

双能 X 射线骨密度仪测定技术研究

秦林林 陈金标 张卫 马海波 葛崇华 肖艳霞

(中日友好医院临床医学研究所, 北京, 100029)

以 Lunar 公司 DPX-L 型双能 X 射线骨密度仪为例, 研究引起测量误差的主要因素并提出质控措施。用自检模块、腰椎体模评定仪器的体外测量精度好于 1%。对 10 位志愿者重复 2 次测量, 体内精度对腰椎, MPD(平均百分差)为 0.46、CV(变异系数)为 0.75; 对股骨颈, MPD 为 1.26、CV 为 0.47; Ward's 三角区 MPD 为 2.01、CV 为 1.14; 大转子 MPD 为 1.66、CV 为 0.72。扫描图像由 2 位技术人员分析比由同 1 人分析时的误差大。测量对象体位重复和分析技术的规范化, 是减小测量误差的两个重要的技术保障。为满足数据比对的需要, 建议建立我国自己的体模标准。

关键词 骨密度 双能 X 线吸收术 体外精度 体内精度

对骨质疏松症的研究日益受到重视, 研究工作进展迅速。测量人体骨矿含量(BMC)、骨密度(BMD)的仪器和技术随之取得了很大进展, 从最早的单光子吸收(SPA)技术, 发展到双光子吸收(DPA)技术, 单能 X 射线骨密度仪、双能 X 射线骨密度仪、超声仪、QCT 等多种测量仪器相继出现。双能 X 射线吸收技术具有扫描速度快、精密度与准确度高、放射性剂量低等优点, 是目前各国测定骨密度、预测骨折发生率的精确而有效的方法^[1-3]。双能 X 射线骨密度仪依产生 2 种能量的 X 射线方式不同分为开关脉冲式和 K 边缘滤波式两大类, 它们都能达到较高的精密度和准确度。

骨量测定对老年绝经后妇女有着重要意义。绝经后妇女每年骨量的丢失量大约为 2% - 3%。对骨质疏松症的研究以及对药物治疗骨质疏松疗效的评定都要求仪器具有较高的测定精度。因为它必须能测出人体在较长时间里骨量的微小变化^[4]。本工作应用美国 Lunar 公司生产的双能 X 射线骨密度仪, 评定测量骨密度的体外、体内精度, 分析影响测量精密度的因素, 提出加强质控的途径。

1 仪器和方法

DPX-L 型骨密度仪由美国 Lunar 公司生产, 相应软件版本为 1.31 版。管球发射的 X 射线经 K 边缘滤波后具有 70 和 38 keV 2 种能量。当扫描线经过骨和软组织时, 射线强度被程度不同的衰减。以 NaI(Tl)探测器探测射线强度, 由此计算出扫描体面积、骨矿含量和骨密度。计算公式为

收稿日期: 1995-10-04 收到修改稿日期: 1995-11-29

$$\begin{aligned} I_{38} &= I_{038} \exp[-(\mu_{S38} m_S + \mu_{B38} m_B)] \\ I_{70} &= I_{070} \exp[-(\mu_{S70} m_S + \mu_{B70} m_B)] \end{aligned} \quad (1)$$

式中: I_{038} 、 I_{070} 和 I_{38} 、 I_{70} 分别表示 30 和 70 keV X 射线经骨和肌肉组织衰减前、后的强度, μ_{S38} 、 μ_{S70} 和 μ_{B38} 、 μ_{B70} 分别为肌肉组织成分和骨对 38 和 70 keV X 射线的质量吸收系数, m_S 和 m_B 分别为肌肉组织和骨的质量。

1.1 模块校准

每天仪器开启投入使用前用仪器自带的模块做自检。用以聚乙烯材料制作的模块等效模拟人体肌肉成分。模块内包含大、中、小 3 种尺寸的标准圆柱体。对模块重复扫描 5 次, 仪器自动计算出模块的密度, 质量, 高、低能射线的计数率等。由自检所测数据计算出仪器的稳定性。

1.2 Al 合金腰椎模块检验

用 Lunar 公司提供的腰椎模块对仪器作定期检验。每周 1 次。该模块用 Al 合金材料制作, 模拟人体腰椎, 分别模拟 $L_1 - L_4$ 椎体。将模块放置在 $35 \times 25 \text{ cm}^2$ 的水箱中, 以水等效人体肌肉。水深通常为 15cm。体模的骨密度标准值为 $1.2434(1 \pm 2\%) \text{ g/cm}^2$ 。由腰椎分析软件给出相应的扫描测定值, 从而计算出仪器的测量精度。改变水深, 以估算不同软组织厚度对测定值的影响。

1.3 体内精度测量

体内测量的短期精度通常可以用几个被测体多次扫描或用多个被测体 2 次扫描测定。本工作选用 10 位志愿者, 测定他们的腰椎和股骨近端, 在 1 天内重复测定 2 次。用 2 次测量的平均百分差(MPD)来估算测量精度^[5], 即

$$\text{MPD}(\%) = \frac{|x_1 - x_2|}{(x_1 + x_2)/2} \times 100 \quad (2)$$

式中: x_1 和 x_2 是每 1 位被测对象第 1 次和第 2 次测量的 BMD 值。

体内测量的重复性误差用成对测量的变异系数 CV(%) 表征。计算公式为

$$\text{CV}(\%) = \frac{\text{SD}_d}{(\bar{x}_1 + \bar{x}_2)/2} \times 100 \quad (3)$$

式中: SD_d 为 2 次测量 BMD 的标准偏差; \bar{x}_1 和 \bar{x}_2 分别为 10 位志愿者第 1 次和第 2 次测量的 BMD 的平均值。

1.4 不同操作者间的比较

选取 10 位被测者腰椎和股骨的扫描图象, 分别由 2 位技术人员用自动分析软件进行图象处理, 比较不同分析者给出结果之间的误差。

2 结果

1) 对校准模块进行了近 1 个月的连续测量。对大、中、小不同尺寸的圆柱体, 计算出的短期稳定性分别为 0.44%、0.64%、0.46%。

2) 对腰椎模块进行了 15 周的定期检验。测定的 BMD 平均值为 $1.240 \pm 0.004 \text{ g/cm}^2$, 精密度为 0.36% (图 1)。

将腰椎模块分别置于 8、10、12、15 cm 水深时 BMD 的测定值列于表 1。在 8-15 cm 水深范围内, BMD 的平均值为 $1.225 \pm 0.038 \text{ g/cm}^2$ 。

表 1 腰椎模块在不同水深时的 BMD 值

Table 1 BMD of lumbar phantom at different depth in water

| 水深/cm | BMD/g·cm ⁻² | 水深/cm | BMD/g·cm ⁻² |
|-------|------------------------|-------|------------------------|
| 8 | 1.169 | 12 | 1.238 |
| 10 | 1.253 | 15 | 1.240 |

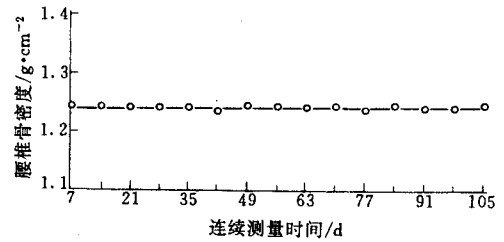


图 1 腰椎模块的 BMD 测量值随测量时间的变化

Fig. 1 A plot of BMD of lumbar phantom against measuring time

3) 将 10 位志愿者 2 次测量的 BMD 值, 用式(2)、(3)计算平均百分差 MPD 和变异系数 CV。结果列于表 2。MPD 值用 Stata 3.0 版软件检验不呈正态分布, 采用 50% 的中位数表示它的计算结果。

4) 2 位操作者对 10 位志愿者的腰椎、股骨颈的扫描图象进行处理, 对分析获得的 BMD 值作 t 检验有显著性差异 ($P < 0.01$)。50% 的 MPD 和 CV 值列于表 3。

表 2 10 位志愿者 2 次测量的 BMD 值

Table 2 BMD of two measurements from 10 measured objects

| 体位 | MPD/% | CV/% | 体位 | MPD/% | CV/% |
|--------------------------------|-------|------|------------|-------|------|
| 腰 ₂ -腰 ₄ | 0.46 | 0.75 | Ward's 三角区 | 2.01 | 1.14 |
| 股骨颈 | 1.26 | 0.47 | 大转子 | 1.66 | 0.72 |

表 3 2 位操作者对相同扫描体分析 BMD 的比较

Table 3 BMD from comparative analysis of image by two technicians

| 体位 | MPD/% | CV/% | 体位 | MPD/% | CV/% |
|--------------------------------|-------|------|------------|-------|------|
| 腰 ₂ -腰 ₄ | 0.75 | 1.02 | Ward's 三角区 | 2.29 | 2.96 |
| 股骨颈 | 1.32 | 1.30 | 大转子 | 0.66 | 0.40 |

由同 1 位操作者对 10 位被测对象的腰椎、股骨近端分析的 BMD 值 2 次评定结果列于表 4。

表 4 同一操作者对扫描体 2 次分析 BMD 的比较

Table 4 BMD from two analyses of same image by one technician

| 体位 | MPD/% | CV/% | 体位 | MPD/% | CV/% |
|-------------------|-------|------|------------|-------|------|
| 腰 ₂ -4 | 0.19 | 0.35 | Ward's 三角区 | 0.70 | 0.20 |
| 股骨颈 | 0.49 | 0.84 | 大转子 | 1.96 | 0.34 |

对腰椎、股骨近端同一扫描图像 1 人分析 2 次和 2 位操作者分析的 50% 中位数的平均百分偏差进行配对检验,对呈非正态分布的数据经平方根转换成近似的正态分布后作 t 检验。平均百分偏差对腰椎、股骨颈、Ward's 三角区、粗隆各部位在 5% 检验水平上均有统计学显著性差异。

3 讨论

DXA 本身有着良好的体外测量精度,但在人体实际测量中,需要研究骨密度在长期测量中的微小变化,因而对测量精度要求甚高。国外有许多有关 DXA 测量精度的研究报道,国内对此问题注意较少。根据本工作研究结果,提出几条加强质量控制的措施。

首先,对 Lunar 仪器每天用标准模块自检是不可缺少的。它可对电压峰值、机械性能及探测系统精度进行检测。当仪器测量精度超出 2.5% 允许范围时,给出不能通过的信号,提示用户及时进行检修。同时,每天早晨对低能和高能射线强度进行 1 次测量,在用式(1)计算骨量测定值时可以校正球管输出漂移而产生的误差。有些单位为了减少球管使用时间不作自检,不进行仪器的校正,这样会增加测量误差。每天进行模块校正将保证仪器测量精度好于 2%。

另外,由表 2 所列数据示出的体内精度是多种影响因素的综合效果。除仪器本身固有的测量误差外,被测对象在 2 次测量时体位的差异会造成椎体投影面积、BMC 和 BMD 的变化。特别是对股骨近端的测量,摆位时要求腿内旋约 15° ,使股骨颈成水平状态。在这种体位下测量比较准确。Wilson^[6]、Svendensen^[7]的研究结果表明:腿内旋在由 20° 变到 0° 时,股骨颈、Ward's 三角区的 BMD 稳定变化,每旋转 5° ,变化 2%。从 0° 向外旋转到 45° 时,每 5° 变化 4%。Wahner 等^[8]对 30-78 岁 22 位志愿者进行了研究测量,给出平均的精密度对腰椎是 1.4%,股骨颈为 1.7%,Ward's 三角区是 3.9%。从表 2 所列数据可以看到,本工作中 2 次重复测量的变异系数 $< 1.5\%$ 。这一结果是特别注意了病人体位的正确而获得的。测量时要求病人的躯干伸展躺直。就股骨的扫描图像而言,要求被测者的腿尽量内旋至小股头不出现在影像中。这种体位控制标准可明显地降低 2 次测量间的误差。表 3 列出了 2 位操作者对相同的测量体进行分析获得的 BMD 值之间的偏差。扫描参数的选择和不同的分析方法都能影响 BMC、BMD 值。Slosman 等^[9]改变分析感兴趣区的面积时观察到,股骨近端骨含量的不均匀性导致在股骨颈部位大的 ROI 和小的 ROI 的 BMD 值的变化达 13%。Carlo Trevisan 等^[5]对 10 位腰椎扫描,扫描宽度增加 3cm 时,BMD 约增大 3%。在一些情况下,髌部分分析感兴趣区的边缘降低 1cm,总的 BMD 增加约 4%。Ward's 三角区分析面积的变化对结果影响更明显。由此看出,统一的扫描宽度和分析标准以及采用固定的感兴趣面积是减少误差的重要措施。对腰椎骨边缘也需采用统一的处理方法。当腰椎上界与下界确定后,1 条扫描线的增减也会同时对 L_1 和 L_4 的测量结果造成显著差异,但对 L_1-L_4 平均值的影响明显减少。对照表 3 和 4 的分析结果可以看出,由同 1 个人分析 2 次获得的 MPD 和 CV 值都比 2 位操作者的分析结果明显改善。对这 2 组数据进行的 t 检验结果也有显著性意义 ($P < 0.05$)。因而,在研究工作中应尽可能由 1 位熟练的技术人员统一处理数据,这将大大减小分析结果的误差。

一般在工厂中仪器对腰椎铝合金体模的测量误差 $< 0.01 \text{ g/cm}^2$ 。以它可检定仪器对骨密度刻度的准确性。当误差超过 3% 时,应通知厂家检修。表 1 示出的不同的水深对 BMD 的影响说明软组织的不同厚度会影响测定结果。体模的测量还可以用来归一不同装置所测的数据。不同厂家生产的仪器,在定标过程中对骨矿含量的评价、骨边缘探测及数据的不同算法诸

多方面都有差异, BMD的绝对值是不同的^[10]。因此, 同1个人在不同厂家生产的不同仪器上骨密度的测定结果是不能直接比对的。使用1个固定的体模对用不同仪器测定的数据进行回归处理后可作比较分析。对世界各地不同人种、不同性别及年龄的人群测定的骨密度值的比较对骨代谢研究有重要的意义。国际上高度重视这一问题并试图用欧洲体模作为归一数据的“黄金标准”。

综上所述, 在测定人体各部位的骨密度值, 纵向、横向比较测定值的微小变化时, 要充分了解测定误差的来源并设法将其减小到最小程度。为了对不同厂家的仪器测定结果作比对, 建议建立我国自己的标准体模。

参 考 文 献

- 1 Christiansen C. Postmenopausal Bone Loss and the Risk of Osteoporosis. *Osteoporosis Int*, 1994, 4 (1):47.
- 2 Sievanen H, P Oja, Vuori I. Precision of Dual Energy X-ray Absorptiometry in Determining the Bone Mineral Density and Content of Various Skeletal Sites. *J Nucl Med*, 1992, 33(6):1137.
- 3 Sievanen H, Kannus P, Vuori I. Precision of Dual Energy X-ray Absorptiometry in the Upper Extremities. *Bone Miner*, 1993, 20 (2):235.
- 4 Ross PD, Davis JW, Wasnich RD, et al. The Clinical Application of Serial Bone Mass Measurements. *Bone Miner*, 1993, 12(2):189.
- 5 Trevisan C, Gandolini GG, Sibilla P, et al. Bone Mass Measurement by DXA: Influence of Analysis Procedures and Interrunit Variation. *J Bone and Mineral Research*, 1992, 7(12):1373.
- 6 Wilson CR, Fogelman I, Blake GM, et al. The Effect of Positioning on Dual Energy X-ray Bone Densitometry of the Proximal Femur. *Bone Miner*, 1991, 1(1):69.
- 7 Svendsen OL, Marslew UM, Hassager C, et al. Measurement of Bone Mineral Density of the Proximal Femur by Two Commercially Available Dual Energy X-ray Absorptiometric Systems. *Eur J Nucl Med*, 1992, 19(1):41.
- 8 Wahner HW, Looker A, Dunn WL, et al. Quality Control of Bone Densitometry in a National Health Survey (Nhanes) Using Three Mobile Examination Centers. *J Bone and Mineral Research*, 1994, 9(6):951
- 9 Slosman DO, Rizzoli R, Buchs B, et al. Comparative Study of the Performance of X-ray and Gadolinium Bone Densitometers at the Level of Spine, Femoral Neck and Femoral Shaft. *Nur J Nucl Med*, 1990, 17(1):3.
- 10 Kelly TL, Slovik DM, Neer RM. Calibration and Standardization of Bone Mineral Densitometers. *J Bone and Mineral Research*, 1989, 4(5):663.

THE RESEARCH ON MEASURING PROCEDURE OF DUAL ENERGY X-RAY ABSORPTIOMETRY IN DETERMINING THE BONE MINERAL DENSITY

Qin Linlin Cheng Jingbiao Zhang Wei Ma Haibo Ge Chunhua Xiao Yezia

(*Institute of China-Japan Friendship Clinical Medical Sciences, Beijing, 100029*)

ABSTRACT

The influence of measuring procedure on precision in determining the bone mineral density (BMD) using dual energy X-ray absorptiometry (DXA) is studied. The research results show that the position of measured subjects and the analysis of acquired images are two main influence factors. The precision of BMD values obtained from images analysed by two technicians is lower than that by one technician. For DXA of Lunar DPX-L, the vitro precision is better than 1%. The vivo precision expressed by coefficient of variation (CV) are 0.75% at lumbar, 0.47% at neck, 1.14% at Ward's triangle and 0.72% at trochanter, respectively. A suggestion for establishment of standard phantom of our country is proposed in the paper.

Key words Bone mineral density Dual energy X-ray absorptiometry Vitro precision Vivo precision

含碘废气治理设施通过部级鉴定

放射化学研究所 301 室建成的除碘工号建成并已运行了 7 年。该设施有效地将放射性碘生产车间向环境的排碘量降至远远低于日排碘量 1.85×10^8 Bq 的管理限值。

由中核总安防局、北京市环保局、清华大学、北京核工程研究设计院等单位专家组成的鉴定委员会对该设施进行了鉴定。专家们认为:该设施采用活性炭预吸附器有效地延缓下游吸附器的中毒老化,有利于延长使用寿命;采用波纹网式吸附器并取消密封垫,防止了短路和泄漏;快速拆卸结构可避免操作人员在卸装过程中受到超剂量辐射。该装置设计在以上 3 个方面有创新,为国内首创,其技术性能达到了国际同类设施的先进水平,有很好的推广应用价值。

中国原子能科学研究院放射化学研究所供稿