

การตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก และปัญหาที่พบ

มนิรัตน์ จงเจษฎ์ วท.บ. (รังสีเทคนิค)*

บทคัดย่อ

เทคโนโลยีทางการแพทย์เจริญรุดหน้าไปอย่างมาก มีความเปลี่ยนแปลงและพัฒนาอย่างต่อเนื่อง รวมทั้งพัฒนาเทคโนโลยีด้านการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกที่มีส่วนช่วยในการวินิจฉัยโรคกระดูกบางและโรคกระดูกพรุน ซึ่งเป็นปัญหาสำคัญของผู้สูงอายุทั่วโลก

บทความนี้กล่าวถึง การตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกด้วยวิธีการที่มีอยู่ ความเหมาะสมในการใช้การตรวจแต่ละวิธี ปัญหาที่พบในการตรวจ และข้อพึงระวังต่าง ๆ ในการตรวจวัด ตลอดจนแนวทางการแก้ไข เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการบริการที่ได้มาตรฐานและมีความประทับใจ ตลอดถึงความมั่นใจของแพทย์ในการวินิจฉัยโรค

Abstract

Bone Mineral Density Technology

Maneerat Chongchet BSc (RT)

Department of Radiology, BMA Medical College and Vajira Hospital

Advance in medical technology progresses rapidly, also in the field of bone mineral density assessment, which helps in diagnosis of osteopenia and osteoporosis, a world wide health problem in the elderly.

This review article is about various methods in detecting bone mineral density, pros and cons. Problems and precautions in detection are discussed. In order to provide standard and impressive service to the patients and confiding results to physicians.

Key words : osteoporosis, osteopenia, bone mineral density (BMD)

บทนำ

ปัจจุบัน คนไทยให้ความสำคัญกับการดูแลเอาใจใส่สุขภาพเพิ่มมากขึ้นแต่กลับพบโรคกระดูกบางและโรคกระดูกพรุน¹

มีอุบัติการณ์เพิ่มสูงขึ้น^{2,3} ซึ่งมีส่วนสัมพันธ์กับพฤติกรรมในการบริโภคและการใช้ชีวิตที่เปลี่ยนแปลงไป^{4,5} โดยเฉพาะในเขตเมืองหลวง การไม่มีเวลาออกกำลังกาย การรับประทานอาหารไม่ครบหมู่ การได้รับแคลเซียมจากอาหารในปริมาณน้อย^{6,7} รวม

* สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา วิทยาลัยแพทยศาสตร์กรุงเทพมหานครและวชิรพยาบาล

ถึงปัจจัยอื่นๆ อีกมากมาย

โรคกระดูกพรุนในระดับปฐมภูมิ (primary osteoporosis)¹ เกิดจากการสูญเสียมวลกระดูกซึ่งเป็นไปตามวัย โดยพบเป็นโรคกระดูกพรุนในผู้หญิงวัยหลังหมดประจำเดือน (postmenopausal osteoporosis)¹ มากที่สุดถึงร้อยละ 95² และพบเป็นโรคกระดูกพรุนในวัยชรา (senile osteoporosis)¹ โดยพบความรุนแรงเพิ่มสูงมากขึ้น เนื่องจากไม่ได้สะสมแคลเซียมไว้ในร่างกายให้เพียงพอก่อนถึงวัยหมดประจำเดือนและวัยชรา โรคกระดูกพรุนที่มีสาเหตุมาจากอย่างอื่นจัดเป็นโรคกระดูกพรุนในระดับทุติยภูมิ (secondary osteoporosis)¹ เช่นเกิดจากการใช้ยาบางชนิด โดยเฉพาะยาสเตียรอยด์ซึ่งมีปัญหาการใช้สูงในประเทศไทย โรคต่อมไร้ท่อบางชนิด โรคทางเมตาบอลิกและสาเหตุอื่นๆ

อัตราการเกิดโรคกระดูกบางและโรคกระดูกพรุนเพิ่มสูงและมีแนวโน้มเกิดขึ้นกับประชากรทั่วทุกมุมโลก ทำให้ในระดับประเทศเกิดความสูญเสียค่าใช้จ่ายในการรักษาเป็นจำนวนมาก^{5,9} และพบว่า การป้องกันโรคจะสูญเสียค่าใช้จ่ายต่ำกว่า¹⁰ ดังนั้นการป้องกันโรคจึงเป็นแนวทางการดูแลร่างกายเพื่อลดความเสี่ยงต่อการเกิดโรคที่เหมาะสมที่สุด การตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก จึงเข้ามามีบทบาทในการตรวจหาโรคกระดูกบางและโรคกระดูกพรุน รวมถึงทำนายความเสี่ยงต่อการเกิดกระดูกหัก¹¹ เทคโนโลยีในการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกได้มีการพัฒนาอย่างต่อเนื่องมาโดยตลอด เพื่อสนับสนุนแพทย์ในการวินิจฉัยและติดตามผลการรักษาโรคให้มีความถูกต้อง แม่นยำ รวดเร็ว และสะดวกต่อการตรวจวัด การวินิจฉัยโรคจะอิงตามเกณฑ์ที่องค์การอนามัยโลก (WHO)¹ ได้กำหนดไว้โดยเปรียบเทียบผลที่ได้กับฐานข้อมูลอ้างอิงด้วยค่าสถิติ T-score

โครงสร้างของกระดูกและการเปลี่ยนแปลงตามวัย

กระดูกทำหน้าที่เป็นโครงสร้างหลักของร่างกายในการเคลื่อนไหวและสร้างเม็ดเลือด ประกอบไปด้วยสารอนินทรีย์เป็นส่วนใหญ่ร้อยละ 65-70 ได้แก่ แคลเซียม ฟอสฟอรัส และแมกนีเซียม และสารอินทรีย์ร้อยละ 25-30 ได้แก่ collagen และเซลล์กระดูก ในทางกายวิภาคชั้นนอกของกระดูก (cortex) มีลักษณะแน่นแข็ง เรียกว่า compact bone ล้อมรอบกระดูกชั้นในที่มีลักษณะโปร่งคล้ายฟองน้ำ (spongy) เรียกว่า trabecular bone ซึ่งมีเซลล์ไขกระดูกสำหรับสร้างเม็ดเลือด กระดูกมีความเปลี่ยนแปลงทางเมตาบอลิกอยู่ตลอดเวลา โดยกระดูก trabecular จะเป็นส่วนที่มีความไว (sensitive) ต่อการเปลี่ยนแปลงมวลกระดูกมากกว่าส่วน cortex

ตั้งแต่วัยเด็ก กระดูกจะมีการเสริมสร้างมากขึ้นจนถึงระดับสูงสุดในช่วงอายุประมาณ 20-35 ปี หลังจากนั้นจะมีการสูญเสียมวลกระดูกไปเรื่อยๆ ประมาณปีละร้อยละ 3-5 โดยจะเห็นเด่นชัดที่สุดในผู้หญิงวัยหลังหมดประจำเดือน เมื่อค่าความหนาแน่นกระดูกลดลงจนเมื่อนำไปเทียบกับค่าของฐานข้อมูลที่ได้จากประชากรปกติในวัยหนุ่มสาวแล้วได้ค่าสถิติ T-score น้อยกว่า -1 จะให้การวินิจฉัยว่าเป็นโรคกระดูกบาง (osteopenia) และถ้าได้ค่า T-score น้อยกว่า -2.5 จัดเป็นโรคกระดูกพรุน (osteoporosis)¹

เทคโนโลยีการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก

เครื่องตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกมีหลายประเภท แตกต่างกันออกไป มีรายละเอียดโดยสังเขป ดังนี้ คือ

1. Conventional x-ray หรือ radiographic absorptiometry (RA)¹²

การถ่ายภาพรังสีเอกซเรย์ธรรมดามีความไวต่ำในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน¹³ ต้องมีการสูญเสียมวลกระดูกร้อยละ 20-50 จึงสามารถให้การวินิจฉัยโรคได้ ต่อมาความก้าวหน้าทางด้านคอมพิวเตอร์ทำให้มีการพัฒนาโปรแกรมเพื่อวิเคราะห์ค่าความหนาแน่นกระดูกโดยสามารถใช้ร่วมกับเครื่องเอกซเรย์เดม เรียกว่า DXR (digital x-ray radiogrammetry)^{14,15} หลักการอาศัยการคำนวณปริมาตรของกระดูกด้วยการวัดความหนาของกระดูกส่วน cortex (cortical thickness) ความกว้างของกระดูก (bone width) และการวิเคราะห์พื้นผิว (texture analysis) ซึ่งการวัด cortical thickness นี้ อาศัยค่าความแตกต่างระหว่าง ขอบนอกและขอบในของกระดูก cortex การวิเคราะห์ขอบจะอาศัย profile ของภาพเอกซเรย์ เพื่อคำนวณค่า VPA (volume per area) ตำแหน่งที่วัดคือ กระดูกฝ่ามือ สามารถวัดได้ตั้งแต่นิ้วชี้ถึงนิ้วก้อย (metacarpal index: MCI) เทคโนโลยีนี้มีข้อดี คือ สามารถใช้ร่วมกับเครื่องเอกซเรย์เดม ทำให้เสียค่าใช้จ่ายไม่สูงมากนักเนื่องจากเพิ่มเติมเพียงเครื่องสแกนเครื่องคอมพิวเตอร์และโปรแกรมเพื่อการวิเคราะห์เท่านั้น ส่วนข้อเสียคือทำการวัดเฉพาะกระดูกกระยางค์ ไม่สามารถบอกถึงความเสี่ยงในการเกิดกระดูกหักบริเวณกระดูกสันหลังหรือข้อสะโพกซึ่งมีความรุนแรงมากกว่า

2. Single photon absorptiometry (SPA)¹⁶

ใช้ I²⁵ เป็นแหล่งกำเนิดโฟตอนพลังงานต่ำ 28 keV ทำการวัดได้เฉพาะ ปลายกระดูกแขน radius หรือ กระดูกเท้า calcaneus มีข้อเสีย คือ ไม่สามารถวัดกระดูกข้อสะโพกหรือ

กระดูกสันหลังได้ เนื่องจากมีพลังงานต่ำ ส่วนการที่มีพลังงานระดับเดียวทำให้มีผลกระทบจากค่าความหนาของเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) และต้องคอยเปลี่ยนแหล่งกำเนิดพลังงาน ในปัจจุบันไม่นิยมใช้

3. Single energy x-ray absorptiometry (SEXA)

ใช้หลักการเดียวกันกับ SPA แต่ใช้รังสีเอกซ์เป็นแหล่งกำเนิดโฟตอนแทนสารกัมมันตรังสี ทำให้มีความสะดวกกว่าในด้านารดูแลรักษา และไม่ต้องคอยเปลี่ยนสารกัมมันตรังสี แต่ก็ยังมีข้อเสียอื่น ๆ ของ SPA ปัจจุบันไม่เป็นที่นิยมใช้เช่นกัน

4. Dual photon absorptiometry (DPA)¹⁷

แหล่งกำเนิดโฟตอน คือ Gd^{153} ให้พลังงานสองค่า คือ 44 keV และ 100 keV โดยช่วงพลังงานถูกดูดกลืนโดย soft tissue และกระดูกตามลำดับ ความแตกต่างนี้ ทำให้วัดความหนาแน่นกระดูกได้โดยไม่มีผลกระทบจากความหนาของ soft tissue หน่วยวัด คือ กรัมต่อตารางเซนติเมตร ตำแหน่งที่ระบุให้เลือกวัด ได้แก่ กระดูกสันหลังส่วนเอว (L_1-L_4) กระดูกข้อสะโพก (femur neck, greater trochanter, Ward's triangle) ตำแหน่งปลายกระดูกแขน และตลอดร่างกาย (total body) ความถูกต้องแม่นยำใกล้เคียงกับ SPA และสามารถทำนายความเสี่ยงต่อการหักของกระดูก (site specific fracture) ได้แม่นยำกว่า SPA แต่เนื่องจากยังใช้สารกัมมันตรังสีเป็นแหล่งกำเนิดโฟตอนทำให้เป็นปัญหาในการดูแลจึงไม่เป็นที่นิยมในปัจจุบัน

5. Dual energy x-ray absorptiometry (DEXA)^{18,19}

ใช้หลักการเดียวกับ DPA แต่ใช้หลอดเอกซเรย์เป็นแหล่งกำเนิดโฟตอน ให้รังสีเอกซ์ออกมาสองระดับพลังงาน คือ 70 keV และ 140 keV หัวตรวจ (detector) จะนับวัดพลังงานที่ผ่านออกมาจากร่างกายผู้ป่วย มีหน่วยวัดเป็นกรัมต่อตารางเซนติเมตร (g/cm^2) หลอดเอกซเรย์ให้จำนวนโฟตอนมากกว่า Gd^{153} 50-1000 เท่า ทำให้สามารถลดระยะเวลาในการตรวจลงประมาณ 6 เท่า²⁰ มีความสะดวกในการใช้ตรวจและง่ายต่อการบำรุงรักษาเครื่องมือ ตำแหน่งที่วัดทำเหมือนกับ DPA และเพิ่มกระดูกสันหลังส่วนเอวในท่า lateral ได้ เป็นการตรวจที่มีความเหมาะสมในปัจจุบัน และเป็นที่นิยมใช้ทั้งในด้านการบริการผู้ป่วยและงานวิจัยทางการแพทย์รวมถึงงานวิจัยที่เกี่ยวข้องในประเทศไทย²¹⁻²⁵

6. Quantitative computed tomography (QCT)²⁶

เทคโนโลยีของ DEXA ยังมีข้อจำกัดที่ไม่สามารถแยกกระดูกส่วน trabecular กับกระดูก cortical ซึ่งการสูญเสียมวลกระดูกจะเป็นในกระดูก trabecular เป็นส่วนใหญ่ QCT

ใช้หลักการเดียวกับเครื่องเอกซเรย์ภาคตัดขวางทั่วไปทำให้สามารถแยกแยะระหว่างกระดูกส่วน cortical กับ trabecular ออกจากกันได้ ทำให้มีความไวในการวินิจฉัยสูงกว่าการใช้ DEXA วัดกระดูกสันหลังส่วนเอวในท่า lateral อีกด้วย²⁷ หน่วยวัดเป็นกรัมต่อปริมาตร (g/cm^3) ไม่นิยมใช้ในงานตรวจทางคลินิก เนื่องจากเสียค่าใช้จ่ายสูง และผู้ป่วยได้รับรังสีเป็นปริมาณมาก ส่วนใหญ่จะใช้เฉพาะในงานทดลองหรืองานค้นคว้าวิจัยที่ต้องการรายละเอียดสูง

7. Quantitative ultrasound (QUS)²⁸

การวัดค่าความหนาแน่นกระดูกด้วยคลื่นเสียงความถี่สูง หัวตรวจจะส่งคลื่นเสียงพร้อมกันกับรับคลื่นเสียงที่สะท้อนกลับสู่หัวตรวจ หลักการ คือ หัวตรวจ (probe) ภายในประกอบด้วย transducer 2 ประเภท คือ ตัวส่ง (transmitting transducer) และตัวรับ (receiving transducer) สัญญาณคลื่นเสียงความถี่ 4000 m/s และ 1800 m/s จะถูกส่งจากตัวส่งออกไปทุกทิศทางผ่าน soft tissue และกระดูก ส่วนตัวรับจะรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมายังหัวตรวจ พารามิเตอร์ต่างๆที่เกี่ยวข้อง คือ ความเร็วของเสียง (speed of sound: SOS), การลดลงของความเข้มของเสียง (broad band ultrasound attenuation: BUA) และ quantitative ultrasound index (QUI)

การวัดสามารถเลือกวัดที่กระดูกระยะข้างใดในตำแหน่งต่างๆ ได้แก่ กระดูกแขนส่วนปลาย (radius) กระดูกหน้าแข้ง (tibia) กระดูกฝ่าเท้า (metatarsal) และกระดูกนิ้วมือ (phalanx) การวัดอาจรายงานผลเฉพาะส่วน (single site) หรือใช้ข้อมูลที่ได้อาจการตรวจวัดหลายตำแหน่งมาคำนวณรวมกัน (multi site) ซึ่งจะช่วยให้มีความแม่นยำมากขึ้น²⁹ การใช้คลื่นเสียงความถี่สูงในการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก เป็นเทคโนโลยีใหม่ที่สะดวก ไม่มีข้อจำกัดเนื่องจากผู้ป่วยไม่ได้รับรังสี เคลื่อนย้ายเครื่องมือได้ง่าย ประหยัดค่าใช้จ่าย³⁰ ข้อเสีย คือ ทำการตรวจได้เฉพาะกระดูกระยะข้าง

ปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูก

ปัญหาหรือสาเหตุที่อาจก่อให้เกิดค่าความหนาแน่นกระดูกผู้ป่วยที่วัดได้เบี่ยงเบนไปจากค่าความหนาแน่นกระดูกจริง เท่าที่รวบรวมข้อมูลได้ มีดังนี้ คือ

1. ผู้ป่วยมีสารกัมมันตรังสีหรือสารที่รังสีเช่น สารแบเรียมตกค้างอยู่ในร่างกาย ทำให้ผลที่ได้ผิดไปจากความเป็นจริง การแก้ปัญหาคือเลื่อนการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกออกไปจนกว่าร่างกายจะขับถ่ายสารนั้นออกหมดจากร่างกายโดยประมาณ 1 สัปดาห์

2. การใส่อายุผู้ป่วยผิด หรือผู้ป่วยแจ้งอายุไม่ถูกต้อง มักเกิดเหตุการณ์นี้ขึ้นกับ ผู้ป่วยสูงอายุ ที่จำวันเดือนปีเกิดไม่ได้ หรือจำได้แต่เพียงปีเกิด นอกจากนี้ ผู้ป่วยบางราย อายุที่แจ้งเกิดกับอายุจริงไม่ตรงกัน และโดยมากมักจะบอกอายุแจ้งเกิดแก่เจ้าหน้าที่มากกว่าที่จะบอกอายุจริง ดังนั้นเพื่อแก้ไขปัญหาขณะทำการสัมภาษณ์ควรตั้งคำถามว่า วันเดือนปีเกิดจริงตรงกับวันที่เท่าไร หรือขอทราบว่าเป็นเดือนปีเกิดที่ระบุไว้ในบัตรประจำตัวประชาชนตรงกับวันเกิดหรือไม่ เป็นต้น และบันทึกวัน เดือนปีเกิดจริงลงไปบนของฟิล์มด้านหน้า เพื่อลดขั้นตอนการสัมภาษณ์ผู้ป่วยเมื่อมาตรวจในครั้งต่อไป

3. การเลือกใช้ฐานข้อมูลอ้างอิง (reference database) ในเครื่องตรวจผิด ไม่ใกล้เคียงหรือแตกต่างจากเชื้อชาติผู้ป่วย³¹ หรือการตรวจแต่ละครั้งใช้ฐานข้อมูลแตกต่างกัน ฐานข้อมูลค่าความหนาแน่นกระดูกที่ใช้อ้างอิงเป็นส่วนหนึ่งในโปรแกรมที่ติดตั้งมาพร้อมกับเครื่อง เครื่องตรวจที่ใช้เทคโนโลยี DEXA ที่สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์มีฐานข้อมูลอ้างอิงให้เลือกใช้ คือ ญี่ปุ่น เกาหลี สเปน สหราชอาณาจักร และสหรัฐอเมริกา และได้เลือกใช้ฐานข้อมูลกลุ่มตัวอย่างประชากรญี่ปุ่น เนื่องจากยังไม่มีฐานข้อมูลอ้างอิงชาวไทย และคนญี่ปุ่นมีลักษณะทางกายวิภาคและการดำเนินชีวิตใกล้เคียงกับคนไทย วิธีการคัดเลือกประชากรกลุ่มตัวอย่าง ขนาดกลุ่มตัวอย่าง รวมถึงพารามิเตอร์สมการและรายละเอียดอื่นๆ ที่มีข้อแตกต่างกันออกไปตามข้อกำหนดของบริษัท ทำให้ฐานข้อมูลอ้างอิงมีความแตกต่างกันไป แม้ในเครื่องตรวจเดิมที่ได้รับการติดตั้งโปรแกรมรุ่นใหม่จากบริษัทเดิมก็ยังมีผลการวิเคราะห์แตกต่างกันไปบ้าง

4. การติดตามความเปลี่ยนแปลงของกระดูกใช้เครื่องมือบริษัทเดียวกันหรือเครื่องเดิมอาจเกิดปัญหาได้เช่นกัน จากประสบการณ์ในการใช้เครื่อง DEXA พบว่าความเสื่อมของหลอดเอกซเรย์ เมื่อใช้งานไประยะเวลาหนึ่งจะมีการเสื่อมลงทำให้รังสีเอกซ์มีระดับพลังงานที่เปลี่ยนไปจากเดิม ทำให้มีผลกระทบต่อเครื่องตรวจและค่าความหนาแน่นกระดูก ที่สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ได้ทำการเฝ้าระวังปัญหาดังกล่าวโดยทำการตรวจวัดความหนาแน่นกับอุปกรณ์มาตรฐาน (phantom spine) เป็นการควบคุมคุณภาพเครื่องตรวจประจำสัปดาห์ โดยค่าเริ่มต้นที่กำหนดไว้จากการติดตั้งเครื่องเป็นครั้งแรกได้ปรับไว้ให้ใกล้เคียงกับค่าที่กำหนดจากโรงงานมากที่สุดคือค่า $BMD: L_2 - L_4 = 1.277 \text{ g/cm}^2$ โดยกำหนดให้เป็นการวิเคราะห์ phantom spine เพศชาย อายุ 40 ปี เปรียบเทียบกับฐานข้อมูลอ้างอิงญี่ปุ่น และกำหนดจำนวนเส้นเพื่อการวิเคราะห์ค่า phantom spine ที่ 88 เส้นเสมอ ถ้าค่า BMD ที่ได้น้อยกว่า

1.250 g/cm^2 จะไม่สามารถยอมรับได้ ต้องตามช่างที่ดูแลเครื่องมาปรับให้พลังงานอยู่ในช่วงที่กำหนด หรืออาจจำเป็นต้องเปลี่ยนหลอดเอกซเรย์ใหม่

5. การติดตามความเปลี่ยนแปลงของกระดูกที่ใช้เครื่องมือต่างบริษัทกัน³²⁻³⁴ ทั้งที่ใช้เทคโนโลยีเหมือนกันจะได้ค่าที่แตกต่างกัน โดยมีงานวิจัยที่ได้ศึกษาและได้สร้างสมการเพื่อใช้ในการแปลงค่าความหนาแน่นกระดูกเมื่อจำเป็นต้องเปรียบเทียบผลตรวจ DEXA ที่ผลิตจากบริษัทต่างกัน 3 แห่ง³²

6. ข้อจำกัดของเครื่องตรวจ หรือโปรแกรมที่ใช้วิเคราะห์ขาดความยืดหยุ่น เช่นในผู้ป่วยมีภาวะกระดูกโค้งงอ หากปลายเส้นแบ่งข้อกระดูกที่อยู่ติดกันสทับกัน ขณะทำการวิเคราะห์ค่าความหนาแน่นกระดูก จะไม่สามารถปรับเส้นที่ใช้ในการแบ่งกระดูกสันหลังส่วนเอวออกเป็นแต่ละข้อได้

7. ข้อผิดพลาดจากนักรังสีที่ปฏิบัติงาน ได้แก่ การวาง ROI (region of interest) เกณฑ์ในการตัดสินใจของผู้ใช้โปรแกรมในการวิเคราะห์ นักรังสีแต่ละคนอาจแบ่งระยะข้อกระดูกแตกต่างกันบ้างตามสายตา ข้อผิดพลาดที่เกิดจากการปรับ profile ความเข้มค่าของภาพ แม้ว่าเครื่องที่ใช้ DEXA โปรแกรมจะระบุว่าภาพไม่สามารถใช้ในการวินิจฉัยไว้ก็ตาม แต่ภาพมีความจำเป็นในการวิเคราะห์อย่างยิ่ง เพื่อการจัดทำผู้ป่วยในการตรวจครั้งต่อไป หรือใช้ภาพเพื่อการประเมินว่าผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงลักษณะกายวิภาคของกระดูกจากเดิมหรือไม่ เช่น เกิด compression fracture เป็นต้น หรือข้อผิดพลาดที่เกิดจากการสัมภาษณ์ผู้ป่วยไม่ละเอียด เช่น ผู้ป่วยที่มาตรวจอาจได้รับการผ่าตัดกระดูกในส่วนที่จะวิเคราะห์ หรือมีการผ่าตัดเสริมโลหะในส่วนที่จะวิเคราะห์ ดังนั้นนักรังสีจำเป็นต้องสัมภาษณ์ผู้ป่วยเพราะอาจต้องยกเลิกการตรวจในบริเวณดังกล่าวเพื่อหลีกเลี่ยงการรับรังสีโดยไม่จำเป็น

ข้อเสนอแนะ

ผู้เรียบเรียงมีความเห็นว่านักรังสีจะต้องมีการควบคุมคุณภาพของเครื่องตรวจวัดตามที่ระบุไว้ในคู่มือ รวมถึงรายละเอียดปลีกย่อยทางด้านเทคนิคในการตรวจวัดของนักรังสีต้องมีมาตรฐานเดียวกัน ในการติดตามผลการเปลี่ยนแปลงค่าความหนาแน่นกระดูกของผู้ป่วยรายเดิมควรตรวจด้วยเครื่องมือที่ใช้เทคโนโลยีประเภทเดียวกันที่พัฒนาจากบริษัทเดียวกัน และหากเป็นไปได้ ควรจะตรวจวัดในเครื่องเดิมที่เคยตรวจมาก่อน ซึ่งจะช่วยลดสาเหตุที่อาจมีผลกระทบต่อความแม่นยำของค่าความหนาแน่นกระดูกไปจากค่าจริงลง และหากได้มีการพัฒนาฐาน

ข้อมูลอ้างอิงชาวไทยขึ้นมา ย่อมทำให้มีความถูกต้องในการตรวจวัดสูง ซึ่งผู้เรียบเรียงมีแนวคิดที่ว่า หากแต่ละโรงพยาบาลได้มีการแลกเปลี่ยนข้อมูลการตรวจอย่างละเอียดให้แกกัน มีการสอบเทียบความต่างของเครื่องมือ บูรณาการความคิดและแนวทางการวิจัยร่วมกัน เพื่อสร้างฐานข้อมูลความหนาแน่นกระดูกปกติของคนไทยขึ้นใช้ในการวิเคราะห์ค่า T-score โดยตรง หรือแปลงค่า T-score ค่าที่เคยเปรียบเทียบจากฐานข้อมูลอ้างอิงของต่างประเทศให้เป็นค่าที่เทียบกับฐานข้อมูลชาวไทย แทนก็จะมี ความถูกต้องมากขึ้น

สรุป

เทคโนโลยีการตรวจวัดความหนาแน่นกระดูกมีการพัฒนาอย่างต่อเนื่อง มีความหลากหลายของเทคโนโลยีให้เลือกใช้ ผู้ใช้งานจำเป็นต้องศึกษาข้อดีข้อเสียต่างๆ เพื่อให้เป็นไปตามจุดมุ่งหมายของการใช้งานที่แตกต่างกัน ต้องมีการควบคุมคุณภาพของเครื่องและมาตรฐานของผู้ปฏิบัติงานเพื่อลดปัญหาที่อาจเกิดขึ้นและสร้างประโยชน์สูงสุดในการทำงาน

เอกสารอ้างอิง

- Marcus R. Introduction : organization and functional aspects of skeletal health. In : Marcus R, ed. Osteoporosis. Boston : Blackwell Scientific Publications, 1994:1-16.
- โอกาส ไทยพิสุทธิกุล. ความชุกของโรคกระดูกบางและโรคกระดูกพรุนในสตรีวัยหมดระดู. วชิรเวชสาร 2540; 41:136-44.
- Lau EM, Lee JK, Suriwongpaisal P, Saw SM, Das De S, Khir A, et al. The incidence of hip fracture in four Asian countries : The Asian Osteoporosis Study (AOS). Osteoporos Int 2001;12:239-43.
- Boonyaratavej N, Suriyawongpaisal P, Takkinsatien A, Wanvarie S, Rajatanavin R, Apiyasawat P. Physical activity and risk factors for hip fractures in Thai women. Osteoporos Int 2001;12: 244-8.
- Limpaphayom KK, Taechakraichana N, Jaisamran U, Bunyavejchevin S, Chaikittisilpa S, Poshyachinda M, et al. Prevalence of osteopenia and osteoporosis in Thai women. Menopause 2001;8:65-9.
- Komindr S, Paiseu N, Pattamakom V, Hongto V, Udomtrupayakkul U, Banphotkasem S, et al. Calcium status and factors relating to bone mineral content in normal Thai's living in Bangkok. Program of 10th Annual Academic Meeting of the Royal College of Physicials of Thailand, Chomtien 1994;61.
- Suthutvoravut U, Charoenkiatkul S, Mahachokkert-wattana P, Kosulwat V, Sirisriro S, Intaramarn C, et al. Bone mineral density in Thai children and related factors. Program of the Annual Meeting of the Endocrine Society of Thailand, Bangkok, 1996,30.
- Koeck CM, Schwappach DL, Niemann FM, Strassmann TJ, Ebner H, Klaushofer K. Incidence and costs of osteoporosis-associated hip fractures in Austria. Wien Klin Wochenschr 2001;113:371-7.
- Wiktorowicz ME, Goeree R, Papaioannou A, Adachi JD, Papadimitropoulos E. Economic implications of hip fracture: health service use, institutional care and cost in Canada . Osteoporos Int 2001;12:271-8.
- Martin BC, Chisholm MA, Kotzan JA. Isolating the cost of osteoporosis-related fracture for postmenopausal women. A population-based study. Gerontology 2001;47:21-9.
- Kroger H, Huopio J, Honkanen R, Tuppurainen M, Puntilla E, Alhava E, et al. Prediction of fracture risk using axial bone mineral density in a perimenopausal population: a prospective study. J Bone Miner Res 1995;10:302-6.
- Cosman F, Herrington B, Himmelstein S. Radiographic absorptiometry. A simple method of determination of bone mass. Osteoporos Int 1991;2:34-8.
- Ahmed AI, Ilic D, Blake GM, Rymer JM, Fogelman I. Review of 3,530 referrals for bone density measurements of spine and femur: evidence that radiographic osteopenia predicts low bone mass. Radiology 1998;207:619-24.
- Johnell, O. Onnby K, Johnell IR. Superior short-term in vivo precision with Digital X-ray Radiogrammetry Compared to DXA. ASBMR 22nd Annual Meeting Toronto, Canada September 22-26, 2000.
- Andersen H, Jorgensen JT, Helboe AB, Bjarnason NH. DXR BMD discriminatory ability of patients with and without vertebral fractures when compared to DXA BMD. World Congress on Osteoporosis,

Chicago, USA June 15-18, 2000.

16. Gamble CL. Osteoporosis: making the diagnosis in patients at risk for fracture. *Geriatrics* 1995; 50:24-33.
17. Wong DM, Sartoris DJ. Noninvasive method for assessment of bone density, architecture, and biomechanical properties: fundamental concepts. In: Sartoris DJ, ed. *Osteoporosis: diagnosis and treatment*. New York : Marcel Dekker, 1996:201-32.
18. Johnson J, Dawson-Hughes B. Precision and stability of dual energy x-ray absorptiometry measurements. *Calcif Tissue Int* 1991, 49:174-8.
19. LUNAR Corporation. Documentation Version 3/93. LUNAR DPX Operator's Manual, 1993.
20. Gluer CC, Steiger P, Selvidge R, Kliefoth KE, Hayashi C, Genant HK. Comparative assessment of dual-photon absorptiometry and dual-energy radiography. *Radiology*, 1990;174:223-8.
21. Domrongkitchaiporn S, Pongsakul C, Stitchantrakul W, Sirikulchayanonta V, Ongphiphadhanakul B, Radinahamed P, et al. Bone mineral density and histology in distal renal tubular acidosis. *Kidney Int* 2001;59:1086-93.
22. Trivitayaratana W, Trivitayaratana P. The accuracy of bone mineral density at distal radius on non-forearm osteoporosis identification. *J Med Assoc Thai* 2001;84:566-71.
23. Trivitayaratana W, Trivitayaratana P, Kongkiatikul S. Prediction of bone mineral density of lumbar spine, hip, femoral neck and Ward's triangle by forearm bone mineral density. *J Med Assoc Thai* 2001; 84:390-6.
24. Saetung S, Kosulwat V, Charoenkiatkul S, Suthutvoravut U, Komindr S, Rojroongwasinkul N, et al. Body fat and lean body mass estimated from dual energy x-ray absorptiometry, anthropometry and bioelectrical impedance analysis in Thai children. *Mahidol University Annual Research Abstracts*, 2000.
25. Limpaphayom KK, Taechakraichana N, Jaisamrarn U, Bunyavejchevin S, Chaikittisilpa S, Poshyachinda M, et al. Bone mineral density of lumbar spine and proximal femur in normal Thai women. *J Med Assoc Thai* 2000; 83:725-31.
26. Karantanas AH, Kalef-Ezraja JA, Glaros DC. Quantitative computed tomography for bone mineral measurement: technical aspects, dosimetry, normal data and clinical applications. *Br J Radiol* 1991, 64:298-304.
27. Guglielmi G, Grimston SK, Fischer KC, Pacific R. Osteoporosis: diagnosis with lateral and posteroanterior dual X-ray absorptiometry compared with quantitative CT. *Radiology* 1994, 192:845-50.
28. Sunlight Medical Ltd. Sunlight Omnisense 7000S User's Guide, 1999.
29. Weiss M, Ben-Shlomo AB, Hagag P, Rapoport M. Reference database for bone speed of sound measurement by a novel quantitative multi-site ultrasound device. *Osteoporos Int* 2000;11:688-96.
30. Sim MF, Stone M, Johansen A, Evans W. Cost effectiveness analysis of BMD referral for DXA using ultrasound as a selective pre-screen in a group of women with low trauma Colles' fractures. *Technol Health Care* 2000;8:277-84.
31. Daniels ED, Pettifor JM, Schnitzler CM, Russell SW, Patel DN. Ethnic differences in bone density in female South African nurses. *J Bone Miner Res* 1995; 10:359-67.
32. Hui SL, Gao S, Zhou XH, Johnston CC Jr, Lu Y, Gluer CC, et al. Universal standardization of bone density measurements: a method with optimal properties for calibration among several instruments. *J Bone Miner Res* 1997;12:1463-70.
33. Lu Y, Fuerst T, Hui S, Genant HK. Standardization of bone mineral density at femoral neck, trochanter and Ward's triangle. *Osteoporos Int* 2001; 12:438-44.
34. Benmalek A, Sabatier JP. Comparison and cross-calibration of DXA systems: ODX-240 and Sophos L-XRA versus Hologic QDR-4500, for spinal bone mineral measurement. Translation of a reference database. *Osteoporos Int* 1998;8:570-7.