic Studio 软件构建膝关节各组织结构三维模型, 利用 ANSA 软件对结构模型进行组合建立完整的膝关节模型, 并对模型进行网格划分, 最终建立了完整膝关节三维有限元模型。最后将有限元模型导入到 ANSYS 软件中, 设置材料属性、建立边界条件和施加载荷, 进行有限元分析, 验证模型有效性, 并分析半月板的生物力学特性。**结果:** 所建立的模型包含膝关节骨、关节软骨、半月板及主要韧带结构, 能有效模拟膝关节及半月板的解剖形态及特点。内侧半月板接触面积为 771.05 mm<sup>2</sup>, 外侧半月板接触面积为 634.31 mm<sup>2</sup>, 内外侧半月板接触面积比为 1.216。内外侧半月板的应力分布均匀, 但内侧半月板所受应力高于外侧半月板, 其峰值应力分别出现在内侧半月板后角及外侧半月板前角, 其峰值应力为 4.11 MPa。半月板最大位移位于其体部, 内侧较外侧形变更大, 最大位移形变值为 0.33 mm。所获得的力学分析结果于文献相一致, 验证了模型的有效性。**结论:** 本研究所建立的膝关节及半月板有限元模型具有有效性, 可为半月板撕裂及半月板切除术等有限元分析研究提供有效的模型。所获得的有限元分析结果能够阐释半月板的部分生物力学机制, 为临床半月板损伤和治疗提供理论指导。

**【关键词】** 半月板; 有限元分析; 生物力学

中图分类号: R322.72

DOI: 10.12200/j.issn.1003-0034.2020.08.016

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Establishment of 3D finite element model of meniscus and its mechanical analysis** JIN Bo, HU Yun-gen, and HAN Lei.  
Jiangnan Hospital Affiliated to Zhejiang University of Chinese Medicine, Hangzhou Xiaoshan TCM Hospital, Hangzhou 311201, Zhejiang, China

**ABSTRACT** **Objective:** To establish a 3D finite element model of normal knee joint involved its meniscus, which can be used to simulate the anatomical morphology and characteristics of human knee joint, to verify the validity of the model by preliminary FEA mechanical analysis, and explain partially biomechanical mechanisms of meniscus. **Methods:** CT and MRI data were harvested by scanning the knee joint of a healthy male volunteer, and then these data were imported into Mimics 10.01 software and Geomagic Studio software to constructed the 3D models of tissue structures of knee joint. These models were combined to constructed the 3D model of intact knee joint and meshed in ANSA software. Therefore the finite element model of intact knee joint was established. Finally, after the definition of its material behavior, boundary conditions and loading. The finite element model of knee joint was analyzed and verified using ANSYS software. Meanwhile The biomechanical properties of meniscus were analyzed. **Results:** The complete knee finite element model composed of bone, meniscus, articular cartilage, and major ligaments was established. It could effectively simulate the anatomical morphology and characteristics of knee joint and its meniscus. The contact area of medial meniscus was 771.05 mm<sup>2</sup>, while the contact area of lateral meniscus was 634.31 mm<sup>2</sup>, and the ratio was 1.216. The stress distribution was uniform, but the stress of the medial meniscus was higher than that of the lateral meniscus, and the peak stress located in the posterior horn of the medial meniscus and the anterior horn of the lateral meniscus, respectively, and the peak stress value was 4.11 MPa. The maximum displacement of the meniscus was located in body, and the displacement of the medial meniscus was more remarkable than that of the lateral meniscus, and the maximum displacement value is 0.33 mm. The obtained finite element analysis results corresponded to that reported in the literature, which mean the model's reliability. **Conclusion:** The established finite element model of knee joint are proved to be have validity, and is a useful model for finite element analysis of meniscus tear and meniscectomy. The results of finite element analysis can explain partially biomechanical mechanisms of meniscus which can provide theoretical guidance for clinical treatment of meniscus injury.

**KEYWORDS** Meniscus; Finite element analysis; Biomechanics

通讯作者: 金波 E-mail: 281903251@qq.com

Corresponding author: JIN Bo E-mail: 281903251@qq.com

半月板是膝关节重要的组成部分,其生物力学作用包括应力传导、吸收震荡、本体感受、增加膝关节稳定及润滑作用等<sup>[1]</sup>。临床研究证实半月板损伤及半月板切除后会出现关节软骨进行性退变,甚至形成骨性关节炎。对半月板生物力学的研究有助于阐述上述改变形成的原因及机制,本研究通过建立正常膝关节及半月板三维有限元模型,能较真实模拟膝关节及半月板的解剖形态及特点,通过初步力学分析验证模型的有效性,阐释半月板的部分生物力学机制,为临床半月板损伤和治疗提供理论指导,并为半月板撕裂及半月板切除术的有限元分析研究提供有效的有限元模型。

## 1 材料与方法

### 1.1 一般资料

选择 1 名男性志愿者,年龄 30 岁,身高 170 cm,体重 70 kg,既往无膝关节外伤手术史及骨代谢疾病史,取其右膝关节进 X 线片检查后确定膝关节形态正常。

### 1.2 仪器设备及软件

CT 机(GE16 排螺旋 CT 机,美国),MRI 机(西门子 1.5T MR 机,德国),计算机(CPU: Intel Core i7-8700 处理器,内存: 8 G, DDR4, 2666MHz, 硬盘: 1.0TB 机械硬盘; 显卡: Intel UHD Graphic 630 集成显卡),医学影像软件 Mimics 10.01 (Materialise 公司,比利时),逆向工程三维软件 Geomagic Studio (Geomagic 公司,美国),有限元前处理软件 ANSA (BTEA 公司,希腊),有限元分析软件 ANSYS 17.0 (ANSYS 公司,美国)。

### 1.3 有限元模型的建立

髌膝关节伸直中立位分别进行 CT 和 MRI 扫描,扫描范围为膝关节关节面上下 15 cm。CT 扫描层厚 1.25 mm,取横断面扫描。MRI 扫描层厚 4 mm,分别取横断位、矢状位、冠状位 3 个方位扫描,数据以 DICOM 格式保存。

将 CT 数据导入 Mimics 10.01 中,通过阈值设定骨性结构的灰度值 256~3 071 Hu,采用阈值分割提取各骨组织的轮廓线,对灰度值识别困难的部位采用划笔工具进行手工提取,采用区域增长功能提取各结构。此模型的表面很粗糙,有较多的凸起和尖刺,其内部也可能存在一些空洞,需利用蒙板编辑功能对模块表面进行光滑处理。3D 重建包括骨组织及内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌韧带、内外侧半月板及关节软骨的几何模型,输出为 STL 格式保存。同理将 MRI 影像数据导入 Mimics 10.01 中,通过上述步骤提取各组织结构的三维模型,同样输出为 STL 格式保存。

将所获得的基于 CT 和 MRI 图像数据的 STL 文件分别导入到逆向工程软件 Geomagic Studio 中,在该软件中生成 C1 连续的非均匀有理 B 样条(NURBS)曲面,进而构成实体模型。对模型表面除必要的修饰外,避免使用降噪、光滑、删除钉状物等命令,特别是针对本研究所关注的半月板模型,减少模型外形的改变,尽可能的保证图像的完整性。生成的实体模型通过 IGES 文件格式保存。

在有限元前处理软件 ANSA 软件中将所获得基于 CT 和 MRI 数据的实体模型进行融合。通过各自坐标系的旋转、倾斜及模型的伸缩,将 CT 所建立的模型于 MRI 所建立的模型进行配准对齐。再取 CT 模型中的股骨下段,胫腓骨上段,髌骨模型,取 MRI 模型中的内外侧副韧带、前后交叉韧带、髌韧带、内外侧半月板及关节软骨模型,融入到同一坐标系,按解剖关节整合到一起形成完整的膝关节实体模型。ANSA 软件有强大的网格划分及优化能力,通过 ANSA 软件对所建立的实体模型采用二阶四面体单元进行网格划分,并半月板网格进行加密划分并优化,对加密后的网格进行收敛性试验,获得最优网格大小值,试验得到半月板的网格大小为 0.5 mm,最终建立膝关节的三维有限元模型。对模型进行材料属性和参数的设定:骨性结构定义为刚体,弹性模量 12 000 MPa,泊松比 0.3<sup>[2]</sup>,关节软骨及半月板定义为连续、均质、各向同性的单相线弹性材料,软骨弹性模量 5.0 MPa,泊松比 0.46<sup>[3]</sup>,半月板弹性模量为 59 MPa,泊松比为 0.49<sup>[4]</sup>,具体见表 1。将韧带结构设定为超弹性、各向同性非线性材料,采用应变能密度函数本构模型 Neo-Hookean 模型计算韧带的力学参数<sup>[5]</sup>,Neo-Hookean 函数为:
$$\psi = \frac{1}{2D} \ln(J)^2 + C_1(I_1 - 3) + F_2(\lambda);$$
其中 C1 为 Neo-Hookean 系数; $\frac{1}{D}$ 即为体积

模量(Bulk Modulus) $\kappa$ , $\kappa = \frac{1}{1000}$ ,具体见表 2。

### 1.4 边界条件及加载

所获得模型接触面中,关节软骨与股骨、胫骨接触面,内外侧副韧带及前后交叉韧带在股骨及胫骨处附着点及前后交叉韧带间的接触面,内外侧半月板前后角于胫骨平台接触面设定为绑定,使模型的接触部位坐标保持恒定。同时内侧半月板外侧边缘于胫骨平台接触绑定而外侧半月板体部外缘不绑定以模拟及内侧半月板与内侧副韧带及关节囊相连而外侧半月板外缘因腓肌腱与关节囊及外侧副韧带分离的解剖特点。膝关节内侧间室和外侧间室的股骨软骨-半月板接触面及半月板-胫骨软骨接触无相互运动接触及碰撞面。接触设定为无摩擦非线性接触。

表 1 材料属性表  
Tab.1 Material property sheet

材料	弹性模量 (MPa)	泊松比
骨	12 000	0.3
软骨	5	0.46
半月板	59	0.49

表 2 韧带材料参数 (MPa)  
Tab.2 Ligament material parameters (MPa)

韧带	C1	D
内侧副韧带	1.44	0.00126
外侧副韧带	1.44	0.00126
前交叉韧带	1.95	0.00683
后交叉韧带	3.25	0.0041
髌韧带	2.75	0.00484

限定股骨在 X、Y、Z 轴上的自由度为 0，胫腓骨在远端固定，以模拟膝关节伸直状态。根据 Sathasivam 等<sup>[6]</sup>步态分析研究，1 个体质量为 70 kg 的成年人在其正常步态周期中膝关节承受的最大轴向负荷为 1 150 N。在股骨近端面中点上施加 1 150 N 载荷。

1.5 观察项目与方法

将所建立的三维有限元模型导入有限元分析软件 ANSYS 17.0 中，输入材料属性和参数，施加荷载进行受力分析，观察半月板于软骨接触面积，观察半月板的应力分布情况及峰值应力分布、形变位移等特点。

2 结果

所建立的膝关节及半月板有限元模型清楚地显

示了膝关节整体和各组织结构的解剖形态，有效反映了各结构之间的位置和解剖关系，具体见图 1,2。完整的膝关节三维有限元模型含 4 218 939 个单元体，含 5 958 521 个节点，所获得的半月板模型内侧呈 C 型，外侧呈 O 型，内侧半月板含 64 600 个单元体，含 95 420 个节点，外侧半月板含 60 519 个单元体，含 90 343 个节点。各结构模型的单元数和节点数见表 3。模拟正常步态周期中膝关节承受的最大轴向负荷施加荷载。内侧半月板接触面积为 771.05 mm<sup>2</sup>，外侧半月板接触面积为 634.31 mm<sup>2</sup>，内外侧半月板接触面积比为 1.216。根据正常膝关节半月板 Mises 应力分布图 (图 3)，实施载荷后，内外侧半月板的应力分布均匀，但内侧半月板所受应力高于外侧半月板，其峰值应力分别出现在内侧半月板后角及外侧半月板前角，其最大应力值为 4.11 MPa。根据半月板位移形变分布图 (图 4)，半月板最大位移位于其体部，内侧较外侧形变更大，最大位移形变值为 0.33 mm，具体分布值见表 4。

3 讨论

3.1 本研究建模特点

有限元分析是利用数学近似的方法对真实物理系统进行模拟，因此必然存在误差，包括模型误差和计算误差。为使建立的模型更接近真实，根据有限元分析步骤，在几何模拟、材料模拟、工况模拟三方面进行优化以减少误差。几何模拟方面：首先本研究采用混合配准 CT 及 MRI 进行图像数据采集。CT 显示骨骼图像优于 MRI，而 MRI 显示软组织图像又优于 CT，单独运用 CT 或 MRI 虽均可建立膝关节几何模型，但其解剖真实程度降低，甚至过度简化<sup>[7]</sup>。两者具有成像敏感性互补性，因此基于 CT 构建骨组织模

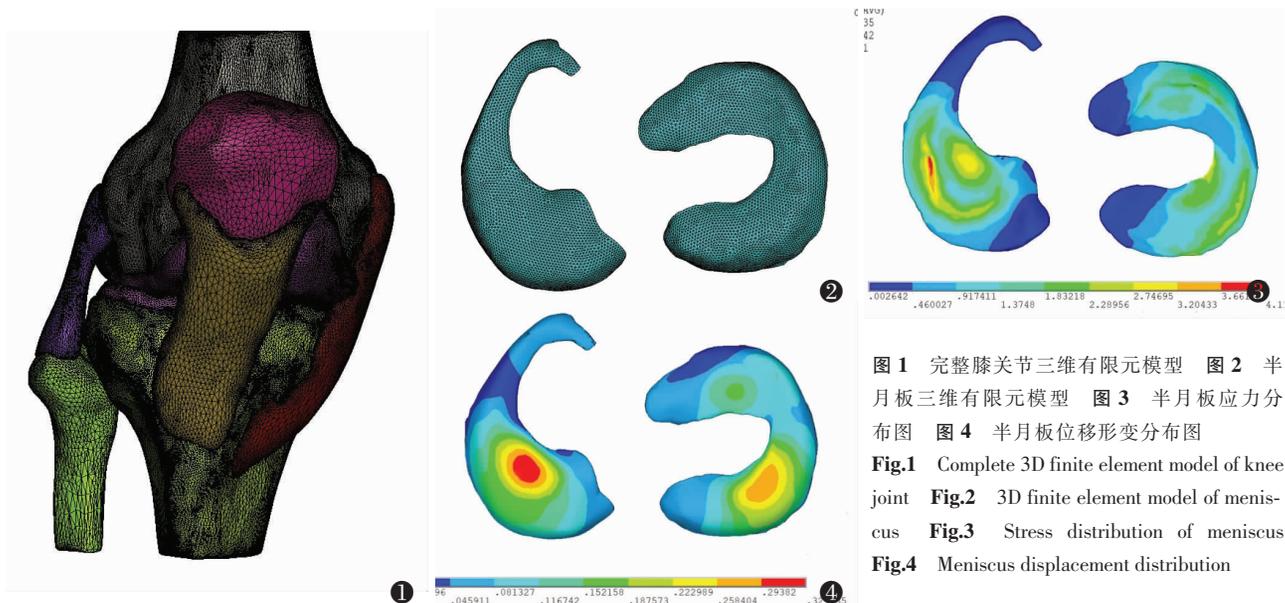


图 1 完整膝关节三维有限元模型 图 2 半月板三维有限元模型 图 3 半月板应力分布图 图 4 半月板位移形变分布图  
Fig.1 Complete 3D finite element model of knee joint Fig.2 3D finite element model of meniscus Fig.3 Stress distribution of meniscus Fig.4 Meniscus displacement distribution

表 3 各结构模型单元数及节点数

Tab.3 Number of elements and nodes of each structural model

部位	单元数	节点数
完整膝关节	4 218 939	5 958 521
内侧半月板	64 600	95 420
外侧半月板	60 519	90 343
股骨	1 336 588	1 826 443
胫骨	1 059 519	1 450 543
腓骨	116 676	165 058
髌骨	174 048	243 578
前交叉韧带	38 911	58 463
后交叉韧带	40 919	60 615
内侧副韧带	66 742	102 059
外侧副韧带	37 885	55 782
髌韧带	101 675	150 154
股骨软骨	1 003 075	1 459 352
胫骨软骨	59 372	101 509
髌骨软骨	58 354	99 081

表 4 半月板应力分布特点

Tab.4 Stress distribution characteristics of meniscus

部位	接触面积(mm <sup>2</sup> )	峰值应力(MPa)	位移变形(mm)
内侧半月板	771.05	4.11	0.33
外侧半月板	634.31	3.75	0.29

型,结合基于 MRI 构建的膝关节半月板、关节软骨及主要韧带模型,两者融合准确构建完整的膝关节几何模型。同时在运用软件建立模型时尽量避免使用使模型外观改变的命令,以尽可能保证数据的完整性,最终形成的半月板模型内侧呈 C 型,内侧呈 O 型,有效反应了半月板的解剖形态。其次所建立几何模型需进行网格划分。利用有限元前处理软件 ANSA 对模型进行网格划分,ANSA 具有强大的网格创建、质量检查及质量改进功能。一般认为,网格划分获得的单元及节点数越多,后续的计算越准确。而划分的网格质量决定了后续计算的准确性,因此对所关注的半月板的进行了网格细化,通过对网格收敛性分析确定最佳的网格大小(0.5 mm),获得高质量的网格以减少计算误差。材料模拟方面:膝关节各结构材料属性对计算结果影响很大。徐志才等<sup>[8]</sup>研究认为膝关节骨骼材料属性对膝关节的力学行为基本没有影响,在针对软组织的有限元分析时可设定为刚体。Donzelli 等<sup>[4]</sup>认为软骨、半月板等粘弹性组织在承载负荷后的短时间内无明显改变,综上所述将骨组织定义为刚体,将软骨及半月板定

义为连续、均质、各向同性的单相线弹性材料。而在对韧带组织的材料属性设定时不同的文献设定出入较大,有将其设定为于软骨及半月板相同的线弹性材料,有将其设定为超弹性材料。韧带于半月板及软骨的材料性质有明显不同,简单的将其设定为同一类材料虽利于方便统计和计算,但显然增加了误差。采用 Peña<sup>[9]</sup>进行有限元分析时对韧带结构的设定,将其定义为非线性超弹性材料,采用应变能密度函数本构模型 Neo-Hookean 模型计算韧带的力学参数。工况模拟方面:有限元分析的一大优势即可以模拟不同的工况。本研究通过边界条件的设定,模拟了半月板在膝关节内的解剖特点。包括半月板前后角与胫骨的附着,内侧半月板外缘于内侧副韧带相连而外侧半月板因腓肌腱与外侧副韧带相分离等解剖特点。同时通过设定股骨胫骨的自由度模拟了人膝关节伸直状态。通过上述设定能尽可能地真实还原半月板的解剖环境,使模型更接近真实。

### 3.2 有限元结果分析

文献中已建立的膝关节有限元模型在相似载荷下进行力学分析,Peña 等<sup>[9]</sup>测得最大接触应力位于内侧半月板后角和外侧半月板前角,其值分别为 2.9 MPa 及 1.45 MPa;董跃福等<sup>[7]</sup>有限元模型显示膝关节,内外侧间室的接触面积分别为 682 mm<sup>2</sup> 和 503 mm<sup>2</sup>,内侧间室接触面积大于外侧间室,内侧半月板接触压峰值出现在半月板后部,外侧半月板接触压峰值出现在前角,与本研究结果一致,验证了本研究所建立的有限元模型有效性。分析膝关节伸直静止状态下形变位移分布方面特点,应力载荷下,内外侧半月板均发生形变位移,最大形变位于其体部,内侧较外侧形变更大,最大位移值为 0.33 mm。由此表明,正常膝关节中,半月板起着承受应力及通过形变吸收震荡、分散应力的作用。内侧半月板承担更多的力学作用,其应力接触面积较外侧大,承担更多更大的应力,因此认为内侧半月板损伤的风险更大,同时可以解释大多数膝关节骨性关节炎以内侧股关节退变为主的原因。综上所述,本研究所建立的有限元模型能有效反应膝关节的特点,通过文献对比验证了模型的有效性,所获得的半月板应力响应验证了半月板在膝关节内所起的生物力学作用,阐释了半月板部分生物力学机制,可为模拟半月板撕裂及半月板切除术等不同工况提供有效的有限元模型。

有限元分析法利用模型模拟研究对象的生物力学特点,该方法具有可行性强、计算精度高,能直观地反映模型整体或局部的生物力学特点<sup>[10]</sup>。本研究即通过建立半月板有限元模型对其进行有限元分析,并通过与文献比较验证了模型的有效性,并揭示

了半月板的部分生物力学机制。本研究仍存在不足，本研究的工况模拟中缺少了膝关节屈伸动态模拟，模拟伸直状态下轴向应力的半月板的应力变化，并没进行前后应力、旋转应力下模拟，也没有动态模拟半月板的应力变化。这些需后期进一步研究改进，从而进一步明确半月板的生物力学特征。尽管存在上述局限性，本次研究仍是对半月板力学研究成功的尝试，研究其力学机制，为临床对半月板损伤认识及预防治疗和康复提供力学理论依据，也为后期研究半月板切除术对膝关节生物力学研究奠定基础。

参考文献

[1] Vedi V, Williams A, Tennant SJ, et al. Meniscal movement. An in vivo study using dynamic MRI[J]. J Bone Joint Surg Br, 1999, 81(1):37-41.

[2] Meng Q, Jin Z, Wilcox R, et al. Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2014, 228(11): 1193-1207.

[3] Li G, Lopez O, Rubash H. Variability of a three-dimensional finite element model constructed using magnetic resonance images of a knee for joint contact stress analysis[J]. J Biomech Eng, 2001, 123(4):341-346.

[4] Donzelli PS, Spilker RL, Ateshian GA, et al. Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlation with tissue failure[J]. J Biomech, 1999, 32(10):1037-1047.

[5] Peña E, Calvo B, Martínez MA, et al. A three-dimensional finite ele-

ment analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint[J]. J Biomech, 2006, 39(9):1686-1701.

[6] Sathasivam S, Walker PS. A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics[J]. J Biomech, 1997, 30(2):177-184.

[7] 董跃福, 牟志芳, 蒋胜波. 膝关节有限元解剖模型的构建及其力学分析[J]. 临床骨科杂志, 2015, 8(16):686-692.

DONG YF, MOU ZF, JIANG SB, et al. The construction of the anatomical finite element model of knee joint and its mechanical analysis[J]. Lin Chuang Gu Ke Za Zhi, 2015, 8(16):686-692. Chinese.

[8] 徐志才, 胡广洪, 黄振宇. 胫骨模型对膝关节有限元分析结果影响的探讨[J]. 中国数字医学, 2014, 9(4):69-72.

XU ZC, HU GH, HUANG ZY. Study of Influence of tibial model on finite analysis results of knee joint[J]. Zhongguo Shu Zi Yi Xu, 2014, 9(4):69-72. Chinese.

[9] Peña E, Calvo B, Martínez MA, et al. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics[J]. Clin Biomech(Bristol Avon), 2005, 20(5):498-507.

[10] 郝连升, 关涛, 黄峰. InterTan 治疗股骨转子间骨折有限元分析[J]. 中国骨伤, 2019, 32(2):176-180.

HAO LS, GUAN T, HUANG F. Finite element analysis of InterTan for the treatment of femoral intertrochanteric fractures[J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2019, 32(2):176-180. Chinese with abstract in English.

(收稿日期:2019-10-20 本文编辑:王玉蔓)

·综述·

# 骨性结构异常对下尺桡关节稳定影响的研究进展

陆陈林<sup>1</sup>, 祝斌<sup>2</sup>, 竺枫<sup>2</sup>, 黄天翔<sup>1</sup>, 王欣<sup>2</sup>

(1. 宁波大学医学院, 浙江 宁波 315000; 2. 宁波大学医学院附属宁波市第六医院, 浙江 宁波 315040)

**【摘要】** 下尺桡关节(distal radioulnar joint, DRUJ)不仅是腕部主要的承重关节,还是前臂旋转的枢纽,是身体中最重要且独特的关节之一。保持下尺桡关节的稳定性对日常生活非常重要,稳定下尺桡关节的组织包括骨性结构和软组织结构,虽然软组织结构对其稳定性的贡献要远远超过骨性结构,但是不能忽视骨性结构异常对下尺桡关节造成的影响。本文通过回顾相关文献,将骨性结构异常分为先天性及获得性骨结构异常,分别分析、整理两者对下尺桡关节稳定性所造成的影响,并从临床症状、分级、治疗等方面进行总结,简述下尺桡关节不稳在当前临床中存在的问题及其在今后的研究方向,以期对日后临床应用提供参考。

**【关键词】** 下尺桡关节; 骨性结构异常; 关节稳定性

中图分类号:R322.7+2

DOI:10.12200/j.issn.1003-0034.2020.08.017

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



通讯作者:王欣 E-mail:dr.wangxin@qq.com

Corresponding author:WANG Xin E-mail:dr.wangxin@qq.com