

·综述·

骨小梁的形态结构和生物力学性能研究进展

权元元^{1,2,3,4} 丁凯^{2,3,4} 王海程^{2,3,4} 李彦霖^{2,3,4,6} 张一凡^{2,3,4} 张建志^{2,3,4,5} 陈伟^{2,3,4}

【摘要】 骨小梁在人体骨骼系统中具有重要的力学支撑和应力传导作用。正确全面理解骨小梁的形态结构和生物力学性能对于肌肉-骨骼系统等疾病的临床诊断和治疗方面具有重要的指导意义。在过去的十年,影像学、生物力学和有限元分析技术取得了前所未有的进展,也有助于我们更加正确全面地了解骨小梁。但骨小梁具有多孔性和非均匀性等结构特点,使研究其形态结构和生物力学性能十分困难。本文就其作一综述。

【关键词】 骨小梁; 生物力学; 形态结构

Research progress on morphological structure and biomechanical properties of trabeculae Quan Yu-anyuan^{1,2,3,4}, Ding Kai^{2,3,4}, Wang Haicheng^{2,3,4}, Li Yanlin^{2,3,4,6}, Zhang Yifan^{2,3,4}, Zhang Jianzhi^{2,3,4,5}, Chen Wei^{2,3,4}.

¹Department of Medicine, Linfen Vocational and Technical College, Shanxi Linfen 041000, China; ²Orthopedic Research Institution of Hebei Province, ³Key Laboratory of Biomechanics of Hebei Province, ⁴Department of Orthopaedic Surgery, the Third Hospital of Hebei Medical University, Hebei Shijiazhuang 050051, China; ⁵The Second Department of Orthopedics, Hebei Chest Hospital, Hebei Shijiazhuang 050041, China; ⁶Department of Rehabilitation, Tianjin Binhai New Area Hospital of Traditional Chinese Medicine, Tianjin 300450, China

Corresponding author: Chen Wei, Email: drchenwei1@163.com

【Abstract】 Trabecular bones have important mechanical support and stress conduction in the human skeletal system. A correct and comprehensive understanding of the morphological structure and biomechanical properties of trabecular bones is of great guiding significance for the clinical diagnosis and treatment of diseases such as musculoskeletal system. Over the past decade, unprecedented advances in imaging, biomechanics, and finite element analysis have helped us to better understand trabeculae. However, the structural characteristics of trabecular bones such as heterogeneity and porosity make it difficult to study the structural morphology and mechanical properties of trabeculae. This article provides a review of them.

【Key words】 Trabecular bone; Biomechanics; Morphological structure

近年来对关节病,骨质疏松等的研究不断深入,松质骨的重要性逐渐凸显^[1-2]。本课题组前期研究证明骨小梁难以重建与内固定失败有重要关系^[3-5]。并且近年来骨的重建、再造以及关节置换术等都需要对松质骨的力学特性和形态结构进行深入了解。因此,全面正确理解骨小梁的形态结构和生物力学性能具有重要的临床意义。

在主要的关节中(如膝、髋关节和脊柱),骨小梁在力学载荷和能量吸收方面发挥着重要的作用^[6-7]。例如,在一个椎体中,骨小梁承担超过75%的负荷^[8],在股骨近端承载40%~70%的负荷^[9],并且有限元分析显示重建骨小梁能加强对内固定的把持力,恢复应力传导,降低应力遮挡^[3-5]。因此骨小梁结构的改变是众多骨科疾病发生的微观基础。然而,由于

骨小梁具有异质性、多孔性等结构特点,致使对骨小梁的力学性能和结构形态的研究十分困难。因此,全面正确了解骨小梁的形态结构和生物力学性能是需要认真研究的课题。

本文将从骨小梁的形态结构以及生物力学性能两方面进行系统性综述,为肌肉-骨骼系统等疾病的临床诊断和治疗提供理论依据。

一、骨小梁的形态结构

由于骨小梁形态结构各异,小梁间连接较复杂,并且具有微观性,其形态结构的研究较困难。对骨小梁的研究,早期主要集中于其生物力学性能。然而,随着研究不断深入,其形态结构显示逐渐清晰,并可影响整体骨的生物力学性能随之对骨小梁形态结构的研究日益增多。

DOI: 10.3877/cma.j.issn.2096-0263.2024.02.009

基金项目:国家自然科学基金面上项目(82072447);河北省自然科学基金杰出青年项目(H2021206329)

作者单位:041000 临汾,临汾职业技术学院医学系¹; 050051 石家庄,河北省骨科研究所²,河北省骨科生物力学重点实验室³,河北医科大学第三医院创伤急救中心⁴; 050041 石家庄,河北省胸科医院骨二科⁵; 300450 天津市,天津市滨海新区中医医院康复科⁶

通信作者:陈伟, Email: drchenwei1@163.com

(一) 骨小梁形态结构研究发展方向

19世纪中后期, Von Meyer首次对松质结构进行全面描述, Meyer和Wolff等提出了“Wolff定律”, 发现骨小梁的排列方式具有一定规律性, 小梁结构与功能是相适应的, 显著影响了随后对松质骨的研究^[10]。Carter等^[11]提出一种可靠的描述骨小梁形态结构的方法, 即将冰冻后的小梁切片摄像、重建并初步计算形态学参数。其后Dyson等^[12]应用电镜扫描法获得骨小梁图像, 提出了骨小梁“连通性较好”、“不连通”等定性描述结论。随着影像技术不断发展, 高分辨率的micro-CT技术解决了因形态结构限制观察的难题, 可定性、定量描述骨小梁的微结构, 准确反映三维微结构特点, 这为全面深入研究骨小梁的形态结构奠定了基础^[13]。骨小梁的微结构元素决定了其物理特性, 为了设计结构-性能相适应的仿生骨生物材料, 从几何学的角度表征骨小梁结构是必不可少的。然而尽管骨形态计量学已经有了很长的历史, 骨小梁几何结构的基本特征相关研究目前仍然较缺乏。Sebastien等^[14]利用来自5个不同部位的70例供体的显微CT图像, 分别通过量化表面曲率和Minkowski函数, 详细分析了人松质骨的局部和整体几何结构。这种骨小梁形态计量学的几何方法为预测骨破坏、了解几何驱动的组织生长以及仿生骨组织支架的设计提供了一种基本模型。

(二) 骨小梁形态结构的解剖学基础

一般认为松质骨结构形式分为三类: 第一种结构形式是由许多直径约为0.1 mm、长约为1 mm的小杆按照某种规律排列成的网状结构。第二种结构形式, 部分小杆被小板替代, 以小板为主。第一种可以转化为第二种。第三种结构形式, 由较长(数毫米)的小板, 依据一定方向性排列, 由一些与小棒方向垂直的小杆将其连接。松质骨结构损伤会导致力学性能降低^[15], 例如在围绝经期和绝经后早期, 以及老年期骨质疏松症者, 骨吸收/骨形成比例升高, 骨重建失衡, 导致骨小梁穿孔、连续性中断, 使骨小梁结构的连接性下降, 从正常的板状结构转化为更薄的杆状结构, 最终造成骨机械强度降低^[16]。有研究表明, 在股骨近端, 板状骨小梁组织矿物质密度(tissue mineral density, TMD)高于杆状骨小梁^[17]。杆状骨小梁中相对较低的TMD可能表明杆状骨小梁中存在活跃和持续的重塑过程, 使其更容易发生骨质疏松^[18-21]。在骨质疏松症和其他代谢性骨病发生过程中, 骨小梁由板状结构向杆状结构的变化表明, 衰老和骨质疏松症是骨小梁由板状结构转变为杆状结构的重要因素^[22-24]。

在机体发育过程中, 骨小梁生长方向受外部应力作用的影响, 骨小梁在骨内的位置不同及机体的年龄不同, 其生长方向均可产生较大的差异。有研究表明小梁结构随着外部所受力学载荷的变化而改变, 形成理想的受力模型, 使结构与功能相互统一、相互制约; 因此, 骨小梁总是沿着轴向被拉伸或压缩, 且结构形态与力学负荷的量化分布相一致^[25]。例如, 在股骨的近端, 板小梁沿着主小梁轴向分布, 承载大部分的机械负荷, 而杆小梁主要横向分布, 对刚度和强度影响较小, 而对板之间的应力传导和分布具有重要的作用^[26-28]。压力骨小梁系统和张力骨小梁系统在股骨颈交叉的中心区形

成Ward三角。张英泽院士课题组首次提出, 在股骨近端不止一个Ward三角, 而是有无数个三角, 称为“张氏N三角理论”(Zhang's N Triangle Theory)。张英泽院士课题组根据此理论结合多年临床经验, 综合分析了退钉、断钉等骨折术后并发症, 研发出了股骨近端仿生髓内钉(proximal femur bionic nail, PFBN)。此仿生内固定物上有沿骨小梁走形的仿生孔, 在骨折愈合时允许骨小梁重建, 可降低应力遮挡, 恢复应力传导^[29]。在胫骨近端, 骨小梁整体上呈垂直排列, 在关节面附近骨小梁有增厚, 在骨骺和干骺端骨小梁分布不同, 在关节表面以及骨皮质交界处, 小梁相互连接, 形成网格状分布^[30]; 在椎体, 骨小梁根据外部应力方向主要呈竖直方向和横向水平方向排列。

(三) 骨小梁形态学参数

临床中骨折的防治、仿生内固定物的设计研发等均需要测量分析骨小梁的形态结构和生物力学性能, 从而全面了解小梁功能与形态结构的变化趋势之间的关系。然而, 骨小梁形态结构变化十分微小, 小梁之间连接较复杂, 并且小梁位置主要在长骨两端的内部, 其外部有密质骨包裹, 使得测量完整骨小梁结构十分困难。研究人员发现骨小梁的形态学参数可以表征骨小梁的结构特点, 而形态计量法以骨小梁的解剖学、生理学为基础, 对组织结构进行三维立体的观察, 进行定性定量描述^[31, 32]。骨小梁的形态学参数包括骨小梁的数量、间隙、连通性、厚度、表面积、各向异性、结构模型指数等。使用形态学参数量化骨小梁结构形态特征可推断负荷传递区域。Arthur等^[33]比较了拇指腕掌骨关节炎和正常标本大多角骨的骨小梁形态学参数, 发现与桡侧象限和背尺象限相比, 掌尺象限的骨小梁体积、厚度和连通性显著增加。这证明第一腕掌关节的最大压缩负荷发生在大多角骨的掌尺象限。这些发现表明该象限骨小梁形态发生了病理改变。这为负荷传递的变化随着拇指腕掌关节关节炎的发展而发生提供了间接证据。另外测量分析骨小梁的形态学参数可以为植入物的设计提供一定的理论依据。有研究采用显微CT测量了健康人、人骨质疏松症、绵羊、牛和猪骨的肱骨头大结节的骨小梁体积分数、骨小梁厚度、骨小梁间距、小梁数、连通性密度、各向异性程度和结构模型指数等形态学参数, 发现除骨小梁厚度和各向异性程度外, 不同物种间的骨小梁微观结构参数差异较大^[34]。因此, 只有专门为某物种设计的植入物才能用于松质骨内植入物稳定性的体外力学测试。

二、骨小梁的生物力学性能

前期研究认为骨小梁的力学性能改变导致其形态结构产生变化, 随着医学技术的不断发展, 研究人员发现形态结构的变化同样会影响力学性能。例如骨质疏松症等代谢性骨病引起的脆性骨折通常发生在骨小梁区域^[35]。近年来骨的重建、再造及人工关节置换术等均需要深入了解松质骨的力学特性。一组来自啮齿动物糖尿病模型的数据支持这样一种观点, 即在糖尿病中, 全骨表现较差归因于骨组织力学性能的降低, 而非任何骨几何形状的变化^[36]。

(一) 骨小梁生物力学发展方向

1638年, 伽利略发现了施加载荷与骨形态之间的关系。

19世纪中后期, Meyer和Wolff等^[10]提出了“Wolff定律”,认为骨小梁的结构与功能是相适应的,小梁的排列方式随着所处部位的变化及其所承受载荷的强度形成最优的性能效果。Carter等^[11]总结前人的研究基础,发现了弹性模量与表观密度的立方成正比,为该类研究奠定了坚实基础,具有里程碑意义。Cowin等^[37]基于连续介质力学的基本理论,提出了适应性弹性理论。Cesar等^[38]利用椎骨内骨小梁结构的晶格网络模型,证明了骨小梁的力学性能受其微结构影响,确定了骨小梁微结构可影响骨强度。随着科学技术的不断发展,骨小梁生物力学已发展成为一门门类齐全、多学科交叉的新兴研究领域学科。由于骨小梁的异质性和各向异性性质,预测小梁骨的力学性能具有挑战性。

(二)骨强度

松质骨的强度具有异质性(随年龄、部位、疾病等而异)、各向异性(取决于加载方向)和不对称性(拉伸、压缩、剪切不同)。有研究报道骨小梁压缩强度高于拉伸强度^[36,39]又高于剪切强度^[40],但是这种相对差异取决于加载方向,并且随模量的增加而增加。骨小梁的强度的降低可能与骨折、损伤有关,从而导致骨重塑和骨植入物的失败^[41-43]。

骨强度涵盖骨量和骨质量两大要素。应用双能X线骨密度仪测量骨密度(bone mineral density, BMD)是临床上常用的评价骨量方法,但是测得的是二维面积密度,不足以准确反映其骨强度和相应骨折风险。Enrique等^[44]研究发现BMD在组成人体骨骼骨强度的因素中的贡献占58%~70%。越来越多的研究者发现松质骨的非均质性会显著影响其力学性质^[45]。例如,在相同BMD水平下髌关节和前臂骨折发病率,75岁女性为45岁女性的4~7倍^[46],即单独使用BMD值不能有效预测骨折风险。骨质量改变比骨量减小对骨强度的下降起到更为重要的作用,多项研究结果发现骨小梁评分(trabecular bone score, TBS)是评估骨质量、预测骨质疏松性骨折风险的可靠工具。TBS可在一定程度上反映3D骨骼特征,如骨小梁间隔、连接密度和数量,所以TBS可以评价骨骼微结构的状态^[47,48]。

近年来,在生物力学研究中,骨体积分数(bone volume fraction, BV/TV)得到了越来越多的应用。Sanyal等^[49]提出,松质骨的剪切强度和压缩强度取决于骨体积分数。越来越多的证据表明,与年龄相关的骨强度下降主要是由于BV/TV值^[50,51]的降低。椎体松质骨生物力学分析显示,骨折主要集中在^[52](BV/TV)值最小的亚区域,且最低BV/TV值对松质骨强度的预测值优于整个标本^[52]的BV/TV。鉴于松质骨的异质性,目前尚不清楚该理论是否可以应用于其他部位。Guenoun等^[53]采用股骨进行侧摔实验,发现BV/TV与骨强度的相关性最大。然而,最小BV/TV与骨强度之间没有发现任何关系。最大BV/TV被发现于股骨头松质骨,而最小值位于股骨颈外侧转子间区域^[54,55],解释了股骨颈外侧转子间区域是最常见的网站股骨近端骨折的这一事实。

(三)弹性模量和硬度

弹性模量宏观上可以视为抵抗弹性变形作用的能力大小,准确描述松质骨弹性模量可以描述松质骨的真实结构与

功能,在对植入物进行设计时,对其弹性模量的要求非常重要^[56,57]。如果骨植入物与相邻的骨组织的弹性模量差异较大,会导致应力屏蔽发生,致使生理应力在骨组织内的分布等受到抑制^[58]。引起植入物发生松动或相邻骨组织断裂。另外,弹性模量还可以为骨科有限元分析提供更加真实的实验数据。在骨科三维有限元中,弹性模量是其基本常数之一,而弹性模量赋值是一个关键环节。不同赋值方法之间存在差异,有研究人员提出可将骨头设置成均一性的弹性模量,也有人认为可以将皮质与松质分开,分别进行赋值,另外还有研究人员提出以灰度值做为依据进行赋值^[59,60]。骨密度与弹性模量的关系是建立仿真有限元模型的关键,二者之间的关系可显著影响计算结果的准确性和模型的可靠性。例如, Hobatho等^[61]对股骨颈、大转子、胫骨近端、肱骨头及椎体共5个部位松质骨的弹性模量进行了测量,研究表明5个部位松质骨弹性模量均值均不同,其中股骨颈处最大,椎体最小。这为有限元分析中建立仿真模型和准确计算结果提供了理论参考。

宏观力学性能必定会受到单个骨小梁力学性能的强烈影响,了解骨小梁组织(板-棒)水平的力学性能至关重要。超声法测得人类胫骨近端^[62]的单个小梁的平均弹性模量为 (14.8 ± 1.4) GPa, 人股骨样本为 (13.0 ± 1.5) GPa^[63]和 (17.5 ± 1.1) GPa^[64], 人椎体样本为 (10.0 ± 1.3) GPa^[65]。Van Rietbergen等^[66]首次提出并应用微有限元方法预测了骨小梁平均组织水平的弹性模量为5.6~20 GPa。这些研究对于了解骨折和骨-种植体的相互作用具有重要的指导意义。例如,当植入物如螺钉的尺寸与周围的骨小梁大小相同时,准确地描述骨小梁的组织水平力学性能有利于准确预测螺钉的性能。

硬度描述为对塑性变形的抵抗力,骨硬度具有抗穿透性和永久性压痕的特征^[67]。了解松质骨硬度有益于进一步理解一些骨骼代谢疾病引起病理性骨折的发生机制、骨折愈合的生物学行为,可以帮助我们设计具有不同弹性模量的新型内固定物,还可以为3D打印种植体的设计提供理论依据和数据支撑。

不同解剖部位松质骨的结构硬度由于其骨小梁的密度和走向不同而不同。通常,干骺端松质骨的硬度明显低于长骨干处的皮质骨,但在一些特殊解剖部位,皮质骨并不总是比松质骨硬,如腰椎(皮质骨的平均硬度值为32.86 HV, 松质骨的平均硬度值为31.25 HV)。在胫骨近端松质骨,张英泽团队研究表明:远端内髌区显微硬度最高,可达 (44.87 ± 3.25) HV(范围39.2~49.7 HV);中段髌间区显微硬度最低,为 (29.41 ± 4.53) HV(范围24.8~36.2 HV);研究得出结论,胫骨近端的松质骨在靠近关节面处显微硬度较小,有利于分散载荷来保护脆弱的关节软骨,在向胫骨干的移行处显微硬度较大;相对于髌间区及外髌,胫骨内髌松质骨显微硬度更大,可能与内髌承受的应力较大有关^[68]。有研究显示,胫骨近端平台内侧承受总载荷的60%,外侧为40%^[69,70]。因此膝关节骨关节炎患者的软骨退变更多发生于膝关节内侧间室。

(四)粘弹性和蠕变

松质骨是一种粘弹性材料,研究表明当松质骨持续承受载荷,其生物力学性能会随时间变化而变化^[71-73]。松质骨的

粘弹性力学特性主要表现为蠕变和应力松弛,有助于保持肢体的稳定和平衡,与人的生理需要相适应。粘弹性可能会受到年龄和疾病的影响,这可能会进一步影响其变形和损伤。有研究对2型糖尿病(T2D)和非T2D髋部脆性骨折患者的股骨头进行应力松弛和动态力学分析(dynamic mechanical analysis, DMA)测试,发现T2D不影响人股骨松质骨的时间依赖性反应。粘弹性与有机质含量呈正相关,与矿物含量呈负相关^[74]。这也为T2D患者骨折的风险预测和防治提供了一定的理论依据。有多项研究证明骨的蠕变是一种复杂现象,会随加载方式和局部的力学性能的变化而变化。O'Callagha等^[75]首次用声发射(acoustic emission, AE)技术研究人类椎骨小梁骨中的蠕变行为,发现随着骨损伤的增加,即使在骨骼处于生理负荷下,椎体小梁也会发生明显的蠕变变形。这一发现可能解释了为什么一部分椎体压缩性骨折患者随着时间的推移会出现进行性椎体塌陷,导致致残性背痛、脊柱畸形甚至神经系统并发症^[76-77]。此研究结果也在一定程度上有助于新的筛查工具的开发,用以识别有进行性椎体塌陷风险的患者。

(五)密度和结构的异质性导致机械性能的异质性

在不同的解剖部位以及衰老和疾病中骨小梁具有显著的异质性。在腰椎, BV/TV 在 L₁ 和 L₅ 水平均相对较高, L₁ 也表现出较高的骨小梁数目(trabecular number, Tb.N)和骨小梁厚度(trabecular thickness, Tb.Th)^[78, 79]。机械性能受损程度的差异也会随着人类的衰老而发生。在20~100岁年龄段内,人类股骨近端和脊柱的极限应力,每十年分别降低近7%和11%。而强度直到大约30岁,无任何显著的下降,基于部位的不同甚至可能更晚。有数据表明,椎体内骨小梁微结构的异质性随着年龄的增长而变化。在一项椎体横断面研究中,分析了男、女[181名男性,196名女性,(61.69±9)岁]的L₃椎体(n=377)的QCT扫描,发现中心区域与周围区域的骨密度比例随着年龄的增长而降低^[80]。由于这种异质性,在讨论力学特性时需要指定年龄和部位等因素,即来自年老脊柱的骨小梁与来自年轻髋部的骨小梁有很大不同。这是小梁骨生物力学中的一个关键概念,与组织工程等领域直接相关,其目标是用具有适当机械特性的替代物替换受损的骨小梁。

即使在一个特定的解剖部位,松质骨在密度和结构上也可以表现出显著的空间异质性。例如,压缩模量可以在单个胫骨近端内从一个位置到另一个位置变化100倍^[81],强度在股骨近端内可以变化5倍^[82]。人椎体小梁在整个椎体的密度和结构上表现出显著的异质性^[83]。与椎体的周围区域相比,中心区域表现出较低的BMD^[80]、BV/TV和Tb.Th和更高的Tb.N^[79]。与前区相比,后区具有较高的BMD^[79, 80]、BV/TV^[79, 84, 85]、Tb.N^[79, 84, 85]和较低的骨小梁分离度(trabecular separation, Tb.Sp)^[79]、各向异性的程度(degree of anisotropy, DA)和结构模型指数(structure model index, SMI)^[84]。这些密度和结构的变化会导致松质骨的强度特性的异质性。

目前,许多关于小梁密度和结构的异质性的研究都集中在使用微观结构异质性的测量来预测强度和骨折风险。其基本原理是,由于骨小梁骨的强度和刚度严重依赖于BV/TV等微观结构特性,微观结构的异质性表明了力学的异质性。

关于人椎体密度与椎体强度和骨折风险之间的关系,有相互矛盾的结果报道^[86-89]。这些差异突出表明,尽管对密度和微观结构上的异质性进行了大量的研究,但对其力学性能的直接研究却比较滞后,需要更多的负荷测量来了解异质性如何影响机械性能的。

参 考 文 献

- 1 张英泽. 老年骨质疏松性骨折的防治焦点 [J]. 中华老年骨科与康复电子杂志, 2021, 7(1): 1.
- 2 朱燕宾, 赵阔, 张奇, 等. 推进骨瓣技术在胫骨高位截骨术治疗膝关节骨性关节炎中的初步研究 [J]. 中华老年骨科与康复电子杂志, 2021, 7(3): 129-131.
- 3 Li M, Zhao K, Ding K, et al. Titanium alloy gamma nail versus biodegradable Magnesium alloy bionic gamma nail for treating intertrochanteric fractures: a finite element analysis [J]. Orthop Surg, 2021, 13(5): 1513-1520.
- 4 Ding K, Yang WJ, Zhu J, et al. Titanium alloy cannulated screws and biodegradable Magnesium alloy bionic cannulated screws for treatment of femoral neck fractures: a finite element analysis [J]. J Orthop Surg Res, 2021, 16(1): 511.
- 5 Cun YW, Dou CH, Tian SY, et al. Traditional and bionic dynamic hip screw fixation for the treatment of intertrochanteric fracture: a finite element analysis [J]. Int Orthop, 2020, 44(3): 551-559.
- 6 Harada Y, Wevers HW, Cooke TD. Distribution of bone strength in the proximal tibia [J]. J Arthroplasty, 1988, 3(2): 167-175.
- 7 Keaveny TM, Wachtel EF, Guo XE, et al. Mechanical behavior of damaged trabecular bone [J]. J Biomech, 1994, 27(11): 1309-1318.
- 8 Eswaran SK, Gupta A, Adams MF, et al. Cortical and trabecular load sharing in the human vertebral body [J]. J Bone Miner Res, 2006, 21(2): 307-314.
- 9 Nawathe S, Nguyen BP, Barzanian N, et al. Cortical and trabecular load sharing in the human femoral neck [J]. J Biomech, 2015, 48(5): 816-822.
- 10 von Meyer GH. The classic: The architecture of the trabecular bone (tenth contribution on the mechanics of the human skeletal framework) [J]. Clin Orthop Relat Res, 2011, 469(11): 3079-3084.
- 11 Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure [J]. J Bone Joint Surg Am, 1977, 59(7): 954-962.
- 12 Smith MA, Dyson SJ, Murray RC. Reliability of high- and low-field magnetic resonance imaging systems for detection of cartilage and bone lesions in the equine cadaver fetlock [J]. Equine Vet J, 2012, 44(6): 684-691.
- 13 Liang X, Zhang ZY, Gu JP, et al. Comparison of micro-CT and cone beam CT on the feasibility of assessing trabecular structures in mandibular condyle [J]. Dentomaxillofac Radiol, 2017, 46(5): 20160435.
- 14 Callens SJP, Tourolle Nè Betts DC, Müller R, et al. The local and global geometry of trabecular bone [J]. Acta Biomater, 2021, 130: 343-361.
- 15 林华, 包丽华. 骨质疏松性骨折的骨损害 [J]. 中华医学杂志, 2022, 102(13): 903-907.
- 16 Sornay-Rendu E, Munoz F, Garnero P, et al. Identification of osteopenic women at high risk of fracture: the OFELY study [J]. J Bone Miner Res, 2005, 20(10): 1813-1819.
- 17 Wang J, Kazakia GJ, Zhou B, et al. Distinct tissue mineral density in

- plate- and rod-like trabeculae of human trabecular bone [J]. *J Bone Miner Res*, 2015, 30(9): 1641-1650.
- 18 Liu XS, Walker MD, McMahon DJ, et al. Better skeletal microstructure confers greater mechanical advantages in Chinese- American women versus white women [J]. *J Bone Miner Res*, 2011, 26(8): 1783-1792.
 - 19 Liu XS, Sajda P, Saha PK, et al. Complete volumetric decomposition of individual trabecular plates and rods and its morphological correlations with anisotropic elastic moduli in human trabecular bone [J]. *J Bone Miner Res*, 2008, 23(2): 223-235.
 - 20 Liu XS, Stein EM, Zhou B, et al. Individual trabecula segmentation (ITS)-based morphological analyses and microfinite element analysis of HR-pQCT images discriminate postmenopausal fragility fractures Independent of DXA measurements [J]. *J Bone Miner Res*, 2012, 27(2): 263-272.
 - 21 Liu XS, Cohen A, Shane E, et al. Individual trabeculae segmentation (ITS)- based morphological analysis of high- resolution peripheral quantitative computed tomography images detects abnormal trabecular plate and rod microarchitecture in premenopausal women with idiopathic osteoporosis [J]. *J Bone Miner Res*, 2010, 25(7): 1496-1505.
 - 22 Yeh OC, Keaveny TM. Relative roles of microdamage and microfracture in the mechanical behavior of trabecular bone [J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(6): 1001-1007.
 - 23 Zhang L, Sugamori KS, Claridge C, et al. Overexpression of GαS in murine osteoblasts in vivo leads to increased bone mass and decreased bone quality [J]. *J Bone Miner Res*, 2017, 32(11): 2171-2181.
 - 24 Akbar W, Imtiaz H, Halima A, et al. Proximal femur Histo-Morphological changes among hip fracture in elderly patients [J]. *J Ayub Med Coll Abbottabad*, 2020, 32(1): 91-93.
 - 25 Gross T, Pahr DH, Zysset PK. Morphology- elasticity relationships using decreasing fabric information of human trabecular bone from three major anatomical locations [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2013, 12(4): 793-800.
 - 26 Liu XS, Sajda P, Saha PK, et al. Quantification of the roles of trabecular microarchitecture and trabecular type in determining the elastic modulus of human trabecular bone [J]. *J Bone Miner Res*, 2006, 21(10): 1608-1617.
 - 27 Zhou B, Liu XS, Wang J, et al. Dependence of mechanical properties of trabecular bone on plate-rod microstructure determined by individual trabecula segmentation (ITS) [J]. *J Biomech*, 2014, 47(3): 702-708.
 - 28 Fang GH, Ji BH, Liu XS, et al. Quantification of trabecular bone microdamage using the virtual internal bond model and the individual trabeculae segmentation technique [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2010, 13(5): 605-615.
 - 29 朱燕宾, 陈伟, 叶丹丹, 等. 股骨近端N三角理论及股骨近端仿生髓内钉(PFNB)的设计理念 [J]. *中华老年骨科与康复电子杂志*, 2021, 07(5): 257-259.
 - 30 Takechi H. Trabecular architecture of the knee joint [J]. *Acta Orthop Scand*, 1977, 48(6): 673-681.
 - 31 Parfitt AM, Drezner MK, Glorieux FH, et al. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee [J]. *J Bone Miner Res*, 1987, 2(6): 595-610.
 - 32 Maquer G, Musy SN, Wandel J, et al. Bone volume fraction and fabric anisotropy are better determinants of trabecular bone stiffness than other morphological variables [J]. *J Bone Miner Res*, 2015, 30(6): 1000-1008.
 - 33 Lee AT, Williams AA, Lee JL, et al. Trapezium trabecular morphology in carpometacarpal arthritis [J]. *J Hand Surg Am*, 2013, 38(2): 309-315.
 - 34 Hölzer A, Pietschmann MF, Rösl C, et al. The interrelation of trabecular microstructural parameters of the greater tubercle measured for different species [J]. *J Orthop Res*, 2012, 30(3): 429-434.
 - 35 Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, et al. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(1): 0108021-01080215.
 - 36 Nyman JS, Even JL, Jo CH, et al. Increasing duration of type 1 diabetes perturbs the strength-structure relationship and increases brittleness of bone [J]. *Bone*, 2011, 48(4): 733-740.
 - 37 Cowin SC, Hegedus DH. Bone remodeling I: theory of adaptive elasticity [J]. *J Elast*, 1976, 6(3): 313-326.
 - 38 Cesar R, Bravo-Castillero J, Ramos RR, et al. Relating mechanical properties of vertebral trabecular bones to osteoporosis [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2020, 23(2): 54-68.
 - 39 Kopperdahl DL, Keaveny TM. Yield strain behavior of trabecular bone [J]. *J Biomech*, 1998, 31(7): 601-608.
 - 40 Ford CM, Keaveny TM. The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation [J]. *J Biomech*, 1996, 29(10): 1309-1317.
 - 41 Cheal EJ, Snyder BD, Nunamaker DM, et al. Trabecular bone remodeling around smooth and porous implants in an equine patellar model [J]. *J Biomech*, 1987, 20(11/12): 1121-1134.
 - 42 Fyhrie DP, Carter DR. Femoral head apparent density distribution predicted from bone stresses [J]. *J Biomech*, 1990, 23(1): 1-10.
 - 43 Lotz JC, Cheal EJ, Hayes WC. Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part II--Nonlinear analysis [J]. *J Biomech Eng*, 1991, 113(4): 361-365.
 - 44 Guerado E, Cruz E, Cano JR, et al. Bone mineral density aspects in the femoral neck of hip fracture patients [J]. *Injury*, 2016, 47 Suppl 1: S21-S24.
 - 45 Renders GAP, Mulder L, Langenbach GEJ, et al. Biomechanical effect of mineral heterogeneity in trabecular bone [J]. *J Biomech*, 2008, 41(13): 2793-2798.
 - 46 Ruppel ME, Miller LM, Burr DB. The effect of the microscopic and nanoscale structure on bone fragility [J]. *Osteoporos Int*, 2008, 19(9): 1251-1265.
 - 47 Roux JP, Wegrzyn J, Boutroy S, et al. The predictive value of trabecular bone score (TBS) on whole lumbar vertebrae mechanics: an ex vivo study [J]. *Osteoporos Int*, 2013, 24(9): 2455-2460.
 - 48 Enisa Shevroja, Olivier Lamy, Lynn Kohlmeier, et al. Use of Trabecular Bone Score (TBS) as a Complementary Approach to Dual-energy X-ray Absorptiometry (DXA) for Fracture Risk Assessment in Clinical Practice [J]. *J Clin Densitom*, 2017, 20(3): 334-345.
 - 49 Sanyal A, Gupta A, Bayraktar HH, et al. Shear strength behavior of human trabecular bone [J]. *J Biomech*, 2012, 45(15): 2513-2519.
 - 50 McCalden RW, McGeough JA, Court-Brown CM. Age-related changes in the compressive strength of cancellous bone. The relative importance of changes in density and trabecular architecture [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1997, 79(3): 421-427.
 - 51 Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site [J]. *J Biomech*, 2001, 34(5): 569-577.
 - 52 Nazarian A, Stauber M, Zurakowski D, et al. The interaction of microstructure and volume fraction in predicting failure in cancellous bone [J]. *Bone*, 2006, 39(6): 1196-1202.
 - 53 Guenoun D, Pithioux M, Souplet JC, et al. Assessment of proximal femur microarchitecture using ultra-high field MRI at 7 Tesla [J]. *Di-*

- agn Interv Imaging, 2020, 101(1): 45-53.
- 54 Nazarian A, Muller J, Zurakowski D, et al. Densitometric, morphometric and mechanical distributions in the human proximal femur [J]. J Biomech, 2007, 40(11): 2573-2579.
- 55 Cui WQ, Won YY, Baek MH, et al. Age-and region-dependent changes in three-dimensional microstructural properties of proximal femoral trabeculae [J]. Osteoporos Int, 2008, 19(11): 1579-1587.
- 56 Kumar A, Biswas K, Basu B. On the toughness enhancement in hydroxyapatite-based composites [J]. Acta Mater, 2013, 61(14): 5198-5215.
- 57 Zhao HX, Liang WH. A novel comby scaffold with improved mechanical strength for bone tissue engineering [J]. Mater Lett, 2017, 194: 220-223.
- 58 Benhamou CL. Effects of osteoporosis medications on bone quality [J]. J Bone Spine, 2007, 74(1): 39-47.
- 59 Cheung JTM, An KN, Zhang M. Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study [J]. Foot Ankle Int, 2006, 27(2): 125-132.
- 60 Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone [J]. Med Eng Phys, 1995, 17(5): 347-355.
- 61 Hobatho MC, Rho JY, Ashman RB. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro [J]. Stud Health Technol Inform, 1997, 40: 157-173.
- 62 Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements [J]. J Biomech, 1993, 26(2): 111-119.
- 63 Ashman RB, Rho JY. Elastic modulus of trabecular bone material [J]. J Biomech, 1988, 21(3): 177-181.
- 64 Turner CH, Rho J, Takano Y, et al. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques [J]. J Biomech, 1999, 32(4): 437-441.
- 65 Nicholson PH, Cheng XG, Lowet G, et al. Structural and material mechanical properties of human vertebral cancellous bone [J]. Med Eng Phys, 1997, 19(8): 729-737.
- 66 van Rietbergen B, Weinans H, Huiskes R, et al. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micro-mechanical finite-element models [J]. J Biomech, 1995, 28(1): 69-81.
- 67 Lees S. A model for bone hardness [J]. J Biomech, 1981, 14(8): 561-567.
- 68 王建朝, 殷兵, 李升, 等. 胫骨近端松质骨显微硬度的分布特征[J]. 中华骨科杂志, 2019, 39(19): 1208-1214.
- 69 Sonoda N, Chosa E, Totoribe K, et al. Biomechanical analysis for stress fractures of the anterior middle third of the tibia in athletes: nonlinear analysis using a three-dimensional finite element method [J]. J Orthop Sci, 2003, 8(4): 505-513.
- 70 Paley D, Pfeil J. Principles of deformity correction around the knee [J]. Orthop, 2000, 29(1): 18-38.
- 71 Sasaki N, Nakayama Y, Yoshikawa M, et al. Stress relaxation function of bone and bone collagen [J]. J Biomech, 1993, 26(12): 1369-1376.
- 72 Novitskaya E, Zin C, Chang N, et al. Creep of trabecular bone from the human proximal tibia [J]. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl, 2014, 40: 219-227.
- 73 Iyo T, Maki Y, Sasaki N, et al. Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone [J]. J Biomech, 2004, 37(9): 1433-1437.
- 74 Yadav RN, Sihota P, Neradi D, et al. Effects of type 2 diabetes on the viscoelastic behavior of human trabecular bone [J]. Med Eng Phys, 2022, 104: 103810.
- 75 O'callaghan P, Szarko M, Wang Y, et al. Effects of bone damage on creep behaviours of human vertebral trabeculae [J]. Bone, 2018, 106: 204-210.
- 76 Baba H, Maezawa Y, Kamitani K, et al. Osteoporotic vertebral collapse with late neurological complications [J]. Paraplegia, 1995, 33(5): 281-289.
- 77 Ito Y, Hasegawa Y, Toda K, et al. Pathogenesis and diagnosis of delayed vertebral collapse resulting from osteoporotic spinal fracture [J]. Spine J, 2002, 2(2): 101-106.
- 78 Palepu V, Rayaprolu SD, Nagaraja S. Differences in trabecular bone, cortical shell, and endplate microstructure across the lumbar spine [J]. Int J Spine Surg, 2019, 13(4): 361-370.
- 79 Wang Y, Owoc JS, Boyd SK, et al. Regional variations in trabecular architecture of the lumbar vertebra: associations with age, disc degeneration and disc space narrowing [J]. Bone, 2013, 56(2): 249-254.
- 80 Kaiser J, Allaire B, Fein PM, et al. Correspondence between bone mineral density and intervertebral disc degeneration across age and sex [J]. Arch Osteoporos, 2018, 13(1): 123.
- 81 Goldstein SA, Wilson DL, Sonstegard DA, et al. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location [J]. J Biomech, 1983, 16(12): 965-969.
- 82 Brown TD, Ferguson ABJ. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur [J]. Acta Orthop Scand, 1980, 51(3): 429-437.
- 83 Auger JD, Frings N, Wu YQ, et al. Trabecular architecture and mechanical heterogeneity effects on vertebral body strength [J]. Curr Osteoporos Rep, 2020, 18(6): 716-726.
- 84 Hulme PA, Boyd SK, Ferguson SJ. Regional variation in vertebral bone morphology and its contribution to vertebral fracture strength [J]. Bone, 2007, 41(6): 946-957.
- 85 Vom Scheidt A, Grisolia Seifert EF, Pokrant C, et al. Subregional areal bone mineral density (aBMD) is a better predictor of heterogeneity in trabecular microstructure of vertebrae in young and aged women than subregional trabecular bone score (TBS) [J]. Bone, 2019, 122: 156-165.
- 86 Hussein AI, Jackman TM, Morgan SR, et al. The intravertebral distribution of bone density: correspondence to intervertebral disc health and implications for vertebral strength [J]. Osteoporos Int, 2013, 24(12): 3021-3030.
- 87 Kim DG, Hunt CA, Zauel R, et al. The effect of regional variations of the trabecular bone properties on the compressive strength of human vertebral bodies [J]. Ann Biomed Eng, 2007, 35(11): 1907-1913.
- 88 Wegrzyn J, Roux JP, Arlot ME, et al. Role of trabecular microarchitecture and its heterogeneity parameters in the mechanical behavior of ex vivo human L3 vertebrae [J]. J Bone Miner Res, 2010, 25(11): 2324-2331.
- 89 Yerramshetty J, Kim DG, Yeni YN. Increased microstructural variability is associated with decreased structural strength but with increased measures of structural ductility in human vertebrae [J]. J Biomech Eng, 2009, 131(9): 094501.

(收稿日期:2023-10-28)

(本文编辑:吕红芝)

权元元, 丁凯, 王海程, 等. 骨小梁的形态结构和生物力学性能研究进展 [J/CD]. 中华老年骨科与康复电子杂志, 2024, 10(2): 123-128.