

QCT 骨密度测量

赵文俐 陈贤志 赵亮 黄敬

概 论

一、QCT 骨密度测量技术的历史

较早使用 QCT 技术进行骨密度测量,见于 1977 年 Genant HK^[1]的文献,国外在 80 年代就有了较多的研究^[2,3]国内天津李景学,吴春营等^[4,5]在 90 年代初发表了自己的研究成果。在北京、上海、新疆等较早引进 CT 的医疗单位也相继开展了自己的研究^[6-9]。近四、五年来,随着 CT 扫描机的增多,QCT 骨密度测量技术的研究和应用逐渐增多。但由于设备来源不同,技术与操作都不够统一,诊断标准和临床资料也存在一定差异^[10,11]。

早期的研究和临床都是使用由 Cann-Genant 发明的传统的液体体模^[2,3],五年前,张光,刘景鑫等^[12,13]发表了在 QCT 测量固体标准件方面的研究成果,是国内最早的固体体模研制和应用的研究报道。近年来,四川大学和中国测试研究院也研制了与国外产品相似的固体体模^[14]。赵文俐,陈贤志等^[15]在液体体模和固体体模的基础上研制了羟磷灰石等效液体体模,旨在解决传统液体体模不统一,固体体模太昂贵的问题。

二、QCT 骨密度测量技术的主要特点

QCT(Quantitative Computed Tomography)技术是伴随 CT 的产生而产生的。CT 的发明者 G N Hounsfield 利用 CT 值来定量表示物质或组织衰减 X 线的差异,把水的 CT 值定为 0,骨的 CT 值定为 1000,这本身已经具备了骨密度测量的基础。但真正利用 QCT 测量骨密度,是借助于体模(或称标准体)转换完成的。它的主要特点是:①测量的骨密度是三维密度。②能够区分皮质骨和松质骨。由于可以单独测量松质骨,所以对人体骨质疏松变化较其他面密度测量方法更为敏感。③能够避免测量区域周围组织的干扰。④高分辨 CT 和 pQCT(peripheral Quantitative Computed Tomography)提供了显示骨组织内部结构的能力。

三、QCT 骨密度测量技术的临床价值

QCT 被认为是骨密度测量技术中比较准确,合理,可信的方法。它可以用来①根据临床诊断标准诊断骨质疏松症。②进行骨质疏松症的发病率调查,老年人骨量丢失率调查。③根据骨量丢失情况进行骨折危险性预测。④评价骨质疏松预防治疗措施的效果。

QCT 骨密度测量技术

一、技术原理

由于骨内矿物质对 X 线的高衰减率,CT 图像中骨组织的 CT 值的差异主要是由于矿物质含量的差异。采用与骨内矿物质在吸收衰减 X 线的性能方面相接近的材料(常用磷酸氢二钠或羟磷灰石),做成已知密度的测量体模,与人体一起进行 CT 扫描,在得到的图像中,根据测量体模获得密度与 CT 值的转换关系,再把要测量的骨组织区域的 CT 值根据这一转换关系转换成骨密度。由于测量体模预知的是体积密度,所以转换来的骨密度也就是体积密度了。

二、设备

①CT 扫描机:各种全身型 CT 扫描机均可,包括单能、双能及高分辨 CT。②测量体模:包括传统的液体体模^[1,4],羟磷灰石固体体模^[10,12],改良的羟磷灰石等效液体体模^[15]。③测量软件:各 CT 生产厂家和骨密度测量体模生产厂家多随产品提供相应的测量软件,测量方法不尽一致,功能强弱和使用方便程度也相差很多。

三、技术分类

①单能定量 CT(SEQCT),最常用,能够满足一般测量的需要。②双能定量 CT(DEQCT),能够改善和校正软组织对骨密度测量的影响,提高准确性。但辐射剂量大,使用不多^[1,16]。③周围型定量 CT(pQCT),能提供更高的空间分辨率,显示骨组织的细微结构,放射剂量小。但检查范围小(只用于四肢),功能单一(只用于骨骼测量),应用范围有限^[17]。④高分辨 CT(HRCT),能提供更高的空间分辨率,可以对骨组织进行结构分析和力学性能估计,由于设备还不普及,目前还只有少量应用^[18]。⑤三

维定量 CT (3DQCT), 能够获得一定体积内骨组织的密度信息, 配合 CT 良好的空间分辨能力, 能够得到更多的信息, 但测量比较复杂, 尚难普遍应用^[19]。

四、体模

QCT 骨密度测量使用的体模分为测量体模和质控体模两种。质控体模是把羟磷灰石做成与腰椎密度和大小相近的模型放到与人体尺寸相近的水槽中或嵌入仿水塑料中, 模拟人体腰椎, 用来定期标定测量系统。测量体模又分为液体体模和固体体模两类, 早期使用得液体体模是把磷酸二氢钠配制成不同浓度的水溶液, 放入有机玻璃管内, 与人体一起扫描, 测量时直接把骨组织的 CT 值转换成磷酸二氢溶液的浓度, 作为骨的密度^[2, 4, 6]。固体体模是用不同比例的羟磷灰石和仿水塑料混合制成不同密度的材料, 一般采用 50、10、200 的密度, 把材料做成直径 10~20mm 的圆柱体, 再放入用仿水塑料做成的与人体腰椎部位的大小成比例的模体内^[14]。也有采用两种组份的体模(水模+骨模)^[12]。改良的液体体模^[15]是把磷酸二氢钠配制成与固体体模羟磷灰石密度等效(对 X 线的吸收衰减能力相同)的水溶液, 灌入与固体体模形状相同的模体内, 并做一定的防气泡, 防沉淀处理, 延长正常使用期限。

体模是 QCT 骨密度测量的必须设备, 早期的液体体模由于不是规范产品, 性能规格难以保证, 加上易产生气泡、沉淀而妨碍了它的推广和使用。固体体模比较稳定, 但原料成本高, 制作困难, 致使产品价格昂贵, 也妨碍了它的推广使用。羟磷灰石等效液体体模制作容易, 成本低, 价格只有固体体模的几分之一, 由于改进了工艺, 也有了较长的使用寿命。使用效果与固体体模基本相同。

五、测量操作

QCT 骨密度测量的精度和准确性与技术操作有密切的关系, 操作要点包括以下几个方面:

1. 部位选择 目前 QCT 测量的部位仍是以腰椎为主^[10-11, 20], 一方面腰椎一直是骨质疏松诊断的最常用部位, 积累资料多, 容易进行对比研究; 另一方面以松质骨为主的腰椎也适于发挥 QCT 的特长。选择哪几个腰椎? 选择腰椎的什么部位? 各家有所不同^[1], 从可靠性和方便性考虑, 我们认为测量第二、三、四腰椎平均值比较合理。

扫描定位时一般选择平行于椎板的中间层面, 也有选择上三分之一层面的^[11], 为的是避开椎体血管入口, 从具体操作来看, 中间层面易于掌握, 重复性好。

除腰椎测量外, 股骨近端也是可选部位, 但必须规范技术。

2. 体模使用方法 根据条件, 使用标准固体体模或等效液体体模均可, 但必须同时扫描腰椎和体模^[13, 20]。体模与人体平行, 以第三腰椎为中心放置在腰椎下方, 尽量贴近腰背部皮肤。为了把腰部放平, 应屈曲垫高下肢。

也有一些作者探索不使用专用体模的测量方法, 包括采用自身软组织密度做对照比较的方法^[23]; 采用椎体骨皮/松比值^[25]; 或采用椎体小梁骨面积比值^[31]。

3. 扫描条件 不同型号的 CT 机所用 KV、mA 量会有差别, 对一般单能 CT 来说, 应当在保证良好成像的前提下, 尽量使用较低的电压, 资料证明^[3]较低的电压下, 髓内脂肪对骨密度测量的影响要小一些。

各医院扫描时采用的层厚 5~10mm 不等, 由于椎体内密度不均匀, 不同的层厚测量的骨密度是不同的^[24], 因此应当统一为 5mm。

4. 测量区域 一般采用腰椎横断面皮质骨层内最大的椭圆形区域, 适当避开血管入口无骨组织的区域^[10, 20]。椎体内骨密度分布是不均匀的^[7], 不同的区域选择方法^[11, 22]也会造成结果的差异。也有的测量系统能够分别测量皮质骨和松质骨^[25], 能够提供更多的信息, 但尚未产生统一的标准。

5. 骨密度转换方法 传统的公式是: $BMD = C_K \times (H_B - H_W) / (H_K - H_W)$ C_K 是体模中骨盐浓度, H_B 是骨组织 CT 值, H_W 是水的 CT 值, H_K 是骨模的 CT 值。也可以根据测量体模不同密度区域的 CT 值, 拟合成线性公式: $BMD = a \times H_B + b$ H_B 是骨组织 CT 值, a 、 b 是根据体模相应区域的密度和 CT 值计算出的斜率和截距。

6. 扫描测量中应当注意的其他事项 扫描时病人腰椎所处高度尽量一致, 图像重建的大小范围应尽量统一, 一般采用 220mm 为宜。图像中体模位于下方, 腰椎在图像中央或略偏上。原则上, 方法越规范固定, 误差越小。

六、技术指标及误差分析

QCT 骨密度测量的精度(重复性)误差一般在 2~4%, 严格正规的操作可达到 1%。影响精度的因素很多^[8, 26, 27]: ①CT 机的性能, 随着 CT 机质量的提高, 单机的稳定性有了很大提高, 不同机器之间的差异也减小了。②测量体模的质量: 固体体模制作上的困难, 容易造成内部密度不均匀, 杂质、疵点。液体体模使用久了会产生气泡和沉淀。③扫描体位,

体模摆放,片层厚度、定位的一致性和准确性,是影响测量精度的重要因素。④图像测量时,体模和骨组织区域选择的合理性、一致性和准确性。⑤不同的软组织组成、厚度对 X 线衰减情况不一样,也影响测量结果。

QCT 骨密度测量的准确性误差一般用测量的 BMD 值与骨标本的灰重相比较^[4,6,15,28],多数结果都是 BMD 比骨灰比重(骨灰重/cm³)低,可低 10~20%。一个解释是骨内脂肪低估了骨的密度^[29];另外,所用的标准体模可能有差别,扫描曝光条件会有差别,实验的方法:诸如灰化条件,灰化的标本是否与扫描测量的范围一致,选用的标本的脂肪含量等因素也会影响实验结果。这类实验的主要目的多数是为了证实 BMD 与灰比重的相关关系,一般两者都具有良好的相关。

李大成等设计了一个实验来验证 QCT 方法的准确性:采用两个基本相同的已知密度的体模,一个模拟椎体放在水浴槽中,另一个作为标准体模放在槽下方,模拟人体测量,得到水中体模各区域的 BMD 值,发现在 50、100mg/cm³ 的密度区域,测量值均明显低于实际值。并且当曝光条件改变时,差值也改变。说明影响 QCT 方法的准确性的因素是很复杂的。作者也设计了校正方法。但由于设备、曝光条件、人体软组织组成和数量的复杂性,要设计一个适用性强的校正方法并不容易。

严格的质量控制可以提高测量的精度与可靠性^[14,35,36],定期使用质控体模进行重复检测,根据 shewhart 法则判断系统性能,进行必要的调整、校正,能够提高检查质量。

七、软件功能

QCT 测量软件各种型号的 CT 机附带的都不相同^[10,11,20],功能强弱和易用性也有较大区别。一个好的 QCT 骨密度测量软件应当具备以下条件:①能够显示 CT 源图像,进行交互操作。②有良好的图像交互处理功能,能够理想地定位,选择测量范围。③良好的操作规范设计,使重复操作的一致性得到保证,在可能的地方使用自动和半自动操作,尽量减少手工操作误差。④良好的帮助和操作引导设计,提高软件的易用性。⑤完善的系统标定、校正、质量控制设计,使测量系统的可靠性得到保证。⑥完善的临床正常值参考标准,方便、灵活、美观的诊断报告输出,较强的资料保存、处理功能,便于临床研究。

八、QCT 与其他骨密度测量技术的对比

最多的对比工作是与 DEXA 的对比^[10,29,30],资

料证明二者具有良好的相关性。但二者在骨密度特点的表达方面是有区别的:DXA 测量的是面密度,并且只能进行整体的骨测量,因此,它只能表达包括皮质骨和松质骨的整体骨密度,并且不能完全消除骨骼大小的影响,而 QCT 测量的是体密度,能够区别不同部位的骨组织,并不受骨骼大小的影响。因此,QCT 技术对骨质疏松的敏感性更强,QCT 测量的 BMD 表明的是松质骨内部的骨组织密度,其发育、成熟、达到峰值、丢失的年龄段和速度也和 DXA 有明显区别。

QCT 骨密度测量人体正常值和临床诊断标准

一、为什么要制定临床诊断标准

任何医学参数的测量检查都是为临床诊断服务的。单单测量出某个部位的骨密度值并没有太大的意义,重要的是要知道这个值是否正常,这就需要有作为比较标准的正常值。还要建立一些合理的、统一的比较方法,对比较结果给予恰当的分级,这就是临床诊断标准。

二、制定诊断标准的原则

国际卫生组织(WHO)1994 对骨矿密度检查提出过制订诊断标准的原则,即与同性别年轻人的同一部位比较,BMD 降低到骨峰值减 2.5 个标准差,可诊断为骨症疏松。应当指出,这个原则主要是建立在使用 DEXA 及相类似的仪器对白人妇女进行骨矿含量和面密度检查的结果的基础上。我国医务界在 2000 年前后曾对使用 2.5 个标准差,还是 2 个标准差进行过讨论。由于标准差随样本的随机浮动性,实际使用中不易掌握,日本等国家提出用百分比代替标准差,更方便应用。中国老年学会骨质疏松委员会参考国际标准,结合我国具体情况,提出了一个中国人原发性骨质疏松症试行诊断标准^[32,33]:

$> M - 1 \text{ SD}$ 或 $> M - 13\%$

正常;

$= M - 1 \sim 2 \text{ SD}$ 或 $= M - 13\% \sim 25\%$

骨量减少;

$< M - 2 \text{ SD}$ 或 $< M - 25\%$

骨质疏松症;

$< M - 2 \text{ SD}$ 或 $< M - 25\%$ 伴有一处或多处骨折,

严重骨质疏松症;

$< M - 3 \text{ SD}$ 或 $< M - 37\%$ 无骨折,也可诊断为:严重骨质疏松症。

注:M:骨峰值; SD:标准差。

这个标准也是主要在 DEXA 检查的基础上制订的。

三、正常值调查的要求

要制定诊断标准必须先进行正常值调查。要进行一个地区的正常值调查,首先要确定检查对象选择的基本原则。应当选择典型的当地居民,即在种族遗传、居住环境、生活习惯等方面最具有地方特点的居民。应当避免选择具有职业聚集性的人群,检查对象应当体检正常,无肝、肾、内分泌、代谢性疾病,无营养不良,长期卧床,肢体运动障碍等影响骨密度的情况,无长期服用激素,骨质疏松药物的历史,应当有正常的血(钙、磷、碱性磷酸酶)尿常规检查结果,还应选择尽量接近标准身高、体重的个体^[11 20 22 34]。

检查对象应当有详细的个人资料记录和检查项目记录。年龄分组一般要求 10 岁一个年龄组,推荐 5 岁一个年龄组,男女各年龄组人数应当满足最基本的统计要求,统计骨峰值的年龄组人数要更多一些。

四、制定诊断标准的方法

进行足够样本量的正常值调查以后,分年龄组进行平均值和标准差统计,找出平均值最高的年龄组,统计计算骨峰值,如果有两个平均值较高的年龄组数值很接近,也可以把两个年龄组细分成五岁一组,挑选两个最高的邻组。计算出骨峰值和年龄组值以及它们的标准差以后,就可以绘制正常值曲线了。

有了骨峰值,就可以根据不同的骨峰值降低界限把曲线图划分成正常、骨量减少、骨质疏松等不同区域,把病人测量值根据年龄画到图上,就可以一目了然的做出判断了。虽然目前骨症疏松症的诊断主要是根据与同性别年轻人的骨峰值做比较(T-Score),但正常值曲线图一般也同时绘出年龄组正常值曲线,医生也可以根据与同年龄组正常值进行比较的结果作出判断(Z-Score)。

五、中国人的正常值资料

从 20 世纪 90 年代初到现在,我国有许多作者发表了他们在 QCT 骨密度正常值调查方面取得的资料,如 1991 年徐均超等^[6]采用 Cann-Genant 液体标准件测量腰椎,获得北京地区男女正常值;1999 年余卫等^[10]采用美国 Image Analysis 公司的固体体模测量腰椎,获得北京地区男女正常值;1999 年董莘等^[21]采用 PHILIPSAVE1C 扫描机自带 QCT 体模测量腰椎,获得辽宁沈阳地区男女正常值;1999 年

刘文亚等^[37]采用 Cann-Genant 液体标准件测量腰椎,获得新疆地区汉、维吾尔妇女正常值;2000 年黄敬等^[22]采用日本东芝公司的 QCT 系统测量腰椎,获得承德地区男女正常值;2001 年张皓等^[38]采用 Somatom AR.C 型扫描机自带 QCT 软件测量腰椎,获得兰州地区男女正常值;2001 年王桂芝等^[39]采用岛津 SCT5000T 型 CT 扫描机,自制固体体模^[12]测量腰椎,获得长春地区男性正常值;2001 年沈飞霞等^[39]采用美国 Image Analysis 公司的固体体模测量腰椎,获得浙江温州地区男女正常值;2002 年刘文亚等^[45]采用 Tomoscan SR-7000 CT 机,QCT3000 骨密度分析系统测量腰椎,获得新疆地区汉、维吾尔、哈萨克男女正常值;2003 年姜明武^[34]等使用西门子 plus 4 型 CT 机 Osteo 软件和参考体模测量腰椎,获得深圳地区妇女骨矿密度正常值;2003 年赵文俐等^[20]采用中国测试研究院固体体模,深圳安科公司的 QCT 骨密度测量系统,获得深圳地区男女骨密度正常值。

从以上资料来看,不同地区、不同民族之间存在着差异,由于各作者使用的机器、体模、检查部位、测量方法等方面有所不同,因此得到的数据资料在横向上不完全可比。为了提高调查资料的价值,利于对照、参考,统一操作规范是十分必要的。

各家资料的自身纵向对比还是很有价值的,总结起来,可以看出以下几个特点:①从多数资料来看,QCT 测量的骨密度达到骨峰值的年龄比较早(与 DXA 比较),一般在 20~30 岁年龄组就基本达到峰值了。②多数资料女性骨峰值大于男性。③40 岁以前,男女骨丢失没有明显差别,40 岁以后,女性骨密度降低的速度比男性明显加快。④与 DEXA 比较,骨丢失率(年下降率)增加。说明 QCT 诊断骨症疏松比 DXA 更敏感。⑤各年龄组标准差与均值的比值相差较大,表明使用峰值减去若干标准差作为分级标准的判断方法在实际工作中不易操作。⑥从多数资料看,峰值年龄组标准差与骨峰值的比值都在 15% 以上,表明如果依照骨峰值减去 2 个标准差作为诊断骨质疏松症的界限,转换成相应的百分数就应当是 30%。⑦多数资料,女性 60~69 组的均值都明显小于骨峰值减去 2 个标准差或骨峰值降低 30%。依此估计该年龄组的骨质疏松症诊断率可能会远大于 50%。

六、临床分级诊断标准的制定、应用和评价

目前,多数作者使用的诊断标准是基于中国老年学会骨质疏松委员会建议的《中国人原发性骨质疏松症诊断标准》^[32 33]该标准比较简明,可行性强,

能够基本满足临床需要。也有一些作者试图建立更细致的分级标准,黄敬等^[22]对骨质疏松进行临床诊断,分为七级:正常;基本正常;骨量减少;骨质疏松 I 级;II 级;III 级;IV 级。他们认为这样对诊断、治疗有更大的指导意义,对科研及观察疗效提供具体客观指标和依据。

骨质疏松是一个复杂的生理病理现象,与人的正常活动、生活的关系也相当复杂,因此,制定一个既实际可行,又简便通用的标准并不容易。在实际工作中,常常会体会到,不同的检查方法敏感性有很大差别,如果 QCT 使用适用于 DXA 的标准,会使阳性率明显提高,而这样也会给临床带来问题,如把很多没有明显症状的老年人诊断成骨质疏松症会给他们带来思想压力,毕竟目前的治疗、保健措施还不容易恢复已丢失的骨量。一些作者提出 QCT 采用骨峰值降低 2.5 个标准差或降低 30%^[20, 22, 33]作为诊断骨质疏松的标准,这样会使 QCT 方法与其他的骨密度测量方法诊断率更接近一些。

QCT 骨密度测量用于骨折危险性预测也得到一些研究^[24],实验证实 QCT 骨密度与骨的力学性能有显著的相关关系。但单从松质骨密度预测骨折是不够的,骨折毕竟是力学上缺陷的结果,而力学性能与结构密切相关,有不少作者^[18, 40-43]认为利用 QCT 和 pQCT 的高分辨能力增加结构分析参数能够提高诊断能力和准确性。

人体骨矿密度不仅与年龄有关,还和身高、体重、体重指数有关。赵效国^[44],刘文亚^[37]等发现不同民族之间骨密度的差异可能与身高、体重的因素也有一定关系。如何在诊断分级标准中体现身高、体重,也是一个需要认真研究的问题。

参 考 文 献

- Genant HK, Cann CE. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. Invest Radiol, 1977, 12: 545-551.
- Cann CE. Quantitative CT for determination of density: a review. Radiology, 1988, 166: 509-522.
- Genant HK, Cann CE, Ettinger B, et al. Quantitative computed tomography of vertebral spongiosa: a sensitive method for detecting early bone loss after oophorectomy. Ann Intern Med, 1982, 97: 699-705.
- 吴春营, 邱明才, 李景学, 等. 单能定量 CT 测量人体骨矿含量的准确性. 中华放射学杂志, 1990, 24(6): 331-334.
- 吴春营, 李景学, 李皎, 等. 定量 CT 测定活体骨矿含量的临床价值. 中华放射学杂志, 1993, 27(3): 192-196.
- 徐均超, 梅其在, 任忠, 等. 正常人群的骨密度定量 CT 测量. 中华放射学杂志, 1991, 25: 325-329.
- 王晨光, 肖湘生, 陈星荣, 等. 人腰椎体标本的区域骨密度分布特征. 中华放射学杂志, 1998, 32(8): 557-560.
- 施裕新, 周康荣, 韩莘野, 等. 骨密度定量 CT 测定的实验和临床研究. 影像诊断与介入放射学, 1994(3): 53-56.
- 刘文亚, 姚世生, 尚革, 等. 骨密度定量 CT 测量的临床应用. 新疆医学, 1997, 27(4): 201-202.
- 余卫, 秦明伟, 邢小平, 等. 正常人腰椎骨密度不同测量方法的比较分析. 中华放射学杂志, 1999, 33: 320-323.
- 张光, 李伟, 吕俊峰, 等. 正常人骨密度定量 CT 测量分析. 吉林大学学报, 2003, 29(1): 112-114.
- 张光, 韩崑, 崔琪, 等. 骨密度定量 CT 测量用固体标准件等研究. 中华放射学杂志, 1998, 32(8): 561-563.
- 刘景鑫, 张光, 孙晶, 等. 定量 CT 骨矿密度测量系统的研制. 中国医疗器械杂志, 2001, 3: 130-131.
- 李大成, 姜维平, 黎本丰, 等. QCT 骨密度测量的准确性试验方法和意义. 中国骨质疏松杂志, 2003, 9(3): 217-256.
- 赵文俐, 陈贤志, 王俊山, 等. QCT 骨密度测量羟磷灰石等效液体体模的研制. 中国医学影像技术, 2003, 19(11): 1566-1568.
- Tanno M, Horiuchi T, Ogihara M, et al. Comparative study of bone mineral density by various methods of single and dual-energy Quantitative Computed Tomography: the capability of the four-equation four-unknown method. Bone, 1996, 18(3): 239-247.
- Guglielmi G, Cammisia M, De-Sario A, et al. Long-term in vitro precision of single slice peripheral Quantitative Computed Tomography (pQCT): multicenter comparison. Technol Health Care, 1997, 5(5): 375-381.
- Link TM, Majumdar S, Lin JC, et al. Assessment of trabecular structure using high resolution (HR) CT images and texture analysis. J Comput Assist Tomogr, 1998, 22(1): 15-24.
- Maki K, Okana T, Morohashi T, et al. The application of three-dimensional Quantitative Computed Tomography to the maxillofacial skeleton. Dentomaxillofac Radiol, 1997, 26(1): 39-44.
- 赵文俐, 陈贤志, 王俊山, 等. 深圳地区 QCT 骨密度正常值调查与临床诊断标准的探讨. 中国骨质疏松杂志, 2003, 9(3): 213-216.
- 董莘, 侯阳, 胡连源, 等. 骨密度 CT 测量. 现代康复, 1999, 3(12): 21-23.
- 黄敬, 王胜林, 赵亮, 等. 应用 QCT 探索骨质疏松症诊断及分级诊断标准. 中国骨质疏松杂志, 2003, 9(1): 37-39.
- 王鸣鹏, Kenneth D. Hopper, Allen Kunselman, 等. CT 骨矿密度测定的方法研究. 上海医学影像杂志, 2002, 11(1): 13-15.
- 肖越勇, 张金山, 华伯勋, 等. 定量 CT 骨密度测量预测椎体压缩骨折的实验研究. 中国医学影像技术, 2002, 18(2): 625-627.
- 张皓, 周怀琪, 杜富会, 等. 腰椎各椎体松质骨密度分析及皮/松比值意义. 中国临床医学影像杂志, 2003, 14(1): 35-37.
- 任忠, 徐均超. 关于提高 CT 骨密度测量精度的探讨. 中华放射学杂志, 1991, 25(6): 357-360.
- 沈文, 郝吉, 张文波, 等. 影响 CT 测量 BMD 精确性因素的探讨. 中国医学计算机成像杂志, 1997, 3(1): 42-45.
- 娄明武, 王秀荣, 王静波, 等. 西门子 Osteo 软件准确性的实验性研究. 实用放射学杂志, 2002, 18(7): 551.
- Kuiper JW, van Kuijk C, Grashuis JL, et al. Accuracy and the influence of marrow fat on quantitative CT and dual-energy X-ray absorptiometry