

高分辨 MRI 对跟骨微结构的定量研究

嵇鸣 朱汉民 叶春涛 苗华栋 朱震方

摘要：目的 探讨高分辨 MRI 在骨质疏松中的定量价值。方法 收集病例共 110 例，男 52 例、女 58 例。按骨密度标准分 4 组：正常女性、异常女性、正常男性、异常男性。1.5 T MR 梯度回波左跟骨扫描，0.73 mm 层厚，空间分辨率 $312 \mu\text{m} \times 312 \mu\text{m} \times 730 \mu\text{m}$ 。其中 50 例行 T2 值扫描。在跟骨最大矢状面选定 5 个 ROI。在二维图像(Binary image)基础上分析结构参数 29 个、生物力学参数 1 个及 T2 值，结果进行统计处理。结果 正常女性-异常女性组、正常男性-异常男性组出现统计意义的参数达 85%，跟前上、跟后上、跟前下 ROI 结构参数 97%、97%、91% 与骨密度相关。有统计意义的参数评分，两组中 8~10 分共占 77%。反映小梁连接性参数如平均骨架长、小梁平均周长、欧拉数均与骨密度呈正相关， $r = 0.729, 0.709, 0.764, P < 0.001$ ，欧拉数与骨密度呈负相关， $r = -0.753, P < 0.001$ 。抗扭转因子是生物力学参数，正常组均值在 6.476~7.694 之间，异常组在 2.321~3.036 之间， $P < 0.001$ 。抗扭转因子与骨密度均呈显著正相关，如跟后上感兴趣区抗扭转因子与股骨颈、大粗隆、粗隆间、髌骨的相关系数在 0.756~0.803 之间， $P < 0.001$ 。T2 值测定中，正常组均值在 94.72~113.75 ms 之间， $P < 0.01$ ，异常组在 119.4~127.4 ms 之间， $P < 0.05$ ，两组年龄与 T2 值呈明显正相关、骨密度与 T2 值呈明显负相关。结论 高分辨 MRI 骨小梁定量测定有较大价值，可作为骨质疏松的信息补充，其中的骨纹理参数潜在意义明显。

关键词：高分辨 MRI；跟骨；骨质疏松；微结构研究

The quantification of calcaneus micro-structure with high-resolution MRI JI Ming, ZHU Hanmin, YE Chun-tao, et al. Department of Radiology, Huadong Hospital, Shanghai 200040, China

Abstract : **Objective** To discuss the value of high-resolution MRI in the quantification of osteoporosis. **Methods** 110 cases were in the study including 52 males and 58 females. According to the bone density, all patients were divided into 4 groups: normal female, abnormal female, normal male and abnormal male. All scans were on left calcaneus with gradient echo sequences on a 1.5 T MRI. Slice thickness was 0.73 mm and spatial resolution was $312 \mu\text{m} \times 312 \mu\text{m} \times 730 \mu\text{m}$. T2 value were achieved in 50 cases. 5 ROI were selected on the largest sagittal image of calcaneus for analysis. Based on binary images, 29 structure parameters, 1 biodynamic parameter and T2 value were analyzed. The results were also analyzed with statistical methods. **Results** In normal-abnormal females, normal and abnormal males, 85% of parameters were significant difference. Structural parameters from 97% of up-front calcaneus ROI, 97% of up-post calcaneus ROI and 91% of sub-front ROI were related with bone density. Within statistically available parameters, 77% were from 8-10 points. Parameters for trabecula connectivity like mean framework length, mean trabecula perimeter and euler number have positive correlation with bone density with $r = 0.729, 0.709, 0.764, P < 0.001$. euler number has negative correlation with bone density with $r = -0.753, P < 0.001$. As biodynamic parameter, anti-stress factor was 6.476~7.694 in normal groups and 2.321~3.036 in abnormal groups with $P < 0.001$. anti-stress factor has an obvious positive correlation with bone density. The anti-stress factor of up-post calcaneus has correlation factor from 0.756~0.803 with femoral neck, greater tuberosity, inter tuberosity and pelvis ($P < 0.001$). The mean T2 value were 94.72~113.75 ms ($P < 0.001$) in normal group and 119.4~127.4 ms ($P < 0.05$) in abnormal group. T2 value has positive correlation with age and negative correlation with bone mineral density. **Conclusions** High-resolution MRI is a valuable method for the quantification of bone trabecula and can provide additional information of osteoporosis. The

作者单位：200040 上海，华东医院放射科

通讯作者：嵇鸣, Email: jiming@sh163.net

potential value of bone texture was obvious.

Key words: High-resolution MRI; Calcaneus; Osteoporosis; Micro-structure analysis

骨质疏松是一种多因性的全身代谢性骨病,随着人类寿命的不断增加、人口结构老龄化形成骨质疏松已成为全世界突出的社会问题。在研究骨量改变的同时,越来越重视骨微结构改变在骨质疏松中的作用。近年来国外已有涉及到骨微结构的研究,国内在该领域的研究甚少。本文运用高分辨 MRI 对活体跟骨微结构作定量研究探讨。

1 材料和方法

1.1 一般资料

收集 2003.1. ~ 2006.1. 病例共 110 例,男 52 例,女 58 例,22 ~ 87 岁,平均 60.3 岁。全部受检者无代谢性骨病、恶性肿瘤、服用激素或其他影响骨代谢药物病史。用双能 X 射线骨密度仪 (dual X-ray absorptiometry, DXA, Hologic Delphi USA) 进行骨密度测定,根据骨密度修订标准:低于同性别骨密度峰值 2 个标准差为骨质疏松^[1]。分为 4 组:正常男性组 22 例、正常女性组 20 例、异常男性组 30 例、异常女性组 38 例。MR 扫描选取左跟骨 (非优势足):男 52 个跟骨、女 58 个跟骨、共计 110 个跟骨。MR 测定 T2 值扫描选取左跟骨 (非优势足),亦分 4 组,正常男性组 10 例、正常女性组 12 例、异常男性组 10 例、异常女性组 18 例,共计 50 个跟骨。

1.2 检查设备及扫描参数

1.2.1 SIEMENS MAGNETON VISION 1.5 T 超导 MR,梯度场 22 mT/m。病人仰卧,小柔软线圈包裹左跟骨。3 次定位矫正后,进行跟骨矢状面扫描。梯度回波 3D-DESS 序列,TR 26 ms,TE 9 ms,Flip Angle 40°,FOV 15 ~ 16 cm,层厚 0.73 mm,层块厚 70 mm,空间分辨率 312 μm $\times$ 312 μm $\times$ 730 μm 。扫描时间 720 s。

1.2.2 跟骨 T2 值扫描,TSE 双回波序列,矢状面,TR 2000 ms,TE 16、98 ms,Flip Angle 180°,层厚 4 mm,层间隔 10%,FOV 15 ~ 20 cm。扫描时间 205 s。双回波得到的两幅图像经软件融合处理,得到专门用于 T2 测定的图像。

1.3 图像软件设计主要思路

图像处理采用上海交通大学开发的 JTLBZH-I 型软件。

1.3.1 基于区域的分析,主要方法如下:A. 用边缘检测进行分割。对 MRI 灰度图像进行 Laplacian-

Gaussian 滤波,得到二维图像,在灰度反转图像上白色代表骨小梁,黑色代表骨髓 (图 1 ~ 8)。B. 用阈值进行分割。设定阈值为均值加二分之一方差,得到二维图像,白色代表骨小梁,黑色代表骨髓。C. 将 A 和 B 获得的图像相交,即当 A、B 中都为骨小梁时判为骨小梁,其余为骨髓。D. 对图像进行修剪,去掉极小孤岛,填充极小的洞,这些都可能是噪声引入的。

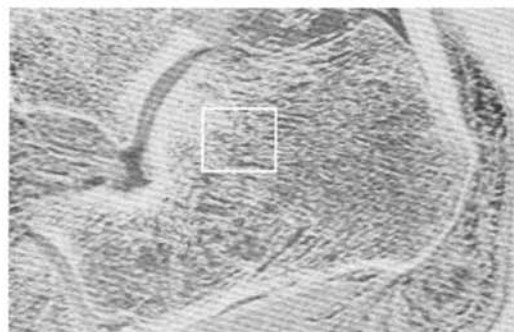


图 1 跟骨的 MR 反相图像,小梁 (白色) 密集,间隙小。小方框为跟前上的 ROI 注:图 1 ~ 4 为同一病例,正常女性

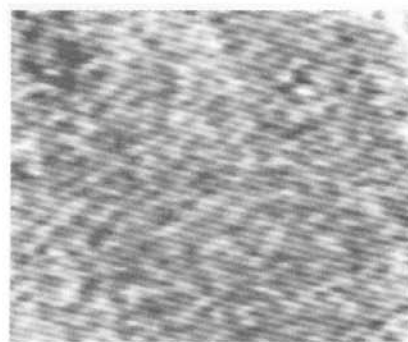


图 2 ROI 的放大图像,示小梁密集

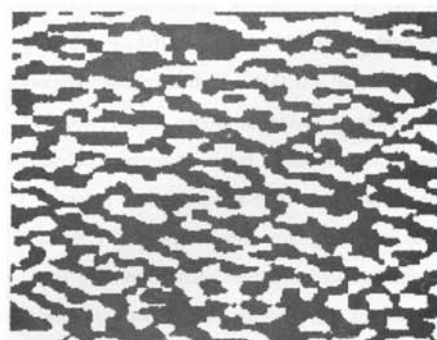


图 3 ROI 二值化图像,白色代表小梁骨,黑色代表骨髓

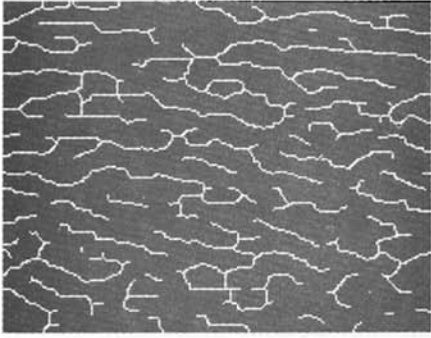


图 4 ROI 骨纹理图像,小梁密集,结构清楚

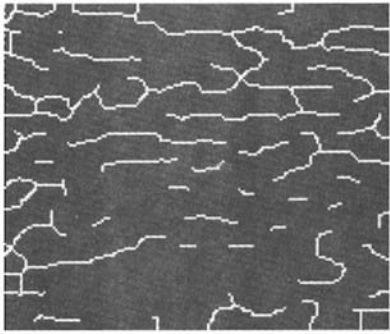


图 8 ROI 骨纹理图示,小梁断裂、连结性差

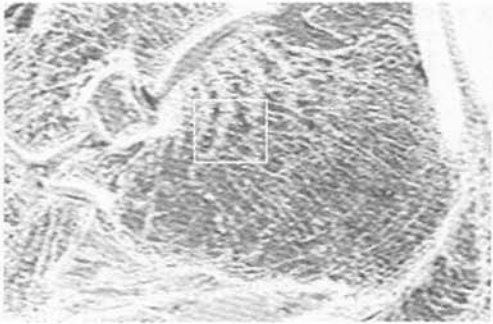


图 5 跟骨小梁稀疏,小梁间隙增大
注:图 5~8 为同一病例,骨质疏松女性

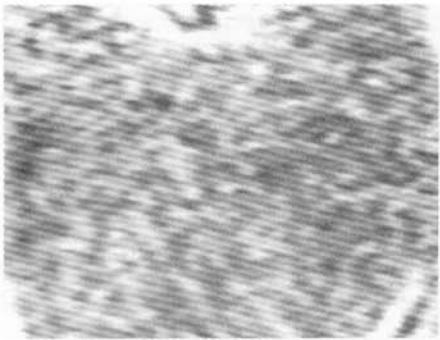


图 6 放大的 ROI 图像示小梁稀疏

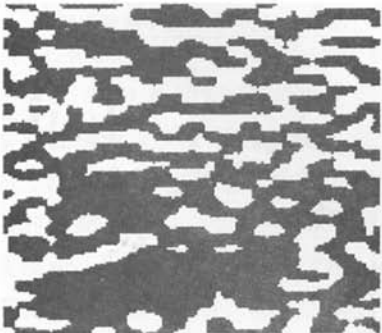


图 7 二值化 ROI 图,小梁稀疏,零乱,间隙增大

1.3.2 基于骨架的分析 先对上面的二值图像抽取骨架,在对区域分析的基础上对骨架进行分析。骨

架更好地反应骨小梁的网络结构。

1.3.3 纹理参数设计思路:MR 灰度图的纹理直接反映了骨小梁的网络结构。对灰度图直接进行纹理分析应该能评估骨质疏松。纹理分析的方法很多,这里用了共生矩阵和局部灰度差分矩阵。

1.4 图像分析

1.4.1 所有 110 例病人在跟骨正中最大矢状面取 5 个感兴趣区(region of interest, ROI),分别在跟距关节下(跟前上)、跟距关节后(跟中)、跟骨后上缘(跟后上)、跟骨后下(跟后下)、跟骨前下部(跟前下),每个区域面积 2 cm^2 ,共 550 个 ROI。全部数据进行统计学处理。参数分 3 类,共 30 个:①结构参数 20 个:小梁面积/总面积、小梁平均面积、小梁平均周长、小梁总数/总面积、欧拉数/总面积、模式因子、最小小梁/总面积、水平局部均值、垂直局部均值、均方微分系数、平均骨架长、末端至末端连接数/骨架长、节点至节点连接长度/骨架长、末端至末端连接长度/骨架长、平均圆度、骨架长/总面积、节点至节点连接数/骨架长、节点数/总面积、节点至末端连接长度/骨架长、节点至末端连接数/骨架长 ②纹理参数 9 个:最小熵、最大熵、粗糙度、复杂度、对比度、最小能量、最大能量、最小惯量、最小绝对值。③生物力学参数 1 个 抗扭转因子。

1.4.2 跟骨 T2 值测定仍在上述的 5 个 ROI 进行。本研究中所有测量数值均用表观值(apparent value)表示 梯度回波扫描 T2 值实则代表 $T2^*$ 。

2 结果

2.1 SPSS 统计软件(13.0 版本),由专业统计师完成 非配对 t 检验统计 4 组间的显著性差异。凡在正常女性组-异常女性组、正常男性组-异常男性组每个感兴趣区出现有统计学差异($P < 0.05$)的参数纪录 1 分,按 5 个感兴趣区计算,总分为 10 分。8~

10分占77%, 3~6分占23%。

2.2 正常女性-异常女性组、正常男性-异常男性组
5个ROI总体统计显示显著性差异的参数达85%。跟前上、跟前下、跟前中ROI结构参数97%、97%、91%与骨密度相关。正常女性-异常女性组、正常男性-异常男性组跟前上参数统计结果(表1)。

表1 正常女性-异常女性、正常男性-异常男性
跟前上参数统计结果

部位	女性		男性	
	t 值	P 值	t 值	P 值
小梁面积/总面积	4.981	0.01	5.479	0.01
最大小梁/总面积	5.205	0.01	3.711	0.01
小梁总数/总面积	-16.666	0.01	-11.081	0.01
小梁平均面积	14.252	0.01	6.849	0.01
小梁平均周长	12.411	0.01	6.886	0.01
节点数/总面积	7.163	0.01	6.136	0.01
骨架构/总面积	6.983	0.01	6.211	0.01
平均骨架构	11.274	0.01	6.192	0.01
节点至节点连接数/骨架构	5.563	0.01	5.609	0.01
节点至末端连接数/骨架构	-4.460	0.01	-2.447	0.01
末端至末端连接数/骨架构	-8.128	0.01	-4.627	0.01
节点至节点连接长度/骨架构	12.050	0.01	9.125	0.01
节点至末端连接长度/骨架构	-5.987	0.01	-4.134	0.01
末端至末端连接长度/骨架构	-4.990	0.01	-7.470	0.01
欧拉数/总面积	-17.569	0.01	-11.896	0.01
水平局部均值	-1.739	0.08	-1.937	0.05
垂直局部均值	-1.739	0.08	-1.937	0.05
均方微分系数	-1.739	0.08	-1.937	0.05
模式因子	-6.190	0.01	-5.715	0.01
平均圆度	9.967	0.01	7.610	0.01
抗扭转因子	11.545	0.01	11.661	0.01
最小绝对值	2.447	0.01	0.756	0.45
最小惯量	2.528	0.01	1.241	0.22
最小能量	-4.474	0.01	-3.436	0.01
最小熵	7.308	0.01	3.662	0.01
最大能量	-4.484	0.01	-2.028	0.04
最大熵	7.620	0.01	4.586	0.01
粗糙度	-5.654	0.01	-5.819	0.01
复杂度	5.549	0.01	3.631	0.01
对比度	-4.464	0.01	-4.807	0.01

2.3 50例骨密度与跟骨 T2 值相关比较显著性差异明显(表2)。用 Pearson r 检验进行线性相关分析, 50例中正常、异常男女组 T2 值统计学差异明显(表3), T2 值测定的受试者骨密度与 T2 值间呈明显负相关。年龄与 T2 值呈明显正相关(表4)。抗扭转因子与骨密度呈正相关(图9~12)。对女性、男性、全体跟骨前上、后下、前下感兴趣区骨结构参数与骨密度进行相关分析, 参数与骨密度有很好的相关性。

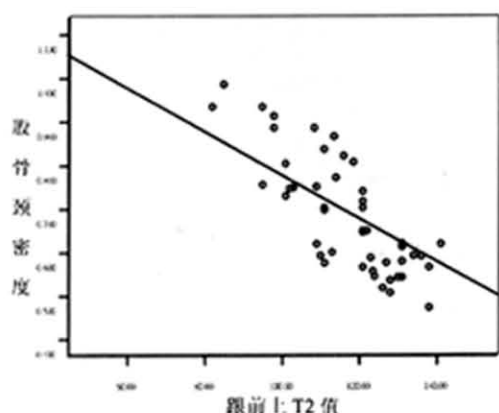


图9 50例跟前上 ROI T2 值与跟骨颈密度呈负相关

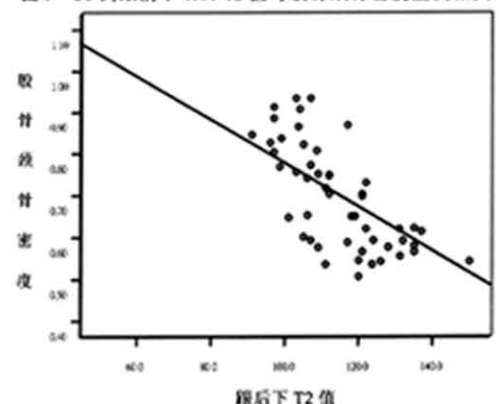


图10 50例跟前下 ROI T2 值与跟骨颈密度呈负相关

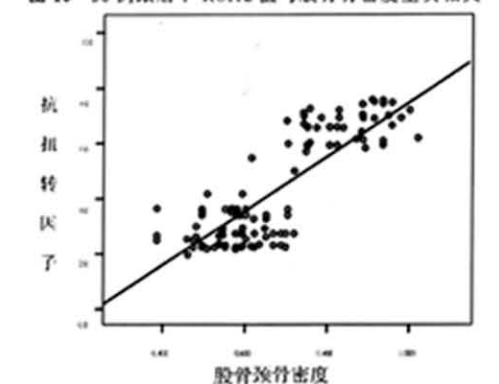


图11 50例 T2 值与年龄呈正相关

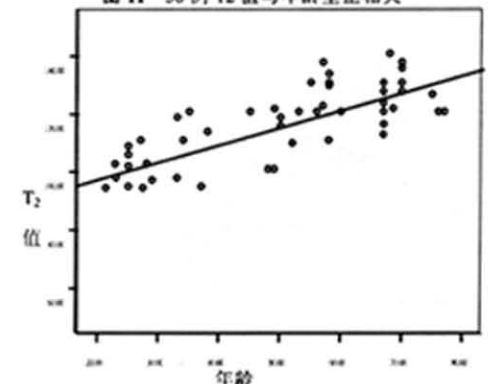


图12 110例跟前上 ROI 抗扭转因子与跟骨颈骨密度呈正相关

表 2 50 例受试者 T2 测定与骨密度的相关情况

部位	股骨颈	T score1	大粗隆	T score2	粗隆间	T score3	髌骨 total	T score4
跟前上 r 值	- 0.535	- 0.606	- 0.597	- 0.606	- 0.457	- 0.589	- 0.562	- 0.605
P 值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01
跟中 r 值	- 0.439	- 0.516	- 0.441	- 0.543	- 0.380	- 0.504	- 0.487	- 0.556
P 值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01
跟后上 r 值	- 0.401	- 0.477	- 0.475	- 0.508	- 0.277	- 0.469	- 0.419	- 0.461
P 值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.05	< 0.01	< 0.01	< 0.01
跟后下 r 值	- 0.496	- 0.570	- 0.470	- 0.571	- 0.476	- 0.515	- 0.474	- 0.568
P 值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01
跟前下 r 值	- 0.450	- 0.451	- 0.480	- 0.470	- 0.427	- 0.480	- 0.464	- 0.519
P 值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01

表 3 50 例跟骨 T2 值(ms, $\bar{x} \pm s$)

部位	正常女性	异常女性	正常男性	异常男性
跟前上	107.91 ± 8.56	126.33 ± 9.74	98.2 ± 21.97	122 ± 6.61
	P < 0.01		P < 0.01	
跟中	108 ± 11.49	126.44 ± 12.02	108.3 ± 19.43	123 ± 4.26
	P < 0.01		P < 0.05	
跟后上	110.08 ± 7.47	122.72 ± 8.40	104.6 ± 21.34	121.4 ± 8.05
	P < 0.01		P < 0.05	
跟后下	107.41 ± 8.45	123.38 ± 12.09	102.61 ± 6.60	119.4 ± 10.31
	P < 0.01		P < 0.01	
跟前下	113.75 ± 9.52	126.22 ± 11.19	94.72 ± 9.51	127.4 ± 12.32
	P < 0.01		P < 0.01	

表 4 50 例年龄与跟骨 T2 值相关统计

部位	r 值	P 值
跟前上	0.538	< 0.01
跟中	0.424	< 0.01
跟后上	0.398	< 0.01
跟后下	0.449	< 0.01
跟前下	0.481	< 0.01

3 讨论

根据世界骨质疏松基金会资料,欧洲中年女性 40% 在他们今后的生命中将患一次或多次由骨质疏松引起的骨折^[2]。M. Rotter 认为绝经期妇女有 80%, 70 岁以上男性有 10% 患骨质疏松^[3]。我国骨质疏松患者约有 8400 万左右,其中 3/4 是绝经后妇女。骨质疏松已成为全球研究的热点。最常用来评价骨密度的方法是 DXA,但它不能提供骨结构的信息。最准确的骨结构组织学信息来源于骨活检。但这种侵袭性检查,不能在临床推广应用。近年来国外文献报道高分辨 MR 技术已观察小梁骨的网状结构。强调高矩阵,超薄层,小体素扫描,如 512 矩阵、微米级层厚、微米级体素。常用的序列有两种:自旋回波和梯度回波。有作者认为梯度回波序列对微磁场敏感^[4]。该课题用高分辨三维梯度回波扫描,技

术上是可行的。三维梯度回波使扫描时间有所缩短,在没有交叉重叠层面情况下进行连续薄层面的快速容积成像 超薄层扫描重组能力强,该组跟骨部分图像进行多平面重组效果良好 提高了信噪比,因为信噪比正比于 Z 轴方向上的相位编码数。以前认为 MR 设备的梯度回波成像能把小梁骨假性放大,但现在这种磁敏感性影响已经随着回波时间的缩短降低^[5]。MR 显示小梁骨大小、与真正的小梁骨是有差异的,尽量短的回波时间可以使差异缩小。目前临床上主要采用 1.5 T 超导 MR,少数有 3 T MR^[6]。倾向用梯度回波或三维梯度回波序列^[7-11]。

在量化的 30 个图像参数中,正常女性-异常女性组、正常男性-异常男性组在 > 85% 的参数上有非常显著性差异(P < 0.01)。反映骨小梁连接的结构参数与骨密度有较好的相关性,如在跟后上 ROI 参数与股骨颈、大粗隆、粗隆间、髌骨的相关性分别达 93%、97%、83%、97%,与文献相仿。Nathalie Boutry^[12]在研究男性骨质疏松时对跟骨进行 MR 检查,用 20 种形态学结构参数,对其评价,发现对照组和骨质疏松组在 13 个参数,尤其是连接性参数方面表现出显著性差异(P < 0.05)。这些参数对骨质疏松症骨折有显著的预测作用。Nathalie Boutry 认为形态学的结构提供的最好结果是小梁骨数目、小梁

骨间隔、节点-节点间的支撑数、末梢-末梢的支撑数以及骨髓腔的相互连接指数。相互连接指数来自于骨髓骨骼的几个连接参数的结合。指数越高,骨髓腔骨骼连接的水平就越高,相反的,则是小梁骨网络分离的水平越高,认为这是非常有价值的指标。小梁的网络结构非常复杂,反映连接程度的参数还有欧拉数,在一种高连接性的小梁骨网络中,可能为负值^[12]。在该研究中,欧拉数正常组明显低于异常组,两组存在非常显著性差异($P < 0.001$),欧拉数与骨密度呈明显负相关($r = -0.701$)。目前 DXA 是诊断骨质疏松的金标准。该研究反映小梁骨表观数量参数的小梁面积、平均周长、骨架长均与 DXA 测得的骨密度比较,有较好的正相关,说明骨结构与骨量之间是相互作用,相互影响的。也可以认为在正常骨密度时小梁骨结构完整、规律性强、生物力学性能好。反之,情况相悖。对活体上研究小梁骨所用的

层厚仍然要比单个小梁骨(100 ~ 300 μm)厚许多。因此,评价小梁骨的准确性易受部分容积效应的影响。故该研究未单独将此参数列出,反映小梁形态学研究有小梁模式因子、平均圆度参数。模式因子是数字形态学的概念,和物体的圆度有关,数值越小说明物体越趋于圆。该异常男女组指标均低于正常,可以理解为骨质疏松时小梁变细,直径减小,结构趋于圆钝。该参数与骨密度呈正相关,换句话说,数值越大,骨密度越大,小梁骨越不趋于圆钝。

抗扭转因子是反映生物力学的参数。其目的是对骨小梁抗压、抗弯、抗扭转能力进行定量测定,软件设计时将其思路编入程序,故参数的获取在工作站上可完成。该研究正常组数值明显大于异常组,并有统计学意义。结合 DXA 和该参数,应该说对预测骨折风险是有积极意义的(表 5)。

表 5 各感兴趣区抗扭转因子量化值($\bar{x} \pm s$)

部位	正常女性	异常女性	正常男性	异常男性
跟前上	7.469 $\pm$ 1.723	2.872 $\pm$ 0.615	7.694 $\pm$ 1.720	2.937 $\pm$ 0.977
	$P < 0.001$		$P < 0.001$	
跟中	6.823 $\pm$ 1.489	3.036 $\pm$ 0.595	6.887 $\pm$ 1.033	2.929 $\pm$ 0.516
	$P < 0.001$		$P < 0.001$	
跟后上	6.474 $\pm$ 0.802	2.723 $\pm$ 0.384	6.805 $\pm$ 0.909	2.723 $\pm$ 0.436
	$P < 0.001$		$P < 0.001$	
跟后下	6.658 $\pm$ 0.929	2.649 $\pm$ 0.449	6.683 $\pm$ 0.821	2.649 $\pm$ 0.413
	$P < 0.001$		$P < 0.001$	
跟前下	6.671 $\pm$ 1.150	2.321 $\pm$ 0.389	6.785 $\pm$ 1.078	2.383 $\pm$ 0.290
	$P < 0.001$		$P < 0.001$	

T2* 值是骨质疏松研究中特有的定量指标。骨的存在减弱了物质的梯度回波信号强度^[13,14]。这种影响随着骨小梁的增加而增强。局部的磁场不均匀可以通过测量 T2* 值来量化。进一步研究发现准横向弛豫时间(T2*)和骨小梁网状微结构的空间几何形状及骨小梁数量密切相关。在均匀的骨髓组织中骨小梁增加发生相应的 T2* 缩短显著,故正常致密的骨小梁的 T2* 值比骨质疏松时短。Ford 和 Wehrli 证实 在骨小梁密集的区域 T2* 缩短^[15,16]。国外资料认为 T2* 弛豫时间延长意味着骨结构受累,反之,弛豫时间降低是骨结构尚好的表现^[17]。该组 12 名正常女性跟骨小梁密集部位(跟骨后部)与空虚部位(跟骨前部)的 T2* 测定,密集部位的 T2* 值较空虚部位短,有非常显著性差异($t = -3.278, P < 0.007$)。两组年龄与表观 T2* 值间呈明显正相关,骨密度与 T2* 值间呈明显负相关,即年龄增加 T2*

值有增加,骨密度增加 T2* 值有降低。T2* 值在骨质疏松中的参考价值是肯定的。但要确定分界的阈值,还需进一步研究。有文献认为 T2* 缩短是有方向性的,仅发生在骨小梁排列方向垂直于主次场方向上^[18]。在以往研究中,微结构形态结合 T2* 值研究未见报道,笔者认为两者的结合已初见端倪,扩大样本以寻求规律很有必要。

MR 骨微结构和 T2* 弛豫时间的研究在评估药物疗效方面起到十分积极的作用。新近一项利用高分辨 MR 扫描对骨质疏松骨重吸收的前瞻性研究中显示,鲑鱼降钙素鼻喷剂(CT-NS)联合钙剂治疗组的绝经妇女桡骨远端骨小梁微结构保存良好和/或显著增加(用表面骨容量/总容量,骨小梁数量和骨小梁间隙多项指标进行评估),而单纯钙剂治疗组患者骨小梁微结构显著受损。T2* 弛豫时间显示 CT-NS 治疗组股骨颈和股骨颈段粗隆区骨质量和骨结

构得到有效保护,而 T2* 弛豫时间显示单用钙剂治疗组股骨近端区域的大量部位均有显著损害^[17]。

该组的能量、惯量、粗糙度等抽象参数是基于软件设计中共生矩阵和局部灰度差分矩阵反映某个灰度值的像素和周围领域的像素的灰度差别等引出的。有趣的是,这些参数都有较好的统计学意义。潜在意义有待进一步研究。

本文用高分辨 MR 对跟骨的微结构、纹理、T2* 值及抗扭转因子等参数进行定量分析,并与骨密度比较,结果是有价值的。骨质疏松的微结构研究是复杂的,还需要进一步深入,MRI 是一种非侵入式的技术,在这方面显示出很大的潜力。

【 参 考 文 献 】

[1] 刘忠厚,杨定焯,朱汉民等. 中国原发性骨质疏松诊断标准. 中国骨质疏松杂志,1999,5 :1-3.

[2] Szulc P, Delmas PD. Vertebral Fracture Initiative Resource Document. International Osteoporosis Foundation and European Society of Musculoskeletal Radiology, 2003 :1-39.

[3] Rotter M, Berg A, Langenberger H, et al. Autocorrelation analysis of bone structure. J Magn Reson Imaging, 2001, 14 : 87-93.

[4] Jürgen Machann, Armin Raible, Peter Schnatterbeck, et al. Osteodensitometry of human heel bones by MR spin-echo imaging : comparison with MR gradient-echo imaging and quantitative computed tomography. J Magn Reson Imaging, 2001, 14 :147-155.

[5] Newitt DC, Majumdar S, van Rietbergen B, et al. *In vivo* assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. Osteoporos Int, 2002, 13 : 6-17.

[6] Rotter M, Berg A, Langenberger H, et al. Autocorrelation analysis of bone structure. JMRI, 2001, 14 : 87-93.

[7] Sugimoto H, Kimura T, Ohsawa T. Susceptibility effects of bone trabeculae quantification on vivo using an asymmetric spin-echo technique. Invest Radiol, 1993, 28 : 208-213.

[8] Thomas ML, Sharmila Majumdar, Peter Augat, et al. *In vivo* high

resolution MRI of the calcaneus : differences in trabecular structure in osteoporosis patients. J Bone Miner Res, 1998, 13 : 1175-1182.

[9] Laibi A, Newitt DC, Lu Y, et al. New model-independent measures of trabecular bone structure applied to in vivo high-resolution MR images. Osteoporosis Int, 2002, 13 : 130-136.

[10] Kang C, Paley M, Ordidge R, et al. *In vivo* MRI measurements of bone quality in the calcaneus : a comparison with DXA and ultrasound. Osteoporos Int, 1999, 9 : 65-74.

[11] Newitt DC, Majumdar S, van Rietbergen B, et al. *In vivo* assessment of architecture and micro-finite element analysis derived indices of mechanical properties of trabecular bone in the radius. Osteoporos Int, 2002, 13 : 6-17.

[12] Nathalie B, Bernard C, Patrick D, et al. Trabecular bone structure of the calcaneus : preliminary in vivo MR imaging assessment in men with osteoporosis. Radiology, 2003, 227 : 708-717.

[13] Rosenthal H, Thulborn KR, Rosenthal D, et al. Magnetic susceptibility effects of trabecular bone on magnetic resonance imaging of bone marrow. Invest Radiol, 1990, 25 : 173-178.

[14] Sebag GH, Moore SG. Effect of trabecular bone on the appearance of marrow in gradient-echo imaging of the appendicular skeleton. Radiology, 1990, 174 : 855-859.

[15] Wehrli FW, Ford JC, Attie M, et al. Trabecular structure : preliminary application of MR interferometry. Radiology, 1991, 179 : 615-621.

[16] Ford JC, Wehrli FW. *In vivo* quantitative characterisation of trabecular bone by NMR interferometry and localised proton spectroscopy. MRM, 1991, 17 : 543-551.

[17] Chesnut CH 3rd, Majumdar S, Newitt DC, et al. Effects of salmon calcitonin on trabecular microarchitecture as determined by magnetic resonance imaging : results from the QUEST study. J Bone Miner Res, 2005, 20 : 1548-1561.

[18] Chung HW, Hwang SN, Yeung HN, et al. Mapping of magnetic field distribution within cancellous bone by NMR microscopy. Proceedings of the Society of Magnetic Resonance and the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology, 12th annual meeting Nice, France, 1995 :1082.

(收稿日期 2007-04-10)