

การเปรียบเทียบการใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพชนิดต่างๆ ในการระบุตำแหน่งของตะไปลายรากฟัน Comparative Assessment of Various Image Processing Algorithms in Identifying the Location of Endodontic Files

อภิรุณ จันทน์หอม¹, ส้ม ปรายสาธ¹, แสงอุษา เขมาลีลากุล², ภัทธนันท์ มหาสันติปิยะ¹, การุณ เวโรจนา¹
¹สาขาวิชารังสีวิทยาช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล ภาควิชาชีววิทยาช่องปากและวิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
²สาขาวิชาทันตกรรมบูรณะและปริทันตวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Apirum Janhom¹, Sangsom Prapayasatok¹, Saengusa Khemaleelakul²,
Phatthanant Mahasantiapiya¹, Karune Verochana¹

¹Division of Oral and Maxillofacial Radiology, Department of Oral Biology and Diagnostic Sciences,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University.

²Division of Endodontics, Department of Restorative Dentistry and Periodontology,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University.

ชม.ทันตสาร 2554; 32(2) : 33-43

CM Dent J 2011; 32(2) : 33-43

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาผลของขั้นตอนปรับแต่งภาพดิจิทัลชนิดต่างๆ ที่มีต่อการระบุตำแหน่งของตะไปลายรากฟันที่ถ่ายด้วยเซนเซอร์รุ่นใหม่ **วิธีวิจัย** ทำการถ่ายภาพรังสีฟันมนุษย์รากเดี่ยวที่ถูกถอนแล้วนำมาฝังในบล็อกจำนวน 30 ซี่ที่มีตะไปลายรากฟันเบอร์ 08, 10 และ 15 เสียบถึงตำแหน่งปลายรากและตำแหน่ง 1.0 มิลลิเมตร ลึกลงกว่าปลายราก โดยใช้เซนเซอร์ต่างกันสามชนิดได้แก่ อาร์วีจี 5000 อาร์วีจี 6100 และ โซฟิซ ได้ภาพต้นฉบับแล้วทำการปรับแต่ง

Abstract

Objectives To investigate the effect of image processing algorithms in identifying the locations of endodontic files when using direct sensor digital intraoral radiography. **Materials and Methods** Thirty extracted permanent single-rooted human teeth with single root canals were prepared with standard access cavities. Endodontic files (sizes 08, 10 and 15 k-file in sequence) were positioned first at the apex and

Corresponding Author:

อภิรุณ จันทน์หอม

อาจารย์ สาขาวิชารังสีวิทยาช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียล ภาควิชาชีววิทยาช่องปากและวิทยาการวินิจฉัยโรคช่องปาก คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เชียงใหม่ 50200

Apirum Janhom

Lecturer, Division of Oral and Maxillofacial Radiology,
Department of Oral Biology and Diagnostic Sciences,
Faculty of Dentistry, Chiang Mai University,
Chiang Mai 50200, Thailand.
E-Mail: dnipjnhm@chiangmai.ac.th

ภาพในแต่ละชุดด้วยขั้นตอน 4 ขั้นตอนดังนี้ 1) การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ (invert) 2) การปรับความเปรียบต่าง (contrast enhancement) 3) การปรับภาพวิธีสมูท (smooth) และ 4) การใช้มีเดียเนียนฟิลเตอร์ (median filter) ทำการคละภาพด้วยวิธีสมูทให้ผู้สังเกตการณ์ 6 คนอ่านภาพรังสีเพื่อระบุตำแหน่งตะไบคลองรากฟัน หลังจากนั้นทำการคำนวณความถูกต้องในการอ่านภาพรังสีด้วยการเปรียบเทียบค่าพื้นที่ใต้กราฟอาร์โอซี ทำการวิเคราะห์ผลด้วยสถิติความแปรปรวนสองทาง และคำนวณค่าความเห็นพ้องของผู้สังเกตการณ์ด้วยสถิติแคปปา **ผลการวิจัย** ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟจากการปรับภาพ ชนิดที่ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ มีค่าสูงที่สุด รองลงมาคือการปรับความเปรียบต่างของภาพ แต่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับภาพต้นฉบับ ส่วนภาพที่ถูกปรับด้วย การใช้มีเดียเนียนฟิลเตอร์มีค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟต่ำที่สุด เมื่อเปรียบเทียบชนิดเซนเซอร์พบว่าอาร์วีจี 6100 ให้ค่าพื้นที่ใต้กราฟสูงที่สุด รองลงมาคือ อาร์วีจี 5000 และโซพิ็กซ์ ตามลำดับ พบว่าค่าพื้นที่ใต้กราฟมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อตะไบมีขนาดใหญ่ขึ้นโดยขนาดของตะไบ ให้ผลความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ส่วนค่าความเห็นพ้องระหว่างผู้สังเกตการณ์นั้นมีค่าอยู่ในช่วง 0.265 ถึง 1.00

สรุป การปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอน การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ และ การปรับความเปรียบต่าง อาจเป็นวิธีที่ช่วยในการมองเห็นและระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟันได้ แต่ไม่แนะนำให้ใช้ขั้นตอนการใช้มีเดียเนียนฟิลเตอร์ และพบว่าการใช้เซนเซอร์ต่างรุ่นและต่างชนิดกันให้ผลแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ กล่าวคือเซนเซอร์ที่มีความละเอียดในการแสดงภาพได้สูงกว่ามีความถูกต้องในการระบุตำแหน่งตะไบได้ดีกว่า และขนาดของตะไบมีผลต่อการมองเห็นตำแหน่งของปลายตะไบคลองรากฟันเป็นอย่างมาก

radiographed and then 1.0 mm short of the apex and radiographed. Standardized images were obtained using the RVG 5000, RVG 6100 and Sopix sensor as receptors. The original images were then processed with four processing algorithms, invert, smooth, contrast enhancement and median filter, respectively. Six observers evaluated all the images independently and repeated with 10% of all images two weeks afterward. Receiver operating characteristic (ROC) analyses were performed and the areas under the curves were calculated. Two-way ANOVA and Bonferroni test ($p=0.05$) were performed. Kappa analysis was used to test the observer agreements. **Results** The mean Az for the invert and contrast enhancement images were higher than those of the originals. The mean Az for the median filter were lower than those of the originals. There was a significant difference between the mean Az of the invert and the median filter ($p=0.002$). There was a significant difference among the 3 types of sensors. ($p < 0.001$) The RVG 6100 sensor had the highest mean Az, followed by the RVG 5000 and Sopix. There was a significant difference among endodontic file size ($p < 0.001$). The Az increased with increasing file size. The Kappa index for inter-observer agreement ranged from 0.265 to 1.00. **Conclusions** The invert and contrast enhancement algorithms may help improve the ability to identify the location of endodontic files, whereas the median filter is not recommended. There was a significant difference among the three sensors. The sensor with higher resolution gave higher accuracy in locating file tips. In addition, the file size also played an important role in identifying the location of the

คำสำคัญ: ภาพดิจิทัล ตะไบคลองรากฟัน ขั้นตอน
ปรับแต่งภาพ

file. The bigger the file size, the higher the
detection accuracy.

Keywords: digital imaging, endodontic files,
image processing

บทนำ

การรักษาคลองรากฟันนั้นจำเป็นต้องมีการใช้ภาพ
รังสีเพื่อช่วยในงานรักษาคลองรากไม่ว่าจะเป็นการวัด
ความยาวรากฟัน การศึกษาถึงรูปร่างลักษณะของคลอง
รากฟันที่เกิดพยาธิสภาพ รวมถึงการเกิดพยาธิสภาพของ
เนื้อเยื่อประสาทฟันและเนื้อเยื่อรอบปลายราก ภาพรังสี
จึงมีความสำคัญในการตรวจวินิจฉัยรอยโรคปลายราก
และช่วยในการให้การรักษาคอนกรีตฟัน รวมไปถึงการ
ประเมินความสำเร็จของการรักษาและการติดตามการ
หายของกระดูกรอบปลายรากภายหลังการรักษาด้วย
ในปัจจุบันภาพรังสีดิจิทัลทางทันตกรรมได้มีการพัฒนา
มาอย่างมากมายนับตั้งแต่ เรดิโอวิสิโอกราฟีหรือที่เรียก
สั้นๆว่าอาร์วีจี⁽¹⁾ (RadioVisioGraphy-RVG, Trophy
Radiologie (Vincennes, France, 1987) ซึ่งใช้อุปกรณ์
รับภาพเป็นชาร์จคอปเปิลดีไวซ์ หรือซีซีดี (Charge-
coupled device, CCD) ปัจจุบันมีการผลิตอุปกรณ์รับ
ภาพที่มีคุณภาพดีขึ้นและมีการใช้ในทางทันต
กรรมต่างๆ อย่างกว้างขวาง รวมถึงการใช้ในงานการ
รักษาคอนกรีตฟัน จากการสำรวจในยุโรปพบว่าประมาณ
ร้อยละ 12-15 ของทันตแพทย์ทั่วไปใช้ระบบถ่ายภาพรังสี
ดิจิทัล⁽²⁻³⁾ ทั้งนี้เนื่องจากผลจากหลายๆ การศึกษาพบว่า
ระบบภาพรังสีดิจิทัลยังคงให้ภาพรังสีที่มีคุณภาพดี
เหมาะแก่การใช้วินิจฉัยและประเมินผลการรักษาต่าง
ๆ ทางทันตกรรมไม่ต่างไปจากฟิล์ม⁽⁴⁻⁷⁾ และยังมีข้อดี
อีกหลายประการอันได้แก่ การช่วยลดปริมาณรังสีแก่ผู้
ป่วยโดยลดปริมาณรังสีลงได้ถึงร้อยละ 40-70⁽⁸⁻⁹⁾ ขึ้นกับ
ชนิดของตัวรับรังสี ความรวดเร็วในการสร้างภาพบนจอ
คอมพิวเตอร์ในเวลาไม่กี่วินาที ลดการใช้สารเคมีในการ
ล้างฟิล์มและยังสามารถปรับแต่งภาพเพื่อช่วยให้ภาพ
แสดงข้อมูลที่มีอยู่ให้เห็นได้ง่ายขึ้น เป็นการเพิ่มความ
สามารถในการมองเห็นแก่ทันตแพทย์โดยไม่ต้องทำการ

ถ่ายภาพรังสีซ้ำใหม่ การแสดงผลภาพบนจอยังช่วยในการ
อธิบายแก่ผู้ป่วยให้เห็นสภาพรอยโรคและเข้าใจขั้นตอน
การรักษาได้ดีด้วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งงานทางการรักษา
คลองรากฟันซึ่งต้องการภาพรังสีที่ให้ความถูกต้องและ
รวดเร็วในการแสดงผลภาพพบว่าภาพรังสีดิจิทัลในช่องปาก
มีข้อดีต่อการทำการรักษาคอนกรีตฟันอย่างมากทั้งในแง่
ที่สามารถลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพต่อผู้ป่วย การ
แสดงผลภาพถ่ายรังสีได้อย่างรวดเร็วในขณะที่ทำการ
รักษาผู้ป่วย ทำให้สามารถทำการปรับเลื่อนความยาว
ของตะไบคลองรากฟันได้ทันทีหากต้องทำการถ่ายภาพ
ในมุมใหม่ ทั้งยังสามารถทำการเลือกใช้โปรแกรมคอม-
พิวเตอร์ในการปรับปรุงภาพเพื่อให้ข้อมูลที่ต้องการ
แสดงออกปรากฏแก่สายตาทันตแพทย์ให้เห็นได้ง่ายขึ้น

มีหลายการศึกษาแสดงให้เห็นถึงผลของการใช้และ
ประโยชน์ของการใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพ (image pro-
cessing algorithms) ดิจิทัลซึ่งมักใช้การปรับค่าความ
สว่าง (brightness) และค่าความเปรียบต่างของความดำ
ขาว (contrast)⁽¹⁰⁻¹³⁾ อย่างไรก็ตามการเลือกใช้ขั้นตอน
ปรับแต่งภาพกับงานด้านต่างๆ ทางทันตกรรมก็มีความ
สำคัญอยู่ที่การเลือกให้เหมาะสมกับภาระงานที่ต่างกัน
เพราะไม่เช่นนั้นอาจทำให้ประสิทธิภาพในการมองเห็น
ลดลงได้⁽⁶⁾ Li และคณะในปีค.ศ. 2004⁽¹⁰⁾ รายงานถึงผล
ของการใช้การปรับแต่งภาพในการดูตะไบคลองรากฟัน
ด้วยขั้นตอนที่คิดค้นขึ้นใหม่และขั้นตอนที่มีมากับระบบดิ
จิตัลที่มีจำหน่ายทั่วไป (Sidexis; Sirona Dental
System GmbH, Bensheim, Germany) พบว่าความ
สามารถในการระบุตำแหน่งปลายตะไบที่มีขนาดเล็กเช่น
เบอร์ 10 ได้ถูกต้องมีค่าเพิ่มขึ้นในภาพกลุ่มที่ผ่านการ
ปรับแต่งอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับภาพต้นฉบับที่ไม่
ปรับแต่ง แต่ไม่พบความแตกต่างระหว่างขั้นตอนที่คิดค้น
ขึ้นใหม่กับขั้นตอนที่มีในระบบดิจิทัลที่มีจำหน่ายทั่วไป

Kal และคณะ⁽¹⁴⁾ รายงานผลการศึกษาของการใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพชนิดต่างๆต่อความถูกต้องในการวัดความยาวรากฟันโดยใช้ภาพรังสีดิจิทัลจากระบบแผ่นรับภาพดิจิทัล (Digora Storage Phosphor Plate, SPP) ซึ่งภายหลังการถ่ายภาพยังต้องนำแผ่นรับภาพ ดังกล่าวไปทำการอ่านโดยการสแกนด้วยแสงเลเซอร์ซึ่งใช้เวลาอ่านก่อนแสดงผลภาพบนจอ พบว่าการใช้ขั้นตอนบางชนิดมีส่วนช่วยให้การมองเห็นภาพและวัดความยาวรากฟันมีความถูกต้องเพิ่มขึ้น ในขณะที่งานส่วนใหญ่ในการรักษาคลองรากฟันนั้นต้องการใช้ประโยชน์จากระบบเซนเซอร์หรือระบบดิจิทัลแบบทางตรง (direct digital system) ซึ่งให้ผลการแสดงผลภาพเกือบจะทันทีที่ถ่ายภาพรังสีในช่องปากเสร็จ และระบบถ่ายภาพดิจิทัลรุ่นใหม่ๆ ได้มีการพัฒนาไปจากเดิมมากจึงเป็นเรื่องจำเป็นที่ต้องทำการศึกษาให้รู้ถึงผลของขั้นตอนปรับแต่งภาพดิจิทัลในระบบเซนเซอร์ที่มีใช้ในปัจจุบัน และขั้นตอนปรับแต่งภาพที่ผลิตโดย National Institutes of Health (NIH, Bethesda, Maryland, USA) ว่าจะมีผลต่อการระบุตำแหน่งปลายตะไบคลองรากฟันขนาดเล็กอย่างไร

การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์ศึกษาผลของขั้นตอนปรับแต่งภาพดิจิทัลชนิดต่างๆ ที่มีต่อการระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟันที่ทำการถ่ายด้วยเซนเซอร์รุ่นใหม่

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การเตรียมฟันตัวอย่างและการถ่ายภาพรังสี

ใช้ฟันรากเดี่ยวที่ถูกถอนจากช่องปากมนุษย์ จำนวน 30 ซี่ นำมาทำความสะอาดและเตรียมคลองรากฟัน โดยทำการเปิดทางเข้าสู่คลองรากฟันด้วยหัวกรอากเพชรพีชเซอร์ที่ใช้ความเร็วสูงในการตัดและมีน้ำฟุ้ง จากนั้นนำฟันแต่ละซี่มาฝังในบล็อกพลาสติกใส ขนาด 2.5 x 2.5 เซนติเมตร ที่มีแป้งปั้น (modeling clay) เป็นตัวยึดรากฟันในการสร้างแบบจำลองฟันสำหรับการถ่ายภาพรังสี

ทำการใส่ตะไบคลองรากฟันเบอร์ 08 ลงไปในคลองรากฟันจนกระทั่งถึงปลายรากฟัน (radiographic root apex) และนำบล็อกฟันไปถ่ายภาพรังสีแบบขนาน (Parallelizing Technique) โดยใช้เซนเซอร์ 3 ชนิด ได้แก่ อาร์วีจี 5000 (Kodak RVG 5000, Eastman Kodak,

Rochester, NY, USA) โซพิกซ์ (Sopix, Sopro Imaging, Acteon Group, La Ciotat Cedex, France) และ อาร์วีจี 6100 (Kodak RVG 6100, Eastman Kodak, Rochester, NY, USA) เก็บข้อมูลลงบนเครื่องคอมพิวเตอร์พกพาขนาดจอ 17 นิ้ว (HP pavilion dv9500 Notebook PC, Hewlett-Packard, CA, USA) เครื่องถ่ายภาพรังสีที่ใช้ในการศึกษาคือเครื่องถ่ายภาพรังสีในช่องปากชนิดกระบอกสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่มีลำกระบอกรังสียาว 12 นิ้ว (Focus, Instrumentarium, Tuusula, Finland) และทำการถ่ายด้วย ค่าความต่างศักย์ 60 กิโลโวลต์ กระแสไฟฟ้า 7 มิลลิแอมป์ ใช้เวลา 0.16 วินาที โดยมีวัสดุเลียนแบบเนื้อเยื่ออ่อน (MixD หน้า 1 เซนติเมตร) วางอยู่บนหน้าตอบล็อกฟัน ระยะห่างระหว่างบล็อกฟันและจุดกำเนิดรังสี (source-to-object) เท่ากับ 35 เซนติเมตร ระยะห่างระหว่างเซนเซอร์ถึงบล็อกฟัน (object-to-detector) เท่ากับ 2 เซนติเมตร

ทำการปรับความยาวของตะไบคลองรากฟันเบอร์ 08 ให้อยู่ในตำแหน่งสั้นกว่าปลายรากฟัน 1.0 มิลลิเมตร และทำการถ่ายภาพรังสีซ้ำอีกด้วยเซนเซอร์ทั้งสามชนิดข้างต้นหลังจากนั้นเปลี่ยนขนาดตะไบคลองรากฟันเป็นเบอร์ 10 และ 15 และทำการถ่ายภาพรังสีรากฟันทั้งหมดทั้งในตำแหน่งที่ตะไบคลองรากฟันถึงปลายรากและสั้นกว่าปลายราก 1.0 มิลลิเมตร ด้วยเซนเซอร์ทั้งสามชนิดด้วยวิธีการเช่นเดียวกัน

การปรับแต่งภาพรังสีและการอ่านภาพรังสี

ภาพรังสีดิจิทัลทั้งหมดถูกเก็บในนามสกุลที่โอเอฟเอฟ (TIFF) ในรูปแบบดั้งเดิมที่ยังไม่มีการปรับแต่งและเก็บแยกในแต่ละโฟลเดอร์ (folder) แล้วทำการปรับแต่งภาพดิจิทัลต้นฉบับโดยใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพ ImageJ 1.36 ของ National Institutes of Health (NIH, Bethesda, MD, USA) ซึ่งเป็นขั้นตอนปรับแต่งภาพที่สามารถดาวน์โหลดได้ฟรีและเป็นขั้นตอนที่สามารถปรับแต่งภาพที่มาจากหลากหลายต้นกำเนิดหรือเกิดจากเซนเซอร์ต่างชนิดกันได้ อีกทั้งยังมีขั้นตอนการปรับแต่งภาพให้เลือกหลายชนิด โดยในการศึกษานี้ได้เลือกใช้ขั้นตอนปรับภาพ 4 ชนิดดังต่อไปนี้ 1) การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ (invert) 2) การปรับความ

เปรียบเทียบ (contrast enhancement) 3) การปรับภาพวิธี
สมูท (Smooth) และ 4) การใช้มีเดียเนียนฟิลเตอร์ (median
filter)

สร้างไฟล์เตอร์ในการอ่านภาพรังสีต่างๆ 5 ไฟล์เตอร์
อันได้แก่ ภาพรังสีต้นฉบับ ภาพรังสีที่ปรับให้ภาพมีความ
เข้มตรงข้ามกับปกติ ภาพรังสีที่มีการปรับความเปรียบ
ต่าง ภาพรังสีที่ถูกปรับแต่งวิธีสมูท และภาพรังสีที่ถูกปรับ
แต่งด้วยการใช้มีเดียเนียนฟิลเตอร์ โดยในแต่ละชุดทำ การ
คละภาพรังสีที่มีทั้งตะไบคลองรากฟันถึงปลายรากพอดี
30 ภาพปนกับภาพรังสีของตะไบคลองรากฟันสั้นกว่า
ปลายราก 30 ภาพโดยการสุ่มรวมเป็น 60 ภาพในแต่ละ
ชุดภาพ ทำการสร้างไฟล์เตอร์ดังกล่าวสำหรับภาพจาก
ตะไบคลองรากฟันเบอร์ 08 10 และเบอร์ 15 จาก
เซนเซอร์ อาร์วีจี 5000 โซพิทซ์ และ อาร์วีจี 6100 ได้รวม
ทั้งสิ้น 45 ชุดภาพที่ต่างกันเพื่อการอ่านภาพรังสี

การแปลผลภาพรังสีว่าสามารถระบุตำแหน่งของ
ปลายตะไบคลองรากฟันว่าอยู่ที่ปลายรากหรือสั้นกว่า
ปลายราก 1.0 มิลลิเมตรนั้นทำการอ่านโดยผู้สังเกต-
การณ์ (Observers) ทั้งสิ้น 6 คน โดย 4 คนเป็นรังสี
ทันตแพทย์ อีก 1 คนเป็นนักศึกษาปริญญาโทสาขาวิชา
รังสีวิทยาช่องปากและแม็กซิลโลเฟเชียลและ อีก 1 คน
เป็นทันตแพทย์ทั่วไป โดยทำการอ่านผลจากหน้าจอ
คอมพิวเตอร์พกพาขนาด 17 นิ้ว (HP Pavilion dv9500
Notebook PC, Hewlett-Packard, CA, USA) ที่ถูกตั้ง
ค่าความละเอียดของจอภาพที่ 1440 x 900 พิกเซล
(pixels) ทำการอ่านในห้องที่มีการปรับแสงให้มีมืดสลัว
เพื่อให้เหมาะแก่การอ่านผลภาพรังสีที่ต้องการดูรายละเอียดของภาพ

ผู้สังเกตการณ์ทำการอ่านภาพรังสีแต่ละภาพและ
ประเมินตำแหน่งของปลายตะไบคลองรากฟันโดยใช้
ลำดับขั้นของระดับความมั่นใจ 5 ระดับดังนี้ ระดับ 1 เมื่อ
มั่นใจในการมองเห็นตะไบคลองรากฟันอยู่สั้นกว่าปลาย
ราก ระดับที่ 2 ได้แก่ตะไบคลองรากฟันน่าจะอยู่สั้นกว่า
ปลายราก ระดับที่ 3 แสดงถึงความไม่แน่ใจตำแหน่งของ
ตะไบคลองรากฟัน ระดับที่ 4 ให้ความเห็นว่าตะไบคลอง
รากฟันน่าจะอยู่พอดีที่ปลายรากและ ระดับที่ 5 มั่นใจว่า
ตะไบคลองรากฟันอยู่ที่ปลายรากแน่นอน ก่อนการอ่าน
ผลจะมีข้อเสนอแนะการอ่านและมีเอกสารเตือนการบันทึก

ผลเป็นลายลักษณ์อักษรกำกับอยู่ การอ่านภาพรังสีแต่
ละชุดภาพไม่มีข้อจำกัดในเรื่องของเวลา โดยผู้สังเกต-
การณ์ทำการอ่านภาพทั้งหมดทั้ง 45 ชุดภาพและทำการ
อ่านครั้งที่สองเป็นจำนวนร้อยละ 10 ของภาพในชุดแรก
โดยทั้งช่วงเวลาระหว่างการอ่านทั้งสองครั้งให้ห่างกันไม่
น้อยกว่า 2 สัปดาห์

การวิเคราะห์ข้อมูล

การวิเคราะห์ค่าความถูกต้องในการอ่านผลของ
แต่ละชุดภาพกระทำโดยการนำข้อมูลที่ได้จากการอ่าน
ของแต่ละผู้สังเกตการณ์ ในแต่ละชุดภาพของตะไบคลอง
รากฟันแต่ละขนาดมาทำการสร้างวิธีซีโพรเวอร์โอเปอเรตง
แคแรกเตอร์ริสติกเคฟ หรือ เรียกย่อว่า อาร์โอซี
(Receiver Operating Characteristics Curves, ROC
curve) โดยใช้โปรแกรมสถิติ SPSS v. 12.0 (SPSS for
Windows version 12.0, SPSS, Chicago, IL) หลัง
จากนั้นทำการเปรียบเทียบค่าพื้นที่ใต้กราฟอาร์โอซี (Az
value) ซึ่งแสดงถึงค่าความถูกต้องในการระบุตำแหน่ง
ของตะไบคลองรากฟันของการอ่านผลภาพรังสีแต่ละชุด
ที่ถูกปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอนต่างๆ กัน และ ขนาดของ
ตะไบคลองรากฟันที่ต่างๆ กันและทดสอบความแตกต่าง
ทางสถิติโดยใช้การวิเคราะห์ด้วยสถิติ ANOVA ที่ระดับ
ความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ในส่วนของการทดสอบค่าความ
เชื่อมั่นของความสอดคล้องในการอ่านผลของผู้สังเกต-
การณ์ (intra and inter-observer agreements)
คำนวณด้วยวิธีการวิเคราะห์ค่าสถิติแคปป่า (Kappa
analysis) ซึ่งมีค่าบรรทัดฐานในการแปลผลดังนี้ ถ้าค่า
สถิติแคปป่ามีค่าน้อยกว่า 0 หมายถึง กลุ่มผู้สังเกต-
การณ์แทบไม่มีความเห็นพ้องกัน ถ้ามีค่าอยู่ในช่วง 0 ถึง
0.20 หมายถึงกลุ่มผู้สังเกตการณ์มีความเห็นค่อนข้างเห็น
พ้อง ถ้ามีค่าในช่วง 0.21 ถึง 0.40 หมายถึง กลุ่มผู้
สังเกตการณ์มีความเห็นพ้องค่อนข้างดี ถ้ามีค่าในช่วง
0.41 ถึง 0.60 หมายถึง กลุ่มผู้สังเกตการณ์มีความเห็น
พ้องกันดีปานกลาง ถ้ามีค่าอยู่ในช่วง 0.61-0.80 หมายถึง
กลุ่มผู้สังเกตการณ์มีความเห็นพ้องดีมาก และถ้ามีค่า
มากกว่า 0.81 หมายถึง มีความเห็นพ้องกันเกือบสมบูรณ์

ผลการศึกษา (Results)

จากการศึกษาได้ค่าเฉลี่ยความถูกต้อง (Az value

ตารางที่ 1 แสดงค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟ (*Mean Az*) ของการอ่านภาพจากเซนเซอร์ทั้ง 3 ชนิดและเบอร์ตะไบคลองรากฟันที่ต่างกัน (08, 10, 15)

Table 1 Mean Az of three different sensors and three sizes of endodontic files (08, 10 and 15)

File size/ Sensor type	Mean Az of each Image processing				
#08	Original	Invert	Contrast	Smooth	Median filter
RVG 5000	0.888	0.902	0.911	0.911	0.900
RVG 6100	0.966	0.970	0.979	0.981	0.890
Sopix	0.855	0.905	0.811	0.800	0.799
#10					
RVG 5000	0.952	0.952	0.961	0.956	0.950
RVG 6100	0.948	0.948	0.966	0.946	0.926
Sopix	0.905	0.961	0.944	0.849	0.867
#15					
RVG 5000	0.961	0.961	0.930	0.955	0.927
RVG 6100	0.965	0.979	0.979	0.970	0.966
Sopix	0.933	0.941	0.949	0.924	0.939

of ROC) ในการอ่านผลภาพรังสีแต่ละชุดตาม ขนาด ตะไบ ชนิดของเซนเซอร์ต่างๆ และตามชนิดของการปรับ แต่งภาพดังแสดงในตารางที่ 1

จากสถิติ Two-Way ANOVA พบว่าตัวแปรหลักที่มีความแตกต่างได้แก่ ชนิดของขั้นตอนการปรับแต่งภาพ ชนิดของเซนเซอร์ที่ใช้ และ ขนาดของตะไบคลองรากฟัน พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างชนิดของขั้นตอนการปรับแต่งภาพแต่ละชนิด ($p < 0.001$) โดยที่ค่าความถูกต้องในการระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟันที่ได้จากขั้นตอนการปรับภาพด้วยการใช้มีเดียฟิลเตอร์ มีค่าต่ำกว่าค่าที่ได้จากขั้นตอนการปรับภาพให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ อย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามเมื่อทำการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟอาร์ไอซี ในระหว่างภาพต้นฉบับกับขั้นตอนการปรับภาพชนิดต่างๆ

ทั้ง 4 ชนิด ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ตารางที่ 2 สรุปค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟของขั้นตอนปรับภาพแต่ละชนิด จะเห็นว่าค่าที่ได้จากขั้นตอนการปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ ให้ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟสูงสุด ตามมาด้วยขั้นตอนการปรับความเปรียบต่างของภาพ และภาพต้นฉบับ

นอกจากนี้ยังพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างเซนเซอร์ที่ใช้ในการรับภาพทั้งสามชนิด ($p = 0.002$) โดยที่ ค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟที่ได้จากการถ่ายด้วยเซนเซอร์ อาร์วีจี 6100 มีค่าสูงที่สุด รองลงมาคือ เซนเซอร์ชนิด อาร์วีจี 5000 และ โซฟิกซ์ ตามลำดับ ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟของเซนเซอร์แต่ละชนิด จาก Post Hoc Bonferroni Test พบความแตกต่างระหว่างเซนเซอร์ อาร์วีจี 5000 และ อาร์วีจี 6100 ($p =$

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟ (*Mean Az*) ของขั้นตอนการปรับแต่งภาพแต่ละชนิด

Table 2 Mean Az of each image processing algorithm

Image processing	Mean Az	S.D.
original	0.928	0.007
Invert	0.946	0.007
Contrast enhancement	0.937	0.007
Smooth	0.920	0.007
Median filter	0.910	0.007

0.005) และความแตกต่างระหว่างเซนเซอร์ โซพิกซ์ กับ อาร์วีจี 5000 และกับ อาร์วีจี 6100 ($p < 0.001$)

จากสถิติ ANOVA พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างขนาดของตะไบคลองรากฟันที่ใช้โดยค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟของตะไบเบอร์ 15 มีค่าสูงที่สุด รองลงมาคือเบอร์ 10 และ เบอร์ 08 (ตารางที่ 4) โดยพบว่า ตะไบเบอร์ 08 มีค่าความถูกต้องในการระบุตำแหน่งต่ำกว่า ตะไบเบอร์ 10 และ 15 อย่างมีนัยสำคัญ ($p < 0.001$) ส่วนตะไบเบอร์ 10 และ 15 ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p = 0.124$)

ระดับความเห็นพ้องในการอ่านระหว่างแต่ละผู้สังเกตการณ์ (inter-observers agreement) ของการระบุตำแหน่งตะไบที่มีขนาดเล็กมากคือ เบอร์ 08 เมื่อประเมินด้วยสถิติแคปปา มีค่าอยู่ในช่วง 0.265 ถึง 0.933 และ มีค่าความเห็นพ้องสูงขึ้นสำหรับตะไบที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากขึ้นโดยมีค่าอยู่ในช่วง 0.545 ถึง 1.00 สำหรับตะไบเบอร์ 10 และ มีค่าอยู่ในช่วง 0.675 ถึง 1.000 สำหรับตะไบเบอร์ 15 ส่วนระดับความเห็นพ้องภายในของผู้สังเกตการณ์ มีค่าอยู่ในช่วง 0.715 ถึง 1.000 โดยที่ผู้สังเกตการณ์ส่วนมากมีระดับความมั่นใจในการระบุตำแหน่งของตะไบอยู่ในระดับสูง (เลือกใช้ 1 หรือ 5 เป็นคำตอบระดับความมั่นใจ) เมื่อทำการอ่านภาพของตะไบทุกขนาดที่ถ่ายจากเซนเซอร์ระบบ อาร์วีจี 5000 และอาร์วีจี 6100 แต่เมื่อทำการอ่านภาพของตะไบเบอร์ 08 ที่ถ่ายโดยใช้เซนเซอร์ โซพิกซ์ มีอยู่ร้อยละ 5-12 ของ

คำตอบที่ผู้สังเกตการณ์ไม่มั่นใจในการระบุตำแหน่งของตำแหน่งตะไบคลองรากฟัน (ระดับความมั่นใจในระดับ 3) สำหรับระดับความมั่นใจของการอ่านภาพตะไบเบอร์ 10 และ 15 ที่ถ่ายจากระบบ โซพิกซ์ มีค่าความมั่นใจสูงเช่นเดียวกับระบบ อาร์วีจี

บทวิจารณ์และสรุป

การศึกษาในครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาและเปรียบเทียบผลของขั้นตอนปรับแต่งภาพดิจิทัลชนิดต่างๆ ที่มีต่อการระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟัน โดยทำการเปรียบเทียบผลการระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟันขนาดต่างๆ กันคือ เบอร์ 08 10 และ 15 โดยใช้เซนเซอร์ต่างกัน 3 ชนิดคือ อาร์วีจี 5000 อาร์วีจี 6100 และ โซพิกซ์ ทั้งนี้เพื่อศึกษาว่าขั้นตอนปรับภาพชนิดใดที่จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการมองเห็นและระบุตำแหน่งของตะไบคลองรากฟันได้ดีขึ้น เนื่องจากผลกระทบของการปรับแต่งภาพรังสีในทางทันตกรรมต่อภาระงานแต่ละชนิดไม่เหมือนกันและยังขึ้นกับคุณภาพของข้อมูลภาพรังสีเบื้องต้นและชนิดของการปรับแต่งภาพด้วย เป้าหลักของการปรับแต่งภาพรังสีก็เพื่อทำการปรับภาพที่มีข้อมูลเพียงพออยู่แล้วให้ง่ายต่อการมองเห็นและการให้การวินิจฉัย ดังนั้นหากข้อมูลเบื้องต้นของภาพรังสีมีไม่เพียงพอ การปรับแต่งภาพก็จะไม่สามารถสร้างข้อมูลนั้นขึ้นมาได้ และเป็นไปได้ว่าหากข้อมูลเบื้องต้นเดิมนั้นดีอยู่แล้วและง่ายต่อการมองเห็น การปรับแต่งภาพก็อาจช่วย

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟ (Mean Az) ของเซนเซอร์แต่ละชนิด

Table 3 Mean Az of three sensors

Sensor type	Mean Az	S.D.
RVG 5000	0.935	0.005
RVG 6100	0.958	0.005
Sopix	0.892	0.005

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ยพื้นที่ใต้กราฟ (Mean Az) ของตะไบแต่ละขนาด

Table 4 Mean Az of each file size

File size	Mean Az	S.D.
08	0.896	0.005
10	0.937	0.005
15	0.952	0.005

เพิ่มประสิทธิภาพการมองเห็นได้ไม่มากนักหรืออาจทำให้ลดลงก็ได้ ซึ่งผลการศึกษาในครั้งนี้พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของการใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพโดยที่ความแตกต่างนั้นจะอยู่ระหว่างการใช้ขั้นตอนการปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ กับขั้นตอนการปรับภาพโดยใช้มีเดียเนฟิลเตอร์ โดยค่าความถูกต้องในการระบุตำแหน่งตะไบมีค่าสูงขึ้นจากภาพต้นฉบับเมื่อทำการปรับด้วยขั้นตอนการปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ แต่พบว่ามีความถูกต้องในการอ่านผลลดลงเมื่อทำการปรับภาพโดยใช้มีเดียเนฟิลเตอร์ ถึงแม้ว่าเมื่อทำการเปรียบเทียบผลการอ่านค่าของทั้งสองขั้นตอนเทียบกับค่าของการอ่านจากภาพต้นฉบับจะไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติก็ตาม จากผลการศึกษานี้อาจกล่าวได้ว่าขั้นตอน การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ และ การปรับค่าความเปรียบต่าง มีผลช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการมองเห็นตะไบและช่วยให้ความถูกต้องในการระบุตำแหน่งถูกต้องมากยิ่งขึ้น

ผลการศึกษาที่มีความสอดคล้องกับการรายงานการศึกษาของ Kal และคณะ⁽¹⁴⁾ ในปี ค.ศ. 2007 ซึ่งทำการศึกษาผลของการปรับแต่งภาพชนิดต่างๆ ต่อการวัดความยาวรากของตะไบคลองรากฟันโดยใช้แผ่นรับภาพชนิด ดิกอรา (Digora) และแสดงภาพบนจอที่ตั้งค่าการแสดงผลที่ 1024 x 768 พิกเซล ที่พบว่าขั้นตอนการปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ การปรับค่าความเปรียบต่างหรือความสว่างของภาพ (contrast/brightness adjustment) และ การปรับเน้นขอบ (edge enhanced) ช่วยให้การวัดความยาวรากใกล้เคียงระยะจริงมากขึ้น เมื่อใช้ตะไบคลองรากฟันเบอร์ 15 เท่านั้นแต่ไม่ช่วยในการปรับปรุงความถูกต้องในการอ่านภาพของตะไบคลองรากฟันขนาดเล็กทั้งเบอร์ 08 และ 10 ข้อแตกต่างในการศึกษานี้กับการศึกษาของ Kal และคณะคืออุปกรณ์รับภาพที่แตกต่างกันซึ่งในการศึกษานี้เลือกใช้อุปกรณ์รับภาพชนิดเซนเซอร์ซึ่งสามารถสร้างภาพดิจิทัลได้ทันทีโดยไม่ต้องทำการผ่านการสแกนซึ่งเหมาะกับการใช้งานเพื่อการรักษาคคลองรากฟันมากกว่าระบบแผ่นรับภาพดิจิทัล ซึ่งเมื่อถ่ายภาพรังสีแล้วต้องนำแผ่นรับภาพไปทำการสแกนก่อนจึงจะได้ภาพปรากฏบนจอเซนเซอร์ที่ใช้ในการศึกษานี้ได้แก่ ซีมอส (CMOS)

อาร์วีจี 5000, อาร์วีจี 6100 และ ซีซีดี (CCD) โซฟิซ และข้อแตกต่างอีกประการคือความละเอียดของหน้าจอในการแสดงผลการอ่านภาพซึ่งในการศึกษานี้ตั้งไว้ที่ 1440 x 900 พิกเซล ซึ่งสูงกว่าในการศึกษาของ Kal และคณะ⁽¹⁴⁾ มีความเป็นไปได้ว่าการตั้งค่าความละเอียดที่สูงขึ้นของจอคอมพิวเตอร์ทำให้การแสดงผลของภาพรังสีต้นฉบับแสดงผลได้ดีเต็มที่ ดังนั้นการใช้ขั้นตอนปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอน การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ และ การปรับค่าความเปรียบต่าง จึงอาจช่วยเพิ่มความสามารถในการมองเห็นและระบุตำแหน่งได้ไม่มากจึงไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับภาพต้นฉบับ นอกจากนี้ยังพบว่าเซนเซอร์ อาร์วีจี 5000 และ อาร์วีจี 6100 ที่ใช้ในการศึกษานี้มีขนาดพิกเซลของเซนเซอร์เล็กกว่าแผ่นรับภาพดิจิทัล ที่ใช้ในการศึกษาของ Kal และคณะ โดยเซนเซอร์ อาร์วีจี ทั้งสองมีขนาดพิกเซลที่ 18.5 x 18.5 ไมครอน (μm) เมื่อเทียบกับขนาด 71 ไมครอน (μm) ของแผ่นรับภาพดิกอรา (Digora) ที่ใช้ในการศึกษาของ Kal และคณะ ในขณะที่ความหนาที่ปลายของตะไบเบอร์ 08, 10 และ 15 เท่ากับ 0.08, 0.10 และ 0.15 มิลลิเมตร ตามลำดับ ตามหลักของความถี่นิควิสต์ (Nyquist frequency) แล้วความละเอียดด้านสเปเชียล (spatial resolution) ของระบบต้องมีค่าเท่ากับสองเท่าของความถี่สเปเชียล ของวัตถุที่เล็กที่สุดที่สามารถตรวจวัดได้⁽¹⁵⁾ ดังนั้นขนาดของวัตถุที่เล็กที่สุดที่เซนเซอร์ อาร์วีจี 5000 และ อาร์วีจี 6100 จะสามารถแสดงรายละเอียดได้ต้องมีขนาดอย่างน้อยเท่ากับ 37 μm หรือ 0.037 มิลลิเมตร ซึ่งเล็กกว่าปลายตะไบเบอร์ 08 (0.08 mm) ดังนั้น อาร์วีจี 5000และ อาร์วีจี 6100 จึงสามารถแสดงรายละเอียดของตะไบเบอร์ 08 ได้ ด้วยขนาดพิกเซลที่เล็กกว่าทำให้ภาพต้นฉบับจากระบบ อาร์วีจี 5000 และ อาร์วีจี 6100 ในการศึกษาที่มีความละเอียดในการแสดงผลภาพสูงอยู่แล้วการใช้ขั้นตอนปรับภาพจึงช่วยได้ไม่มากและในกรณีของตะไบขนาดเล็กๆ การปรับภาพยังอาจทำให้ข้อมูลของตะไบขนาดเล็กสูญหายไปได้ด้วยดังเช่นกรณีที่ใช้ขั้นตอนการปรับด้วยวิธีสมูท และ การใช้มีเดียเนฟิลเตอร์ การศึกษาถึงผลของการปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอนที่ออกแบบขึ้นเองต่อการประเมินความยาวของตะไบคลองรากฟันโดย Li และ

คณะ⁽¹⁰⁾ ในปี ค.ศ. 2004 พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในการอ่านผลของตะไบเบอร์ 10 ระหว่างภาพรังสีต้นฉบับซึ่งถ่ายด้วยเซนเซอร์ไซด์เอกซิส (Sidexis) รุ่นก่อนปี ค.ศ 2004 กับภาพรังสีที่ได้รับการปรับแต่งด้วยขั้นตอนที่ออกแบบขึ้นมา แต่ไม่พบความแตกต่างในการอ่านภาพของตะไบเบอร์ 15

จากรายงานการศึกษาความละเอียดของอุปกรณ์รับภาพ 18 ชนิดของ Farman และ Farman⁽¹⁶⁾ ในปี ค.ศ. 2005 พบว่า อาร์วีจี 6000 มีค่าความละเอียดด้านสเปเชียล 20 lp/mm และ อาร์วีจี 5000 มีค่าความละเอียดอยู่ที่ 14 lp/mm ส่วน เซนเซอร์ไซฟิกซ์ นั้นไม่มีการรายงานการศึกษาถึงความละเอียดของเซนเซอร์ชนิดนี้ แม้ว่าข้อมูลทางบริษัทผู้ผลิตแจ้งบนเว็บไซต์ (website)⁽¹⁷⁾ กล่าวว่า เซนเซอร์ ไซฟิกซ์ มีความละเอียดตามทฤษฎีได้ถึง 22.7 lp/mm ก็ตาม ในการศึกษาครั้งนี้พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเซนเซอร์ทั้ง 3 ชนิดที่ใช้ โดยที่ ชนิดอาร์วีจี 6100 มีค่าความถูกต้องในการระบุตำแหน่งตะไบสูงที่สุด รองลงมาได้แก่ อาร์วีจี 5000 และ ไซฟิกซ์ ตามลำดับ สาเหตุที่เลือกทำการศึกษาในเซนเซอร์ทั้งสามชนิดนี้เนื่องจากว่าทั้งสามชนิดเป็นระบบถ่ายภาพรังสีดิจิทัลในปากที่มีจำหน่ายในประเทศไทยและยังมีข้อมูลน้อยมากที่นำเซนเซอร์ ไซฟิกซ์มาใช้ในการศึกษา อย่างไรก็ตามเซนเซอร์ ไซฟิกซ์ ที่ใช้ในการศึกษานี้เป็นเซนเซอร์รุ่นปี ค.ศ. 2004 ซึ่งอาจมีขนาดพิกเซลใหญ่กว่าของรุ่นปัจจุบันที่ทางบริษัทแจ้งข้อมูลไว้บนอินเทอร์เน็ต (22 lp/mm) เพราะหากมีขนาดพิกเซลเล็กลงจะได้ค่าความละเอียดที่ 22 lp/mm แล้วผลที่ได้น่าจะจะไม่แตกต่างจากของ อาร์วีจี 6100

การศึกษานี้พบว่าขนาดของตะไบคลองรากฟันมีผลต่อความถูกต้องในการระบุตำแหน่งของตะไบซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาอื่นๆ ที่ผ่านมา โดย Kal และคณะ⁽¹⁴⁾ พบว่าค่าความถูกต้องในการวัดระยะความยาวรากมีค่าสูงขึ้นตามขนาดของตะไบที่ใหญ่ขึ้น แม้ว่าจะมีข้อแนะนำว่าตะไบเบอร์ 08 เล็กเกินไปในการใช้วัดความยาวราก แต่ในการปฏิบัติทางคลินิกในบางครั้งแล้วก็มี ความจำเป็นที่จะต้องใช้ตะไบขนาดเล็กๆ เช่นใน รากฟันด้านใกล้กลาง-แก้ม (mesiobuccal root) ของฟันกราม

บน ผลจากการศึกษานี้แสดงว่าควรใช้ตะไบเบอร์ 15 ในการวัดความยาวรากในกรณีที่สามารถใส่ตะไบเบอร์ 15 ได้เพื่อความถูกต้องที่มากขึ้นในการวัดความยาวราก

สภาพแสงสว่างในการอ่านภาพรังสีก็มีผลต่อการมองเห็น มีข้อเสนอแนะว่าการอ่านภาพดิจิทัลควรทำการอ่านในห้องที่มีแสงสว่างน้อยหรือถูกทำให้มืดลงเช่นเดียวกับการอ่านผลภาพรังสีแบบธรรมดา การศึกษาโดย Friedlander และคณะ⁽¹⁸⁾ ในปี ค.ศ. 2002 พบว่าการอ่านภาพรังสีดิจิทัลในคลินิกทันตกรรมทั่วไปลดความถูกต้องในการวินิจฉัย และ ในการศึกษาของ Li และคณะ⁽¹⁰⁾ ที่เกี่ยวกับผลของการปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอนที่ออกแบบขึ้นเองก็พบว่ามีความแตกต่างในค่าความถูกต้องของการประเมินความยาวรากระหว่างกลุ่มผู้สังเกตการณ์ที่อ่านภาพในห้องมืดกับอีกกลุ่มที่อ่านภาพในห้องที่มีแสงสว่างจากหลอดไฟ โดยพบว่ากลุ่มที่อ่านภาพในห้องมืดมีความถูกต้องมากกว่าและมีความสม่ำเสมอของความถูกต้องดีกว่า การศึกษาของ Heo และคณะ⁽¹⁹⁾ ปี ค.ศ. 2008 ก็พบว่าผลการแปลผลของตำแหน่งตะไบเบอร์ 08 ในห้องที่มีความสว่างมากกว่าต้องใช้เวลานานกว่าการแปลผลในห้องที่มืด ในการศึกษาครั้งนี้จึงได้จัดให้การอ่านภาพทำในห้องที่ค่อนข้างมืด

จอแสดงภาพก็เป็นอีกปัจจัยที่ควรคำนึงถึง ในการศึกษานี้ใช้คอมพิวเตอร์พกพาได้แก่ HP Pavilion 17-in WXGA+/1440 x 900 ในการแสดงภาพรังสีทั้งหมดทั้งนี้เพื่อจำลองสภาพการณ์ในคลินิกทันตกรรมที่อาจมีการใช้คอมพิวเตอร์พกพาร่วมกับเซนเซอร์ในปากในการรักษาลงรากฟัน ซึ่งการปรับมุมของจอภาพในการอ่านภาพอาจมีผลต่อการมองเห็นได้ ในการศึกษาครั้งนี้ได้อนุญาตให้ผู้สังเกตการณ์แต่ละท่านทำการปรับมุมในการอ่านภาพรังสีได้ตามอิสระให้ได้มุมที่เห็นได้ชัดเจน นอกจากนี้ยังมีแนวโน้มว่าจอภาพชนิดแบนที่ใช้เทคโนโลยีแอลซีดี (LCD-Liquid Crystal Display) จะเป็นที่ยอมรับใช้มากขึ้น แม้ว่าจะมีความแตกต่างกันในด้านกายภาพระหว่างจอคอมพิวเตอร์ชนิดหลอดคาโทดเรย์ (Cathode Ray Tube, CRT) กับจอแบนแบบแอลซีดี แต่จากรายงานการศึกษาโดย Baksi และคณะ⁽²⁰⁾ ในปี ค.ศ. 2009 ซึ่งทำการเปรียบเทียบจอแอลซีดี ของคอมพิวเตอร์พกพากับจอซีอาร์ที (CRT) ในการประเมินความสม

บูรณ์ของการอุดคลองรากฟันไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างจอทั้งสองชนิด โดยที่จอทั้งสองมีความละเอียดในการแสดงภาพที่เท่ากันที่ 1024 x 768 (XGA)

ในการศึกษานี้ขั้นตอนปรับแต่งภาพที่เลือกใช้เป็นขั้นตอนปรับแต่งภาพของ NIH สหรัฐอเมริกาที่สามารถดาวน์โหลดได้ฟรี (<http://rsb.info.nih.gov/ij>) ทั้งนี้เพื่อให้สามารถเปรียบเทียบผลของขั้นตอนปรับแต่งภาพชนิดเดียวกันได้กับเซนเซอร์ที่ต่างๆ กันทั้งสามชนิดเนื่องจากขั้นตอนปรับแต่งภาพของแต่ละระบบให้มาอาจมีการเรียกชื่อต่างๆ กันและอาจมีขั้นตอนไม่เหมือนกัน อย่างไรก็ตามสำหรับขั้นตอน การปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ และการปรับความเปรียบต่าง นั้นจัดว่าเป็นขั้นตอนพื้นฐานที่มักมีมากับชุดคำสั่งซอฟต์แวร์ของระบบดิจิทัลทั่วไป

โดยสรุปอาจกล่าวได้ว่าสำหรับเซนเซอร์รุ่นใหม่ที่มีความละเอียดของภาพต้นฉบับสูงอยู่แล้วนั้นการปรับแต่งภาพด้วยขั้นตอนการปรับให้ภาพมีความเข้มตรงข้ามกับปกติ และการปรับค่าความเปรียบต่างของภาพ อาจช่วยในการมองเห็นและระบุตำแหน่งของตะไคร่คลองรากฟันได้ แต่ไม่แนะนำให้ใช้ขั้นตอนการใช้มีเดียฟิลเตอร์ ในการระบุตำแหน่งตะไคร่ และนอกจากนี้ยังพบว่าเซนเซอร์ดิจิทัลต่างรุ่นและต่างบริษัทจะให้ผลของการปรากฏในภาพแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ กล่าวคือเซนเซอร์ที่มีความละเอียดในการแสดงภาพได้สูงกว่าจะมีความถูกต้องในการระบุตำแหน่งตะไคร่ได้มากกว่า และขนาดของตะไคร่มีผลต่อการมองเห็น โดยที่ผู้สังเกตการณ์สามารถระบุตำแหน่งตะไคร่ได้ถูกต้องมากขึ้นเมื่อใช้ตะไคร่ที่มีขนาดใหญ่ขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ที่ให้การสนับสนุนเงินทุนวิจัยในครั้งนี้ และขอขอบคุณผู้ให้ความอนุเคราะห์ในการวิจัยครั้งนี้ ได้แก่ อ.ทพญ.สการัตต์ ประโมณีย์ อ.ทพญ.จงดี กำบังตน อ.ทพ.อานนท์ จารุวัชร ในการเป็นผู้สังเกตการณ์ ผศ.ทพญ.สุพัตรา แสงอินทร์ที่ให้ความอนุเคราะห์ให้ยืมชุดเซนเซอร์ในช่องปากระบบดิจิทัล แอคติออน (Sopix

system) และ Dr. M. Kevin O Carroll ศาตราจารย์พิเศษ คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมิสซิสซิปปี และผู้เชี่ยวชาญที่ปรึกษาพิเศษของคณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในการเตรียมบทความภาษาอังกฤษ และ คุณวโรจน์พล ไซตีสมิทกุล ที่ให้ความอนุเคราะห์ให้ยืมเซนเซอร์อาร์วีจี 6100

เอกสารอ้างอิง

1. Mouyen F, Benz C, Sonnabend E, Lodter JP. Presentation and physical evaluation of RadioVisioGraphy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1989; 68(2): 238-242.
2. Wenzel A, Møystad A. Decision criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2001; 30: 197-202.
3. Berkhout WER, Sanderink GCH, van der Stelt PF. A comparison of digital and film radiography in Dutch dental practices assessed by questionnaire. *Dentomaxillofac Radiol* 2002; 31: 93-99.
4. Velders XL, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Dose reduction of two digital sensor systems measuring file lengths. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1996; 81: 607-612.
5. Paurazas SB, Geist JR, Pink FE, Hoen MM, Steiman HR. Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 356-362.
6. Tyndall DA, Ludlow JB, Platin E, Nair M. A comparison of Kodak Ektaspeed Plus film and the Siemens Sidexis digital imaging system for caries detection using receiver operation characteristic analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 113-118.

7. Nair MK, Ludlow JB, Tyndall DA, Platin E, Denton G. Periodontitis detection efficacy of film and digital images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998; 85: 608-612.
8. Berkhout WER, Beuger DA, Sanderink GCH, van der Stelt PF. The dynamic range of digital radiographic systems: dose reduction or risk of overexposure? *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 1-5.
9. Hayakawa Y, Shibuya H, Ota Y, Kuroyanagi K. Radiation dosage reduction in general dental practice using digital intraoral radiographic systems. *Bull Tokyo Dent Coll* 1997; 38: 21-25.
10. Li G, Sanderink GCH, Welander U, McDavid WD, Nystrom K. Evaluation of endodontic files in digital radiographs before and after employing three image processing algorithms. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 6-11.
11. Li G. Comparative investigation of subjective image quality of digital intraoral radiographs processed with 3 image-processing algorithms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004; 97: 762-767.
12. Møystad A, S FC vanös DB, van der Stelt PF, Grøndahl HG, Wenzel A, van Ginkel FC, et al. Comparison of standard and task-specific enhancement of Digora storage phosphor images for approximal caries diagnosis. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 390-396.
13. Shrout MK, Russell CM, Potter BJ, Hildelbolt CF. Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc* 1996; 127: 469-473.
14. Kal BI, Baksi BG, Dundar N, Sen BH. Effect of various digital processing algorithms on the measurement accuracy of endodontic file length. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103: 280-284.
15. Versteeg CH, Sanderink GCH, van der Stelt PF. Efficacy of intra-oral radiography in clinical dentistry. *J Dent* 1997; 25: 215-224.
16. Farman A, Farman TT. A comparison of 18 different x-ray detectors currently used in dentistry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005; 99: 485-489.
17. Sopix Imaging, technical specifications. Available at http://www.acteongroup.com/mainbas/download/sopro/sopix/doc_sopix_uk.pdf Accessed on February 25, 2009.
18. Friedlander LT, Love RM, Chandler NP. A comparison of phosphor-plate digital images with conventional radiographs for the perceived clarity of fine endodontic files and periapical lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002; 93: 321-327.
19. Heo MS, Han DH, An BM, Huh KH, Yi WJ, Lee SS. Effect of ambient and bit depth of digital radiograph on observer performance in determination of endodontic file positioning. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 105: 239-244.
20. Baksi BG, Sogur E, Grondahl HG. LCD and CRT display of storage phosphor plate and limited cone beam computed tomography images for the evaluation of root canal fillings. *Clin Oral Invest* 2009; 13: 37-42.