

ความแม่นยำของการซ้อนทับภาพรังสี โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี เข้ากับภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติ โดยใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ

The Accuracy of the CBCT Images Superimposed with 3D Cast Scan Images by Using Matching Devices

เอธยา ใจสว่าง¹, ศรีณย์ กิตติศุภกร², พัชรารวรรณ ศีลธรรมพิทักษ์³, อรรถวิทย์ พิสิฐอนุสรณ์³
นักศึกษาระดับบัณฑิตศึกษา ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
โรงพยาบาลวานรนิวาส จ.สกลนคร

Ataya Jaisawang¹, Sarun Kittisupakorn², Patcharawan Silthampitag³, Attavit Pisitanusorn³
¹Graduate student, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University
²Wanonnivat Hospital, Sakon Nakhon
³Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Chiang Mai University

ชม. ทันตสาร 2562; 40(2) : 105-116
CM Dent J 2019; 40(2) : 105-116

Received: 20 April, 2018
Revised: 15 June, 2018
Accepted: 18 June, 2018

บทคัดย่อ

การวางแผนรากเทียมในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียมอาศัยข้อมูลสองส่วนจากภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติมาซ้อนทับกัน แต่ความคลาดเคลื่อนในการซ้อนทับภาพทั้งสองอาจเกิดขึ้นได้จากการฟุ้งกระเจิงจากสิ่งบูรณะโลหะในภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความแม่นยำของภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติโดยใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ โดยมีแบบจำลอง 4 แบบที่มีการสูญเสียฟันและมีสิ่งบูรณะโลหะในตำแหน่งที่แตกต่างกัน แล้วลอกเลียนแบบ

Abstract

Implant planning in implant planning software use two datasets, CBCT image and 3D cast scan image were superimposed. Maybe registration errors were scattering of metal restorations in CBCT image. The purpose of this study is to assess the accuracy of the CBCT images superimposed with 3D cast scan images by using matching devices. Four models were consist of different location of tooth-missing area and metal restoration. Then the model were duplicated for the plaster

Corresponding Author:

อรรถวิทย์ พิสิฐอนุสรณ์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร., ภาควิชาทันตกรรมประดิษฐ์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50200

Attavit Pisitanusorn
Assistant Professor; Dr., Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,
Chiang Mai 50200, Thailand
E-mail: attavitp@gmail.com

จำลองนั้นเป็นชิ้นหล่อปูน และมีอุปกรณ์ซ้อนทับ 3 แบบ คือแผ่นอะคริลิกรูปตัว U แผ่นอะคริลิกรูปตัว Y และแผ่นฐานอะคริลิกที่มีลูกบิดติดอยู่ 3 ตำแหน่ง ทำการถ่ายภาพรังสีโคเนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีแบบจำลองร่วมกับการใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ และสแกนสามมิติขึ้นหล่อปูนร่วมกับการใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับดังกล่าว แล้วนำภาพทั้งสองมาซ้อนทับกันในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียมและวัดระยะความคลาดเคลื่อนบริเวณจุดอ้างอิง วิเคราะห์ผลด้วยสถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวและการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทวิหรือต้นเนตที่ตรีที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 พบว่าเมื่อไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับในแบบจำลอง 1 และ 2 มีค่าความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับแบบจำลอง 3 (0.717 มิลลิเมตร) และแบบจำลอง 4 (1.033 มิลลิเมตร) แต่เมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับร่วมด้วยได้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตรในทุกแบบจำลอง ซึ่งความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับในแบบจำลอง 3 และ 4 เมื่อใช้ร่วมกับอุปกรณ์ซ้อนทับมีค่าน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ จากการศึกษาี้สรุปว่าการใช้อุปกรณ์ซ้อนทับในแบบจำลอง 3 และ 4 ซึ่งมีการสูญเสียฟันและมีสิ่งบูรณะโลหะจำนวนมากช่วยเพิ่มความแม่นยำในการซ้อนทับภาพรังสีโคเนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติได้ แต่ในแบบจำลอง 1 และ 2 การใช้อุปกรณ์ซ้อนทับช่วยอาจไม่จำเป็นเนื่องจากค่าความคลาดเคลื่อนแตกต่างกันเล็กน้อย

คำสำคัญ: การซ้อนทับ โคเนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีขึ้นหล่อสแกนสามมิติ

cast. Three matching devices were U shape acrylic plate, Y shape acrylic plate and acrylic baseplate with three fiducial markers were attached to it. CBCT scanning was used in model (both model with matching device and without it). And then optical 3D scanning was used in plaster cast (both plaster cast with matching device and without it). After the two datasets were matched by implant planning software, the average distances between reference points were measured. Oneway ANOVA following by Tukey's or Dunnett's T3 multiple comparisons were tested ($p=0.05$). If matching devices were not used, the registration errors were less than 0.5 mm in model 1 and 2 but were statistically significant lower than model 3 (0.717 mm) and model 4 (1.033 mm). If matching devices were used, the registration errors were less than 0.5 mm in all models. Registration errors from using matching device in model 3 and 4 were statistically significant lower than not using matching devices. Consequently, using matching devices in model 3 and 4 that many tooth- missing and metal restoration in order to improve accuracy of the CBCT images superimposed with 3D cast scan images. The using matching devices in model 1 and 2 were not necessary due to the less difference errors.

Keywords: superimposition, CBCT, 3D cast scan

บทนำ

ในรอบสิบปีที่ผ่านมาแนวคิดในด้านการฝังรากเทียม โดยให้ความสำคัญต่อสิ่งบูรณะเหนือรากเทียม (prosthodontics-driven implant placement) ในตำแหน่งที่สามารถใช้ทำหน้าที่ที่บดเคี้ยวได้ดี เกิดแรงที่เหมาะสม และเกิดความสวยงาม^(1,2) ซึ่งต่างจากแนวคิดในอดีตที่นิยมฝังรากเทียม

ในตำแหน่งที่มีกระดูกพอเพียง โดยไม่ได้คำนึงถึงตำแหน่งของสิ่งบูรณะเหนือรากเทียม⁽²⁻⁴⁾ ทำให้ตำแหน่งของรากเทียมที่ไม่เหมาะสมส่งผลต่อความสวยงามหรืออาจเกิดแรงที่มากกระทำมากเกินไปและไม่ลงตามแนวแกนฟัน^(5,6) ฉะนั้นการวางแผนและถ่ายถอดตำแหน่งของรากเทียมที่ต้องการไปยังขั้นตอนทางศัลยกรรมโดยอาศัยตัวนำเจาะศัลยกรรม

(surgical guide) จึงเป็นสิ่งสำคัญ ตามการศึกษาของ Park และคณะ⁽⁷⁾ ซึ่งพบว่า การฝังรากเทียมผ่านตัวนำเจาะศัลยกรรม มีความถูกต้องแม่นยำมากกว่าการใช้ตัวนำเจาะศัลยกรรม

อภิธานศัพท์ทางทันตกรรมประดิษฐ์ (The Glossary of Prosthodontic Terms; GPT-9) ปี 2017 ให้นิยามตัวนำเจาะศัลยกรรมว่าเป็นเครื่องมือที่ช่วยให้การฝังรากเทียมได้ ตำแหน่งและมุมที่เหมาะสม โดยตัวนำเจาะศัลยกรรมมีหลายประเภท⁽⁸⁻¹¹⁾ ตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบดั้งเดิมคือแบบเรซิน อะคริลิก และแบบสุญญากาศ (vacuum) ให้ความถูกต้อง และแม่นยำในการฝังรากเทียมน้อยกว่าตัวนำเจาะศัลยกรรมที่อาศัยคอมพิวเตอร์มาช่วยในการสร้าง และขึ้นรูปด้วยวิธีแคด/แคม (CAD/CAM; Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) เช่น กระบวนการสเตอริโอลิโทกราฟี (stereolithograph)

ในการวางแผนรากเทียมและสร้างตัวนำเจาะศัลยกรรมแบบดั้งเดิมอาศัยข้อมูลสองส่วนคือชิ้นหล่อปูน (plaster cast) และภาพรังสีซึ่งมักจะเป็นภาพรังสีปริทัศน์ (panoramic radiograph)⁽¹²⁾ ส่วนการสร้างตัวนำเจาะศัลยกรรมที่อาศัยคอมพิวเตอร์มาช่วยจะอาศัยข้อมูลแบบดิจิทัลคือไฟล์เอสทีแอล (Surface Tessellation Language; STL) ของภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติ (3D cast scan) เพื่อแสดงพื้นผิว และไฟล์ดิคอม (Digital Imaging and Communications in Medicine; DICOM) ของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone Beam Computed Tomography; CBCT) โดยไฟล์ทั้งสองถูกนำมาซ้อนทับกันในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียมจากการอาศัยจุดอ้างอิงอย่างน้อยสามตำแหน่งที่เหมือนกันจากทั้งสองไฟล์ในการซ้อนทับเพื่อให้พื้นผิวและกระดูกสัมพันธ์กับพื้นผิวได้เหมือนจริง⁽¹³⁾ โดยภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติเพื่อแสดงพื้นผิวของฟันและเหงือกอาจได้มาจากการสแกนชิ้นหล่อปูน สแกนรอยพิมพ์⁽¹⁴⁾ หรือสแกนช่องปากผู้ป่วยโดยตรงก็ได้⁽¹⁵⁾

ในปัจจุบันโปรแกรมจำลองฝังรากเทียมที่นำมาใช้วางแผนรากเทียมและสร้างตัวนำเจาะศัลยกรรมมีอยู่หลายโปรแกรม^(16,17) เช่น coDiagnostiX[®], Procera Software[®], BioDental Model System[®], SimPlant[®], ImplantMaster[®], Virtual Implant[®], Implant 3D Placement (VIP)[®] เป็นต้น แต่อย่างไรก็ตามแม้ว่าจะมีการวางโปรแกรมจำลองฝังรากเทียมมาอย่างดี ก็ยังสามารถเกิดความ

ผิดพลาดได้จากขั้นตอนต่างๆ เช่น 1) ขั้นตอนแคดเพื่อสร้างภาพจำลองในโปรแกรม ข้อมูลจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ด้อยคุณภาพ และการตัดแต่งส่วนของกระดูก ฟัน และเนื้อเยื่ออื่นๆ โดยความผิดพลาดที่เกิดขึ้นน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร^(5,7,16,18) 2) ขั้นตอนแคดเพื่อสร้างตัวนำเจาะศัลยกรรมสเตอริโอลิโทกราฟี⁽¹⁸⁾ 3) ความผิดพลาดเชิงกล (mechanical error) จากปลอกโลหะที่มีขนาดใหญ่กว่าหัวเจาะเล็กน้อยทำให้เกิดการเบี่ยงเบนในแนวด้านข้างขณะเจาะ⁽¹⁸⁾ 4) ความผิดพลาดโดยมนุษย์ (human error) เช่น การยึดตัวนำเจาะศัลยกรรมเข้ากับกระดูก ขากรรไกรผิดตำแหน่ง การหยุดหัวเจาะผิดตำแหน่ง ตัวนำเจาะศัลยกรรมในช่องปากไม่แนบสนิทหรืออาจเกิดการเคลื่อนขยับขณะเจาะ^(7,16,18)

ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ด้อยคุณภาพมักเกิดจากสิ่งแปลกปนโลหะ (metal artefact) จากสิ่งบูรณะโลหะภายในช่องปาก เช่น วัสดุอุดอะมัลกัม (amalgam) ครอบฟัน⁽¹⁹⁾ แบริกเกต (bracket)^(14,20) เป็นต้น ทำให้เกิดการกระเจิงของภาพรังสีบริเวณดังกล่าว เป็นผลให้การระบุขอบเขตที่แน่ชัดของฟันขึ้นนั้นเป็นไปได้ยาก การใช้ฟันซี่ดังกล่าวเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับย่อมเกิดความคลาดเคลื่อนสูง⁽¹²⁾ โดยจะมีผลกระทบมากเมื่ออยู่ในระดับบดเคี้ยว แต่จะมีผลกระทบน้อยหากอยู่ในระดับต่ำกว่าสันกระดูกเข้าฟัน⁽¹⁹⁾

ในการศึกษาของ Park และคณะ⁽²¹⁾ มีการนำภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติจากการสแกนรอยพิมพ์อัลจินเต (alginate) มาซ้อนทับกันในโปรแกรม พบว่ายังมีข้อด้อยคือความไม่ชัดเจนของพื้นผิวรอยพิมพ์ดังกล่าว ต่อมา Rangel และคณะ⁽¹⁴⁾ ได้เสนอวิธีทำให้ข้อมูลดังกล่าวมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น โดยการติดหมุดไทเทเนียมรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาด 1x2x1.5 มิลลิเมตร บริเวณเหงือกห่างจากคอฟันประมาณ 2-3 มิลลิเมตร แล้วถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี และพิมพ์ปากด้วยอัลจินเตโดยให้หมุดไทเทเนียมยังติดอยู่ที่รอยพิมพ์เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติที่ได้จากการสแกนรอยพิมพ์อัลจินเต แสดงผลการศึกษาดูด้วยแผนที่ระยะ (distance map) ซึ่งแสดงความแตกต่างของพื้นผิวทั้งสองเป็นสี พบว่าพื้นผิวของทั้งสองไฟล์มีความแตกต่างกันเฉลี่ย 0.1 มิลลิเมตร และแตกต่างกันมากที่สุดบริเวณแบริกเกต

คือ 0.3 มิลลิเมตร เป็นผลจากกระเจิงของภาพรังสีบริเวณแบร์กเกตโลหะ แต่ยังมีข้อโต้แย้งว่าอาจเกิดการผิดรูปของวัสดุพิมพ์ปากทำให้การซ้อนทับด้วยประสิทธิภาพลง รวมถึงหมุดไทเทเนียมมีราคาแพง และต้องใช้ระยะเวลาในการติดหมุดดังกล่าว

มีการศึกษาความแม่นยำจากการซ้อนทับกันของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติจากการสแกนช่องปากผู้ป่วยโดยตรงของ Ritter และคณะ⁽¹⁵⁾ โดยอาศัยพื้นผิวพื้นที่ที่อยู่ติดกับช่องว่างเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพทั้งสองและวัดความคลาดเคลื่อนบริเวณพื้นที่ที่ติดกับช่องว่างจากภาพรังสีสองมิติในโปรแกรมวางแผนรากเทียม พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ระหว่าง 0.03 (± 0.33) และ 0.14 (± 0.18) มิลลิเมตร

Nkenke และคณะ⁽²²⁾ ศึกษาความแม่นยำจากการซ้อนทับภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) ของชิ้นหล่อปูนและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติจากการสแกนชิ้นหล่อปูนนั้น โดยแสดงผลความแตกต่างของพื้นผิวทั้งสองเป็นสี พบว่ามีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อน 0.1262 มิลลิเมตร และความแม่นยำของการซ้อนทับภาพดังกล่าวลดลงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.0005$) เมื่อตัดแปลงชิ้นหล่อปูนเดิมให้มีวัสดุอุดอะมัลกัมบริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันกรามซี่แรกทั้งด้านซ้ายและขวา ซึ่งพบว่ามีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อน 0.2671 มิลลิเมตร และในผู้ป่วยจริงพบว่ามีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อน ในขากรรไกรบน 0.56 มิลลิเมตร และขากรรไกรล่าง 0.66 มิลลิเมตร ซึ่งมีความคลาดเคลื่อนมากกว่าการศึกษาในชิ้นหล่อปูน

จุดอ้างอิงในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ใช้ในการระบุตำแหน่งของรากเทียมที่ต้องการ สามารถจำแนกออกได้เป็น 3 รูปแบบ⁽¹⁹⁾ คือ

1. สิ่งทึบรังสีขนาดเล็กเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 3 มิลลิเมตร ทำมาจากปูน กลาสไอโอโนเมอร์ (glass ionomer) หรือกัธทาเพอร์ชา^(23,24) ใส่ในปีกฟันเทียมด้านแก้มบริเวณที่หนา
2. การเคลือบผิวบนของตัวนำถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (CT guide) ด้วยแบเรียมซัลเฟต (barium sulfate) และเรซินวารนิช (resin varnish)
3. ช่องว่างอากาศบริเวณพื้นที่สูญเสียไป จะปรากฏเป็น

ขอบดำที่ชัดเจนบนภาพถ่ายรังสี

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการศึกษาที่จำนวนพื้นที่เหลืออยู่ในขากรรไกรมีไม่เพียงพอหรือสภาพของฟันไม่เหมาะสมคือมีสิ่งบูรณะโลหะ ทำให้ได้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่มีคุณภาพด้อยลงคือมีการกระเจิงของซีฟอนบริเวณดังกล่าว^(14,19,20,22) เป็นปัจจัยหนึ่งที่ทำให้การซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเข้ากับภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติมีความคลาดเคลื่อนไป แต่การศึกษาเกี่ยวกับความแม่นยำในการซ้อนทับภาพทั้งสองยังมีน้อยและมีข้อจำกัดอยู่ งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความแม่นยำในการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติเข้าด้วยกันโดยใช้อุปกรณ์ซ้อนทับที่ประดิษฐ์ขึ้นมา เปรียบเทียบกับการไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาความแม่นยำจากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีของแบบจำลองและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติของชิ้นหล่อปูนซึ่งได้จากการพิมพ์แบบจำลองดังกล่าว โดยศึกษาในแบบจำลองฟันขากรรไกรล่าง 4 แบบซึ่งดัดแปลงจากแบบจำลองต้นแบบอันเดียวกันที่มีฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านซ้ายถึงฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านขวา และมีจุดอ้างอิงเพื่อใช้สำหรับวัดความคลาดเคลื่อน 4 ตำแหน่งบริเวณฐานแบบจำลอง กำหนดให้แบบจำลอง 1-4 มีระดับการสูญเสียฟันและการบูรณะด้วยสิ่งบูรณะโลหะแตกต่างกันจากน้อยไปมาก การถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแบบจำลองและสแกนสามมิติชิ้นหล่อปูนมี 4 วิธีคือไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับแผ่นอะคริลิกรูปตัว U แผ่นอะคริลิกรูปตัว Y และแผ่นฐานอะคริลิก นำภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีของแบบจำลองและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติของชิ้นหล่อปูนซ้อนทับกันในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียม แล้ววัดความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจากจุดอ้างอิงบริเวณฐานแบบจำลอง รายละเอียดดังนี้

การออกแบบและสร้างแบบจำลอง ชิ้นหล่อปูน และอุปกรณ์ซ้อนทับ

1. ออกแบบแบบจำลอง 4 แบบ คือ
 - 1) แบบจำลอง 1 ดังรูปที่ 1 (a) แทนกลุ่มผู้ป่วยที่ฟันอยู่ในสภาพสมบูรณ์มีการสูญเสียฟันไปสองซี่คือฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้ายและฟันตัดล่างซี่กลางด้านขวา ส่วนฟันซี่อื่น ๆ อยู่

ในสภาพดี ไม่มีวัสดุบูรณะใดๆ

2) **แบบจำลอง 2** ดังรูปที่ 1 (b) แทนกลุ่มผู้ป่วยที่มีปัญหาการซ้อนทับอยู่ระดับง่าย มีการตัดแปลงเพิ่มเติมจากแบบจำลอง 1 คือ

a. มีวัสดุอุดอะมัลกัม (Sybraloy[®], Kerr Corporation, MI, USA) บริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านซ้ายและฟันกรามน้อยล่างซี่ที่สองด้านขวา

b. สูญเสียฟันตัดล่างซี่กลางด้านขวา ฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้ายและขวา

3) **แบบจำลอง 3** ดังรูปที่ 1 (c) แทนกลุ่มผู้ป่วยที่มีปัญหาการซ้อนทับอยู่ระดับปานกลาง มีการตัดแปลงเพิ่มเติมจากแบบจำลอง 2 คือ

a. มีวัสดุอุดอะมัลกัมบริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้าย ฟันเขี้ยวล่างด้านซ้าย ฟันกรามน้อยล่างซี่ที่หนึ่งและสองด้านขวา

b. ครอบฟันโลหะล้วนบริเวณฟันกรามน้อยล่างซี่ที่สองด้านซ้าย และฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านขวา ยึดด้วยซีเมนต์ชนิดซิงก์ฟอสเฟต (HY-Bond Zinc Phosphate Cement[®], SHOFU INC, Kyoto, Japan)

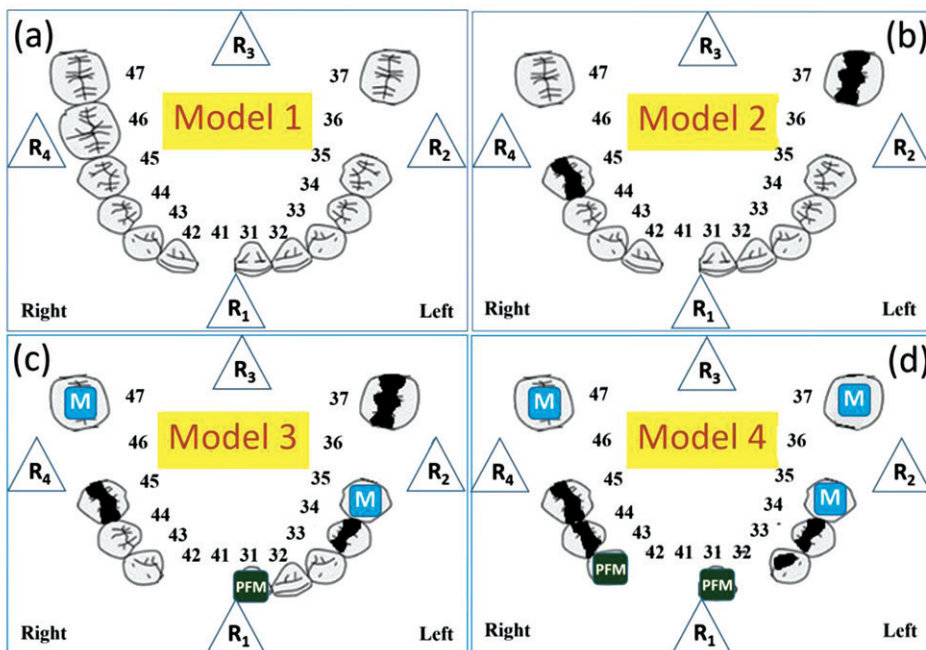
c. ครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนบริเวณฟันตัดล่างซี่กลางด้านซ้าย ยึดด้วยซีเมนต์ชนิดซิงก์ฟอสเฟต

d. สูญเสียฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้ายและขวา ฟันตัดล่างซี่กลางและข้างด้านขวา

4) **แบบจำลอง 4** ดังรูปที่ 1 (d) แทนกลุ่มผู้ป่วยที่มีปัญหาการซ้อนทับอยู่ระดับยาก มีการตัดแปลงเพิ่มเติมจากแบบจำลอง 3 คือ

a. มีวัสดุอุดอะมัลกัมบริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันกรามน้อยล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้าย ฟันเขี้ยวล่างด้านซ้าย ฟันกรามน้อยล่างซี่ที่หนึ่งและสองด้านขวา

b. ครอบฟันโลหะล้วนบริเวณฟันกรามน้อยล่างซี่ที่สองด้านซ้าย ฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านซ้ายและขวา



รูปที่ 1 แบบจำลอง 4 แบบ; (a) แบบจำลอง 1, (b) แบบจำลอง 2, (c) แบบจำลอง 3, (d) แบบจำลอง 4

■ : วัสดุอุดอะมัลกัม, M: ครอบฟันโลหะล้วน, PFM: ครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลน, R1 R2 R3 และ R4: จุดอ้างอิงเพื่อใช้ในการวัดความคลาดเคลื่อน

Figure 1 Four designs of model; (a) model 1, (b) model 2, (c) model 3, (d) model 4

■ : Amalgam restoration, M: full metal crown, PFM: porcelain fuse to metal crown, R1 R2 R3 and R4: references for measurement error

c. ครอบฟันโลหะเคลือบพอร์ซเลนบริเวณฟันตัดล่างซึ่ง กลางด้านซ้าย ฟันเขี้ยวล่างด้านขวา

d. สูญเสียฟันกรามล่างซี่ที่หนึ่งด้านซ้ายและขวา ฟันตัด ล่างซี่ข้างด้านซ้าย ฟันตัดล่างซี่กลางและข้างด้านขวา

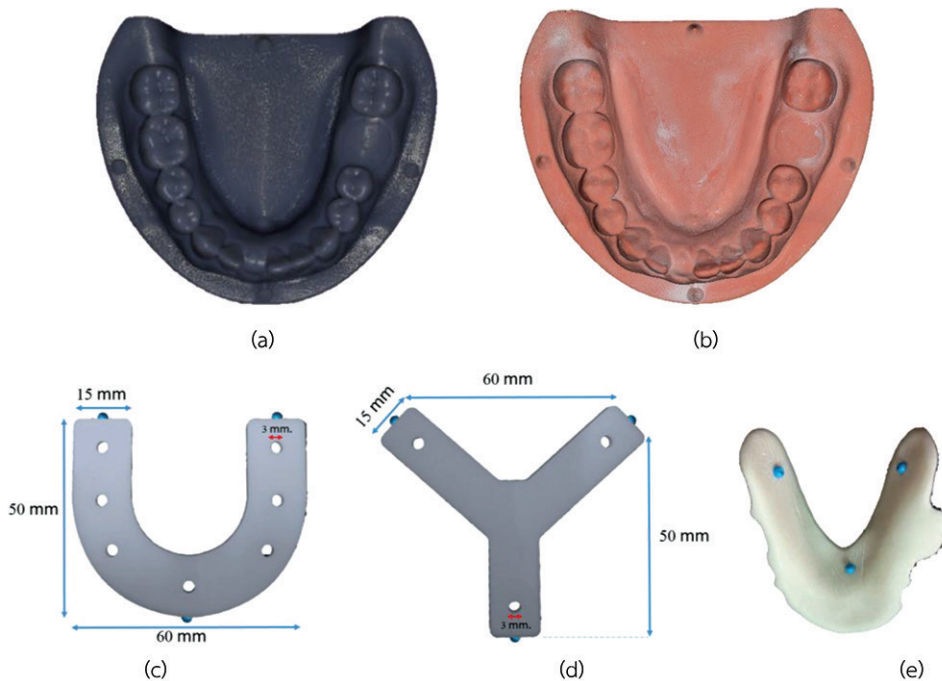
2. สร้างแบบจำลอง 1 ตามที่ได้ออกแบบไว้ด้วยเรซิน เทลว (Grey Resin[®], Formlabs, MA, USA) โดยวิธีขึ้น ต้นแบบอย่างรวดเร็ว (rapid prototyping) ด้วยกระบวนการ สเตอริโอไลโทกราฟี ได้แบบจำลอง 1 ดังรูปที่ 2 (a)

3. สร้างขึ้นหล่อปูน 1 ดังรูปที่ 2 (b) จากกรพิมพ์แบบ แบบจำลอง 1 ด้วยอัลจินต (Kromopan[®], LASCOD, Firenze, Italy) และเทแบบด้วยพลาสติกหินชนิดที่สี่ (dental stone type IV) (Vel-Mix[™], Kerr Corporation, California, USA) ตามอัตราส่วนที่บริษัทกำหนดด้วยเครื่อง ผสมสุญญากาศ (vacuum mixer) (Twister Evolution[®], Renfert, Baden-Württemberg, Germany)

4. ออกแบบและสร้างสิ่งประดิษฐ์ที่ช่วยในการซ้อนทับ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพขึ้นหล่อ สแกนสามมิติ โดยอุปกรณ์ซ้อนทับมี 3 แบบ คือ

- แผ่นอะคริลิกรูปตัว U และแผ่นอะคริลิกรูปตัว Y ดัง รูปที่ 2 (c) และ 2 (d) ตามลำดับ สร้างจากแผ่นอะคริลิก (Alfplas[®], Titan Poly Tech Co., Ltd., Bangkok, Thailand) หนา 3 มิลลิเมตร ตัดเป็นรูปตัว U และรูปตัว Y ขนาดพอดีกับส่วนโค้งขากรรไกร โดยอุปกรณ์ซ้อนทับ รูปตัว U ได้อ้างอิงรูปแบบมาจากส้อมเฟชโบว์ (face-bow fork) ในงานถ่ายทอดความสัมพันธ์ของขากรรไกรบนกับฐาน กะโหลก เนื่องจากมีลักษณะเป็นรูปตัว U ที่ครอบคลุมบริเวณ ด้านบนเดือยของฟันทั้งหมดในขากรรไกร และดัดแปลงเพิ่ม เดิมเป็นลักษณะรูปตัว Y เพื่อให้ปกคลุมบริเวณด้านบนเดือย ของฟันเพียงบางซี่เฉพาะที่จำเป็นในการใช้งานอุปกรณ์ซ้อน ทับดังกล่าว แล้วนำมาติดเม็ดลูกบิดพลาสติกสีฟ้าขนาดเส้น ผ่านศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร 3 ตำแหน่งคือบริเวณด้านหน้า ด้านท้ายฝั่งซ้ายและขวาด้วยสารยึดติดเอทิลไซยาโนอะคริเลต (ethyl cyanoacrylate) เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับ ภาพทั้งสอง

- แผ่นฐานอะคริลิก ดังรูปที่ 2 (e) สร้างจากเรซิน อะคริลิกชนิดป่มเอง (Formatray[®], Kerr Corporation,



รูปที่ 2 แบบจำลอง 1 ขึ้นหล่อปูน 1 และอุปกรณ์ซ้อนทับ 3 รูปแบบ; (a) แบบจำลอง, (b) ขึ้นหล่อปูน, (c) แผ่นอะคริลิกรูปตัว U, (d) แผ่นอะคริลิกรูป ตัว Y, (e) แผ่นฐานอะคริลิก

Figure 2 Model 1, plaster cast 1 and three matching devices; (a) model, (b) plaster model, (c) U shape acrylic plate, (d) Y shape acrylic plate, (e) acrylic baseplate

MI, USA) โดยสร้างแบบไปบนชิ้นหล่อปูน 1 แล้วนำมาติดเม็ดลูกบิดพลาสติก 3 ตำแหน่งคือบริเวณฟันตัดล่างซี่กลางด้านขวา ฟันกรามล่างซี่ที่สองด้านซ้ายและขวา โดยห่างจากขอบล่างของแผ่นฐานอะคริลิก 5 มิลลิเมตร เพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพทั้งสอง

กระบวนการทดสอบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ซ้อนทับ

ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับทั้งสามแบบร่วมกับแบบจำลอง 1 โดยมีขั้นตอนดังนี้

1) กรณีแผ่นอะคริลิกรูปตัว U และแผ่นอะคริลิกรูปตัว Y ให้ฉีดวัสดุบับนทีกรอยกัก (Occlufast[®], Zhermack SpA, Rovigo, Italy) บนอุปกรณ์ซ้อนทับดังกล่าว แล้ววางบนด้านบดเคี้ยวของฟันในแบบจำลอง 1 เพื่อให้อุปกรณ์ซ้อนทับนั้นอยู่ในตำแหน่งคงที่

2) กรณีแผ่นฐานอะคริลิก ให้สร้างแบบไปบนชิ้นหล่อปูน 1 และติดลูกบิด 3 ตำแหน่งเพื่อเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพทั้งสอง

3) นำแบบจำลอง 1 ดังรูปที่ 2 (a) ไปถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสี (PaX-Flex3D[®], VATECH Global, Hwasung, South Korea) โดยตั้งค่าความต่างศักย์สูงสุด 89 กิโลโวลต์สูงสุด (kVp) กระแสไฟฟ้า 4.4 มิลลิแอมแปร์ (mA) ใช้เวลาในการถ่าย 15 วินาที พื้นที่ในการถ่ายภาพ (Field of view) 120x90 มิลลิเมตร และขนาดวอกเซล (Voxel) 0.2 มิลลิเมตร และถ่ายแบบจำลอง 1 ถ่ายร่วมกับอุปกรณ์ซ้อนทับทั้งสามแบบ

4) นำชิ้นหล่อปูน 1 ดังรูปที่ 2 (b) สแกนสามมิติโดยเครื่องสแกนด้วยแสงแบบกราดผิว (DS300[®], Shining 3D, Zhejiang, China) และสแกนชิ้นหล่อปูน 1 ร่วมกับอุปกรณ์ซ้อนทับทั้ง 3 แบบ

5) ตัดแปลงแบบจำลอง 1 เป็นแบบจำลอง 2 และสร้างชิ้นหล่อปูน 2 จากการพิมพ์แบบจำลอง 2 ด้วยอัลจินด์และเทแบบด้วยพลาสติกเรซินชนิดที่สี่ แล้วทำขั้นตอนข้างต้นซ้ำ (ข้อ 1-4)

6) ตัดแปลงแบบจำลอง 2 เป็นแบบจำลอง 3 และสร้างชิ้นหล่อปูน 3 แล้วทำขั้นตอนข้างต้นซ้ำ (ข้อ 1-4)

7) ตัดแปลงแบบจำลอง 3 เป็นแบบจำลอง 4 และสร้างชิ้นหล่อปูน 4 แล้วทำขั้นตอนข้างต้นซ้ำ (ข้อ 1-4) ในการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและการสแกนสาม

มิติชิ้นหล่อใช้เจ้าหน้าที่คนเดิมและวางแบบจำลองในตำแหน่งเดิมตลอดการทดลอง

8) นำไฟล์ไดคอมของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและไฟล์เอสทีแอลของภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติ มาซ้อนทับกันในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียม (SimPlant[®] Pro 17.01, Materialise Inc., Leuven, Belgium) การซ้อนทับถูกทำซ้ำ 10 ครั้งในแต่ละกลุ่ม โดยทันตแพทย์ผู้ได้รับการอบรมการใช้โปรแกรมจำลองฝังรากเทียมจากทันตแพทย์ผู้เชี่ยวชาญด้านทันตกรรมรากเทียมคอมพิวเตอร์ กลุ่มที่ไม่มีอุปกรณ์ซ้อนทับจะอาศัยพื้นที่เหลืออยู่สามตำแหน่งที่ชัดเจนบริเวณปุ่มฟัน (cusp) มุมฟัน (angle) หรือขอบฟัน (margin)⁽²⁾ เพื่อเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพดังกล่าว ส่วนกลุ่มที่มีอุปกรณ์ซ้อนทับจะอาศัยเม็ดลูกบิดทั้งสามตำแหน่งเป็นจุดอ้างอิง

9) วัดความคลาดเคลื่อนในการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติจากจุดอ้างอิง 4 ตำแหน่งคือ R₁, R₂, R₃ และ R₄ โดยทันตแพทย์สองคน วัดซ้ำสองครั้งคนละวันตามการศึกษาของ Ritter และคณะ⁽¹⁵⁾ รวมการวัดทั้งหมด 2,560 ครั้ง (16x10x4x2x2) งานวิจัยนี้วัดความคลาดเคลื่อนในระบบพิกัดเชิงขั้วสามมิติโดยวัดระยะห่างจากจุดยอดของจุดอ้างอิงทั้งสอง

10) วิเคราะห์ความน่าเชื่อถือในตัวผู้วัดแต่ละคน (intra-examiner reliability) ได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (intraclass correlation coefficient; ICC) 0.923 และ 0.940 ความน่าเชื่อถือระหว่างผู้วัดสองคน (inter-examiner reliability) ได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น 0.948 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ดีเยี่ยม^(15,25,26)

11) วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติโดยใช้โปรแกรมคำนวณสถิติ SPSS Statistics 17.0 (SPSS Inc., IL, USA) เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของความคลาดเคลื่อนในการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติในแต่ละแบบจำลองเมื่อใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ช่วยซ้อนทับ โดยใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-way ANOVA) และการเปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุกคู่ (Tukey's) หรือต้นเนตที่ทรี (Dunnnett's T3) ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา

จากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติของแบบจำลองที่ 1-4 โดยอาศัยฟันที่เหลื่ออยู่ในขากรรไกรเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพ พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ระหว่าง 0.283 (± 0.093) และ 1.033 (± 0.120) มิลลิเมตร แต่เมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับรูปแบบใดรูปแบบหนึ่งคือ แผ่นอะคริลิกรูปตัว U แผ่นอะคริลิกรูปตัว Y หรือแผ่นฐานอะคริลิก พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ระหว่าง 0.130 (±0.013) และ 0.426 (± 0.008) มิลลิเมตร รายละเอียดแต่ละแบบจำลองแสดงในตารางที่ 1

เมื่อใช้สถิติวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียวตามกลุ่มการใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ พบว่าจากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติของแบบจำลอง 1-4 ซึ่งไม่มีอุปกรณ์ซ้อนทับ โดยในแบบจำลอง 1 และ 2 มีค่าความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) กับแบบจำลอง 3 (0.717 มิลลิเมตร) และแบบจำลอง 4 (1.033 มิลลิเมตร) ดังรูปที่ 3 แต่เมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับแบบใดแบบหนึ่งในแบบจำลอง 1-4 พบว่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นมีค่าเฉลี่ยน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร ในทุกแบบจำลอง

เมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับรูปแบบใด ๆ ในแบบจำลอง 3 และ 4 ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นลดลงกว่าการไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และอุปกรณ์ซ้อนทับแผ่นอะคริลิก

รูปตัว Y จะได้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในทุกแบบจำลอง ซึ่งแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับการไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับหรือใช้อุปกรณ์ซ้อนทับรูปแบบอื่น ๆ โดยเมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับแผ่นอะคริลิกรูปตัว Y ในแบบจำลอง 1-4 มีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ระหว่าง 0.130 (±0.013) ถึง 0.290 (±0.008) มิลลิเมตร ดังรูปที่ 4

บทวิจารณ์

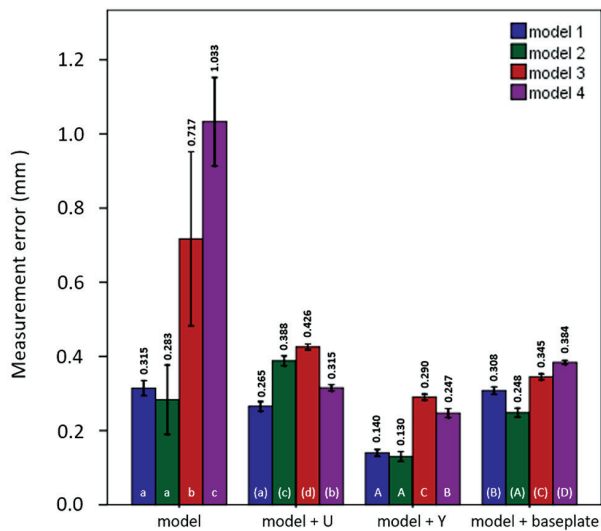
จากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติของแบบจำลอง 1-4 โดยอาศัยฟันที่เหลื่ออยู่ในขากรรไกรเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับ พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามจำนวนสิ่งบูรณะโลหะและฟันที่สูญเสียไป ดังรูปที่ 3 โดยในแบบจำลอง 1 และ 2 มีค่าความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร ซึ่งน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับแบบจำลอง 3 และแบบจำลอง 4 ซึ่งมีการสูญเสียฟัน รวมถึงมีวัสดุอุดอะมัลกัมขนาดใหญ่บริเวณด้านบดเคี้ยวและครอบฟันโลหะล้วนหลายซี่ เป็นผลให้เกิดการกระเจิงของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีบริเวณซี่ฟันที่นำมาใช้ในการซ้อนทับกับภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติ ผลที่ได้จากการซ้อนทับจึงมีความคลาดเคลื่อนมาก ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Nkenke และคณะ⁽²²⁾ ที่พบว่าเมื่อมีวัสดุอุดอะมัลกัมบริเวณด้านบดเคี้ยวของฟันกรามซี่แรกทั้งซ้ายและขวา ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นมากกว่าเมื่อไม่มีวัสดุอุดอะมัลกัมอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.0005$) แต่จากการ

ตารางที่ 1 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟีและภาพขึ้นหล่อสแกนสามมิติ

Table 1 Mean and standard deviation (SD) of the registration errors of the CBCT images superimposed with 3D cast scan images (n=160)

Measuring error from superimposition (mm)				
Matching devices	Non	U	Y	Baseplate
Model 1	0.315 ± 0.020	0.265 ± 0.013	0.140 ± 0.009	0.308 ± 0.010
Model 2	0.283 ± 0.093	0.388 ± 0.013	0.130 ± 0.013	0.248 ± 0.012
Model 3	0.717 ± 0.235	0.426 ± 0.008	0.290 ± 0.008	0.345 ± 0.008
Model 4	1.033 ± 0.120	0.315 ± 0.009	0.247 ± 0.012	0.384 ± 0.006

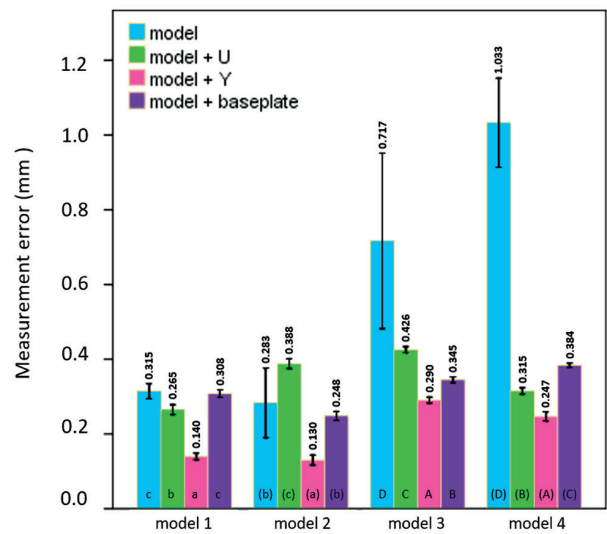
Non: ไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ, U: ใช้แผ่นอะคริลิกรูปตัว U, Y: ใช้แผ่นอะคริลิกรูปตัว Y, Baseplate: ใช้แผ่นฐานอะคริลิก
 Non: no matching device, U: used U shape acrylic plate, Y: used Y shape acrylic plate, Baseplate: used acrylic baseplate



รูปที่ 3 แผนภูมิแท่งแสดงความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติเมื่อใช้หรือไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ (เปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดทุกคู่, ตัวอักษรเดียวกันแสดงถึงความไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p > 0.05$)

Figure 3 Bar chart represents registration errors of the CBCT images superimposed with 3D cast scan images by using matching devices or not (Tukey's multiple comparison, same alphabets mean not significantly different $p > 0.05$)

ศึกษาของ Ritter และคณะ⁽¹⁵⁾ ซึ่งวัดความคลาดเคลื่อนจากภาพสองมิติในตำแหน่งซีฟันที่ใกล้กับบริเวณที่เลือกใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับ จึงได้ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ระหว่าง 0.03 (± 0.33) ถึง 0.14 (± 0.18) มิลลิเมตร มีค่าน้อยกว่าการศึกษาในงานวิจัยนี้ในแบบจำลอง 1 ที่ได้ค่าความคลาดเคลื่อน 0.315 (± 0.020) มิลลิเมตร ซึ่งเป็นการวัดจากภาพสามมิติ แต่ถึงอย่างไรก็ตามในการศึกษานี้เมื่อไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับใดๆ ในแบบจำลอง 2 ซึ่งมีวัสดุอุดอะมัลกัมบางซี่ได้ค่าความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับภาพน้อยกว่าแบบจำลอง 1 ซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปนโลหะใดๆ เนื่องจากในแบบจำลอง 2 สามารถเลือกฟันซี่อื่นที่ไม่มีสิ่งแปลกปนโลหะนั้นได้ มาเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพ และพบว่าผลที่ได้ในแบบจำลอง 1 และ 2 ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ความแตกต่างเพียงเล็กน้อยนี้เนื่องมาจากความคลาดเคลื่อนในขั้นตอนอื่นๆ ที่อาจเกิดขึ้นได้ เช่น ขั้นตอนการสร้างชิ้นหล่อปูนซึ่งได้จากการพิมพ์แบบด้วยวัสดุ



รูปที่ 4 แผนภูมิแท่งแสดงความคลาดเคลื่อนจากการซ้อนทับภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติในแบบจำลองทั้งสี่แบบ (เปรียบเทียบเชิงซ้อนชนิดคั่นเน็ตที่ตรี, ตัวอักษรเดียวกันแสดงถึงความไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ $p > 0.05$)

Figure 4 Bar chart represents registration errors of the CBCT images superimposed with 3D cast scan images from four models (Dunnett's T3 multiple comparison, same alphabets mean not significantly different $p > 0.05$)

พิมพ์ปากอัลจินตและเทแบบด้วยพลาสติกเรซินชนิดที่สี่ ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงมิติรูปร่าง (dimensional change) ของวัสดุ⁽²⁷⁻²⁹⁾

แต่เมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับแบบใดแบบหนึ่งในแบบจำลอง 1-4 พบว่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกันคือน้อยกว่า 0.5 มิลลิเมตร และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานน้อยกว่าไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับ จึงกล่าวได้ว่าผลกระทบจากการฟุ้งกระเจิงของภาพรังสีบริเวณลึงบูรณะโลหะไม่มีผลต่อประสิทธิภาพของอุปกรณ์ซ้อนทับในการซ้อนทับภาพภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติ เนื่องจากอาศัยลูกบิดซึ่งเป็นสิ่งบ่งชี้ขนาดเล็กเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 3 มิลลิเมตร⁽¹⁹⁾ ที่ชัดเจนทั้งในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติเป็นจุดอ้างอิง 3 ตำแหน่งในการซ้อนทับภาพ ซึ่งเมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับในแบบจำลอง 3 และ 4 ความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นลดลงกว่าการไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับอย่างมี

นัยสำคัญทางสถิติ ดังรูปที่ 4 และเมื่อเปรียบเทียบรูปแบบของอุปกรณ์ซ้อนทับพบว่าเมื่อใช้แผ่นอะคริลิกรูปตัว Y จะได้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในทุกแบบจำลอง เนื่องจากจากระยะห่างระหว่างลูกปิดซึ่งเป็นจุดอ้างอิงที่ใช้ในการซ้อนทับมากกว่าอุปกรณ์ซ้อนทับแบบอื่น ๆ เนื่องจากจุดอ้างอิงในการซ้อนทับจำนวนมากความคลาดเคลื่อนในการซ้อนทับจะยิ่งน้อยลง โดยแต่ละจุดควรห่างกันมากที่สุดและไม่เรียงเป็นแนวเส้นตรง^(30,31) โดยแต่ในแบบจำลอง 1 และ 2 การใช้หรือไม่ใช้แผ่นฐานอะคริลิกพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อใช้อุปกรณ์ซ้อนทับแผ่นอะคริลิกรูปตัว U ในแบบจำลอง 2 พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้กลับมากกว่าการไม่ใช้อุปกรณ์ซ้อนทับอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ดังนั้นกลุ่มแบบจำลอง 1 และ 2 การใช้อุปกรณ์ซ้อนทับอาจไม่จำเป็นมากนัก เนื่องจากฟันที่เหลืออยู่ยังสามารถใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับที่ดีได้ และยังเป็นการเพิ่มขั้นตอนการรักษาให้ยุ่งยากและใช้เวลามากขึ้น

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเพื่อแก้ไขข้อจำกัดของภาพรังสีโคนัมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่มีการกระเจิงของภาพรังสีบริเวณสิ่งบูรณะโลหะซึ่งส่งผลให้ภาพรังสีที่ได้ไม่ชัดเจน และมีปัญหาในการนำมาซ้อนทับกับภาพชิ้นหล่อสแกนสามมิติในโปรแกรมจำลองฝังรากเทียม โดยการประดิษฐ์อุปกรณ์เพื่อช่วยให้การซ้อนทับภาพดังกล่าวถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น แต่อย่างไรก็ตามลักษณะฟันที่เหลือในช่องปากรวมถึงขนาดขากรรไกรของผู้ป่วยแต่ละรายแตกต่างกัน ทำให้ในบางกรณีอุปกรณ์ซ้อนทับในการศึกษานี้อาจยังไม่เหมาะสม จึงควรมีการพัฒนาและปรับปรุงอุปกรณ์ซ้อนทับดังกล่าวเพื่อให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละรายมากขึ้นโดยอาจมีหลายรูปแบบและมีหลายขนาด รวมถึงมีการศึกษาในแบบจำลองที่คล้ายช่องปากของผู้ป่วยมากที่สุด หรือศึกษาในผู้ป่วยจริงในอนาคตต่อไป

บทสรุป

ในกรณีซี่ฟันที่เหลืออยู่ในขากรรไกรมีความเหมาะสมคือไม่มีวัสดุบูรณะโลหะบริเวณด้านบดเคี้ยว อย่างน้อย 3 ซี่ ในขากรรไกรคือมีซี่ฟันหน้าและฟันหลังคงเหลือในขากรรไกรด้านซ้ายและขวา สามารถใช้ซี่ฟันดังกล่าวเป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพรังสีโคนัมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและชิ้นหล่อสแกนสามมิติได้ แต่กรณีซี่ฟันที่เหลืออยู่ไม่เหมาะสมจะใช้เป็นจุดอ้างอิงในการซ้อนทับภาพทั้งสองดังกล่าว การใช้อุปกรณ์

ซ้อนทับจะช่วยให้เกิดความแม่นยำในการซ้อนทับมากขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้ได้รับทุนพัฒนาและส่งเสริมงานวิจัยระดับบัณฑิตศึกษา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ และสำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย (สกว.) ขอขอบคุณศูนย์ทันตกรรมรากเทียมคอมพิวเตอร์ คลินิกโรคฟันล้านนา จ.เชียงใหม่ ที่ให้การสนับสนุนโปรแกรมจำลองฝังรากเทียม SimPlant® ตลอดจนให้คำปรึกษาในการใช้โปรแกรมดังกล่าว รวมถึงการขึ้นรูปแบบจำลอง การถ่ายภาพรังสีโคนัมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและการสแกนสามมิติชิ้นหล่อ รวมทั้งบริษัท เอ็กซา ซีแรม จำกัด จ.เชียงใหม่ ที่ให้การสนับสนุนครอปฟันทั้งหมดที่ใช้ในงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer-aided implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(2): 855-863.
2. Vico GD, Ferraris F, Arcuri L, Guzzo F, Spinelli D. A novel work flow for computer guided implant surgery matching digital dental casts and CBCT scan. *Oral Implantol* 2016; 9(1): 33-48.
3. Assche NV, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(6): 112-123.
4. Chedchareonaraya C. Tooth replacement in thin partial edentulous ridge with implant and crown. *J Prapokklao Hosp Clin Med Educat Center* 2013; 30(3): 230-242. (in thai)
5. Somogyi-Ganss E, Holmes HI, Jokstad A. Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26: 882-890.
6. Kola MZ, Shah AH, Khalil HS, et al. Surgical templates for dental implant positioning; current knowledge and clinical perspectives. *Niger J Surg* 2015; 21(1): 1-5.

7. Park C, Raigrodski AJ, Rosen J, Spiekerman C, London RM. Accuracy of implant placement using precision surgical guides with varying occlusogingival heights: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2009; 101(6): 372-381.
8. Dada K, Pariente L, Daas M. Strategic extraction protocol: Use of an image-fusion stereolithographic guide for immediate implant placement. *J Prosthet Dent* 2016; 116(5): 652-656.
9. Hultin M, Svensson KG, Trulsson M. Clinical advantages of computer-guided implant placement: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(6): 124-135.
10. Hernandez-Alfaro F, Guijarro-Martinez R. New protocol for three-dimensional surgical planning and CAD/CAM splint generation in orthognathic surgery: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013; 42(12): 1547-1556.
11. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(4): 571-577.
12. Hara S, Mitsugi M, Kanno T, Tatemoto Y. Computer-aided design provisionalization and implant insertion combined with optical scanning of plaster casts and computed tomography data. *Ann Maxillofac Surg* 2014; 4(1): 64-69.
13. Pawar A, Mittal S, Singh RP, Bakshi R, Sehgal V. A step toward precision: A review on surgical guide templates for dental implants. *Int J Sci Stud* 2016; 3(11): 262-266.
14. Rangel FA, Maal TJ, Bergé SJ, Kuijpers-Jagtman AM. Integration of digital dental casts in cone-beam computed tomography scans. *ISRN dentistry* 2012; 1-6.
15. Ritter L, Reiz SD, Rothamel D, et al. Registration accuracy of three-dimensional surface and cone beam computed tomography data for virtual implant planning. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(4): 447-452.
16. Vercruyssen M, Jacobs R, Assche NV, Steenberghe DV. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehabil* 2008; 35(6): 454-474.
17. Pisitanusorn A, Unkaew P. Computer guided dental implant: New dimension in oral restoration. *CM Dent J* 2016; 32(2): 13-25 (in Thai).
18. Valente F, Schirotti G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(2): 234-242.
19. Reynolds RA. CT scanning for dental implantology. *RAD Magazine* 1999; 25(285): 44-46.
20. Rangel FA, Maal TJJ, Bronkhorst EM, et al. Accuracy and reliability of a novel method for fusion of digital dental casts and cone beam computed tomography scans. *PLoS ONE* 2013; 8(3): 1-8.
21. Park TJ, Lee SH, Lee KS. A method for mandibular dental arch superimposition using 3D cone beam CT and orthodontic 3D digital model. *Korean J Orthod* 2012; 42(4): 169-181.
22. Nkenke E, Zachow S, Benz M, et al. Fusion of computed tomography data and optical 3D images of the dentition for streak artefact correction in the simulation of orthognathic surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 226-232.
23. Assche NV, Steenberghe DV, Quirynen M, Jacobs R. Accuracy assessment of computer-assisted flapless implant placement in partial edentulism. *J Clin Periodontol* 2010; 37: 398-403.

24. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. part II. A Clinical Report. *J Prosthodont* 2006; 15: 117-122.
25. Lee JT, Cangialosi TJ. Comparison of Measurements made on plaster and CBCT-scanned models. *Oral Health Dent Manag* 2014; 13(4): 1124-1130.
26. Bartko JJ, Carpenter WT. On the methods and theory of reliability. *J Nerv Ment Dis* 1976; 163(5): 307-317.
27. Gumus HO, Dincel M, Buyuk SK, Kilinc HI, Bilgin MS, Zortuk M. The effect of pouring time on the dimensional stability of casts made from conventional and extended-pour irreversible hydrocolloids by 3D modelling. *JDS* 2015; 10: 275-281.
28. Nassar U, Aziz T, Flores-Mir C. Dimensional stability of irreversible hydrocolloid impression materials as a function of pouring time: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2011; 106: 126-133.
29. Todd JA, Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Dimensional changes of extended-pour alginate impression materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013; 143: 55-63.
30. West JB, Fitzpatrick JM, Toms SA, Maurer CR, Maciunas RJ. Fiducial point placement and the accuracy of point-based, rigid body registration. *Neurosurgery* 2001; 48: 810-817.
31. Mohagheghi S, Ahmadian A, Yaghoobee S. Accuracy assessment of a marker-free method for registration of CT and stereo images applied in image-guided implantology: A phantom study. *J Craniomaxillofac Surg* 2014; 42(8): 1977-1984.