李婵, 李亮, 陈志强. 双能 X 射线骨密度仪技术进展综述[J]. CT 理论与应用研究, 2014, 23(5): 717-730.
Li C, Li L, Chen ZQ. Review of developments of the dual energy X-ray absorptiometry techniques[J]. CT Theory and Applications, 2014, 23(5): 717-730.

双能 X 射线骨密度仪技术进展综述

李婵[a,b]，李亮[a,b]，陈志强[a,b]✉
（清华大学 a.工程物理系；b.粒子技术与辐射成像教育部重点实验室，北京 100084）

摘要：骨质疏松的日趋严重使得骨密度的测量越来越受到人们的关注。随着医疗技术的不断进步，双能 X 射线骨密度仪以其精确的测量结果，较低的辐射剂量以及多种类多型号，被广泛运用于骨质疏松的诊断中。本文介绍骨密度的概念、测量方法和部位，重点介绍双能 X 射线骨密度测量的基本原理和关键技术。通过不同的分类方法对现有双能 X 射线骨密度仪进行分析和阐述，并通过硬件和软件对目前双能 X 射线骨密度仪存在的问题进行分析，对未来该技术的发展趋势进行了讨论和预测。

关键词：骨质疏松；骨密度；双能 X 射线骨密度仪；骨矿含量

文章编号：1004-4140（2014）05-0717-14　　**中图分类号：**TH 774　　**文献标志码：**A

随着世界人口老龄化的加剧，骨质疏松症已经成为困扰老年人，特别是中老年妇女健康的主要疾病之一[1]。骨质疏松症会导致患者全身疼痛、腰背活动受限，甚至造成骨折。中国正迈入老龄化社会，生育率低、人口结构老化已成未来发展的重大隐患。据统计，截至 2013 年，中国骨质疏松症患者已经超过 8800 万，并有年轻化趋势，居世界首位[2]。因此，如何有效地预防、治疗骨质疏松已经成为医学界乃至全社会共同关注的问题。

1　骨密度的定义与诊断判据

骨密度这一概念与骨质疏松是紧密联系在一起的，人类对骨密度、骨质疏松的理解也是随着医疗手段和科学技术的不断进步而逐渐清晰深化的。从 1885 年 Pornmer 第一次提出全身骨质的减少即为骨质疏松的概念[3]，到 1990 年丹麦第三届国际骨质疏松研讨会及 1993 年香港第四届国际骨质疏松研讨会，将骨质疏松最终定义为：以骨量减少、骨的微观结构退化为特征的，致使骨的脆性增加以及易于发生骨折的一种全身性骨骼疾病[4−6]。同时，骨质疏松症被称为无症候疾病，早期的诊断是治疗骨质疏松症的关键。因此，如何精确地测量骨密度对评价骨质流失、诊断骨质疏松并给予及时治疗对治疗骨质疏松起着至关重要的作用[7]。世界卫生组织也建议采用该骨密度定义提供的结果对骨质疏松症进行诊断[8]，并称其为骨密度测量的“金标准”[9]。

医学上的骨密度就是测量人体骨盐，主要由钙和磷两种无机物组成，存在形式为高度

收稿日期：2014-04-11。
基金项目：国家自然科学基金项目（11235007）。

结晶形成的羟磷灰石。常用的有骨矿含量（Bone Mineral Content，BMC）和骨密度（Bone Mineral Density，BMD）这两个概念。骨矿含量是指沿骨轴线方向，每厘米骨段所含的骨矿物质，包括骨的矿物质量和有机质量，单位为 g/cm；骨密度是指垂直测量射线入射方向上单位面积骨的矿物质面密度，单位 g/cm^2，一般小数点后保留三位数。通过定义可以看出采用“骨密度”这一医学概念可以避免不同位置的骨宽差异，使得同一骨段不同扫描位置的数据具有可比性，并可用于不同个体、群体间的比较以及标准值范围的建立。

基于同民族、同性别、同地区生活的人，其骨密度峰值非常接近这一假设[10]，医学骨密度诊断分级中，使用 T 值和 Z 值将被测者的测量数据与他人结果进行比较计算，根据骨质丢失程度对骨质流失进行判断，提出相应的治疗方案。其中 T 值表示被测人的骨密度与同性别年轻人的对照组之差别；Z 值表示被测人的骨密度与同性别、同年龄对照组的平均骨密度差别[11]。根据 T 值或者 Z 值进行风险骨折的评估或是骨质疏松年龄的预测。

英国 Kanis 教授等[12]提出采用“被测者骨密度低于 25 岁女性平均骨密度 2.5 个标准差时，被诊断为骨质疏松；当低于 1～2.5 个标准差时，被诊断为骨量减少；不低于 1 个标准差时，被诊断为正常”。这一诊断标准随后被世界卫生组织认可并推荐，但一般仅适用于欧美白人妇女。其他的诊断标准还有以 Orimo 为首的日本骨代谢学会制定的日本人群的骨质疏松诊断标准[13]、中华医学会提出的中国大陆骨密度正常值数据库等[14]。这些骨密度数据库都仍处在完善的过程中，需要大量的临床数据不断补充，提供更好的诊断帮助。目前，对于未获得本国或本地区骨密度数据库的区域，仍采用 1994 年世界卫生组织推荐的骨质疏松的诊断标准[15]。

2 骨密度的测量方法与部位

骨密度测量时，测量的感兴趣区域和病人的体位被认为是除机器本身以外影响测量精度的重要因素[16]。理论上，任何部位的骨密度都可以预测身体骨折的危险[17]，但一般的感兴趣区域都倾向于选择代谢活跃的部位。常见的骨密度测量有全身测量，亦有测量前臂骨中下 1/3 处（桡骨和尺骨中远 1/3 交界处）、足跟、腰椎（正/侧位）、髋部股骨等部位。富含松质骨的腰椎和股骨近端被认为是骨密度测量最重要的部位[18]，也是双能 X 射线骨密度测量的常规检查部位。其中，腰椎检测分为前后位以及侧位，但侧位采集时间较长，不作为常规检查，腰椎前后位被广泛采纳[19]；股骨近端不受异位钙化以及骨质增生的影响并随年龄变化较为规律，三种主要骨质疏松性骨折也常发生于此[20]。但是，这两个部位的测量往往费用昂贵并且设备有较长的停机时间，使得测量并不便捷。

研究发现，前臂骨密度与腰椎、股骨颈骨密度具有很高的相关性，便于预测全身或其他部位的骨密度值；再者前臂软组织较少，骨骼明显可以精确定位，测定简单可靠；同时也是 Colles 骨折常见部位[21−23]，因此前臂被广泛作为体检普查的检查部位。近年来，大量研究工作又证明足部根骨是理想的外周骨密度测量部位。所以，针对不同的需求，市面上能看到多种类型的骨密度测量仪器，如表 1 所示。

需要指出，不同公司的骨密度测量仪器针对同一部位，由于感兴趣区域的设定不同，其测量结果也会相应的有所差别。除此以外，由于皮质骨和松质骨在不同区域结构和含量不同，因此不同部位的测量结果不能彼此相互比较或者代替。

表 1　骨密度测量的主要方法及其优缺点[16, 24]

Table 1　Advantages and disadvantages of the methods of bone mineral density measurement

方法	工作原理	优点	缺点
观察法/粗测法	肉眼观察或尺测量 X 光片	简单易行，费用低廉	不能定量测量；不利于早期防治；只能测量前臂和手掌指骨
单/双光子吸收法	计算放射性同位素在人体的衰减强度	与观察法相比，可以定量测量	元素衰变快，价格昂贵；强度小，图像不清晰；单能光子法被测部位需浸入水袋
定量断层成像法	常规 CT 机与骨密度校正体模以及相应软件配合测量	定量精确；高分辨率 CT 可计算骨体积与总体积之比	剂量大；人员需要培训，软件复杂；易受脂肪影响
超声波测量法	利用超声波在不同介质中传播速度和超声衰减差异进行测量	无辐射，健康无损	不能测量任意部位（如脊椎和股骨等骨质疏松易发部位）
双能 X 射线测量法	基于双光子法原理，利用双能 X 射线消除软组织影响	“金标准”；精准性高，时间短；图像清晰；全身多部位测量；可提供体脂比	微量辐射

3　双能 X 射线骨密度系统

3.1　双能 X 射线骨密度仪系统组成

双能 X 射线骨密度仪一般由扫描系统、探测系统和计算系统组成，包括 X 光机、探测器、扫描床（全身骨密度测量）或扫描架（小部位测量）以及电脑主机等设备，如图 1 所示。X 光机与探测器精确准直，探测部位放置在扫描床或扫描架上，使用系统设置的能量与速度，与对待测部位进行扫描，探测数据经过核电子学采集系统采集并传输到电脑主机上，通过系统算法得到精确的、准确的骨密度扫描结果，提供骨质疏松临床诊断所需要的骨密度及骨矿含量。

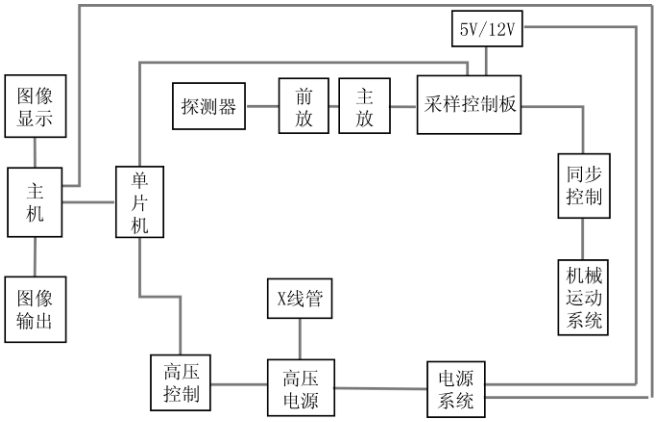

图 1　双能 X 射线骨密度仪系统

Fig.1　The system of dual X-ray absorptiometry

3.2　双能 X 射线骨密度仪原理

双能 X 射线骨密度测量法最初是由 Mazess 等提出的[25]，被广泛用于骨质疏松的诊断以及后续治疗[26−27]。在光子吸收法的基础上，用 X 射线管代替同位素产生双能量光子，获得

在高低两种不同能量下的数据[28]，特别是低能 X 射线穿过人体时，软组织与骨骼这两种组成的微小变化都会使 X 射线产生明显的变化[29]。基于这一原理，经过计算机处理，通过能量减影[30−31]消除软组织对骨密度测量的影响。

假设高能和低能的 X 射线均为理想单能射线，则其穿过组织之前的高低能射线强度 I_{OH} 和 I_{OL} 与穿过介质之后的射线强度 I_H 和 I_L 满足线性衰减规律，可以得到方程组[28]：

$$M_b = \frac{R_s \ln\left(\frac{I_H}{I_{OH}}\right) - \ln\left(\frac{I_L}{I_{OL}}\right)}{\mu_{bl} - \mu_{bh} R_s}$$
$$M_s = \frac{R_b \ln\left(\frac{I_H}{I_{OH}}\right) - \ln\left(\frac{I_L}{I_{OL}}\right)}{\mu_{sl} - \mu_{sh} R_b} \tag{1}$$

公式（1）中，μ_{bh}, μ_{bl} 分别表示表示骨组织在高低两种能量下的质量衰减系数，单位为 cm^2/g；μ_{sh}, μ_{sl} 分别表示表示软组织在高低两种能量下的质量衰减系数，单位为 cm^2/g；M_s 和 M_b 分别表示软组织和骨组织的质量厚度，单位 g/cm^2。从定义上可以看出，M_b 即为上文所述医学骨密度的定义。上式中的值 R_s、R_b 表示对于某一种介质的高低能量线性衰减系数之比 $R_s = \frac{\mu_{sl}}{\mu_{sh}}$ 和 $R_b = \frac{\mu_{bl}}{\mu_{bh}}$，也是介质与光子发生作用的光电-康普顿比。当介质一定时，R 值可以通过查表得到。

理论上联立方程组可以消除软组织的影响，可计算出 M_b，即骨密度的测量值。但是，由于各种因素的影响，如高压偏移、电流不稳定、温度变化等，在实际应用中能谱分布测量是非常困难的，而且预先测得的能谱与实际应用中的能谱也不一致，因此理想的计算方法是基本不能实现的。

Cardinal 等[32]在 1990 年提出采用二次或者三次曲面拟合的方法来获得骨密度值。在人体骨密度范围内（包括婴儿老人以及骨质疏松症患者），选择合适的骨模型或者类骨模型。在与实际测量完全相同的实验条件下，对已知骨密度的模型进行实验，得到对应的 I_H 和 I_L。基于已知条件和实验结果，用二次或三次曲面进行最小二乘法拟合，得到可以较为精确的描述骨密度的拟合函数。在实际测量中，采用该拟合函数，即可获得患者的骨密度值。Neale 在研究中已经证明，该方法易于操作，精确度较高，已经被广泛运用在骨密度测量中。

武伯歌[33]提出将广谱的 X 射线当做单色光来处理，选择没有骨骼只有软组织的部分进行测量，即公式（1）中 $M_b = 0$ 的部分，可以软组织的衰减情况，再进一步带入到 $M_b \neq 0$ 的情况中进行软组织消除。这种方法在普通医用 X 线机获得了较好的效果。

张峰等[34]提出一个系统，这个系统产生的 X 射线的质量明显高于由市电升压、整流得到的高压所产生的 X 射线，使得低能光子所占比例小，可被认为是单色射线。同时，他们提出不用测量高低能量 X 射线入射强度的方法，通过测量铝对双能射线的衰减，对软组织可以进行快速分离。但此种方法需要对低能 X 射线非线性吸收问题进行校正，才可获得较好的结果。

陈敏聪[35]在其博士论文中，提出利用硬件修正的方法，对 X 射线进行预硬化，使其具有近似单能光子的衰减规律，并通过等效物质的校正进行测量。

目前的双能 X 射线骨密度仪技术日趋成熟完善，骨密度检测准确度提高，速度也越来越快，重复精度好[36−39]，利于随访。同时，骨密度仪辐射剂量为 5～10 μsv，相当于数小时的高空飞行辐射量[40]，相当于一张胸片的 1/30，定量 CT 骨密度检查的 1%，且不存在放射源衰变的问题[41]，因此被认为是安全的，可以用于儿童的骨密度测量。此外，目前的技术不仅可以提供相当精确的骨密度值，还可以进一步分辨软组织中肌肉与脂肪的成分，计算被测者的体脂比，已逐步发展为一种体成分分析仪，可以测量全身脂肪、肌肉以及骨骼数量和分布，并对健康生活提出指导性建议[42−43]，也广泛运用在运动医学研究领域[40]。并且，针对提出的关于肥胖人群无法获得准确测量的说法，也已经有相应的研究来初步证明通过半体测量可以很好地估计全身测量结果[43]。

因上述的诸多优点，双能 X 射线骨密度仪是被美国 FDA 通过的唯一可以称为骨密度仪并允许用来测量骨密度和监控骨密度变化的仪器[20]，同时被世界卫生组织称为骨密度测量的“金标准”[44]，已有大量国际化临床实验。

4　双能 X 射线骨密度仪

4.1　根据其测量部位分类

4.1.1　全身/多部位双能 X 射线骨密度仪

该类骨密度仪一般体积较大，多数由扫描床、扫描臂、探测器、X 光机（包括 X 线管、高压电源及其控制电路）、核电子学数据采集系统（包括前放、主放、单道分析器、采样电路）以及 PC 主机等硬件部分组成[45]。探测器和 X 光机严格定位在一条垂直线上，在扫描床不动的情况下，扫描臂可以完成扫描运行、复位运行、手动移动、安全报警、紧急停车等多项功能，为医生临床诊断提供人体全身或者多个部位，如腰椎、髋部等的骨密度数值。近几年逐渐发展的扇束、锥束骨密度仪，使得扫描臂的运动量大大减少。

4.1.2　单一部位 X 射线骨密度仪

该类骨密度仪的原理和内部构造与全身/多部位骨密度测量仪相似，但由于测量部位较为单一，一般为前臂、足跟以及下颌骨，因而仪器尺寸较小，常见有箱式或推车式，便于移动。同时，前臂和足跟的测量所需的剂量低，加之其便捷性，单一部位的 X 射线骨密度仪广泛运用于常规体检和骨质疏松的早期诊断中。此外，若患者因为某些原因不便于使用扫描床时，也采用该骨密度仪进行骨质检测。

4.2　根据双能 X 射线产生方法分类

X 光机所产生的 X 射线是一个连续的泛能谱，常用的使用范围一般从 20～140 keV。根据 X 射线的产生原理，轫致辐射是该连续泛能谱中的主要成分，提供了连续且在任一能量范围都有一定强度的光子，在某些特定能量处光子强度最大，其能量最高值与提供 X 光管工作的电压有关。

当 X 射线穿过人体部位时，不同能谱区段会产生不同程度的能量强度衰减。在低能谱段（40～50 KeV）X 光子与介质的主要反应主要为光电效应，在高能谱段（80～100 KeV）主要为康普顿散射。经过实验可以发现，高、低两种能量的 X 线穿透人体时，在软组织上差异较小，在骨组织上差异较大。进一步分析后得到，软组织在 35 KeV 能量附近成像分辨率

最高，骨组织在 75 KeV 能量附近成像分辨率最高。因此，市面上大部分的双能 X 射线骨密度仪所使用的 X 能量一般为 40 KeV 左右以及 80 KeV 左右。由于骨密度仪所使用的 X 射线准直性较好，再加上 X 光机外铅层的保护，双能 X 射线骨密度仪在不到 1 m 外就无需特别的射线防护了。

产生双能 X 射线的方法主要有以下两种：

（1）K 边缘过滤法。此方法是利用不同物质 K 边缘吸收特性对 X 射线进行选择性过滤，实现广谱 X 射线能谱变窄，接近单色射线。常见的 K 边缘过滤器由稀土元素，如铈（Ce）、钐（Sm）等，或者由稀土元素复合而成。例如，根据美国通用电气（GE Lunar，Madison，WI）所公布的实验数据，通过对 X 线球管加 80 kV 的高压,使其产生具有连续能谱 100 keV 的 X 线，再利用稀土元素如铈、钐的吸收系数曲线上由于 K 层电子光电效应截面的贡献而呈现的图 2（a）所示的跳变效应的原理，过滤产生有两个能量峰的射线，分别位于 40 keV 和 70 keV 附近（如图 2（b）[46]所示）。

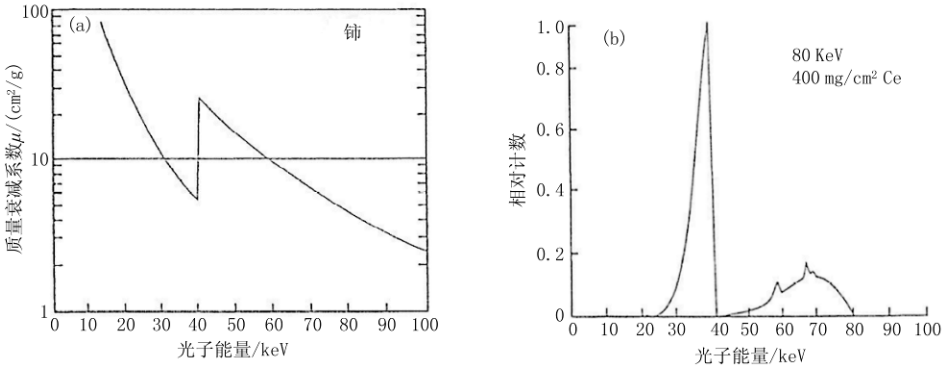

图 2 （a）稀土元素铈的吸收曲线；（b）K 边缘过滤后 X 射线能谱

Fig. 2 (a) Calculated mass attenuation coefficient (μ_m) for cerium rare-earth filter Cerium; (b) (Ce)-filtered spectrum at 80 KeV in which photons were selectively attenuated just above cerium' s K-edge of 40.4 KeV (Data were provided by Lunar, Madison, WI)

K 边缘过滤法可以同时获得两种稳定能量的 X 射线，即一次曝光即可完成一个像素点的成像，使得扫描的速度快。但是从能谱图上可以发现，通过这种方法所获得的两种能量间隔很小，再加上当 X 光管的功率一定时，稀土元素的吸收导致照射到待测物体的 X 光子数量少，射线强度弱，使得图像成像的对比度受到了限制；另外，由于双能 X 射线是同时获得，那么所使用探测器需要同一时间接受两个能量峰的 X 射线，对高低能进行甄别，并具有足够高的能量分辨能力。

K 边缘过滤法对应的探测器一般多为碘化钠（NaI）、碘化铯（CsI）等闪烁体材料,其不同的规格特性，对不同能谱段的 X 线，会产生不同的闪烁亮度。光电倍增管检测这些闪烁后经过放大输出电信号。此种方法广泛运用在以 GE iDAX 为代表的双能 X 射线骨密度仪上。

（2）开关脉冲法。由 Hologic 公司（Waltham，MA）提出，通过开关脉冲转换出两种同步线性能量的 X 射线。例如，在产品 QDR-1 000 中，X 线管高压选择在 140 KeV 和 70 KeV 附近，不同高压控制下，X 射线管交替产生 110 KeV 和 43 KeV 为主的高、低两种 X 射线能谱，如图 3[47]。开关脉冲法可以获得高低两种强度较大的光子，在能量选择上相对独立，并可以

分别测量。同时，探测器是先后接收到两束能量不同的 X 射线，因此对探测器能量分辨率没有太高要求。但是一个像素点的成像需要两次曝光，导致扫描时间较长，并且两幅影像时间间隔必须很短，以保证两次曝光之间患者的检测部位没有移动，否则两次图像无法精确重叠。同时，在高压切换过程中往往会引起 X 射线能量的不稳定，严重时需要中途校准 X 射线发射能量。

开关脉冲法对应的探测器一般为不需区分高低能的 Gd_2SO_2 等，对两种能谱的光子进行分时积分测量。由于探测单元可以设置很小,故可以有效地提高影像分辨率。此种产生双能 X 射线的方法多用在以法国 MEDLINK 公司的产品为代表的双能 X 射线骨密度仪上。

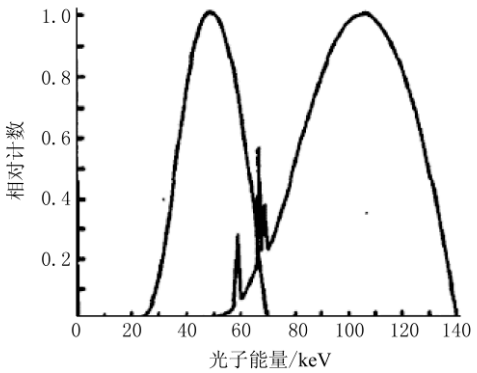

图 3　高低压切换法的 X 射线能谱

Fig.3　X-ray spectrum using switching energy

4.3　根据扫描方式不同分类

（1）慢速笔束：早期的双能骨密度仪通常为笔束弓字型扫描法（如 Hologic 1 000 W 和 Lunar DPR[16]），X 射线与探测器通过精准的准直设计，使得一次成像只在一个像素点上，一次横扫得到一个骨横截面位置的骨密度值，再通过弓字形移动扫描不同部位。慢速笔束扫描不存在光子散射以及扇束、锥束的放大问题，所获得的结果精确性较好，但点对点的扫描方式使得整个扫描时间较长[28]。

（2）快速笔束：在慢速笔束的基础上进一步完善，通过与数字化探测器的配合，在保证精确度的前提下，在一定程度上提高了扫描速度。

（3）扇束扫描：后续发展的双能骨密度仪开始采用扇束扫描，探测器则选用平行于扇面方向的一排探测器阵列（如 Hologic 4 500 和 Lunar Export）,使得扫描时间缩短到 10～30 s，图像也更加清晰[16]。扇束通常采用窄扇束弓字形扫描，扫描基本过程和笔束相同，只是一侧横扫过程可以得到较长骨段的数据。窄扇束扫描结果十分接近于笔束结果，扇束扫描存在的散射、放大失真等问题在窄扇束中相对不明显。但窄扇束仍然需要横扫过程，因此扫描速度仍然较慢。

目前，一些骨密度仪采用宽扇束扫描方式，一次曝光即可对一个骨横截面进行成像，沿骨轴向测量不同位置的数据也只需要直线扫描即可。宽扇束测量速度相较笔束大大提高，但它存在着扇束固有的问题：① 阵列探测器各相邻探测单元之间存在串扰，测量结果存在不均匀性；② 沿扇面方向图像被放大，测量影像存在放大失真，并且放大效果与被测物体位置和角度有密切关系；③ 沿扇面方向和垂直扇面方向上图像分辨率不同，造成测量的不准确性；④ 阵列探测器难以对每一个探测单元实现良好准直，光子散射现象相对严重等。

需要指出的是，双能 X 射线骨密度仪一般都同时提供 BMD 和 BMC 两个测量结果。BMC 在定义上是一个与面积有关的扫描结果。因此，与笔束相比较，扇束扫描所带来的放大误差会影响 BMC 的准确性。但是 BMD 是 BMC 与面积的比值，因此在扇束扫描中 BMD 受到的影响较小[48]。

另外，研究证明，扇束和笔束这两种不同的扫描方式，虽然不能互用，其扫描结果具有很极高的相关性，可以通过公式相互转换[48－49]。

GE Lunar 最新的产品 PRODIGY 综合了笔束和扇束两种扫描方式，既有笔束的精度，又提高了扫描速度，被认为是一种有前景的设备。

（4）锥束扫描：最新的双能 X 射线骨密度仪采用锥束 X 射线进行骨骼扫描，即所谓“数字快闪 X 射线束”，采用二维面阵列探测器。通过两次 X 射线曝光（高低压切换法），一次成像即可对探测器区域内的全部被测物体进行成像，效率高且剂量小，检测中没有机械移动和患者的移动，成像效果好。但它仍然面临了两大重要问题：更严重的光子散射问题以及两个方向上都存在固有放大现象。代表产品有法国 MEDILINK 公司的 OSTEOCORE3 骨密度仪和法国 DMS 公司的 LEXXOX DR 骨密度仪。

5 双能 X 射线骨密度仪未来发展趋势

5.1 硬件方面

双能 X 射线骨密度仪的硬件发展主要体现在 X 光子探测器方面。

（1）X 光探测器从信号的记录方式分为：能量积分型探测器和光子计数型探测器。目前，在 X 射线骨密度仪产品上应用最为广泛的还是传统的能量积分型探测器，这类探测器在某一特定长度的采集时间内，对入射到有效探测面积内的不同能量的光子进行信号积分，得到最终的与积分能量成正比的采集信号。这类探测器又分为：气体探测器、闪烁体探测器和半导体探测器。目前应用最广泛的还是使用碘化钠（NaI）、碘化铯（CsI）的闪烁体探测器，其发展方向是研究密度更高、余辉更短的闪烁体材料，例如溴化镧等；另外，新型半导体材料探测器也是未来发展的重要方向，例如碲锌镉探测器等。近几年，GE 公司的最新产品 Lunar iDAX 窄扇束骨密度探测器就使用了碲锌镉直接数字成像技术，虽然增加了硬件陈本，但是得到的的图像质量好，速度快。

光子计数探测器是近十年探测器研究领域的最新热点，它采用具有快速电荷收集能力的半导体，如碲化镉（CdTe）、碲锌镉（CZT）、硅（Si）和砷化镓（GaAs），通过设定能量阈值，将入射光子根据能量进行区分统计，从而实现具有良好能量分辨率和空间分辨率的能谱成像[50]。光子计数探测器的这种优势决定了在骨密度测量中，它可以更好地对骨和软组织进行区分，提高物质识别的准确度。

（2）骨密度仪上使用的探测器从探测单元的排列上考虑，又可以分为：笔束探测器、线阵列探测器和面阵列探测器。使用面阵列探测器实现快速的双能 X 射线骨密度测量是当下一个新的发展动态。

目前配合双能锥束探测的多为 CCD 探测器（如韩国 OsteoSys EXA-3000）、非晶硅平板探测器（如法国 MEDLINK OSTEOCOR 3）以及非晶硒平板探测器（如美国 HOLOGIC Discovery）。

在工作原理上，CCD 探测器和非晶硅探测器都属于间接转换探测器，信号收集与处理的时间较长，某种程度上影响了系统的运算和成像速度。同时，CCD 探测器芯片小于闪烁体，因此到达芯片的光子数减少，噪声增加，从而降低了图像质量，并导致图像几何失真和光线散射，从长远来看将逐渐退出双能锥束骨密度测量的舞台；非晶硅平板探测器能够较好地满足对图像密度分辨率的较高要求，是目前世界主要领先企业包括 GE、西门子、飞利浦等所采用的技术，但其空间分辨率较差，对细节的描述不够好，还存在固体探测器如坏点、漂移等

固有缺陷，如何对上述缺陷加以恰当的修正成为成像系统设计中一项非常重要的问题。

非晶硒平板探测器利用 X 光子在硒涂料层变为电信号的特性进行探测，属于直接探测装置。它的处理时间较短，具有较好的空间分辨率，但是，硒层对温度敏感，环境适应性差，目前还没有一款在组织密度分辨和空间分辨率都做得很高的平板探测器。

除探测器以外，产生双能 X 射线的大容量球管将成为硬件发展中的另一方向。大容量球管不仅具有高热容量、高热负荷，可以拥有较大的预留空间，确保某些特殊应用，例如保证肥胖患者在侧位扫描是获得稳定的 X 线源，也是决定今后骨密度仪硬件的可能发展方向之一。同时，开放式设计将逐渐运用到骨密度的测量，例如废除落后的皮带传动，采用全新的电磁滑道传动，提高机械精度，减少噪声等。

5.2　软件方面

软件的发展对骨密度仪系统的几何校正、特殊算法的完善、数据库的不断完备等提出了更高的要求。

（1）发散射束的几何、散射校正是一个需要长期不断改进完善的算法问题。与笔束、窄扇束需要较长扫描过程相比，宽扇束或锥束测量无需复杂移动，因此仪器机械结构简单，扫描时间短，速度快，是未来双能 X 射线骨密度仪的发展方向之一。但是发散射束在成像过程中存在散射、放大等问题，需要将其合理改善克服，才能更好地运用到骨密度测量中；特别是对于使用平板探测器的锥束骨密度仪而言，散射光子的干扰是一个必须考虑的问题，如何消除散射光子的影响成为锥束骨密度仪必须克服的关键问题，目前尚无公认的方法能够很好地完成散射校正。

（2）目前在实际医疗中所使用的设备，在投入使用前，都在厂家经过了多次模型实验，进行标定。但是，所采用的人体模型与人体实际情况有所差异，或高于真值或低于真值。这就给仪器在用于患者测量时带来了误差。因此也衍生出一个新的改进方面，即模型与真值之间的标定研究。举例说明，欧洲中密度腰椎体模的真值为 1.0 g/cm^2，而仪器测量值仅为 0.88 g/cm^2，测量值小于真值 0.12，仪器的精确度为 0.014，这就需要将测量值乘一个校正系数 1.136 予以纠正[51]。此改进方面仍在不断的研究改善中。

（3）针对某些特殊人群，如肥胖症患者、甲亢患者以及绝经妇女的骨密度测量算法仍需要进一步研究。研究表明：双能 X 射线骨密度仪的精确性会受到身体脂肪含量的影响，因此，对于这类人群的骨密度测量与一般骨密度测量有所不同，需要医生和技术人员的多方配合，在大量数据与病历的帮助下，共同研发完成针对某些特殊人群的骨密度测量算法，使其更具有准确性。

（4）骨密度的诊断需要数据库的 T 值、Z 值的帮助，才能对骨质情况做出较为准确的判断。所以，建立并逐渐完善一个较为全面的特定人群的骨密度数据库是十分重要的。这里所提到的完善的特定人群的数据库，包括以下两个方面：

首先，每台设备要保证测量的准确性就应该有一个与自身性能相适应的数据库，这要求大量的统计实验，并不断地进行修正校正[52]；其次，骨密度数据库不仅要适应由于国际化带来的人种复杂性，还要考虑到中国自身的特点。我国地域复杂，民族众多，人们的生活习惯也不尽相同，导致不同民族间的骨质情况也有差异。因此，一个国际化与细致本土化的骨密度数据库是未来我国骨密度数据库的发展趋势。中国在该方面已经着手开始补充

与完善。

研究发现，昆明地区男女骨密度值较高于全国北方组[53]；兰州人群骨密度值高于北京地区[54]。特别是针对少数民族群体的骨密度研究。黄秀峰[55]和秦永德等[56]所建立的维族与汉族人群骨密度值对照资料，为新疆地区骨质疏松症的早期诊断提供了参考数据。娜苏等[57]通过对鄂尔多斯高原农牧区蒙汉族人群骨密度进行研究，证明蒙、汉两族人群骨矿含量及骨密度差异有显著性，为蒙古族骨密度研究做出了基础性贡献。

5.3 其他方面

除了硬件与软件的发展，双能 X 射线骨密度测量的临床理论研究也在不断发展。近年来，随着口腔临床医学的发展，颌骨密度的测量尤其是下颌骨密度测量在口腔修复学、牙周病学、口腔种植学、口腔基础医学以及全身骨质代谢等方面开始得到重视。下颌骨的骨密度测量逐渐成为骨密度测量的部位的一个选择，但因口腔空间有限,下颌骨的形状又较为特殊，且周围有较多的肌肉及软组织，使得下颌骨骨密度的测量变得复杂，再加上某些测量技术成本高、价格昂贵，使许多方法在测量下颌骨密度时受到限制。目前对颌骨密度的测量尚处于探索阶段，现有的测量方法并不完善和成熟，这方面的研究也是双能骨密度仪未来发展的方向之一。

6 讨论与总结

随着生活水平的不断提高，人们对健康的要求也越来越高，特别是老年人群对自身的健康问题日益关心，双能 X 射线骨密度仪作为一种重要的临床骨质预测、骨质疏松诊断的手段受到越来越多的关注和重视。并且，除了针对老年人群，近年来针对儿童骨健康的评估也越来越受到人们的重视。考虑到儿童的特殊性，如何在极低发射剂量的条件下，扫描低密度骨质，并获得儿童骨组织高清晰影像是儿童骨密度测量的研究根本；各个国家在这方面的研究还处于起步阶段，对儿童身体成分还没有建立起较为完整的数据库，需要社会多方配合，共同完善儿童骨健康评估。

其次，在当前情况下，生产双能 X 射线骨密度测量仪的厂家较多，虽然产品的基本原理相同，但由于感兴趣区域不同，标定校正方法不同等诸多原因，导致同一被测者由不同的厂家仪器测量所得到的结果不尽相同。并且，即使是同一厂家仪器所得出的结果也存在一定的差异[58]，约 12%～15%[59-60]。因此，BMD 的测量结果需要在一定的交叉校正，才能进一步完成相互比照的诊断。当前，同一公司不同型号的骨密度仪器的测量结果可以采用某些特殊的方法进行标定，但是不同公司之间的标定目前还是一个空白，需要各公司之间加强合作与沟通，为统一骨密度测量做出一份贡献。

此外，国外研发的骨密度测量仪技术较为先进成熟，但由于我国起步晚，较国外先进技术落后较多，因此研发出具有国际先进水准并适合我国人口骨密度分布的骨密度测量仪迫在眉睫。

参考文献

[1] Kanis JA. Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis: Synopsis of a WHO report[J]. Osteoporosis International, 1994, 4(6): 368-381.
[2] 中国健康促进基金会骨质疏松防治中国白皮书编委会. 骨质疏松症中国白皮书[J]. 中华健康管理学

杂志, 2009, 3(6): 151.
Board of China White Paper of China Foundation for the Promotion of Health Prevention and Treatment of Osteoporosis. China White paper: Osteoporosis[J]. China Health Management Journal, 2009, 3(6): 151.
[3] 傅晶, 戚文骥, 喻为群. 化疗药物对乳腺癌患者骨质疏松的影响[J]. 中华现代影像学杂志, 2007, 4(3): 206.
Fu J, Qi WJ, Yu WQ. Effect of chemotherapic drugs on the incidence of osteoporosis among the patients with breast cancer[J]. Journal of Chinese Modern Imaging, 2007, 4(3): 206.
[4] 顾本立. 骨密度测量[J]. 世界医疗器械, 1996, 3(2): 15-18.
Gu BL. Bone mineral densitometry[J]. International Medical Devices, 1996, 3(2): 15-18.
[5] 刘忠厚. 骨质疏松学[M]. 北京: 科学出版社, 1998, 397-398.
Liu ZH. Osteoporosis[M]. Beijing: Science Press, 1998: 397-398.
[6] Eddy DM, Johnston CC, Cummings SR, et al. Osteoporosis: Review of the evidence for prevention, diagnosis, and treatment and cost-effectiveness analysis[J]. Osteoporosis International, 1998, 8.
[7] 赵文国, 张柳, 程爱国, 等. 骨质疏松症诊断的新进展[J]. 中国综合临床, 2002, 18(12): 1065-1066.
Zhao WG, Zhang L, Cheng AG, et al. The development of osteoporosis diagnosis[J]. Clinical Medicine of China, 2002, 18(12): 1065-1066.
[8] Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, et al. Perspective: The diagnosis of osteoporosis[J]. Journal of Bone and Mineral Research, 1994, 9(11): 37-41.
[9] 喻晶, 余学锋. 骨代谢标志物和骨矿密度在骨质疏松症中的应用[J]. 临床内科杂志, 2009, 26(3): 155-157.
Yu J, Yu XF. Applications of metabolic markers and bone mineral density in diagnosis and treatment of osteoporosis[J]. Journal of Clinical Internal Medicine, 2009, 26(3): 155-157.
[10] 邱贵兴, 林守清. 骨质疏松误诊与漏诊原因分析[J]. 当代医学, 2000, 6(10): 44-49.
Qiu GX, Lin SQ. Analysis of osteoporosis misdiagnosis[J]. Journal of China Contemporary Medicine, 2000, 6(10): 44-49.
[11] 向青, 李春岩, 苏楠, 等. Z-值和 T-值在骨密度测量中的意义[J]. 中国骨质疏松杂志, 2003, 9(3): 271-272.
Xiang Q, Li CY, Su N, et al. The significance of Z-score and T-score in bone mineral densitometry[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2003, 9(3): 271-272.
[12] Kanis JA, Melton LJ, Christiansen C, et al. The diagnosis of osteoporosis[J]. Journal of Bone and Mineral Research, 1994, 9(8): 1137-1141.
[13] 何涛, 杨定焯, 刘忠厚. 骨质疏松症诊断标准的探讨[J]. 中国骨质疏松杂志, 2010, 16(2): 151-156.
He T, Yang DZ, Liu ZH. Osteoporosis diagnostic criteria[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2010, 16(2): 151-156.
[14] 朱汉民, 朱晓颖, 陈小平. 老年人骨质疏松的发生率探讨[C]//第三届全国骨代谢及骨密度测量研讨会论文集. 上海: 1996: 9.
Zhu HM, Zhu XY, Chen XP, et al. Discussion of incidence of osteoporosis of the old[C]//Proceedings of the Third National Seminar of Bone Metabolism and Bone Mineral Densitometry, Shanghai: 1996: 9.
[15] Peck WA, Burckhardt P, Christiansen C, et al. Consensus development conference-diagnosis, prophylaxis, and treatment of osteoporosis[J]. The Amirican Journal of Medicine, 1993, 94(6): 646-650.
[16] 丁柱, 朱兆洪, 李国岩. 骨密度测量诊断骨质疏松研究概况[J]. 中国中医骨伤科杂志, 2004, 12(3): 46-49.
Ding Z, Zhu ZH, Li GY. Review of the study of bone mineral densitometry in diagnosis of osteoporosis[J]. Chinese Journal of Traditional Medical Traumatology & Orthopedics, 2004, 12(3): 46-49.
[17] Marshall D, Johnell O, Wedel H. Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures[J]. British Medical Journal, 1996, 312(7041): 1254-1259.
[18] Jones T, Davie MW. Bone mineral density at distal forearm can identify patients with

osteoporosis at spine or femoral neck[J]. The Journal of Rheumatology, 1998, 37(5): 539-543.
[19] 张曼华, 王保岚. 骨密度测量技术诊断骨质疏松的评价[J]. 中国骨质疏松杂志, 2007, 13(11): 818-820.
Zhang MH, Wang BL. Assessment of bone mineral density measurement techniques for the diagnosis of osteoporosis[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2007, 13(11): 818-820.
[20] 阮祥燕, 齐久梅, 吴薇. 骨质疏松诊断技术的新进展[J]. 当代医学, 2001，7(1): 18-21.
Sun YG, Luo XZ, Ruan XY. The development of osteoporosis diagnosis[J]. China Contemporary Medicine, 2000, 7(1): 18-21.
[21] Ryan PJ, Blake GM, Fogelman I. Measurement of forearm bone mineral density in normal women by dual energy X-ray absorptiometry[J]. British Journal of Radiology, 1992, 65: 127-131.
[22] Ravn P, Overgaard K, Huang C, et al. Comparison of bone densitometry of the phalanges, distal forearm and axial skeleton in early postmenopausal women participating in the EPIC study[J]. Osteoporosis International, 1996, 6: 308-313.
[23] Nieves JW, Cosman F, Mars C, et al. Comparative assessment of bone mineral density of the forearm using single photon and dual X-ray absorptiometry[J]. Calcified Tissue International, 1992, 51: 352-355.
[24] Grampp S, Genant HK, Mathur A, et al. Comparisons of noninvasive bone mineral measurements in assessing age-related loss, fracture discrimination, and diagnostic classification[J]. Journal of Bone and Mineral Research, 1997, 12(5): 697-711.
[25] Mazess RB, Peppler WW, Chestnut CH, et al. Total body bone mineral and lean mass by dual-photon absorptiometry. Ⅱ[J]. Comparison with Total Body Calcium by Neutron Activation Analysis. Calcified Tissue International, 1981, 33: 361-363.
[26] Blake GM, Wahner HW, Fogelman I. Evaluation of osteoporosis[M]. Informa Health Care, 1998.
[27] Pietrobelli C, Formica Z. Wang SB. Heymsfield, Dual-energy absorptiometry body composition model: review of physical concepts[J]. American Journal of Physiology, 1996, 271(6): E941-E951.
[28] Dinten JM, Robert-coutant C, Darboux M. Dual-energy X-ray absorptiometry using 2D digital radiography detector: Application to bone densitometry[C]//Medical Imaging 2001. International Society for Optics and Photonics, 2001: 459-468.
[29] 肖建强, 王慧. 双能X线吸收法骨密度仪测试原理浅析[J]. 上海生物医学工程, 2001, 22(4): 48-49.
Xiao JQ, Wang H. A preliminary analysis of the bone densitometer of dual energy X-ray absorptiometry[J]. Shanghai Journal of Biomedical Engineering, 2001, 22(4): 48-49.
[30] Williams DE, Mason RL. Bone density measurements in vivo[J]. Science, 1962, 138(3536): 39-40.
[31] 宋全埙, 金余恒, 彭华寿. 骨密度无损测定技术发展现状[J]. 同位素, 1993, 6(3): 189.
Song QX, Jin YH, Peng HS. The recent advances of non-destructive test technique on bone mineral density[J]. Journal of Isotopes, 1993, 6(3):189.
[32] Cardinal HN, Fenster A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition[J]. Medical Physics, 1990, 17(3): 327-341.
[33] 武伯歌. 从双能量X线投影照片获得去骨的软组织图像的一种计算机处理方法[D]. 西安: 西安交通大学, 1988: 66270.
Wu BG. Decomposition algorithm for soft-tissue only image with dual energy radiograph[[D]. Xi'an: Xi'an JiaoTong University, 1988: 66270.
[34] 张锋, 陈真诚, 邓振生, 等. 双能量X线荧光数字直接成像系统及图像分离技术的实现[J]. 生物医学工程学杂志, 2004, 21(2): 280-283.
Zhang F, Chen ZC, Deng ZS, et al. Digital fluoroscopy imaging system with dual energy X-ray image decomposition[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2004, 21(2): 280-283.
[35] 陈敏聪. 扇束双能X射线骨密度测量方法研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2009: 13.
Hen MC. Study on bone density measurements with fan-beam dual energy X-ray sources[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2009: 13.
[36] Kiebzak GM, Leamy LJ, Pierson LM, et al. Measurement precision of body composition variables using the lunar DPX-L densitometer[J]. Journal of Clinical Densitometry, 2000, 3(1): 35-41.
[37] Chen R. Precision of the measurement of body composition using dual-energy X-ray absoptiometry[J]. Chinese Journal Osteoporosis, 2007, 13(4): 272-273.
[38] Peppler WW, Mazess RB. Total body bone mineral and lean body mass by dual-photon absorptiometry[J]. Calcified tissue international, 1981, 33(1): 353-359.

[39] Wahner HW, Dunn WL, Mazess RB, et al. Dual-photon Gd-153 absorptiometry of bone[J]. Radiology, 1985, 156(1): 203-206.
[40] 周琦, 牛军, 刘欣. 双能 X 线骨密度仪身体成份测量在运动医学中的应用[J]. 体育科研, 2008, 29(1): 12-16.
Zhou Q, Niu J, Liu X. Application of DXA to body composition measurement in sports medicine[J]. Sport Science Research, 2008, 29(1): 12-16.
[41] 杨斌, 袁钟清, 张美. Lunar DPX—L 双能骨密度仪的改进[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(7): 71-72.
Yang B, Yuan ZQ, Zhang M. Improvement of lunar DPX-L dual energy X-ray absorptiometry equipment[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2009, 30(7): 71-72.
[42] Roubenoff R, Kehayias JJ, Dawson-Hughes B, et al. Use of dual-energy X-ray absorptiometry in body-composition studies: Not yet a'gold standard[J]. The American Journal of Clinical Nutrition (USA), 1993: 589.
[43] Tataranni PA, Ravussin E. Use of dual-energy X-ray absorptiometry in obese individuals[J]. The American Journal of Clinical Nutrition, 1995, 62(4): 732.
[44] Fogelman I, Blake GM. Different approaches to bone densitometry[J]. Journal of Nuclear Medicine, 2000, 41(12): 2015-2025.
[45] 朱俊杰, 马成兴, 陈羽, 等. 双能 X 线骨密度测量研究[J]. 核电子学与探测技术, 1998, 18(2): 85-88.
Zhu JJ, Ma CX, Chen Y, et al. DEXA: A study of measurement and instrument[J]. Nuclear Electronics & Detection Technology, 1998, 18(2): 85-88.
[46] Pietrobelli A, Formica C, Wang Z, et al. Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: Review of physical concepts[J]. American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism, 1996, 34(6): E941.
[47] CroMer DT, Waber JT. Atomic scattering factors for X-rays[J]. International Tables for X-ray Crystallography, 1974, 4: 71-147.
[48] Ruetsche AG, Lippuner K, Jaeger P, et al. Differences between dual X-ray absorptiometry using pencil beam and fan beam modes and their determinants in vivo and in vitro[J]. Journal of Clinical Densitometry, 2000, 3(2): 157-166.
[49] 刘辉文, 廖二元, 戴如春, 等. 两种双能 X 线吸收法骨密度仪测量骨块模型的精密度和灵敏度比较[J]. 中国骨质疏松杂志, 2003, 9(3): 205-210.
Liu HW, Liao EY, Dai RC, et al. Comparison of sensitivity and precision between two dual-energy X-ray absorptiometers in bone models[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2003, 9(3): 205-210.
[50] 沈乐. 能谱 CT 成像系统设计与重建[D]. 北京: 清华大学, 2013.
Shen L. The design and reconstruction of spectrum CT image system[D]. Beijing: Tsinghua University, 2013: 1.
[51] 杨定焯, 安珍. 骨密度测量应用中的几个问题[J]. 中国骨质疏松杂志, 2000, 6(1): 14-18.
Yang DZ, An Z. Some problems on application of bone densitometry[J]. Chinese Journal of Osteoporosis, 2000, 6(1): 14-18.
[52] 张婧涵, 殷衡基. 关于骨密度仪测量准确性的探讨[J]. 中国医疗器械信息, 2010, 16(4): 14-16.
Zhang JH, Yin HJ. The discussion about the accuracy of bone densitometer[J]. China Medical Devices Information, 2010, 16(4): 14-16.
[53] 明庆华, 徐汝昌, 林建伟, 等. 昆明地区人体桡尺骨骨密度变化生理规律探究[J]. 云南医药, 1997, 18(5): 323-324.
Ming QH, Xu RC, Lin JW, et al. Inquiry of circadian rhythms of human radius and ulna bone mineral density in kunming district[J]. Medicine and Pharmacy of Yunnan, 1997, 18(5): 323-324.
[54] 肖健, 姜宁西. 兰州地区 794 例健康人骨密度测定结果分析[J]. 西北国防医学杂志, 2000, 21(1): 55-56.
Xiao J, Jiang NX. Analysis on the bone density value of 794 healthy people lived in lanzhou area[J]. Medical Journal of National Defending Forces in Northwest China, 2000, 21(1): 55-56.
[55] 黄秀峰. 国内骨密度研究进展[J]. 右江民族医学院学报, 2002, 3(6): 433-434.
Huang XF. The advance of national bone mineral density[J]. Journal of Youjiang Medical University for Nationalities, 2002, 3(6): 433-434.
[56] 秦永德, 左希奎. 新疆地区 675 例维汉两民族单光子桡骨尺桡交界处两维骨密度测定[J]. 新疆医科

大学学报, 1998, 21(3): 233-235.
Qin YD, Zuo XK. Measurement of two-dimensional bone density at the juncture of radius and ulna in 675 Uygur and Han cases in Xinjiang[J]. Journal of Xinjiang Medical University, 1998, 21(3): 233-235.
[57] 娜苏, 杨丽娟, 翟美琴. 鄂尔多斯高原农牧区蒙汉族骨密度测定 288 例报道[J]. 内蒙古医学杂志, 1999, 31(6): 361-362.
Na S, Yang LJ, Zhai MQ. Measurement of bone mineral density in mongol and han in Erdos highland and pastoral areas[J]. Inner Mongolia Medical Journal, 1999, 31(6): 361-362.
[58] Pierson Jr RN, Wang J, Thornton JC, et al. Bone mineral and body fat measurements by two absorptiometry systems: Comparisons with neutron activation analysis[J]. Calcified Tissue International, 1995, 56(2): 93-98.
[59] Mazess RB, Trempe JA, Bisek JP, et al. Calibration of dual-energy X-ray absorptiometry for bone density[J]. Journal of Bone and Mineral Research, 1991, 6(8): 799-806.
[60] Morita R, Orimo H, Yamamoto I, et al. Some problems of dual energy X-ray absorptiometry in clinical use[J]. Osteoporosis International, 1993, (S1): S87-90.

Review of Developments of the Dual Energy X-ray Absorptiometry Techniques

LI Chan[a,b], LI Liang[a,b], CHEN Zhi-qiang[a,b]✉

a).Department of Engineering Physics, b).Key Laboratory of Particle & Radiation Imaging (Tsinghua University), Ministry of Education, Tsinghua University; Beijing 100084, China

Abstract: Due to the serious increasing of osteoporosis, how to obtain accurate bone mineral density has arouse greater attention all over the world. With the development of medical technology, dual energy X-ray absorptiometry is widely applied in the diagnosis of osteoporosis because of its accuracy, low dose and variety. In this paper, we state the concept of bone mineral density, and summarize the methods and the sites of measurement in clinical diagnose of osteoporosis. It focuses on the fundamentals of dual energy X-ray absorptiometry, explores in great depth the key techniques, and elaborates current problems and limitation in both hard ware and software. Accordingly, this paper also discusses and predicts the future development tendency of dual energy X-ray absorptiometry's future development and improvement.

Key words: osteoporosis; bone mineral density; dual energy X-ray absorptiometry; bone mineral

作者简介：李婵（1989－），女，清华大学工程物理系粒子与辐射成像实验室，在读硕士生，主要从事双能 X 射线骨密度仪的开发与应用系列研究，Tel：010-83186209，E-mail：lichan8906@gmail.com；陈志强✉（1971－），清华大学工程物理系核技术及应用专业博士，研究员，主要从事粒子及辐射成像研究，E-mail：czq@mail.tsinghua.edu.cn。