



ความแม่นยำการวัดความยาวเชิงเส้น จากภาพรังสีโคน�มคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีต่างชนิด

กานดา มุ่งเจริญพร¹ นิภาวรัชญ์ โภโยโกโสวรรค์¹ เพชรชมพู ศรีแสงนิล¹ อารยา ภิเศก² วริยา พันธุ์ประสิทธิ์^{3,*}

บทความวิจัย

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: ภาพรังสีทางทันตกรรมชนิดสองมิติและสามมิติ เป็นเครื่องมือสำคัญในการตรวจประเมินสภาพช่องปาก ปัจจุบันได้มีการใช้ภาพรังสีชนิดสามมิติหรือโคน�มคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเพิ่มขึ้น แต่เนื่องจากมีผู้ผลิตจำนวนมาก ทำให้คุณสมบัติของเครื่องมือมีความแตกต่างกันบางประการ ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อคุณภาพของภาพงานวิจัยนี้จึงเป็นการศึกษาเชิงทดลอง เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพของภาพรังสีโคน�มคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในมิติการวัดความยาวเชิงเส้นของภาพรังสี ซึ่งถูกสแกนจากเครื่องที่ต่างกัน 2 ชนิด ได้แก่ เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®]

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ: เปรียบเทียบกับกลุ่มควบคุมซึ่งเป็นแบบจำลองจากการพิมพ์สามมิติที่ทราบขนาด จำนวน 64 ตัวอย่าง (N=64) โดยออกแบบวางแผนเป็นแถวบนฐานพลาสติก มีระยะห่างระหว่างแบบจำลอง 1 เซนติเมตร สแกนด้วยพารามิเตอร์เดียวกันทั้งสองเครื่อง ภาพที่ได้จะถูกส่งเข้าระบบจัดเก็บรูปภาพทางการแพทย์แบบดิจิทัล เพื่อทำการวัดความยาวเชิงเส้น ด้วยผู้วัด 2 คนโดยวัดความกว้าง และความยาว จากระนาบตามแกน วัดความสูงจากระนาบแบ่งซ้ายขวา และใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบซ้ำ

ผล: ผลการศึกษาพบค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นแตกต่างจากแบบจำลอง โดยภาพที่สแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] เป็น 0.04 ± 0.08 มิลลิเมตร ($p < 0.001$) และ -0.15 ± 0.40 มิลลิเมตร ($p < 0.001$) ตามลำดับ

บทสรุป: ภาพที่ถูกสแกนจากทั้งสองเครื่องสามารถวัดความยาวเชิงเส้นได้แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยภาพจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] วัดความยาวเชิงเส้นได้แตกต่างจากแบบจำลองน้อยกว่า แคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®]

คำไรท์: โคน�มคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี/ การวิเคราะห์ภาพรังสี/ ความแม่นยำของการวัด/ แบบจำลองการพิมพ์สามมิติ

Received: Dec 2, 2024

Revised: Jul 3, 2025

Accepted: Aug 14, 2025

บทนำ

การตรวจทางภาพรังสี (Radiographic examination) เป็นเครื่องมือสำคัญในงานทางทันตกรรม โดยถูกนำมาใช้ในหลายกระบวนการตั้งแต่การวินิจฉัยแยกโรค การวางแผนการรักษา การประเมินสภาพช่องปาก ก่อน ระหว่าง และหลังการรักษา ตลอดจนการติดตามผลการรักษา ถึงแม้การสแกนภาพรังสีชนิดสองมิติจะเป็นที่นิยมอย่างแพร่หลาย เนื่องจากมีราคาไม่แพง ใช้งานง่าย และใช้ปริมาณรังสีน้อย แต่มีข้อจำกัด หลาย

ประการ เช่น การบิดเบี้ยวของภาพ การซ้อนทับของกายวิภาค การเกิดข้อผิดพลาดได้ง่ายจากกระบวนการสร้างภาพ บางครั้งจึงจำเป็นต้องใช้เทคนิคการสแกนภาพรังสีชนิดอื่น ปัจจุบันได้มีการพัฒนาการสแกนภาพรังสีชนิดสามมิติสำหรับใช้ในทางทันตกรรมเพื่อลดข้อจำกัดข้างต้น ได้แก่ การสแกนภาพรังสีโคน�มคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone-Beam Computed Tomography; CBCT) ซึ่งสามารถนำมาใช้ประโยชน์ได้ใน

¹ นักศึกษาทันตแพทย์ ชั้นปีที่ 6 คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

² สาขาวิชาทันตกรรมป้องกัน แผนกทันตสาธารณสุข คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

³ สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก แผนกทันตวิทยาโรคช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

* ผู้ประพันธ์บทความ

หลายสาขาทางทันตกรรม เช่น การรักษาคลองรากฟัน ศัลยกรรมช่องปากขากรรไกรและใบหน้า การประเมินทางทันตกรรมจัดฟัน การวินิจฉัยรอยโรคหรือความผิดปกติทางพยาธิวิทยา และการประเมินกระดูกเพื่อฝังรากฟันเทียม¹

กระบวนการสร้างภาพของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี อาศัยหลักการสแกนภาพอย่างต่อเนื่องจากแหล่งกำเนิดรังสีซึ่งปล่อยลำรังสีเอกซ์เป็นรูปกรวยผ่านเนื้อเยื่อผู้ป่วย โดยมีตัวตรวจหา (Detector) เป็นตัวรับรังสีที่ผ่านจากเนื้อเยื่อนั้น และส่งสัญญาณเข้าไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลและแสดงข้อมูลเป็นภาพรังสีในระบบดิจิทัล ซึ่งมีระดับความดำ-ขาวแตกต่างกันตามความหนาแน่นของเนื้อเยื่อในแต่ละบริเวณ ข้อมูลที่ได้จากการสแกนจะเป็นข้อมูลพื้นฐานต้องอาศัยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Software programs) ช่วยสร้างข้อมูลภาพเป็น 3 ระนาบ ได้แก่ ระนาบตามแกน (Axial plane) ระนาบแบ่งซ้ายขวา (Sagittal plane) และระนาบแบ่งหน้าหลัง (Coronal plane) โดยมีปริมาตรเล็กที่สุดลักษณะเป็นทรงลูกบาศก์สามมิติ เรียกว่า วอกเซล (Voxel) ประกอบกันเป็นจำนวนมาก จนเห็นเป็นลักษณะภาพสามมิติ² โดยปัจจัยที่ส่งผลต่อการสร้างภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ได้แก่ ขนาดพื้นที่ในการรับภาพ (Field of view; FOV) ปัจจัยกำหนดปริมาณรังสี (Exposure factors) และขนาดวอกเซล (Voxel size) ซึ่งมีความสัมพันธ์กับตัวแปรของคุณภาพในภาพรังสี³

เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีจากบริษัทผู้ผลิตต่างกัน จะมีคุณสมบัติของเครื่องแตกต่างกัน เช่น ขนาดเครื่อง ขนาดวอกเซล ขนาดพื้นที่ในการรับภาพ ชนิดตัวตรวจหาระยะเวลาในการสแกนภาพรังสี การจัดตำแหน่งผู้ป่วย² รวมถึงขนาดของจุดโฟกัส (Focal spot) โดยปัจจัยเหล่านี้มีผลต่อคุณภาพของภาพ³ ซึ่งอาจจะส่งผลต่อความถูกต้องในการประเมินและตรวจวินิจฉัยทางทันตกรรม

การศึกษาที่ผ่านมาของ Strateman และคณะ⁴ ได้เปรียบเทียบคุณภาพของภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี 2 ชนิด ได้แก่ NewTom[®] และ Hitachi MercuRay[®] โดยการสแกนกะโหลกศีรษะ และวัดจุดอ้างอิง จำนวน 65 ตำแหน่ง พบว่าภาพรังสีจากทั้งสองเครื่องสามารถวัดระยะจุดอ้างอิงได้แตกต่างจากระยะจริงน้อยมากคือ NewTom[®] (0.07 ± 0.41 มิลลิเมตร) และ Hitachi MercuRay[®] (0.00 ± 0.22 มิลลิเมตร) เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีทั้งสองชนิดนี้จึงให้ความแม่นยำสูง Loubele และคณะ⁵ ก็ได้ศึกษาคุณภาพของภาพรังสีที่สแกนจากเครื่อง

โคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีจำนวน 5 ชนิด ได้แก่ Accuitomo 3D[®], MercuRay[®], NewTom 3G[®], i-CAT[®] และ Sensation 16[®] โดยสแกนแบบจำลองขากรรไกร และวัดความหนาของขากรรไกรจากภาพที่สแกนได้ ด้วยโปรแกรมอัตโนมัติ เปรียบเทียบกับความหนาจริงของแบบจำลองขากรรไกร พบว่าเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ทั้ง 5 ชนิด มีการวัดความแตกต่างจากภาพที่สแกน และความหนาจริง น้อยกว่า 0.37 มิลลิเมตร โดยเครื่อง i-CAT ให้ภาพที่มีคุณภาพดีที่สุด ในขณะที่ Razavi และคณะ⁶ ได้ศึกษากระดูกขมับ (Temporal bone) ด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี จำนวน 4 ชนิด ได้แก่ Acteon[®], NewTom[®], Carestream 9300[®] และ Planmeca Promax 3D[®] โดยแต่ละชนิดจะถูกสแกน 5 โหมด คือ Ear, Nose, and Throat (ENT), Temporomandibular Joint (TMJ), Ear, Teeth และ Face เพื่อหาโหมดที่เหมาะสมให้ได้ภาพกระดูกขมับส่วนหูที่มีคุณภาพดี การศึกษานี้พบว่า หากสแกนด้วยเครื่อง Carestream 9300[®] ควรใช้โหมด Ear หากสแกนด้วยเครื่อง Planmeca Promax 3D[®] ควรใช้โหมด Teeth ส่วนการสแกนด้วยเครื่อง Acteon[®] และ NewTom[®] สามารถใช้ได้ทุกโหมดก็ให้ภาพกระดูกขมับที่มีคุณภาพดี⁶

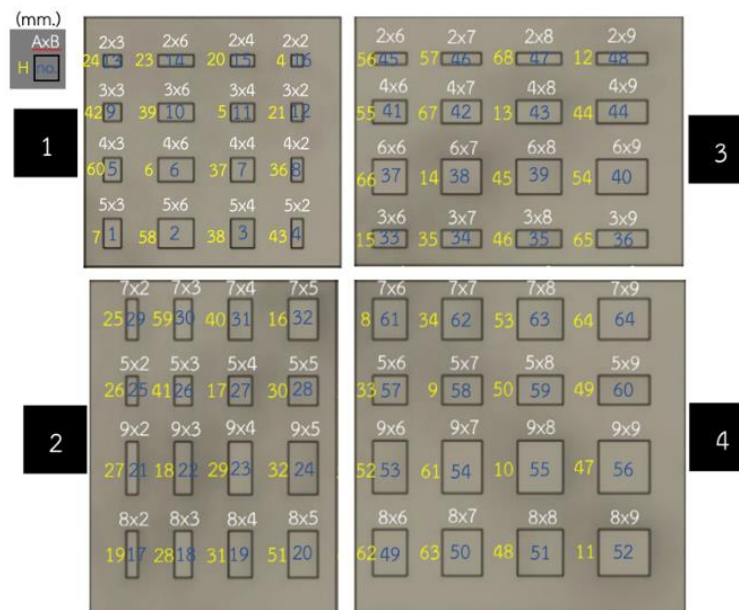
เนื่องจากคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น มีเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี 2 ชนิด คือ เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] (Planmeca Viso G7[®]; Planmeca, Helsinki, Finland) และเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] (Carestream 8100SC 3D[®]; Carestream Dental LLC, Atlanta, Georgia, United States) ซึ่งยังไม่พบการศึกษาใดเกี่ยวกับคุณภาพของภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีทั้ง 2 ชนิดนี้ งานวิจัยนี้จึงต้องการศึกษาคุณภาพของภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องทั้งสองชนิด โดยดูความแม่นยำการวัดระยะความยาวเชิงเส้นเปรียบเทียบกับแบบจำลอง

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

สร้างแบบจำลองการพิมพ์สามมิติด้วยวัสดุพลาสติกชีวภาพชนิดกรดโพลิแลกติก (Polylactic acid; PLA) เป็นรูปแท่งสี่เหลี่ยม ซึ่งมีความกว้าง (A) ความยาว (B) และความสูง (H) ที่แน่นอน แต่มีระยะที่หลากหลาย จำนวน 64 แท่ง ซึ่งเป็นขนาดตัวอย่างอ้างอิงจากการศึกษาที่ใกล้เคียง⁷ โดยวางเรียงบนฐานพลาสติก มีระยะห่างระหว่างแท่ง 1 เซนติเมตร และกำหนดเครื่องหมายระบุ (Identification marker) แต่ละ

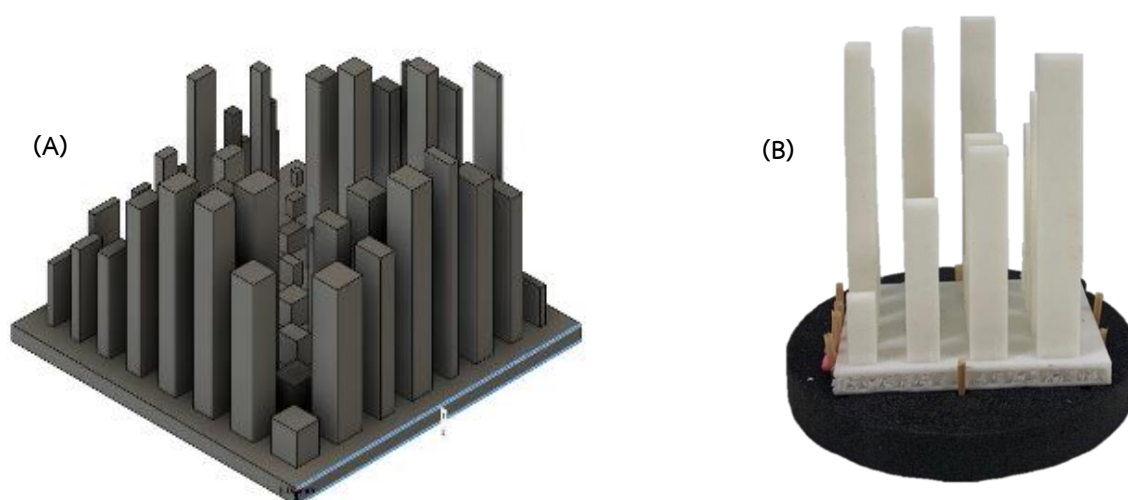
ด้านของแบบจำลอง (รูปที่ 1 และ รูปที่ 2) ทำการสแกนภาพด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี จำนวน 2 เครื่อง ได้แก่ เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] (Planmeca Viso G7[®]; Planmeca, Helsinki, Finland) และเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] (Carestream 8100SC 3D[®]; Carestream Dental LLC, Atlanta, Georgia, United States) ซึ่งมีคุณสมบัติของเครื่อง (ตารางที่ 1) โดยใช้พารามิเตอร์ในการสแกนเหมือนกัน

คือ ปริมาณกระแสไฟฟ้า 5 มิลลิแอมแปร์ (mA) ความต่างศักย์ 90 กิโลโวลต์ (kV) ขนาดฟอกเซล 150 ไมครอน (μm) พื้นที่รับภาพ 80x90 มิลลิเมตร ยกเว้นระยะเวลาสแกนที่เป็นระบบอัตโนมัติ มีความแตกต่างกันคือ เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] 19.3 วินาที และเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] 15 วินาที ส่งภาพรังสีเข้าระบบจัดเก็บรูปภาพทางการแพทย์ แบบดิจิทัล (Infinitt PACS[®] INFINITT Healthcare, Seoul, South Korea)



รูปที่ 1 การออกแบบ แบบจำลอง กำหนดขนาด A (ตัวอักษรสีขาวตัวแรก) = ความกว้าง B (ตัวอักษรสีขาวตัวหลัง) = ความยาว H (ตัวอักษรสีเหลือง) = ความสูง และหมายเลขแบบจำลอง (ตัวอักษรสีน้ำเงิน) 1-64

Figure 1 Model design with actual size A (1st white word) = width, B (2nd white word) = length, H (yellow word) = height and numbering (blue word) 1-64



รูปที่ 2 (A) การจำลองภาพสามมิติ ของแบบจำลอง (B) ตัวอย่างแบบพิมพ์จำลองที่ใช้ในการศึกษา

Figure 2 (A) 3D-Model design (B) Sample of 3D printed models

ตารางที่ 1 แสดงคุณสมบัติทั่วไปของเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®]

Table 1 General specification of CBCT machines: Planmeca Viso G7[®] and Carestream 8100SC 3D[®]

คุณสมบัติทั่วไป	เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี	
	Planmeca Viso G7 [®]	Carestream 8100SC 3D [®]
ชนิดตัวตรวจหา	Amorphous silicon flat panel	Complementary metal-oxide semiconductor (CMOS)
ขนาดตัวตรวจหา	250 x 300 mm	6.4 x 263.3 mm
ค่าความต่างศักย์	60 - 120 kV	60 - 90 kV
ขนาดจุดโฟกัส	0.5 mm	0.7 mm
ปริมาณกระแสไฟฟ้า	1-16 mA	2-15 mA
ระยะเวลาการสแกน	1-36 s	3-15 s
ขนาดออกเซล	75 - 600 μ m	75 - 400 μ m
ขนาดพื้นที่รับภาพ	130x30 - 170x170 mm (jaw)	40x40 - 80x90 mm

ผู้ควบคุมการวัดจำนวน 1 คน จะกำหนดหมายเลขของภาพและตั้งแกนสำหรับการวัด กลุ่มตัวอย่างหมายเลข 1 ถึง 64 ถูกสแกนด้วยเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และหมายเลข 65 ถึง 128 ถูกสแกนด้วยเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] ผู้วัดเป็นนักศึกษาทันตแพทย์ ชั้นปีที่ 6 คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น จำนวน 2 คน ซึ่งผ่านการปรับมาตรฐานการวัดกับผู้เชี่ยวชาญทางด้านรังสีวิทยาช่องปากและแมกซ์ซิลโลเฟเชียล คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นแล้ว ข้อมูลภาพทั้งหมดจะถูกปกปิด (Blindness) โดยผู้วัดจะไม่ทราบรายละเอียดของการสแกนภาพ ชนิดของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ใช้สแกน และตำแหน่งของกลุ่มตัวอย่างที่วัด ผู้วัดทั้งสองจะทำการวัดความกว้าง (A) และความยาว (B) จากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีประมาณตามแกน และวัดความสูง (H) จากระนาบแบ่งซ้ายขวา ด้วยจอแสดงผลเดียวกันคือ จอแอลอีดี ขนาด 21.5 นิ้ว ความละเอียดจอ 1920x1080 พิกเซล (HP Development Company, L.P., United States) ในห้องอ่านแปลผลภาพรังสีของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่นโดยผู้วัดสามารถปรับขยายภาพ (Magnification) หรือดิงภาพ (Zoom) เพื่อการมองเห็นที่ชัดเจนก่อนการวัด แต่ไม่สามารถปรับความสว่าง (Brightness) หรือ ความเปรียบต่าง (Contrast) และทำการวัดข้อมูลเพียงหนึ่งครั้งในหน่วยมิลลิเมตร โดยไม่มีการวัดซ้ำ (รูปที่ 3 และ

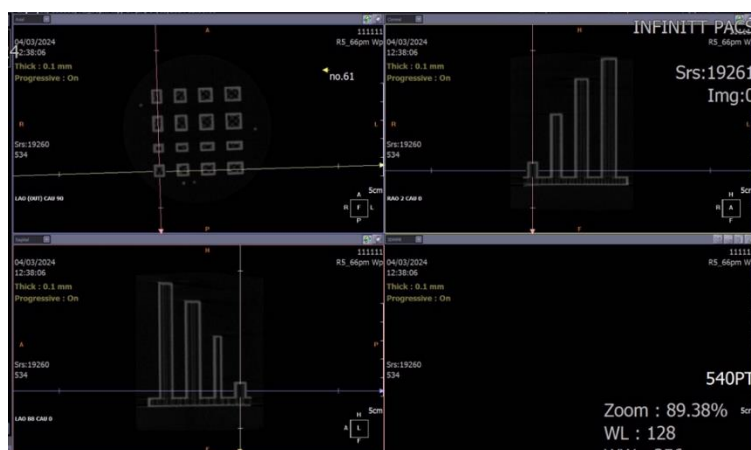
รูปที่ 4) จากนั้นบันทึกข้อมูล แล้วหาค่าเฉลี่ยแต่ละระยะจากผู้วัดทั้งสอง และนำข้อมูลเข้าโปรแกรมวิเคราะห์ทางสถิติ IBM SPSS เวอร์ชัน 28.0.0.0 (IBM Corporation, United States)

การหาค่า Intraobserver reliability ของผู้วัด โดยผู้ควบคุมทำการสุ่มกลุ่มตัวอย่างภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี จำนวน 10 ภาพ ให้ผู้วัดทั้งสองคนทำการวัดคนละเวลา และวัดซ้ำอีกครั้งโดยมีระยะห่าง 2 สัปดาห์

การวิเคราะห์ข้อมูลและสถิติวิจัย

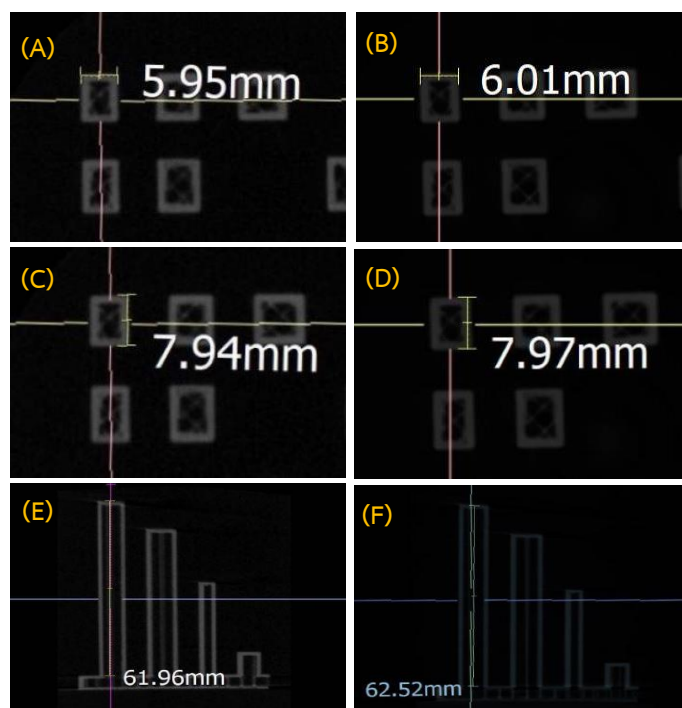
การวัดโดยผู้วัดสองคนมีความน่าเชื่อถือและเที่ยงตรง โดยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (Intraclass Correlation Coefficient: ICC) ของการวัดระหว่างผู้วัด (Inter-rater reliability) มีค่า 1.00 และความคงที่ภายในของผู้วัด (Intra-observer reliability) มีค่า 0.99 เท่ากันทั้งสองคน

ผู้วิจัยวัดความยาวเชิงเส้น ระยะ A B และ H จากแบบจำลองและภาพรังสีซึ่งถูกสแกนด้วยเครื่อง โคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีทั้งสองชนิด เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นระหว่างสามกลุ่มการทดลอง โดยใช้สถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบวัดซ้ำ (Repeated measure ANOVA) และเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยระหว่างกลุ่มที่มีความแตกต่างกัน (Pairwise comparison) โดยวิธีของ Bonferroni ซึ่งกำหนดระดับนัยสำคัญในการทดสอบสมมติฐานที่ 0.05 และอำนาจการทดสอบ 0.80



รูปที่ 3 การเตรียมภาพรังสีเพื่อวัดความยาวเชิงเส้นผ่านโปรแกรมแพคส์ อินฟินิตี®

Figure 3 Preparing radiographic images for linear measurement using the PACS Infinitt®



รูปที่ 4 (A) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ A จากภาพรังสีของเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7®
(B) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ A จากภาพรังสีของเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี®
(C) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ B จากภาพรังสีของเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7®
(D) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ B จากภาพรังสีของเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี®
(E) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ H จากภาพรังสีของเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7®
(F) แสดงการวัดความยาวเชิงเส้นระยะ H จากภาพรังสีของเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี®

Figure 4 (A) Linear measurement (A length) from Planmeca Viso G7® radiograph.
(B) Linear measurement (A length) from Carestream 8100SC 3D® radiograph.
(C) Linear measurement (B length) from Planmeca Viso G7® radiograph.
(D) Linear measurement (B length) from Carestream 8100SC 3D® radiograph.
(E) Linear measurement (H length) from Planmeca Viso G7® radiograph.
(F) Linear measurement (H length) from Carestream 8100SC 3D® radiograph

ผล

ผลการศึกษาพบค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความยาวเชิงเส้นโดยรวม จากแบบจำลอง ภาพรังสีจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และเครื่องสตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] ทั้งหมด 64 ตัวอย่าง จำนวน 192 ด้าน มีค่าเป็น 15.60 ± 18.24 มิลลิเมตร 15.56 ± 18.22 มิลลิเมตร และ 15.74 ± 18.63 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งค่าเฉลี่ยของความยาวเชิงเส้นโดยรวมของทั้งสามกลุ่มการทดลอง มีความแตกต่างกันอย่างน้อย 1 คู่ อย่างมีนัยสำคัญ

ทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อทดสอบด้วยสถิติการวิเคราะห์ความแปรปรวนแบบซ้ำ เมื่อพิจารณาความแตกต่างของความยาวเชิงเส้นระหว่างแบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และเครื่องสตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] และร้อยละความคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับแบบจำลอง มีค่าเฉลี่ยเป็น 0.04 ± 0.08 มิลลิเมตร (ร้อยละ 0.37) และ -0.15 ± 0.42 มิลลิเมตร (ร้อยละ 1.14) ตามลำดับ ซึ่งค่าเฉลี่ยของทั้งคู่อ่านมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อใช้สถิติการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยวิธีของ Bonferroni (ตารางที่ 2)

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบความแตกต่างของความยาวเชิงเส้นระหว่าง 3 กลุ่มการทดลอง เมื่อจำแนกตามระยะ A B และ H

Table 2 Comparison of statistical analysis between 3 pairs of experimental groups in A B and H.

ระยะ	N		ความยาวเชิงเส้น (mm.) Mean (SD) and Min, Max				ผลต่างของความยาวเชิงเส้นเปรียบเทียบระหว่างเครื่อง Mean (SD) and 95% Confidence Interval			
			Model	Planmeca [®]	Carestream [®]	p-value ^a		Model-Planmeca [®]	Model-Carestream [®]	Planmeca [®] -Carestream [®]
A	64	Mean (SD)	5.44 (2.31)	5.43 (2.29)	5.38 (2.35)	<0.001*	Mean (SD)	0.01 (0.07)	0.06 (0.09)	0.05 (0.09)
		Min, Max	2.00, 9.00	1.89, 9.04	1.77, 9.08		95% CI	-0.01-0.03	0.03-0.08	0.02-0.08
							% error	0.15	1.8	
							p-value ^b	0.85	<0.001*	<0.001*
B	64	Mean (SD)	5.56 (2.31)	5.51 (2.28)	5.43 (2.34)	<0.001*	Mean (SD)	0.05 (0.08)	0.13 (0.11)	0.08 (0.11)
		Min, Max	2.00, 9.00	1.89, 9.01	1.68, 9.00		95% CI	0.03-0.07	0.10-0.17	0.05-0.12
							% error	0.87	3.38	
							p-value ^b	<0.001*	<0.001*	<0.001*
H	64	Mean (SD)	35.80 (19.41)	35.74 (19.36)	36.42 (19.74)	<0.001*	Mean (SD)	0.06 (0.09)	-0.63 (0.35)	-0.68 (0.40)
		Min, Max	3.00, 68.00	3.00, 67.71	3.07, 69.21		95% CI	0.03-0.08	-0.74-(-0.52)	-0.81-(-0.56)
							% error	0.1	-1.76	
							p-value ^b	<0.001*	<0.001*	<0.001*
Total	192	Mean (SD)	15.60 (18.24)	15.56 (18.22)	15.74 (18.63)	<0.001*	Mean (SD)	0.04 (0.08)	-0.15 (0.40)	-0.18 (0.43)
		Min, Max	2.00, 68.00	1.89, 67.71	1.68, 69.21		95% CI	0.02-0.05	-0.22-(-0.08)	-0.26-(-0.11)
							% error	0.37	1.14	
							p-value ^b	<0.001*	<0.001*	<0.001*

หมายเหตุ ระยะ A และ B แนว axial plane, ระยะ H แนว sagittal view, 95% Confidence Interval (95% CI) จะแสดงค่า lower bound-upper bound,

* คือ แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$), ^a คือ Test of within-subjects effect (p-value), ^b คือ Pairwise comparison (p-value)

นอกจากนี้หากพิจารณาโดยการจัดกลุ่มแยกย่อยของระยะ A และ B ซึ่งมีความยาวเชิงเส้น 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 และ 9 มิลลิเมตร พบค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นจากทั้งสามคู่ คือ แบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] แบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องสตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] และภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] กับเครื่องสตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] มีค่า 5.50 ± 2.30 มิลลิเมตร 5.47 ± 2.28 มิลลิเมตร และ 5.41 ± 2.34 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อพิจารณาความแตกต่างของความยาวเชิงเส้นจากภาพรังสีกับแบบจำลองของภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] และเครื่องสตริม 8100

เอสซี 3ดี[®] และร้อยละความผิดพลาดเมื่อเทียบกับแบบจำลอง มีค่าเป็น 0.03 ± 0.08 มิลลิเมตร (ร้อยละ 0.51) และ 0.09 ± 0.10 มิลลิเมตร (ร้อยละ 2.59) ตามลำดับ ซึ่งค่าเฉลี่ยของทั้งสองคู่อ่านมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) เมื่อใช้สถิติการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยวิธีของ Bonferroni

โดยความแตกต่างของความยาวเชิงเส้นระหว่างแบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจาก เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] ที่ระยะ 2, 3, 4, 5 และ 6 มิลลิเมตร แบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องสตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] ที่ระยะ 6 และ 8 มิลลิเมตร มีค่าเฉลี่ย 0.02 ± 0.05 มิลลิเมตร 0.01 ± 0.06 มิลลิเมตร 0.00 ± 0.06 มิลลิเมตร -0.01 ± 0.06

มิลลิเมตร 0.01 ± 0.10 มิลลิเมตร 0.10 ± 0.15 มิลลิเมตร และ 0.05 ± 0.08 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นของทั้งเจ็ดกลุ่มย่อยนี้ มีความแตกต่างจากแบบจำลองอย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ความแตกต่างระหว่างแบบจำลองกับภาพรังสีซึ่งถูกสแกนจาก เครื่องแพลนเมก้า วิสโซ่ จี 7[®] ที่ระยะ 7, 8 และ 9 มิลลิเมตร แบบจำลองกับภาพรังสีที่ถูกสแกนจากเครื่องแครสตรัม 8100 เอสซี 3ดี[®] ที่ระยะ 2, 3, 4, 5, 7 และ 9 มิลลิเมตร มีค่าเฉลี่ย 0.06 ± 0.09 มิลลิเมตร

0.06 ± 0.09 มิลลิเมตร 0.07 ± 0.07 มิลลิเมตร 0.07 ± 0.08 มิลลิเมตร 0.16 ± 0.09 มิลลิเมตร 0.15 ± 0.09 มิลลิเมตร 0.10 ± 0.09 มิลลิเมตร 0.08 ± 0.09 มิลลิเมตร 0.06 ± 0.09 มิลลิเมตร และ 0.06 ± 0.08 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นของทั้งเก้ากลุ่มย่อยนี้มีความแตกต่างจากแบบจำลองอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อใช้สถิติการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มด้วยวิธีของ Bonferroni (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 การเปรียบเทียบค่าทางสถิติระหว่าง 3 กลุ่มการทดลอง ที่ระยะ A และ B เมื่อจำแนกตามความยาว

Table 3 Statistical analysis between 3 pairs of experimental groups in distance A and B grouped by length.

ระยะ	N		ความยาวเชิงเส้น (mm.) Mean (SD) and Min, Max				ผลต่างของความยาวเชิงเส้นเปรียบเทียบระหว่างเครื่อง Mean (SD) and 95% Confidence Interval			
			Model	Planmeca [®]	Carestream [®]	p-value ^a		Model-Planmeca [®]	Model-Carestream [®]	Planmeca [®] -Carestream [®]
2 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	2.00 (0.00) 2.00, 2.00	1.98 (0.05) 1.89, 2.05	1.84 (0.09) 1.68, 2.01	<0.001*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.02 (0.05) -0.01-0.06 1.17 0.19	0.16 (0.09) 0.10-0.22 7.86 <0.001*	0.13 (0.08) 0.08-0.19 <0.001*
3 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	3.00 (0.00) 3.00, 3.00	2.99 (0.06) 2.80, 3.08	2.85 (0.09) 2.66, 2.99	<0.001*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.01 (0.06) -0.03-0.06 0.45 1.00	0.15 (0.09) 0.09-0.21 4.92 <0.001*	0.13 (0.07) 0.09-0.18 <0.001*
4 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	4.00 (0.00) 4.00, 4.00	4.00 (0.06) 3.92, 4.11	3.90 (0.09) 3.71, 4.04	<0.001*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.00 (0.06) -0.04-0.03 -0.10 1.00	0.10 (0.09) 0.04-0.16 2.48 0.002*	0.10 (0.08) 0.05-0.16 <0.001*
5 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	5.00 (0.00) 5.00, 5.00	5.01 (0.06) 4.88, 5.12	4.92 (0.09) 4.78, 5.07	<0.001*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	-0.01 (0.06) -0.05-0.04 -0.14 1.00	0.08 (0.09) 0.02-0.14 1.64 0.006*	0.09 (0.07) 0.04-0.14 <0.001*
6 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	6.00 (0.00) 6.00, 6.00	5.99 (0.10) 5.74, 6.11	5.90 (0.15) 5.50, 6.05	0.007*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.01 (0.10) -0.06-0.08 0.10 1.00	0.10 (0.15) -0.01-0.20 1.65 0.06	0.09 (0.13) 0.01-0.18 0.02*
7 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	7.00 (0.00) 7.00, 7.00	6.94 (0.09) 6.76, 7.09	6.94 (0.09) 6.78, 7.05	0.004*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.06 (0.09) 0.01-0.12 0.91 0.02*	0.06 (0.09) 0.00-0.12 0.92 0.04*	0.00 (0.06) -0.04-0.04 1.00
8 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	8.00 (0.00) 8.00, 8.00	7.93 (0.07) 7.78, 8.03	7.95 (0.08) 7.68, 8.06	0.003*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.07 (0.07) 0.03 - 0.12 0.89 0.002*	0.05 (0.08) -0.01 - 0.10 0.57 0.14	-0.03 (0.08) -0.08 - 0.03 0.58
9 mm.	16	Mean (SD) Min, Max	9.00 (0.00) 9.00, 9.00	8.93 (0.08) 8.80, 9.04	8.94 (0.08) 8.79, 9.08	0.002*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.07 (0.08) 0.02-0.12 0.78 0.007*	0.06 (0.08) 0.01-0.12 0.72 0.01*	-0.01 (0.08) -0.06 - 0.05 1.00
Total	128	Mean (SD) Min, Max	5.50 (2.30) 2.00, 9.00	5.47 (2.28) 1.89, 9.04	5.41 (2.34) 1.68, 9.08	<0.001*	Mean (SD) 95% CI % error p-value ^b	0.03 (0.08) 0.01-0.05 0.51 <0.001*	0.09 (0.10) 0.07-0.12 2.59 <0.001*	0.07 (0.10) 0.04 - 0.09 <0.001*

หมายเหตุ 95% Confidence Interval (95% CI) จะแสดงค่า lower bound-upper bound, * คือ แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$),

^a คือ Test of within-subjects effect (p-value), ^b คือ Pairwise comparison (p-value)

บทวิจารณ์

ค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นของภาพรังสีซึ่งถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] และแคร์สตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับระยะจริงจากแบบจำลอง แม้จะควบคุมปัจจัยที่ส่งผลต่อการสร้างภาพรังสีให้เท่ากันทั้งสองเครื่อง ได้แก่ พื้นที่รับภาพ ขนาดวอกเซล แรงดันไฟฟ้า และปริมาณกระแสไฟฟ้า แต่ปัจจัยที่ไม่สามารถกำหนดให้เหมือนกันได้ คือ ชนิด ขนาดของตัวตรวจหา เวลาในการสแกนภาพรังสีซึ่งเป็นระบบอัตโนมัติของเครื่องตามขนาดพื้นที่รับภาพ และจุดโฟกัส โดยแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] เป็นตัวตรวจหาชนิดแอมอร์ฟัส ซิลิกอน แพลตแพนแนล (Amorphous silicon flat panel) ขนาด 250x300 มิลลิเมตร ใช้เวลาในการสแกนภาพรังสี 19.3 วินาที และจุดโฟกัส 0.5 มิลลิเมตร แต่แคร์สตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] เป็นตัวตรวจหาชนิดคอมพลีเมนทารี เมทัล-ออกไซด์ เซมิคอนดักเตอร์ (Complementary metal-oxide semiconductor; CMOS) ขนาด 6.4x263.3 มิลลิเมตรใช้เวลาในการสแกนภาพรังสี 15 วินาที และจุดโฟกัส 0.7 มิลลิเมตร ซึ่งการศึกษาของ Zentai และคณะ⁸ ได้เปรียบเทียบคุณสมบัติของชนิดตัวตรวจหา ระหว่างแอมอร์ฟัส ซิลิกอน แพลตแพนแนล และคอมพลีเมนทารี เมทัล-ออกไซด์ เซมิคอนดักเตอร์ พบว่าแอมอร์ฟัส ซิลิกอน แพลตแพนแนล มีพื้นที่ตรวจหาขนาดใหญ่กว่า สามารถรับภาพได้บริเวณกว้าง และรับรังสีปริมาณสูงได้ดีกว่า แม้ว่าคอมพลีเมนทารี เมทัล-ออกไซด์ เซมิคอนดักเตอร์ จะมีความไวต่อรังสีมากกว่า ทำให้สแกนได้รวดเร็วใช้เวลาน้อย และมีสัญญาณรบกวนน้อยกว่า แต่การมีพื้นที่ขนาดเล็กและจำกัด ทำให้ไม่สามารถรองรับปริมาณรังสีจำนวนมากได้⁴ การสแกนภาพคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีต้องใช้รังสีเป็นปริมาณมาก เพื่อหมุนรอบวัตถุ 180-360 องศา ตัวตรวจหาชนิด อมอร์ฟัส ซิลิกอน แพลตแพนแนล จึงสร้างภาพได้ดีกว่าเมื่อรวมกับระยะเวลาสแกนที่มากกว่า ซึ่งจะทำให้ได้รายละเอียด (Resolution) ของภาพดีขึ้น⁹⁻¹¹ และจุดโฟกัสขนาดเล็กกว่า ทำให้ภาพมีความคมชัดมากขึ้น จึงแสดงรายละเอียดได้ดีกว่า^{3,12} ส่งผลให้แพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] ซึ่งมีเวลาสแกนมากกว่าและมีจุดโฟกัสขนาดเล็กกว่า สามารถสร้างภาพที่มีรายละเอียดและความคมชัดของภาพได้ดีกว่า ทั้งนี้แม้คุณภาพของภาพจะดีขึ้นจากการเพิ่มเวลาสแกน แต่ปริมาณรังสีที่ได้รับก็มากขึ้นเช่นกัน การคำนึงถึงคุณภาพของภาพ ร่วมกับการใช้ปริมาณรังสีให้เหมาะสมจึงเป็นสิ่งที่ควรคำนึงถึงเสมอ การศึกษาเรื่องปริมาณรังสี และเวลาที่ใช้สแกน ของ Spin-Neto และคณะ⁹ พบว่า

ระยะเวลากการสแกนที่น้อยลง สามารถช่วยลดการได้รับรังสี (Radiation exposure) และการยับยั้งของผู้ป่วย แต่อาจส่งผลให้ความละเอียดของภาพลดลงด้วย สอดคล้องกับการศึกษาของ Dach และคณะ¹⁰ ซึ่งพบเพิ่มเติมว่า การสแกนด้วยวอกเซลขนาดใหญ่มากกว่า 0.2 มิลลิเมตร หากใช้เวลาน้อยจะทำให้ได้ภาพที่มีรายละเอียดต่ำ และคุณภาพไม่ถูกต้อง การเพิ่มเวลาสแกนจะทำให้ได้ภาพที่มีรายละเอียดสูงขึ้น และคุณภาพดีกว่า แต่หากใช้วอกเซลขนาดเล็กกว่า 0.2 มิลลิเมตร เวลาที่ใช้สแกนจะไม่ส่งผลกับความละเอียดของภาพเลย ซึ่งการศึกษานี้ใช้วอกเซล 0.15 มิลลิเมตร เท่ากันทั้งสองเครื่อง ซึ่งมีขนาดเล็กกว่า 0.2 มิลลิเมตร เวลาที่ใช้สแกนอาจไม่ส่งผลต่อความละเอียดของภาพ

หากพิจารณาความยาวเชิงเส้นโดยเฉลี่ยที่วัดจากภาพรังสีซึ่งถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์-โทโมกราฟีแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] พบว่าค่าที่วัดได้จะน้อยกว่าความยาวจริงของแบบจำลองเล็กน้อยเพียง 0.04 มิลลิเมตร ซึ่งสอดคล้องกับหลายการศึกษาที่พบว่าการวัดความยาวจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์-โทโมกราฟีมีความถูกต้องแม่นยำสูงใกล้เคียงความยาวจริง โดยมีความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ในช่วง 0.02-0.30 มิลลิเมตร¹³⁻¹⁶ แต่บางการศึกษาดังเช่น Lascala และคณะ¹⁷ พบว่าการวัดความยาวเชิงเส้นจากภาพรังสีโคนบีม-คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีบริเวณกะโหลกศีรษะ มีค่ามากกว่าความยาวจริง 2-6 มิลลิเมตร แต่อาจเนื่องจาก เครื่องสแกนภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ใช้ในการศึกษานั้นเป็นชนิดสำหรับสแกนบริเวณกระดูกขากรรไกรและฟัน ซึ่งอาจไม่เหมาะสมสำหรับการสแกนกะโหลกศีรษะที่มีความหนาแน่นมากกว่าทำให้ได้ภาพรังสีที่มีคุณภาพต่ำ จึงวัดความยาวเชิงเส้นได้มากกว่าความจริงมากสำหรับความยาวเชิงเส้นโดยเฉลี่ย ที่วัดจากภาพรังสีซึ่งถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี แคร์สตริม 8100 เอสซี 3ดี[®] มีค่า มากกว่าความยาวจริง 0.15 มิลลิเมตร ซึ่งมากกว่าความยาวเชิงเส้นที่วัดจากภาพรังสีแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®]

การศึกษาของ Mortazavi และคณะ Moshfeghi และคณะ Nikneshan และคณะ และ Tomasi และคณะ พบว่าความยาวเชิงเส้นที่แตกต่างกันมากกว่าหรือเท่ากับ 0.50 มิลลิเมตร จึงจะพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางคลินิก ซึ่งจากการวิจัยครั้งนี้มีความคลาดเคลื่อนของความยาวเชิงเส้นที่วัดจากภาพที่ถูกสแกนจากทั้งสองเครื่องมีค่าน้อยกว่า 0.50 มิลลิเมตร ซึ่งไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางคลินิก¹⁸⁻²¹

การศึกษาของ Ludlow และคณะ¹⁵ ซึ่งศึกษาร้อยละของความคลาดเคลื่อนของการวัดความยาวเชิงเส้นระหว่างภาพรังสีสองมิติ และภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี พบว่าภาพรังสีสองมิติมีร้อยละความคลาดเคลื่อน (ร้อยละ 12) สูงกว่าภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (ร้อยละ 6) ในขณะที่การศึกษาของ Rokn และคณะ¹⁶ พบว่าร้อยละความคลาดเคลื่อนจากการวัดความยาวเชิงเส้นของโมเดลปูนจัดฟันกับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีอยู่ที่ร้อยละ 1 ซึ่งจากการวิจัยครั้งนี้ทั้งภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ซึ่งถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] และเครื่องแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] มีความคลาดเคลื่อนเพียงร้อยละ 0.37 และ 1.14 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าน้อยสอดคล้องกับการศึกษาของ Rokn และคณะ แต่มีค่าน้อยมากเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาของ Ludlow และคณะ

บทสรุป

ค่าเฉลี่ยความยาวเชิงเส้นของภาพรังสีซึ่งถูกสแกนจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี แพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] และแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญกับระยะจริงจากแบบจำลอง โดยภาพที่ถูกสแกนจากเครื่องแพลนเมก้า วิสโซ จี 7[®] มีความแตกต่างกับระยะจริงจากแบบจำลองน้อยกว่าแคร์สตรีม 8100 เอสซี 3ดี[®] แม้ทั้งสองเครื่องมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เป็นค่าที่น้อยมาก และไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางคลินิก ทั้งสองเครื่องนี้จึงมีความแม่นยำสูง

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ คลินิกทันตกรรม โรงพยาบาลทันตกรรม คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ได้อนุเคราะห์ให้ใช้เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ จนสำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- Boontawee P, Panyarak W, Srisuwan T. Advanced medical imaging technique in endodontics: a literature review. J Thai Endo Assoc. 2022;1(1): 17–32.
- Srimawong P. Cone beam computed tomography in Dentistry. J Dent Assoc Thai. 2008;58(1):26–38.
- Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dentomaxillofac Radiol. 2015;44(1):20140224.
- Stratemann SA, Huang JC, Maki K, Miller AJ, Hatcher DC. Comparison of cone beam computed tomography imaging with physical measures. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(2): 80–93.
- Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, et al. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. Dentomaxillofac Radiol. 2008;37(6):309–19.
- Razavi SH, Poormohammadi M, Ansarilari A. Temporal bone image quality in CBCT: Device and protocol variations. Cochlear Implants Int. 2025:1–6
- Adarsh K, Sharma P, Juneja A. Accuracy and reliability of tooth length measurements on conventional and CBCT images: An *in vitro* comparative study. J Orthod Sci. 2018;7(3):1–7.
- Zentai G. Comparison of CMOS and a-Si flat panel imagers for X-ray imaging. Proceedings of the 2011 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques, IST 2011
- Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. Variation in voxel value distribution and effect of time between exposures in six CBCT units. Dentomaxillofac Radiol. 2014;43(4):20130376.
- Dach E, Bergauer B, Seidel A, Von Wilmowsky C, Adler W, Lell M, et al. Impact of voxel size and scan time on the accuracy of three-dimensional radiological imaging data from cone-beam computed tomography. J Craniomaxillofac Surg. 2018;46(12):2190–6.
- da Silva Moura W, Chiqueto K, Pithon GM, Neves LS, Castro R, Henriques JF. Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review. Clin Oral Investig. 2019;23(1):1319–30.

12. Allen CM. Digital Radiographic Exposure: Principles & Practice. In: Digital Radiographic Exposure: Principles & Practice. Columbia: University of Missouri; 2022.
13. Tofangchiha M, Porsamimi J, Kafizadeh S, Mobini M. The accuracy of cone-beam computerized tomography linear measurements in human dry mandible. J Kerman Univ Med Sci. 2014;20(1):61-8.
14. Bohner LO, Tortamano P, Marotti J. Accuracy of linear measurements around dental implants by means of cone beam computed tomography with different exposure parameters. Dentomaxillofac Radiol. 2017;46(5):20160377.
15. Ludlow JB, Laster WS, See M, Bailey LJ, Hershey HG. Accuracy of measurements of mandibular anatomy in cone beam computed tomography images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;103(4):534-42.
16. Rokn AR, Hashemi K, Akbari S, Kharazifard MJ, Barikani H, Panjinoosh M. Accuracy of linear measurements using cone beam computed tomography in comparison with clinical measurements. J Dent (Tehran). 2016;13(5):333.
17. Lascala CA, Panella J, Marques MM. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol. 2004;33(5):291-4.
18. Mortazavi S, Soheyli M, Afshari S, Ghasemi MS, Safaee A. Evaluating the accuracy of linear measurements in CBCT: The role of slice thickness. Inter J Med Investig. 2024;12(1):21-32.
19. Moshfeghi M, Tavakoli MA, Hosseini ET, Hosseini AT, Hosseini IT. Analysis of linear measurement accuracy obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom VG). Dent Res J. 2012;9(1):57-62.
20. Nikneshan S, Aval SH, Bakhshalian N, Shahab S, Mohammadpour M, Sarikhani S. Accuracy of linear measurement using cone-beam computed tomography at different reconstruction angles. Imaging Sci Dent. 2014;44(4):257-62.
21. Tomasi C, Bressan E, Corazza B, Mazzoleni S, Stellini E, Lith A. Reliability and reproducibility of linear mandible measurements with the use of a cone-beam computed tomography and two object inclinations. Dentomaxillofac Radiol. 2011;40(4):244-50.

ผู้ประพันธ์บทความ

วริยา พันธุ์ประสิทธิ์

สาขาวิชาชีวเวชศาสตร์ช่องปาก

แขนงวิชาวินิจฉัยโรคช่องปาก

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

อำเภอเมือง จังหวัดขอนแก่น 40002

โทรศัพท์ : 088 202 3162

จดหมายอิเล็กทรอนิกส์ : wariya@kku.ac.th



Accuracy of Linear Measurements with Different Cone Beam Computed Tomography

Karnda Mungcharoenporn ¹ Nipawaruch Koypokaisawan ¹ Phetchompu Srisangnil ¹ Araya Pisek ² Wariya Panprasit ^{3,*}

Research Article

Abstract

Objective: Dental radiography, both 2D and 3D, plays a significant role for dental examinations. Recently, 3D images (Cone-Beam Computed Tomography; CBCT) have been widespread used in dentistry. Various machines with different productions and vendors may affect the qualities and outcome of CBCT images. To study the qualities of CBCT images from different machines by using the accuracy of linear measurement method is set up for this study's objective.

Materials and Methods: This is an in-vitro experimental study comparing the accuracy of linear measurements from two CBCT scanning machines. The 64 printing models made of polylactic acid (PLA) material were built up with actual width, length, and height as the control group. The models were scanned by two CBCT machines with same parameters and stored in medical PACS; Infinitt®. The width (A) and length (B) were measured from an axial plane and the height (H) was measured from a sagittal plane.

Results: Statistical analysis with the repeated ANOVA showed the mean differences between the actual model and CBCT images from Planmeca Viso G7® and Carestream 8100SC 3D® were 0.04 ± 0.08 mm ($p < 0.001$) and -0.15 ± 0.40 mm. ($p < 0.001$) respectively. The linear lengths measured on the two CBCT machines were significantly different.

Conclusion: The linear lengths measured on CBCT images of the Planmeca Viso G7® showed less difference from the model than those of the Carestream 8100 SC 3D.

Keywords: Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)/ Image analysis/ Measurement accuracy/ 3D printing

Corresponding Author

Wariya Pantarasit
Department of Oral Biomedical Sciences,
Division of Oral Diagnosis, Faculty of Dentistry,
Khon Kaen University.
Amphur Muang, Khon Kaen, 40002.
Tel. : +66 88 202 3162
Email : tewtatsinchai@gmail.com

¹ Sixth-year Dental Student, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

² Department of Preventive Dentistry, Division of Dental Public Health, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

³ Department of Oral Biomedical Sciences, Division of Oral Diagnosis, Faculty of Dentistry, Khon Kaen University.

* Corresponding Author