

นิพนธ์ต้นฉบับ

กำลังขยายของภาพรังสีดิจิทัลบริเวณข้อสะโพกในการผ่าตัดเปลี่ยนข้อ สะโพกเทียม: การศึกษาในเวชปฏิบัติจริง

นพดล วงจิระพันธ์ พ.บ., อุกฤษฏ์ ส่งไพบุลย์ พ.บ., ธรรณัฐ จันทรักษะรังษี พ.บ.

กลุ่มงานศัลยกรรมออร์โธปิดิกส์ โรงพยาบาลลำปาง

บทคัดย่อ

Received: 10 June 2020

Revised: 9 July 2020

Accepted: 18 July 2020

คำสำคัญ :

ภาพรังสีของข้อสะโพก,
แม่แบบ,
การสอบเทียบ,
ความคลาดเคลื่อนของกำลังขยาย

ภูมิหลัง : การวางแผนก่อนผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม โดยใช้แม่แบบพลาสติกวางทับกับภาพรังสีดิจิทัลบนจอคอมพิวเตอร์ มีความแม่นยำสูงในการคาดคะเนขนาดข้อเทียม นักวิจัยบางกลุ่มพบว่า ภาพรังสีส่วนใหญ่มีกำลังขยายคงที่ คือ ร้อยละ 15 หรือ 20 การนำแม่แบบที่มีกำลังขยายดังกล่าวมาทับกับภาพรังสีโดยไม่ต้องสอบเทียบ อาจมีความเหมาะสมในเวชปฏิบัติจริง

วัตถุประสงค์ : เพื่อศึกษากำลังขยายในภาพรังสีดิจิทัลบริเวณข้อสะโพกของผู้ป่วยไทย โดยเปรียบเทียบกับเกณฑ์ที่ยอมรับได้ในการคาดคะเนขนาดข้อเทียม ($\pm$ ร้อยละ 4 หรือ 2 มม.)

วัสดุและวิธีการ : เป็นการศึกษาเชิงวิเคราะห์แบบย้อนหลัง ในภาพรังสี anteroposterior view of both hips ของผู้ป่วย 199 รายที่ได้รับการผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียมใน รพ.ลำปาง ตั้งแต่ พ.ศ. 2558 - พ.ศ. 2562 วัดเส้นผ่านศูนย์กลางของส่วนหัวข้อเทียมโดยใช้เครื่องมือโปรแกรม PACS เปรียบเทียบกับขนาดที่ใช้จริงจากเวชระเบียน คำนวณร้อยละของภาพรังสีที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และ 20 ± 4 เปรียบเทียบปัจจัยทางคลินิกระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายอยู่ในและนอกช่วงดังกล่าว วิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อกำลังขยายของภาพรังสีด้วยการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก

ผลการศึกษา : ผู้ป่วยอายุเฉลี่ย 58.6 ± 12.2 ปี เป็นเพศหญิงร้อยละ 51.3 ดัชนีมวลกายเฉลี่ย 22.3 ± 3.9 กก./ตร.ม. กำลังขยายของภาพรังสีมีค่าเฉลี่ยร้อยละ 14.1 ± 4.1 (พิสัย 5.8 - 22.6) ภาพรังสี 115 ภาพ (ร้อยละ 57.8) มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และ 82 ภาพ (ร้อยละ 41.2) มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 ไม่พบความแตกต่างของอายุ เพศ ดัชนีมวลกาย ระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 15 ± 4 ($p=0.848, 0.347$ และ 0.158 ตามลำดับ) กลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 มีอายุสูงกว่ากลุ่มที่มีกำลังขยายต่ำกว่าร้อยละ 16 (60.5 ± 11.6 vs 56.0 ± 12.6 ปี, $p=0.009$) อายุเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 20 ± 4 (OR 0.97, 95%CI 0.95-0.99, $p=0.022$)

สรุป : ภาพรังสีดิจิทัลของข้อสะโพกมีกำลังขยายเฉลี่ยร้อยละ 14 โดยประมาณสามในห้าของภาพรังสีมีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และมีเพียงสองในห้าที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 การคาดคะเนขนาดของข้อเทียมก่อนผ่าตัดจึงควรสอบเทียบกำลังขยายก่อนนำแม่แบบมาวางทับ หรืออาจใช้แม่แบบกำลังขยายร้อยละ 15 ซึ่งมีความเหมาะสมกว่าแม่แบบกำลังขยายร้อยละ 20

ติดต่อสอบถาม:

นพ.นพดล วงจิระพันธ์
กลุ่มงานศัลยกรรมออร์โธปิดิกส์
รพ.ลำปาง 280 ถ.พหลโยธิน
ต.หัวเวียง อ.เมือง จ.ลำปาง 52000
โทรศัพท์ 054-237400 ต่อ 8264
Email: joegeanlong@hotmail.com

ORIGINAL ARTICLE

Magnification of Digital Hip Radiographs in Hip Arthroplasties: a Study in the Real Practice

Noppadol Wangjiraphan M.D., Ukrit Songpaiboon M.D.,

Tharanas Jantharagsarangsee M.D.

Department of Orthopaedic Surgery, Lampang Hospital, Lampang, Thailand

Abstract

Lampang Med J 2020;41(1):30-38

Received: 10 June 2020

Revised: 9 July 2020

Accepted: 18 July 2020

Keywords:

hip radiograph,
template,
calibration,
magnification error

Background: Preoperative templating of total hip arthroplasty (THA) by placing a plastic template over the digital radiograph on a computer screen has high accuracy in size estimations. Some researchers have found that most radiographs have relatively constant magnifications of 15% or 20%, and templating with these constant magnifying factors without calibration may be acceptable in the real practice.

Objective: To determine the magnification of digital hip radiographs of Thai patients and comparing with the acceptable range for the estimation of the acetabular cup size ($\pm 4\%$ or 2 mm)

Materials and methods: A retrospective-analytical study was conducted among hip radiographs of 119 patients who underwent unilateral THAs at Lampang Hospital from May 2015 to July 2019. We measured the diameter of femoral head prostheses in the PACS program and compared with the actual sizes from the medical records to calculate the magnification. The percentages of radiographs with magnification in the range of $15\pm 4\%$ and $20\pm 4\%$ were analyzed. The clinical data was compared between the two magnification groups, within versus outside the range. Logistic regression analysis was utilized to identify the factors that influenced the magnification.

Results: The mean age was 58.6 ± 12.2 years; 51.3% were female; and the mean body mass index (BMI) was 22.3 ± 3.9 kg/m². The average magnification was $14.1\pm 4.1\%$. There were 115 radiographic images (57.8%) with magnification in the range of $15\pm 4\%$; and 82 images (41.2%) with magnification in the range of $20\pm 4\%$. No differences in age, gender, BMI were found between groups with magnification within or outside the range of $15\pm 4\%$ ($p=0.848$, 0.347 and 0.158 , respectively). The magnification group in the range of $20\pm 4\%$ was older than the magnification group of $<16\%$ (60.5 ± 11.6 vs 56.0 ± 12.6 years, $p=0.009$). Age was a factor that affect the magnification for being within or outside the range of $20\pm 4\%$ (OR 0.97, 95%CI 0.95-0.99, $p=0.022$).

Conclusion: The digital hip radiographs had an average magnification of 14%. Three-fifths of the radiographs had a magnification in the range of $15\pm 4\%$, and only two-fifths had a magnification in the range of $20\pm 4\%$. Hip radiograph should be calibrated with known-diameter metal marker before templating on the computer-screen images. Otherwise, templates with 15% magnification could be used and more appropriately than the 20% magnifying templates.

การผ่าตัดเปลี่ยนข้อสะโพกเทียม (total hip arthroplasty, THA) ให้ประสบผลสำเร็จ จำเป็นต้องมีการวางแผนก่อนผ่าตัดที่ดีเพื่อให้สามารถเลือกใช้ขนาดของข้อสะโพกเทียมให้พอดีกับกายวิภาคของกระดูกผู้ป่วย มีความสมดุลทางชีวกลศาสตร์ที่ดี ช่วยป้องกันการแตกร้าวของกระดูกขณะผ่าตัด รวมทั้งลดปัญหาภาวะขาสั้นยาวไม่เท่ากันภายหลังการผ่าตัด⁽¹⁾ วิธีดั้งเดิมที่ใช้วางแผนก่อนผ่าตัด THA คือ การใช้แม่แบบพลาสติก (transparent acetate template) ทาบกับแผ่นฟิล์มภาพรังสี แล้วใช้ดินสอวาดตำแหน่งของข้อสะโพกเทียมไปบนแผ่นฟิล์มนั้น เพื่อคาดคะเนขนาดข้อเทียม ในปัจจุบันการถ่ายภาพรังสีได้เปลี่ยนไปสู่ระบบดิจิทัลและอ่านผลบนจอคอมพิวเตอร์ หรือ PACS (Picture Archiving and Communication System) จึงได้มีการคิดค้นเทคนิคเพื่อให้สามารถใช้แม่แบบพลาสติกร่วมกับระบบ PACS ได้โดยการวางแผนทาบกับภาพรังสีดิจิทัลบนจอคอมพิวเตอร์ (on-screen templating technique) พบว่า มีความแม่นยำสูงในการคาดคะเนขนาดข้อสะโพกเทียม^(2,3)

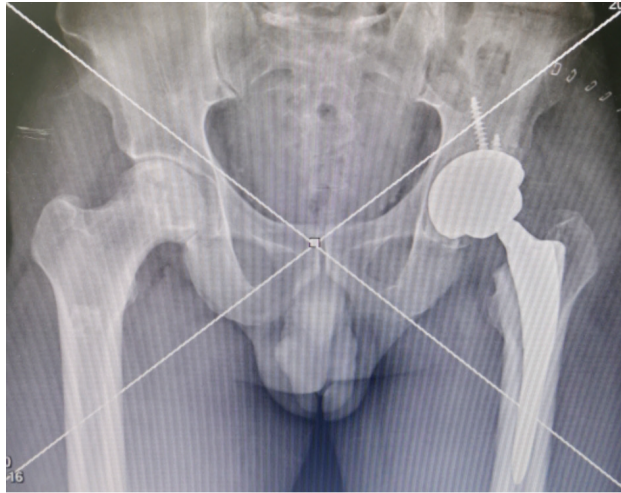
เทคนิคการใช้แม่แบบพลาสติกร่วมกับภาพรังสีดิจิทัลนั้น ยังคงมีข้อถกเถียงกันอยู่ถึงความจำเป็นในการติดโลหะทรงกลมไว้ชิดผิวหนังบริเวณสะโพกของผู้ป่วยก่อนถ่ายภาพรังสีเพื่อใช้อ้างอิงในการปรับกำลังขยายภาพ (magnification) และสอบเทียบ (calibrate) ระยะที่วัดในภาพรังสีกับระยะจริงในร่างกายผู้ป่วยให้ตรงกันก่อนนำแม่แบบมาวางทาบ กล่าวคือนักวิจัยบางกลุ่มพบว่า ภาพรังสีที่ใช้โดยทั่วไปนั้นมีการขยายคงที่อยู่แล้ว (fixed magnification calibration) คือ ร้อยละ 20-21 การนำแม่แบบที่มีกำลังขยายร้อยละ 20 มาทาบกับภาพรังสีจึงมีความแม่นยำและไม่จำเป็นต้องนำโลหะทรงกลมมาวางก่อนถ่ายภาพรังสี⁽⁴⁻⁶⁾ ในขณะที่ Masionis และคณะ พบว่า ภาพรังสีที่ใช้นั้นมีการขยายเฉลี่ยเพียงร้อยละ 15⁽⁷⁾ จึงควรใช้แม่แบบที่มีกำลังขยายร้อยละ 15 จะเหมาะสมกว่า ในทางกลับกัน Pichard และคณะ พบว่า ภาพรังสีก่อนผ่าตัดและหลังผ่าตัดมีการขยายไม่เท่ากันกล่าวคือ เฉลี่ยร้อยละ 18 และ 22 ตามลำดับ⁽⁸⁾ การศึกษาของ Riddick และคณะ พบว่า ภาพรังสีก่อนผ่าตัดมีการขยายเฉลี่ยร้อยละ 22 และหลังผ่าตัดมีการขยายเฉลี่ยร้อยละ 27⁽⁹⁾ เช่นเดียวกันกับ White และคณะ ที่

พบว่ากำลังขยายของภาพรังสีมีค่าเฉลี่ยร้อยละ 27⁽¹⁰⁾ อย่างไรก็ตามการศึกษาดังกล่าวข้างต้นนั้น เป็นการศึกษาในผู้ป่วยชาวตะวันตก บางงานวิจัยทำในคลินิกออร์โธปิดิกส์โดยเฉพาะ โดยไม่ต้องปรับระยะจากโฟกัสหลอดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพ (focus to film distance, FFD) จากการทบทวนวรรณกรรมก็ไม่พบว่ามีรายงานใดที่ศึกษาความคลาดเคลื่อนของกำลังขยายในภาพรังสีของผู้ป่วยไทย โดยเปรียบเทียบกับเกณฑ์ที่ยอมรับได้ในการคาดคะเนขนาดเข้าสะโพกเทียม (± 2 มม. หรือร้อยละ 4 ของขนาดเข้าสะโพกเทียมที่ใช้กันเป็นส่วนใหญ่)^(2,6)

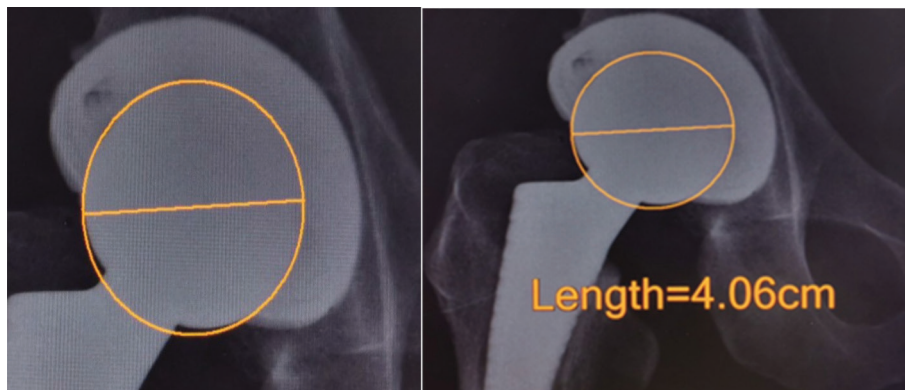
งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษากำลังขยายในภาพรังสีข้อสะโพกของผู้ป่วยไทย ร้อยละของภาพรังสีที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และช่วงร้อยละ 20 ± 4 รวมทั้งปัจจัยที่มีผลต่อความคลาดเคลื่อนของกำลังขยายดังกล่าว

วัสดุและวิธีการ

เป็นการศึกษาเชิงวิเคราะห์ แบบย้อนหลัง (retrospective analytical study) ในผู้ป่วยอายุ 20 ปีขึ้นไปที่มีข้อสะโพกเสื่อมหรือกระดูกสะโพกหัก (femoral neck fracture) ได้รับการผ่าตัด unilateral primary THA ในรพ.ลำปาง ตั้งแต่เดือนพฤษภาคม 2558 ถึง กรกฎาคม 2562 และมีภาพรังสี anteroposterior (AP) view of both hips ที่ได้มาตรฐาน คือ กระดูกหัวหน่าวอยู่ตรงกลางภาพ (pubic symphysis centered) และแนวเส้นกลางลำตัวของกระดูกก้นกบอยู่ตรงกับรอยเชื่อมของกระดูกหัวหน่าว (รูปที่ 1) โดยนักรังสีเทคนิคกำหนดมาตรฐานระยะจากโฟกัสจากหลอดเอกซเรย์ถึงพื้นเตียง 100 ซม. และระยะ FFD 110 ซม. ในทิศทางตั้งฉากกับพื้นเตียง เกณฑ์คัดออก คือ ผู้ป่วยที่มีกระดูกเชิงกรานไม่สมมาตรหรือเอียง (pelvic obliquity) การวัดภาพรังสีใช้เครื่องมือในโปรแกรม PACS โดยขยายภาพให้ส่วนหัวสะโพกเทียม (femoral head prosthesis) มีขนาดเกือบเต็มจอคอมพิวเตอร์ ลากเส้นวงกลมให้ครอบคลุมหัวสะโพกเทียมพอดี และวัดเส้นผ่านศูนย์กลางของวงกลม (รูปที่ 2) โดยให้ศัลยแพทย์ออร์โธปิดิกส์ 1 คนและแพทย์ประจำบ้านออร์โธปิดิกส์ 2 คน ที่ไม่เกี่ยวข้องกับการผ่าตัดและไม่ทราบข้อมูลของข้อเทียมที่ใช้มาก่อน เป็นผู้วัดคนละ 2 ครั้งห่างกัน 2 สัปดาห์ นำค่าเฉลี่ยจากการวัดทั้ง 6 ครั้งมาใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล



รูปที่ 1 ภาพรังสี AP view of both hips ที่ได้มาตรฐาน คือ pubic symphysis อยู่ตรงกลางภาพและแนวเส้นกลางลำตัวของกระดูกก้นกบอยู่ตรงกับ pubic symphysis



รูปที่ 2 การวัดเส้นผ่าศูนย์กลางของส่วนหัวสะโพกเทียม โดยใช้เครื่องมือในโปรแกรม PACS ลากเส้นวงกลมให้ครอบคลุมทับพอดีกับขอบของหัวสะโพกเทียม

บันทึกข้อมูลทั่วไป ข้อมูลทางคลินิกและขนาดหัวสะโพกเทียมที่ใช้จริงขณะผ่าตัดจากเวชระเบียน คำนวณกำลังขยายของภาพรังสีจากสูตร

$$([เส้นผ่าศูนย์กลางของหัวสะโพกเทียมที่วัดจากภาพรังสี / ขนาดหัวสะโพกเทียมที่ใช้จริงขณะผ่าตัด] \times 100) - 100$$

วิเคราะห์ข้อมูลด้วยสถิติเชิงพรรณนา คำนวณหาค่ากำลังขยายเฉลี่ยของภาพรังสี คำนวณร้อยละของภาพรังสีที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 11.0-19.0 (หรือ 15±4) และช่วงร้อยละ 16.0-24.0 (หรือ 20±4) เปรียบเทียบปัจจัยทางคลินิก (เพศ อายุ ดัชนีมวลกาย) ระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีที่อยู่ในและนอกช่วงเป้าหมายดังกล่าวโดยใช้ student t-test, Wilcoxon's rank sum test, oneway ANOVA และ Kruskal-Wallis test สำหรับ numerical data และใช้ exact

probability test สำหรับ catagorical data วิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 15±4 หรือช่วงร้อยละ 20±4 ด้วยการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก (logistic regression) วิเคราะห์ความสอดคล้องของผู้วัดคนเดียวกันและต่างคนกัน (intra- and inter-observer consistency) ด้วย intraclass correlation coefficient (ICC) กำหนดเกณฑ์ในการแปลผล คือ ต่ำ (<0.40, poor agreement), ปานกลาง (0.41-0.60, moderate agreement), สูง (0.61-0.80, substantial agreement), และสูงมาก (>0.80, almost perfect agreement)⁽¹¹⁾

การคำนวณขนาดตัวอย่างใช้สูตร infinite population mean⁽¹²⁾

$$n = \frac{Z_{1-\frac{\alpha}{2}}^2 \sigma^2}{d^2}$$

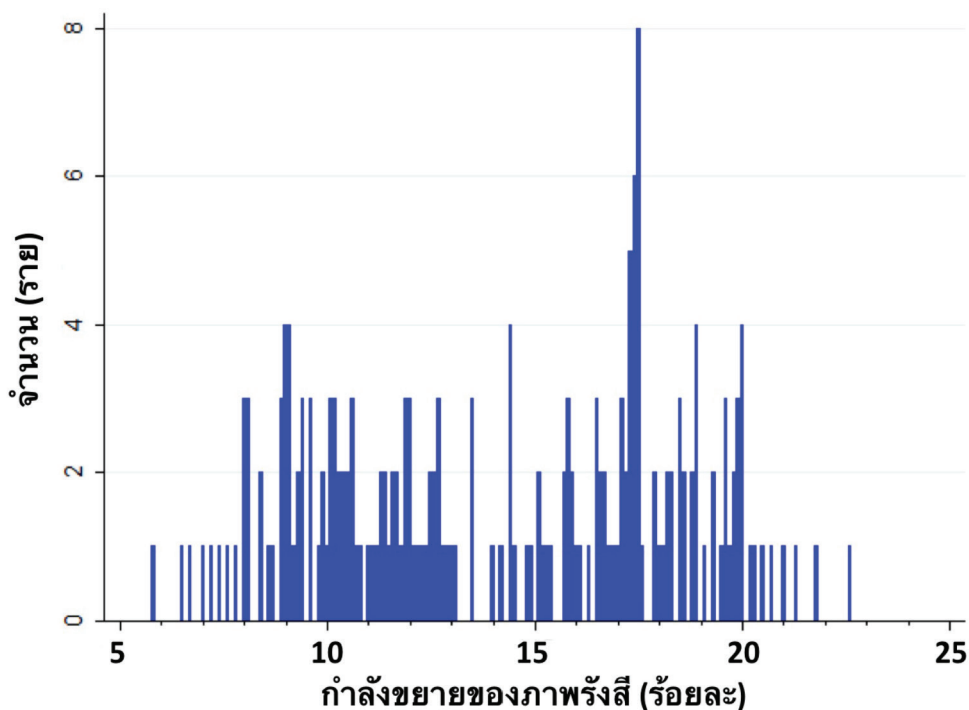
การแทนค่าในสูตรอ้างอิงจากงานวิจัยของ Masonis และคณะ⁽⁷⁾ ที่พบว่า ภาพรังสีที่มีโลหะทรงกลมมาวางไว้ มีกำลังขยายเฉลี่ยของภาพรังสีร้อยละ 15.5 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ร้อยละ 5.4 ($\sigma=5.4$) ผู้วิจัยกำหนดให้ยอมรับการผิดพลาดในการวัดกำลังขยายของภาพรังสีได้ร้อยละ 1 ($d=1$) และค่า $\alpha = 0.01$ คำนวณขนาดตัวอย่างได้ 194 ภาพ กำหนดค่านัยสำคัญทางสถิติที่ $p<0.05$ โครงสร้างวิจัยได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย โรงพยาบาลลำปาง

ผลการศึกษา

ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัด unilateral primary THA ในช่วง พ.ศ. 2558 - ก.ค. 2562 และมีภาพรังสี AP view of both hips ที่ได้มาตรฐาน 203 ราย พบว่ามีกระดูกเชิงกรานไม่สมมาตรหรือเอียง 4 ราย จึงเหลือผู้ป่วยเข้าสู่วิจัย 199 ราย อายุเฉลี่ย 58.6 ± 12.2 ปี (พิสัย 21-86 ปี) เป็นเพศหญิง ร้อยละ 51.3 (102 ราย) มีดัชนีมวลกายเฉลี่ย 22.3 ± 3.9 กก./ตร.ม. (พิสัย 14.1-33.3) ค่ากำลังขยายของภาพรังสีทั้งหมดมีค่าเฉลี่ยร้อยละ 14.1 ± 4.1 (พิสัย 5.8-22.6) ภาพรังสีที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 มี 115 ภาพ (ร้อยละ 57.8) โดยภาพรังสี 59 ภาพ (ร้อยละ 29.6) มีกำลังขยายน้อยกว่า

ร้อยละ 11 และภาพรังสี 25 ภาพ (ร้อยละ 12.6) มีกำลังขยายเกินกว่าร้อยละ 19 ภาพรังสีที่มีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 มี 82 ภาพ (ร้อยละ 41.2) และที่มีกำลังขยายน้อยกว่าร้อยละ 16 มี 117 ภาพ (ร้อยละ 58.8) โดยไม่พบภาพรังสีที่มีกำลังขยายเกินกว่าร้อยละ 24 (แผนภูมิที่ 1 และตารางที่ 1)

เมื่อเปรียบเทียบปัจจัยทางคลินิกระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีที่อยู่ในและนอกช่วงเป้าหมาย พบว่าไม่พบความแตกต่างของอายุ เพศ ดัชนีมวลกาย ระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีที่อยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 15 ± 4 ($p=0.848$, 0.347 และ 0.158 ตามลำดับ) แต่กลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีที่อยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 มีอายุสูงกว่ากลุ่มที่มีกำลังขยายต่ำกว่าร้อยละ 16 อย่างมีนัยสำคัญ (60.5 ± 11.6 vs 56.0 ± 12.6 ปี, $p=0.009$) (ตารางที่ 2-3) เช่นเดียวกันกับการวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติกที่พบว่า อายุเป็นปัจจัยที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 20 ± 4 (OR 0.97, 95%CI 0.95-0.99, $p=0.022$) แต่กลับไม่พบว่ามีปัจจัยใดที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 15 ± 4 (ตารางที่ 4) ความสอดคล้องของผู้วัดคนเดียวกันอยู่ในระดับสูงมาก (ICC=0.996, 95%CI 0.995-0.996, $p<0.001$) เช่นเดียวกันกับความสอดคล้องของผู้วัดต่างคนกัน (ICC=0.968, 95%CI 0.553-0.996, $p<0.001$)



แผนภูมิที่ 1 กำลังขยายของภาพรังสี (n=199)

ตารางที่ 1 กำลังขยายของภาพรังสี จำแนกตามช่วงร้อยละ 15±4 และ 20±4 (n=199)

กำลังขยาย	ต่ำกว่าช่วงที่กำหนด ราย (ร้อยละ)	อยู่ในช่วงที่กำหนด ราย (ร้อยละ)	สูงกว่าช่วงที่กำหนด ราย (ร้อยละ)
ช่วงร้อยละ 15 ± 4	59 (29.6)	115 (57.8)	25 (12.6)
ช่วงร้อยละ 20 ± 4	117 (58.8)	82 (41.2)	0 (0.0)

ตารางที่ 2 ปัจจัยทางคลินิกเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 15±4 (n=199)

ปัจจัย	กำลังขยายต่ำกว่า ร้อยละ 11 (n=59)	กำลังขยาย ร้อยละ 11-19 (n=115)	กำลังขยาย สูงกว่าร้อยละ 19 (n=25)	ค่า p
อายุ (ปี, mean ± SD)	58.4 ±12.1	59.0 ± 12.0	57.6 ± 13.5	0.848
เพศ (ชาย:หญิง)	0.84	1.25	0.79	0.347
ดัชนีมวลกาย (กก./ตร.ม., mean ± SD)	22.1 ± 3.5	22.5 ± 4.1	23.0 ± 4.2	0.158

ตารางที่ 3 ปัจจัยทางคลินิกเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 20±4 (n=199)

ปัจจัย	กำลังขยาย ต่ำกว่าร้อยละ 16 (n=117)	กำลังขยาย ร้อยละ 16-24 (n=82)	ค่า p
อายุ (ปี, mean ± SD)	56.0 ± 12.6	60.5 ± 11.6	0.009
เพศ (ชาย:หญิง)	1.13	0.95	0.568
ดัชนีมวลกาย (กก./ตร.ม., mean ± SD)	22.1 ± 3.8	22.7 ± 4.1	0.298

ตารางที่ 4 ปัจจัยทางคลินิกที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในช่วงร้อยละ 15±4 และ 20±4 เมื่อวิเคราะห์ถดถอยโลจิสติก

ปัจจัย	ช่วงกำลังขยายร้อยละ 15 ± 4			ช่วงกำลังขยายร้อยละ 20 ± 4		
	odds ratio	95% CI	ค่า p	odds ratio	95% CI	ค่า p
อายุ	1.00	0.97 - 1.03	0.926	0.97	0.95 - 0.99	0.022
เพศ	0.75	0.40 - 1.43	0.386	1.01	0.58 - 1.55	0.822
ดัชนีมวลกาย	1.02	0.94 - 1.11	0.572	1.02	0.95 - 1.10	0.593

กำลังขยายของภาพรังสีข้อสะโพกเป็นสิ่งที่สำคัญและมีผลต่อการใช้แม่แบบวางแผนก่อนผ่าตัด THA ทั้งวิธีการแบบดั้งเดิม วิธีแบบลูกผสมที่ใช้แม่แบบพลาสติกร่วมกับภาพรังสีดิจิทัลและวิธีที่ใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูป (computer templating software) แม่แบบพลาสติกของบริษัทที่ผลิตข้อสะโพกเทียมมีกำลังขยาย อยู่ 2 ขนาดแล้วแต่รุ่นของข้อเทียมคือ ร้อยละ 15 (เช่น บริษัท Aesculap, Zimmer-Biomet) และ 20 (เช่น บริษัท Zimmer-Biomet) หากนำมาใช้งานโดยวางทับกับภาพรังสีแบบแผ่นหรือภาพรังสีดิจิทัลบนจอคอมพิวเตอร์ โดยสันนิษฐานว่ากำลังขยายของภาพรังสีนั้นมีค่าคงที่ อาจเกิดความคลาดเคลื่อนได้ ทั้งนี้ความคลาดเคลื่อนของกำลังขยายที่ยอมรับได้ในการวัดขนาดข้อสะโพกเทียมคือร้อยละ 4 หรือ 2 มม. (การเพิ่มทีละขนาดของข้อสะโพกเทียม)^(2,6) การศึกษานี้พบว่า ภาพรังสี AP view of both hips มีกำลังขยายเฉลี่ยร้อยละ 14.1 ± 4.1 สอดคล้องกับการศึกษาของ Masionis และคณะ⁽⁷⁾ ในภาพรังสี 531 ภาพของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยในประเทศลิทัวเนียที่พบว่า กำลังขยายมีค่าเฉลี่ยร้อยละ 15.5 ± 5.4 โดยไม่มีความแตกต่างระหว่างเพศชายและหญิง ในขณะที่การศึกษาอื่นๆ ในประเทศเบลเยียม, สหราชอาณาจักร, เนเธอร์แลนด์, ฝรั่งเศสและสหรัฐอเมริกาพบว่ากำลังขยายเฉลี่ยมีค่าตั้งแต่ร้อยละ 19⁽¹³⁾, ร้อยละ 20^(8,14) ร้อยละ 21⁽⁴⁻⁶⁾ และบางรายงานพบสูงถึงร้อยละ 26-27^(9,10,15) ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากความหลากหลายในการจัดทำผู้ป่วยระยะจากโฟกัสจากหลอดเลือดขจรถึงกระดูกสะโพก (focus to object distance, FOD) และระยะ FFD ที่ไม่เท่ากันในแต่ละโรงพยาบาล⁽⁴⁾

การศึกษานี้พบว่าร้อยละ 57.8 ของภาพรังสีมีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และมีเพียงร้อยละ 41.2 ที่กำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 ดังนั้น การเลือกใช้แม่แบบพลาสติกกำลังขยายร้อยละ 15 เพื่อคาดคะเนขนาดของข้อสะโพกเทียมในคนไทย จะมีความแม่นยำกว่าแม่แบบพลาสติกกำลังขยายร้อยละ 20 สอดคล้องกับการศึกษาของ Masionis และคณะ⁽⁷⁾ ที่พบว่า การคาดคะเนล่วงหน้าก่อนผ่าตัดว่ากำลังขยายภาพรังสีคือร้อยละ 15 มีความแม่นยำเฉลี่ยร้อยละ 77 เมื่อเทียบกับกำลังขยายจริงเมื่อวัดจากภาพรังสีหลังผ่าตัดและยังคงแนะนำให้สอบเทียบระยะที่วัดในภาพรังสีกับระยะจริงของโลหะทรงกลมที่ติดบริเวณสะโพกของผู้ป่วยก่อนถ่ายภาพรังสีให้ตรงกันก่อนนำแม่แบบมาวางทับ ในขณะที่ Archibeck

และคณะ⁽⁶⁾ ศึกษาในผู้ป่วย 100 ราย พบว่า 96 รายที่มีโอกาสคลาดเคลื่อนในการวัดขนาดข้อสะโพกเทียมไม่เกิน 2 มม. หากกำหนดค่ากำลังขยายคงที่ไว้ที่ร้อยละ 20 อย่างไรก็ตาม White และคณะ⁽¹⁰⁾ กลับพบว่า หากกำหนดกำลังขยายภาพรังสีไว้ที่ร้อยละ 15 จะทำให้การคาดคะเนขนาดของข้อสะโพกเทียมคลาดเคลื่อนไปถึง 3 ขนาดหรือ 6 มม. โดยกำลังขยายเฉลี่ยมีค่าร้อยละ 27 เช่นเดียวกับ Riddick และคณะ⁽⁹⁾ ที่แนะนำให้กำหนดค่ากำลังขยายคงที่ไว้ที่ร้อยละ 27 เมื่อใช้ computer templating software โดยสามารถพยากรณ์ขนาดข้อสะโพกเทียมได้แม่นยำร้อยละ 87 และขนาดก้านสะโพกเทียมได้แม่นยำร้อยละ 92

การศึกษานี้พบว่า อายุเป็นปัจจัยเดียวที่มีผลต่อการมีกำลังขยายของภาพรังสีอยู่ในและนอกช่วงร้อยละ 20 ± 4 กล่าวคือ ผู้ป่วยกลุ่มที่มีกำลังขยายของภาพรังสีที่อยู่ในช่วงร้อยละ 16-24 มีอายุสูงกว่ากลุ่มที่มีกำลังขยายต่ำกว่าร้อยละ 16 อย่างมีนัยสำคัญ อธิบายได้ว่า ชั้นเนื้อเยื่ออ่อนและไขมันบริเวณก้นย้อย (gluteal subcutaneous fat) มีความหนาแตกต่างกันได้ถึง 62 มม. ขณะที่นอนบนเตียงถ่ายภาพรังสี⁽¹⁵⁾ อายุที่เพิ่มขึ้นมีผลทำให้เพิ่มความหนาของชั้นไขมันใต้ผิวหนังชั้นลึกบริเวณก้นย้อย (deep fatty layer) และดัชนีมวลกายที่เพิ่มขึ้นทำให้เพิ่มความหนาของชั้นไขมันใต้ผิวหนังชั้นตื้น (superficial fatty layer)⁽¹⁷⁾ กระดูกสะโพกของผู้ป่วยจึงอยู่สูงจากพื้นเตียงมากขึ้นขณะถ่ายภาพรังสี หรือระยะ FOD ลดลง เมื่อกำหนดให้ FFD คงที่และคำนวณกำลังขยายจากสูตร $FFD/FOD \times 100$ จึงทำให้กำลังขยายของภาพรังสีเพิ่มขึ้นนั่นเอง⁽⁴⁾ อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ไม่พบว่าดัชนีมวลกายมีผลต่อกำลังขยายทั้งในช่วงร้อยละ 15 ± 4 หรือช่วงร้อยละ 20 ± 4 สอดคล้องกับ Riddick และคณะ⁽⁹⁾ ที่พบว่า ดัชนีมวลกายไม่มีผลต่อกำลังขยายของภาพรังสี ในขณะที่บางการศึกษาพบว่า ดัชนีมวลกาย⁽¹⁶⁾ และน้ำหนักตัว⁽¹⁵⁾ มีความสัมพันธ์กับกำลังขยายของภาพรังสี หรือดัชนีมวลกายเป็นปัจจัยที่มีผลทำให้กำลังขยายของภาพรังสีมีความหลากหลาย (variability)⁽⁶⁾ จึงควรศึกษาเพิ่มเติมต่อไปสำหรับเพศที่ไม่พบว่ามีผลต่อกำลังขยายของภาพรังสีในการศึกษานี้เช่นกัน สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Masionis และคณะ⁽⁷⁾ ที่ไม่พบความแตกต่างของกำลังขยายระหว่างเพศชายและหญิง

ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้ได้แก่ เป็นการศึกษาย้อนหลังที่ไม่ได้มีการบันทึกระยะ FFD และ FOD ที่แท้จริงในขณะที่ถ่ายภาพรังสี จึงทำให้ไม่สามารถวิเคราะห์ได้ว่า ความหลากหลายของกำลังขยายที่พบนั้นเกิดจากเทคนิคการจัดทำผู้ป่วยและ

ตำแหน่งท่อเอ็กซเรย์ หรือเกิดจากปัจจัยภายในตัวผู้ป่วยเอง นอกจากนี้ ยังไม่ได้ศึกษาไปถึงความแม่นยำเมื่อนำไปใช้งานจริงในการคาดคะเนขนาดข้อสะโพกเทียมด้วยแม่แบบพลาสติกที่มีกำลังขยายร้อยละ 15 หรือ 20 จึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติมต่อไป อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาครั้งแรกในประเทศไทยเกี่ยวกับกำลังขยายของภาพรังสีข้อสะโพกเทียมมีขนาดตัวอย่างที่มากพอสำหรับการผิดพลาดไม่เกินร้อยละ 1 มีความสอดคล้องของผู้วัดคนเดียวและต่างคนกันอยู่ในระดับที่สูงมาก ผลการศึกษาจึงมีความน่าเชื่อถือ สามารถนำไปประยุกต์ใช้ในโรงพยาบาลอื่นๆ ที่มีบริบทใกล้เคียงกัน กล่าวคือถ่ายภาพรังสีข้อสะโพกโดยเจ้าหน้าที่รังสีเทคนิคหลายคน ในห้องถ่ายภาพรังสีทั่วไป ไม่ใช่คลินิกเฉพาะโรค

สรุป

ภาพรังสีดิจิทัลของข้อสะโพกมีกำลังขยายเฉลี่ยร้อยละ 14 โดยประมาณสามในห้าของภาพรังสีมีกำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 15 ± 4 และมีเพียงสองในห้าที่กำลังขยายอยู่ในช่วงร้อยละ 20 ± 4 การคาดคะเนขนาดของข้อสะโพกเทียมก่อนผ่าตัดให้เที่ยงตรงจึงควรสอบเทียบกำลังขยายกับโลหะทรงกลมที่ติดบริเวณสะโพกก่อนนำแม่แบบมาวางทับ หรืออาจเลือกใช้แม่แบบกำลังขยายร้อยละ 15 จะเหมาะสมกว่าแม่แบบกำลังขยายร้อยละ 20

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ Mr. Richard Michael Rice ที่ช่วยตรวจทานภาษาอังกฤษ

เอกสารอ้างอิง

1. Kosashvili Y, Shasha N, Olschewski E, Safir O, Larry White, Gross A. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty. Can J Surg. 2009;52(1): 6-11.
2. Petretta R, Strelzow J, Ohly NE, Misur P, Masri BA. Acetate templating on digital images is more accurate than computer-based templating for

- total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2015; 473:3752-9.
3. Shin JK, Son SM, Kim TW, Shin JK, Son SM, Kim TW. Accuracy and reliability of preoperative on-screen templating using digital radiographs for total hip arthroplasty. Hip Pelvis. 2016;28(4):201-7.
4. Brew CJ, Simpson MP, Whitehouse SL, Donnelly W, Crawford RW, Hubble MJW, F. Scaling digital radiographs for templating in total hip arthroplasty using conventional acetate templates independent of calibration markers. J Arthroplasty. 2012;27(4):643-7.
5. Franken M, Grimm B, Heyligers I. A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography. J Bone joint surgery(Br). 2010; 92(1)136-41.
6. Archibeck MJ, Cummins T, Tripuraneni KR, Carothers JT, Murray-Krezan C, Hattab M, et al. Inaccuracies in the use of magnification markers in digital hip radiographs. Clin Orthop Relat Res. 2016;474:1812-7.
7. Masionis P, Justinas J, Karneckas M, Uvarovas V, Porvaneckas N. Accuracy of predictive magnification factor preoperative templating in total hip arthroplasty. MOJ Orthop Rheumatol. 2018;10(2):100-2.
8. Pickard RJ, Higgs D, Ward N. The accuracy of the PACS for pre-operative templating. J Bone Joint Surg [Br] 2006;88-B:264.
9. Riddick A, Smith A, Thomas DP. Accuracy of preoperative templating in total hip arthroplasty. J Orthop Surg (Hong Kong). 2014;22(2):173-6.
10. White SP, Bainbridge J, Smith EJ. Assessment of magnification of digital pelvic radiographs in total hip arthroplasty using templating software. Ann R Coll Surg Engl. 2008;90(7):592-6.
11. Wayne W D, Biostatistics: A foundation of analysis in the health sciences (6th ed.). John Wiley&Sons, Inc.,1995;177-8.

12. Ngamjarus C, Chongsuvivatwong V. n4Studies: Sample size and power calculations for iOS. The Royal Golden Jubilee Ph.D. Program - The Thailand Research Fund & Prince of Songkla University. 2014.
13. Paul L, Docquter P, Cartiaux O, Banse X. Measurement of radiographic magnification in the pelvis using archived CT scans. *Acta. Orthopædica Belgica*. 2008;74(5):623-6.
14. Heinert G, Hendricks J, Loeffler MD. Digital templating in hip replacement with and without radiological markers. *J. Bone joint Surg (Br)*. 2009;91-B(4):459-62.
15. Descamps S, Livesey C, Learmonth ID. Determination of digitised radiograph magnification factors for pre-operative templating in hip prosthesis surgery. *Skeletal Radiol*. 2010;39(3):73-7.
16. Boese CK, Lechler P, Rose L, Dargel J, Oppermann J, Eysel P, et al. Calibration markers for digital templating in total hip arthroplasty. *PLoS One*. 2015;10(7).
17. Frank K, Casabona G, Gotkin RH, Kaye KO, Lorenc PZ, Schenck TL, et al. Influence of age, sex, and body mass index on the thickness of the gluteal subcutaneous fat: implications for safe buttock augmentation procedures. *Plast Reconstr Surg*. 2019;144(1):83-92.