

DEXA 测量松质骨 BMD 与其生物力学相关性

徐丛 徐世田 汪宏斌 王志强

摘要：目的 研究人股骨头主要承重区骨密度(Bone Mineral Density ,BMD)与骨生物力学相关性 ,探讨双能 X 线骨密度仪(Dual Energy X-Ray Absorptiometry ,DEXA)对股骨颈骨折治疗的临床参考价值。方法 收集 2002 年 11 月至 2004 年 12 月收治的股骨颈骨折患者行假体置换术取下的股骨头共 42 例。采用双能 X 线骨密度仪(Dual Energy X-Ray Absorptiometry ,DEXA)测量离体股骨头主要承重区 BMD 值 ,在股骨头主要承重区取柱状试件 ,行纵向压缩力学试验 ,记录极限应力、极限能量和弹性模量。利用 SPSS 12.0 软件对数据进行正态分布检验后 ,采用双变量相关性分析法(Pearson 相关分析法或 Spearman 相关分析法)判定 BMD 与极限应力、极限能量和弹性模量的相关性。结果 (1)BMD 测量值在 $0.39 \sim 1.05 \text{ g/cm}^2$ 之间 ,呈正态分布 ,为 $0.71 \pm 0.17 \text{ g/cm}^2$ (2)极限应力在 $2.09 \sim 23.49 \text{ MPa}$ 范围之间 ,呈非正态分布 ,为 $9.69 \pm 6.36 \text{ MPa}$ (3)极限能量在 $2.04 \sim 11.76 \text{ J}$ 范围之间 ,呈非正态分布 ,为 $5.45 \pm 2.80 \text{ J}$ (4)弹性模量在 $16.59 \sim 218.58 \text{ MPa}$ 之间 ,呈非正态分布 ,为 $88.89 \pm 48.45 \text{ MPa}$ (5)人股骨头主要承重区 BMD 与极限应力具有线性正相关性 , $r_s = 0.765 ,P < 0.001$ (6)人股骨头主要承重区 BMD 与极限能量具有线性正相关性 , $r_s = 0.717 ,P < 0.001$ (7)人股骨头主要承重区 BMD 与弹性模量具有线性正相关性 , $r_s = 0.669 ,P < 0.001$ 结论 BMD 与极限应力、极限能量和弹性模量具有线性正相关性 ,通过测量股骨头的 BMD 可以初步预测骨的抗压强度和硬度。

关键词：股骨颈骨折；骨密度；生物力学

Relationship between BMD and biomechanics of femoral head in human XU Cong ,XU Shitian ,WANG Hongbin ,et al . Second Department of Orthopaedics , Affiliated Hospital of Chengde Medical College , Hebei Province 067400 ,China

Abstract : Objective 1. To explore the relation between bone mineral density (BMD) and bone biomechanics of femoral head (FH). 2. To discuss the clinical value of BMD in the treatment of FNF. **Methods** All the samples were collected from patients suffering from femoral neck fracture and receiving operation of total hip replacement (THR). All the 42 samples were frozen immediately after extraction from patients who accepted THR. The BMD was measured by Dual Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA). Then forty-two bone blocks which resected from the primary bearing area of femoral head were measured by mechanical test to obtain the ultimate stress ,ultimate energy and elastic modulus. All the data of BMD and bone biomechanics were expressed in $\bar{x} \pm s$. The correlation of them was analysed by Bivariate Correlation after normal deviation test by spss 12. **Results** The results of BMD were between $0.39 \sim 1.05 \text{ g/cm}^2$, $\bar{x} \pm s$ was $0.71 \pm 0.17 \text{ g/cm}^2$; the results of ultimate stress were between $2.09 \sim 23.49 \text{ MPa}$, $\bar{x} \pm s$ was $9.69 \pm 6.36 \text{ MPa}$; the results of ultimate energy were between $2.04 \sim 11.76 \text{ J}$, $\bar{x} \pm s$ was $5.45 \pm 2.80 \text{ J}$; the results of Modulus of elasticity were between $16.59 \sim 218.58 \text{ MPa}$, $\bar{x} \pm s$ was $88.89 \pm 48.45 \text{ MPa}$; the positive linear correlation between BMD and ultimate stress was significant , $r_s = 0.765 ,P < 0.001$; the positive linear correlation between BMD and ultimate energy was significant , $r_s = 0.717 ,P < 0.001$; the positive linear correlation between BMD and Modulus of elasticity was significant , $r_s = 0.669 ,P < 0.001$; Meanwhile , As the BMD value decreased , trabecular pattern of the samples became fragile and porous and the bone collagen fiber became loose and ruptured finally. **Conclusions** There is a significant positive linear correlation between BMD

作者单位：067400 承德 河北省承德医学院附属医院骨科(徐丛) , 吉林医药学院附属医院骨科(徐世田) ; 承德医学院(汪宏斌) , 唐山二院(王志强)

通讯作者：王志强 ,Email : kaobopass@tom.com

and ultimate stress, ultimate energy and EM. The properties of biomechanics can be obtained by measuring BMD.

Key words: Femoral neck fracture (FNF); Bone mineral density (BMD); Internal fixation; Biomechanics

股骨颈骨折占全身骨折总数的 3.58%, 好发于中老年人, 临床上通常采用内固定和假体置换。而股骨头的力学性质和骨量等情况将影响两种手术的选择, 国内外均有报道股骨头力学强度与内固定的稳定性有直接的关系, 因此了解股骨头的力学性能, 将有利于合理掌握内固定治疗的适应证。股骨头以松质骨组成为主, 由于松质骨特性受人种、部位等多因素影响, 因此对国人股骨头松质骨的力学性质的研究有着一定的临床参考价值。

文献报道 BMD 和骨生物力学性能存在相关性, Greenspan 研究提出松质骨的 BMD 可以解释 60% ~ 80% 的弹性模量和力学强度, 而 Cody 等^[26]认为通过 DEXA 检测的 BMD 最多能说明 30% ~ 40% 弹性模量的变化和 50% ~ 60% 力学强度的改变。因此, 两者的相关性尚无定论, 但大多数人认为两者存在正相关性。在临床上经常利用 BMD 测量的方法预测骨力学强度及骨折发生的风险, 近年来 DEXA 以其测量精确度和准确度高、辐射剂量低、扫描时间短、调节稳定性强等优点成为临床常用的 BMD 检测方法。

本实验通过对 42 例股骨颈骨折患者术后取下的股骨头进行 BMD、生物力学检测, 以期探讨 DEXA 测量离体股骨头主要承重区的 BMD 值与力学性能的相关性, 为临床股骨颈骨折的治疗提供临床参考依据。

1 材料和方法

1.1 材料来源

本实验标本均来自华北煤炭医学院附属骨科医院 2002 年 11 月至 2004 年 12 月收治股骨颈骨折患者行假体置换取下的股骨头, 共 42 例。平均年龄 68.45 岁 (48 ~ 84 岁), 其中男性 21 例, 平均年龄 68.52 岁 (48 ~ 81 岁); 女性 21 例, 平均年龄 68.38 岁 (51 ~ 84 岁)。患者均为低能量外伤所致股骨颈骨折, 受伤至手术时间在 2 w 内, 并已除外代谢性骨病、肿瘤、遗传病、局部感染性炎症、结核、股骨近端骨折史和酗酒史。术前化验血钙、磷、碱性磷酸酶在正常范围内。标本经手术取出后立即置于密封的塑料袋内, 于 -75℃ 低温冷冻箱中保存, 待使用前取出, 常温解冻 24 h, 生理盐水冲洗表面。

1.2 实验方法

本实验首先对 42 例股骨头标本进行 BMD 测量, 然后再制作生物力学标本。

1.3 BMD 测量

标本常温解冻 24 h 后, 采用 XR-36 DEXA 进行 BMD 测量。XR-36 DEXA 工作原理是利用 X 线吸收技术, 将 X 线吸收值转换成脉冲经过计算, 然后再转换成骨的羟磷灰石的量, 根据测量面积得出 BMD 值。本机的精确度 < 1%, 准确度 < 1%。

为保证评价精确度, 测量位置不变, 标本均采用正中冠状面与地面平行摆放, 股骨头圆韧带凹指向 2 点位置。测量后通过 DEXA 自带处理软件, 对股骨头软骨下主要承重区 $10 \times 15 \text{ mm}^2$ 的 BMD 值进行计算, 分辨率 < $1.0 \times 1.0 \text{ mm}^2$ 。所有标本均测量 3 次取平均值进行记录。

1.4 生物力学测量

将股骨头标本沿其正中冠状面剖开, 用手锯在股骨头软骨下 3 mm 处沿骨小梁主要承重走行区小心取出 $10 \times 10 \times 15 \text{ mm}^3$ 的松质骨柱, 由盐水纱布包裹并标记标本号和上下端, 用以松质骨力学性能试验。取材时小心操作以减少人为对骨小梁的破坏。骨力学性能测试对所有标本均以 RGT-20 A 全数字电子万能试验机做纵向力学压缩试验, 加载速度为 0.8 mm/min, 最大加载压力为 3000 N, 压缩实验通过上下两个圆形压缩平台完成, 试验结果通过连在上位压缩平台的传感器直接传送到相应计算机中完成。其中极限应力、极限能量、弹性模量参数值由计算输出设备连续自动输出。

为保证结果的准确性, 严格控制标本规格大小的统一性, 并标记标本的上下端, 实验时一律采用近关节软骨端向上。

为保证实验的准确性和可重复性, 我们先用加载速度 0.5 mm/min, 最大为 25 N 力加载到每个标本上, 以使标本上下面与相应压缩平台的紧密接触来保证操作中的稳定性、真实性。

1.5 主要力学测量指标

包括骨极限应力、极限能量和弹性模量。骨应力描述骨骼受力后的内部效应, 当外力作用于骨时, 骨以形变产生内部的阻抗以抗衡外力。骨应力的大小为骨标本单位面积上承受的载荷值, 单位为 Pascal ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$ 牛顿/平方米), 能量代表骨材料的强度, 用焦耳 (J) 表示, 在应力-应变曲线上指整个

曲线下的区域。弹性模量或杨氏模量表示材料的内在硬度,在应力-应变曲线上为弹性区的斜率。所有标本生物力学结果都根据下面公式得出:

- 应力 = 载荷/受力面积;
- 能量 = 载荷 × 1/2 位移;
- 弹性模量 = 应力/应变。

1.6 统计学处理

实验数据 EXCEL 建库,采用 SPSS 12.0 软件进行统计学处理。各测量值采用均数 ± 标准差表示,数据进行正态分布检验后,采用双变量直线相关分析法(Pearson 法或 Spearman 法)判定其相关性。

2 结果

2.1 BMD 测量结果

BMD 测量值在 0.39 ~ 1.05 g/cm² 之间,均数 ± 标准差为 0.71 ± 0.17 g/cm²。其中 ≥ 0.90 g/cm² 共 5 例,0.80 ~ 0.89 g/cm² 共 9 例,0.60 ~ 0.79 g/cm² 共 14 例,0.40 ~ 0.59 g/cm² 共 13 例,< 0.40 g/cm² 共 1 例(见图 1)。

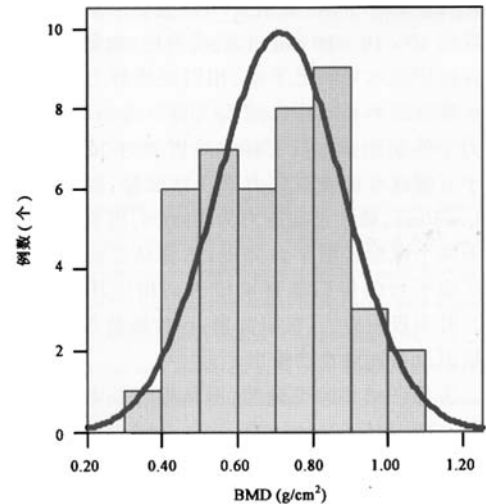


图 1 BMD 的分布

2.2 生物力学试验结果

2.2.1 生物力学试件长、宽、高

尺寸用均数 ± 标准差表示,分别为:10.13 ± 0.17 mm、9.93 ± 0.14 mm、14.92 ± 0.36 mm;试件横截面积 100.64 ± 2.71 mm²。

2.2.2 股骨头试件纵向压缩力学试验

应力-应变曲线特点:从图 2 应力-应变曲线图

中可以看出它具有典型松质骨压缩特性—加载初期,应力和应变呈上升的线性关系,随后呈小范围内波动的平台期;应力再上升又出现一个上升曲线。我们实验所取得极限应力、极限能量均根据应力-应变曲线的第一个峰值取得^[1,2],结果由计算机自动得出。

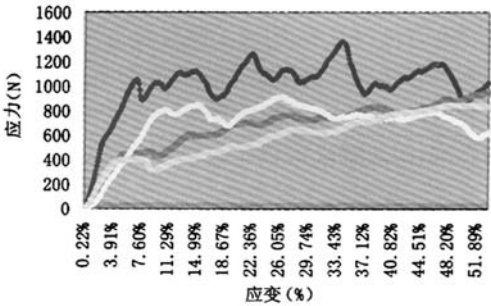


图 2 应力-应变

2.2.3 测量结果

极限应力在 2.09 ~ 23.49 MPa 范围之间,均数 ± 标准差为 9.69 ± 6.36 MPa;极限能量在 2.04 ~ 11.76 J 范围之间,均数 ± 标准差为 5.45 ± 2.80 J;弹性模量在 16.59 ~ 218.58 MPa 范围之间,均数 ± 标准差为 88.89 ± 48.45 MPa。

2.3 BMD 与生物力学相关性结果

2.3.1 BMD 和极限应力相关性

经过正态分布检验,极限应力成非正态分布(见图 3),因此采用 Spearman 相关分析法检验 BMD 和极限应力的相关性,结果显示, $r_s = 0.765$, $P <$

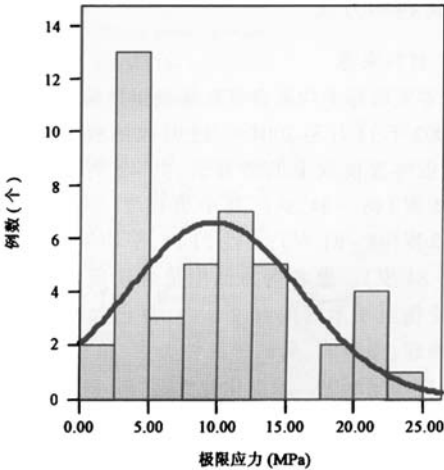


图 3 极限应力分布图

0.001 ,说明两者有线性正相关性(见图 4)。

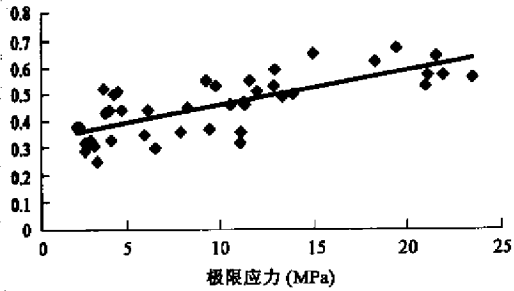


图 4 BMD 与极限应力相关性散点图

2.3.2 BMD 与极限能量相关性

经过正态分布检验 ,极限能量成非正态分布(见图 5),因此采用 Spearman 相关分析检验 BMD 和极限能量的相关性 ,结果显示 $r_s = 0.717$, $P < 0.001$,说明两者有线性正相关性(见图 6)。

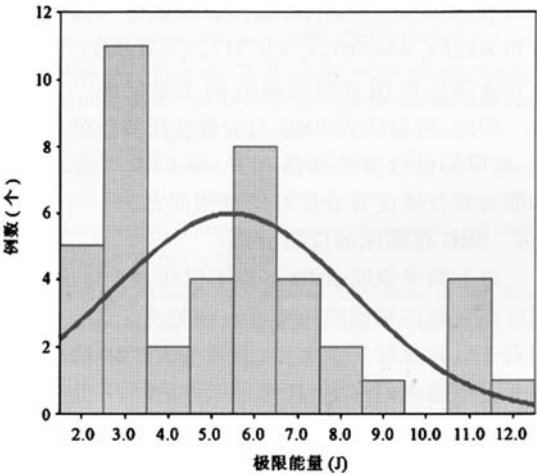


图 5 极限能量分布图

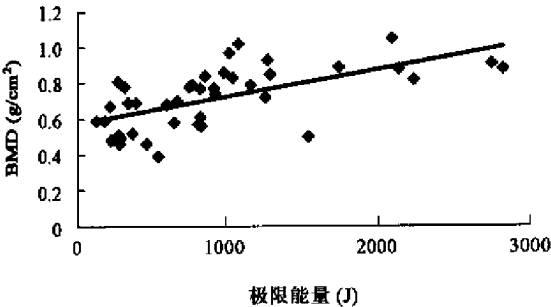


图 6 BMD 与极限能量相关性散点图

2.3.3 BMD 与弹性模量的相关性

经正态分布检验 ,弹性模量成非正态分布(见图 7),因此采用 Spearman 相关分析检验 BMD 与弹性模

量的相关性 ,结果显示 $r_s = 0.669$, $P < 0.001$,说明两者有线性正相关性(见图 8)。

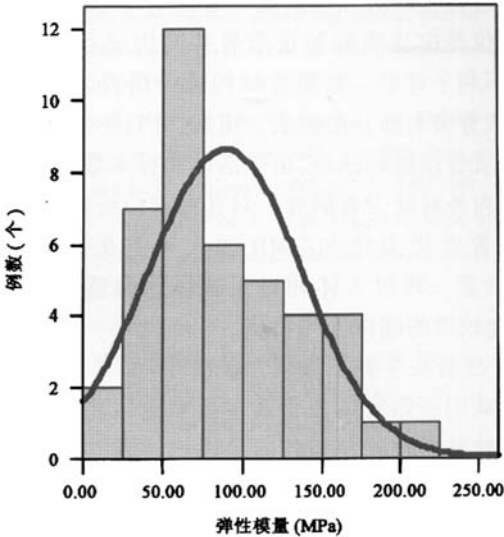


图 7 弹性模量分布图

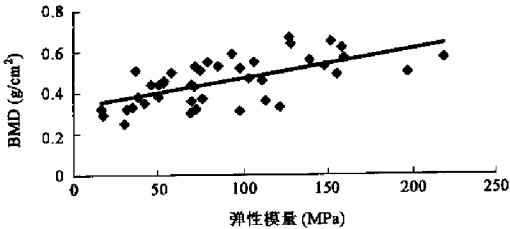


图 8 BMD 与弹性模量相关性散点图

3 讨论

内固定是股骨颈骨折常用的手术治疗方法 ,为减少术后因内固定松动和股骨头塌陷、坏死等并发症的出现 ,术前了解股骨头骨质结构^[3,4]和力学强度^[5,6]十分重要。因此对它们的研究有着重要的实用价值。由于对它们的直接测量存在困难 ,临床上常利用间接方法进行预测。BMD 测量法是临床常用的方法 ,大多数研究表明 BMD 与骨力学性能有正相关性 ,但尚存在争议^[7,8]。

3.1 DEXA 在临床中的应用

DEXA 是一种能准确测量 BMD 的仪器^[9,10]。它的工作原理是利用 X 线吸收技术将 X 线吸收值转换成脉冲经过计算 ,然后再转换成化成骨的羟磷灰石的量 ,从而计算出 BMD。它具有高度的准确性 ,稳定的校正性和低辐射剂量 ,因此被广泛应用于 BMD 的检测^[11]。本次实验所采用 XR-36 型双能骨

密度仪(美国)的精确度 $<1\%$,准确度 $<1\%$ 。临床上 DEXA 常用的检测部位为股骨近端和腰椎椎体,其中对前者的研究主要集中在股骨颈及粗隆部,但此部位是由皮质骨和松质骨共同构成且形状不规则,不利于对单一松质骨结构进行研究。相比较而言,股骨头大部分由松质骨组成,并且形状规则是研究松质骨理想的部位,由于活体和标本取材困难,因此国内外对此少有研究。对其他部位松质骨的研究表明骨生物力学与 BMD 的大小有关^[12]。因此,DEXA 是一种对人体相对无破坏性测量 BMD 的方法,有较好的临床实用价值。

3.2 股骨头主要承重区力学特性

我们所研究的股骨头主要承重区属于松质骨,松质骨具有黏弹性和各向异性的特点,力学压缩试验中应正确选择加载速度和方向,以保证结果的正确性和可重复性。黏弹性,是指物质在外力作用下兼有固体的弹性和液体的黏性的一种力学性能,当外部载荷施作用于松质骨上时,将引起骨小梁骨架变形,造成小梁孔间流体压力变化,驱使骨髓在孔间流动,这种流动又会反作用于骨架的变形,因此必须考虑固体骨质和液态骨髓之间的相互作用,才能较好的研究松质骨的力学行为。松质骨的应力-应变特征在很大程度上取决于试验所采用的加载速度和应变率^[13,14],在我们的试验中弹性模量值略高于以往的文献记载,这可能是我们所采用的加载速度偏高造成应变率增大的结果;各向异性,是松质骨另一个特性,是指它在不同方向上的承受载荷能力不同,尤其当 BMD 降低时不同方向上的骨力学强度下降并不相同,但说法尚未统一^[15,16]。根据松质骨以上两种性质,本次纵向力学压缩试验采用同一加载速率和统一压缩方向,并在制作标本时对上下端进行标记。

应力-应变曲线结果显示曲线明显分为线性上升段、短暂的平台段和随后出现另一个上升曲线,有时如此反复多次后彻底压缩破坏,它符合松质骨的压缩特性。这是由于松质骨承受压缩载荷后骨小梁变形而产生屈服,当应力再增加时骨小梁发生断裂、塌陷,而当断裂的小梁填充、堆积于松质骨的髓腔内和小梁间隙中时,使得他们互相接触、压实,而使松质骨的抗压能力明显增加,因此又会产生另一次上升曲线。我们实验所取得极限应力、极限能量、弹性模量均参照文献资料^[1,2]由应力-应变曲线的第一个峰值而取得。

3.3 BMD 和骨生物力学相关性

骨生物力学是研究骨组织在外力作用下的力学特性和骨受力后的生物效应,是对骨质进行评定的一种可靠方法。本试验主要的指标包括极限应力、极限能量和弹性模量。近年来由于与年龄相关的骨折、骨质疏松、关节置换、假肢松弛、骨重建等都需要了解松质骨的力学特性而使其成为研究焦点之一。松质骨与皮质骨 BMD 的研究相比,由于松质骨试样要取得准确形状和尺寸及选取恰当的力学模型都比较困难,所以松质骨力学行为的研究相对要少得多,Harun^[17]等研究结果表明,松质骨在拉伸和压缩力学试验中弹性模量和屈服应变较皮质骨略低,由于积累效应其压缩强度较皮质骨高 25%。文献报道松质骨的压缩力学性能与 BMD 存在着正相关^[10],虽然有人认为 BMD 仅能说明一部分力学性质的变化^[18],但大多数实验证明 BMD 可以说明 70% 骨力学性质的变化^[19-21]。在我们的纵向力学压缩试验中 BMD 和极限应力、极限能量及弹性模量均具有线性正相关性($r_s = 0.765$ 、 $r_s = 0.717$ 、 $r_s = 0.669$),这与先前其他部位松质骨相应研究的文献记载^[22-23]相一致。因此,可以认为 BMD 与股骨头松质骨的极限应力、极限能量和弹性模量有关,即 BMD 对骨的抗压能力和骨硬度有着良好的预测能力。

3.4 BMD 在临床的应用价值

以上结果说明 BMD 下降不仅代表骨量的减少,同时与骨结构和超微结构有正相关性。这也提醒我们对于股骨颈骨折患者,当股骨头的 BMD 降低时代表骨力学强度的降低,选择手术方法时,一定要谨慎采用内固定治疗,其生物力学性能的下降不仅将影响内固定手术的稳定性,同时即使在骨折愈合后,由于骨结构本身的质量下降将更易造成股骨头塌陷和坏死。对于这些患者结合股骨干骨质情况,建议在结合股骨干近端骨质情况采用假体置换治疗比较适合。因此,BMD 在股骨颈骨折患者选择手术治疗方法上有一定的参考价值。此外,对于股骨颈骨折内固定后股骨头坏死患者,人们也在寻求除假体置换外其他的治疗方法,尤其是在保头姑息性手术治疗上^[24-25],以上研究结果也将为移植物与股骨头牢固连接及合理掌握手术适应证提供参考数据。

致谢 感谢我的导师王志强教授在本文完成中给与的悉心指导,感谢山西省组织库全体老师在本实验中的耐心帮助,感谢我的师弟孙敬宇、李建军对我的大力协助,希望我们能在以后的工作中共同进步。再次真诚的感谢所有帮助和支持我的老师和朋友。

【参 考 文 献】

[1] 俞超,薛文东,张双燕,等. 股骨头负重区松质骨的压缩力

- 学特性. 上海生物医学工程杂志, 2004, 25(1): 22-23.
- [2] David L, Kopperdahl, Tony M, et al. Yield strain behavior of trabecular bone. J Biomech, 1998, 31: 601-608.
- [3] Haidukewych GJ, Rothwell WS, Jacofsky DJ, et al. Operative treatment of femoral neck fractures in patients between the ages of fifteen and fifty years. J Bone Joint Surg Am, 2004, 86A(8): 1711-1716.
- [4] Lee KB, Howe TS, Chang HC. Cancellous screw fixation for femoral neck fractures: one hundred and sixteen patients. Ann Acad Med Singapore, 2004, 33(2): 248-251.
- [5] Jean Yves, Jenny Etienne Rapp. Type of screw does not influence holding power in the femoral head. Acta Orthop Scand, 1999, 70(5): 435-438.
- [6] Sjöstedt A, Zetterberg C. Bone mineral content and fixation strength of femoral neck fractures. Acta Orthop Scand, 1994, 65: 161-165.
- [7] Greenspan S, Mailand L, Myers E, et al. Femoral bone loss progresses with age: a longitudinal study in women over age 65. J bone Miner Res, 1994, 9: 1959-1965.
- [8] Cody DD, McCubbrey DA, Divine GW, et al. Predictive value of proximal femoral bone densitometry in determining local orthogonal material properties. J Biomech, 1996, 29(6): 753-761.
- [9] Michael GJ, Henderson CJ. Simulation studies of optimum energies for DXA: dependence on tissue type, patient size and dose model. Australas Phys Eng Sci Med, 1999, 22(4): 126-135.
- [10] Ebbesen EN, Thomsen JS, Beck-Nielsen H, et al. Lumbar Vertebral Body Compressive Strength Evaluated by Dual-Energy X-ray Absorptiometry, Quantitative Computed Tomography, and Ashing. Bone, 1999, 25(6): 713-724.
- [11] Warming L, Hassager C, Christiansen C. Changes in Bone Mineral Density with Age in Men and Women: A Longitudinal Study. Osteoporos Int, 2002, 13: 105-112.
- [12] Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bone. J Biomech, 1991, 24: 77-88.
- [13] Martens M, Van Audekercke R, Delpont P, et al. The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. J Biomech, 1983, 16(12): 971-983.
- [14] Carter DR, Hayes WC. The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure. J Bone Jnt Surg, 1977, 59: 954-962.
- [15] Homminga J, McCreadie BR, Ciarelli TE, et al. Cancellous bone mechanical properties from normals and patients with hip fractures differ on the structure level, not on the bone hard tissue level. Bone, 2002, 30(5): 759-764.
- [16] Homminga J, McCreadie BR, Weinans H, et al. The dependence of the elastic properties of osteoporotic cancellous bone on volume fraction and fabric. J Biomech, 2003, 36(10): 1461-1467.
- [17] Harun H, Bayraktar, Elise F, et al. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. J Biomech, 2004, 37: 27-35.
- [18] Engelke K, Kalender W. Beyond bone densitometry: assessment of bone architecture by X-ray computed tomography at various levels of resolution. Bone Densitometry and Osteoporosis, 1998, 5: 417-443.
- [19] Kabel J, van-Rietbergen B, Odgaard A, et al. Constitutive relationships of fabric, density, and elastic properties in cancellous bone architecture. Bone, 1999, 25: 481-486.
- [20] Van-Rietbergen B, Odgaard A, Kabel J, et al. Relationships between bone morphology and bone elastic properties can be accurately quantified using high-resolution computer reconstructions. J Orthop Res, 1998, 16: 23-28.
- [21] Goulet RW, Goldstein SA, Ciarelli MJ, et al. The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. J Biomech, 1994, 27: 375-389.
- [22] Galante J, Rostoker W, Ray RD. Physical properties of trabecular bone. Calcif Tissue Res, 1970, 5(3): 236-246.
- [23] Hordon LD, Raisi M, Aaron JE, et al. Trabecular Architecture in Women and Men of Similar Bone Mass With and Without Vertebral Fracture: I. Two-Dimensional Histology. Bone, 2000, 27(2): 271-276.
- [24] Masanori Oka. Biomechanics and repair of articular cartilage. J Orthop Sci, 2001, 6: 448-456.
- [25] Oka M, Ushio K, Kumar P, et al. Development of artificial articular cartilage. Proc Inst Mech Eng, 2000, 214(1): 59-68.