

โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในทางทันตกรรม

ปริยพร ศรีมาวงษ์

อาจารย์ ภาควิชารังสีวิทยา

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล

ถนนโยธี ราชเทวี กทม. 10400

โทรศัพท์: 02-2036490

โทรสาร: 02-3548510

อีเมล: dtpsm@mahidol.ac.th

บทคัดย่อ

โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเป็นวิธีการถ่ายภาพรังสีนอกปากวิธีหนึ่ง ภาพรังสีที่ได้สามารถแสดงความสัมพันธ์ของโครงสร้างที่ต้องการศึกษาได้ในทั้ง 3 ระนาบและสามารถนำไปสร้างเป็นภาพ 3 มิติในขณะที่ภาพรังสีโดยทั่วไปไม่สามารถทำได้ ภาพรังสีจากวิธีนี้จึงมีประโยชน์อย่างยิ่งในการวินิจฉัยโรคและวางแผนการรักษาในงานทันตกรรมต่าง ๆ เช่น งานทันตกรรมรากเทียม งานศัลยกรรมช่องปากและการวินิจฉัยโรคข้อต่อขากรรไกรและพยาธิสภาพต่าง ๆ

เครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในปัจจุบันมีการผลิตจากหลายบริษัท แต่ละเครื่องมีคุณลักษณะต่างกันและควบคุมการทำงานด้วยระบบคอมพิวเตอร์ทำให้ได้ภาพรังสีในเวลาอันสั้น อย่างไรก็ตาม โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟียังมีข้อจำกัดในการศึกษาพยาธิสภาพที่อยู่ในเนื้อเยื่ออ่อนและทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากกว่าการถ่ายภาพรังสีทั่วไป ดังนั้นจึงควรพิจารณาใช้โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย

บทนำ

โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) เป็นวิธีการถ่ายภาพรังสีนอกปากเฉพาะวิธีหนึ่งซึ่งนำมาใช้ในการถ่ายภาพรังสีบริเวณใบหน้าและขากรรไกร อาจมีชื่อเรียกต่าง ๆ กัน ได้แก่ โคน빔ซีที (cone beam CT) เดนทัลซีที (dental CT)¹ ดิจิทัลวอลูมโทโมกราฟี (Digital Volume Tomography: DVT)^{2,3} และวอลูมเมตริกคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (Volumetric Computed Tomography: VCT)⁴ ภาพรังสีที่ได้มีข้อดีเหนือกว่าภาพรังสีนอกปากโดยทั่วไปซึ่งมีฟิล์มเป็นตัวรับสัญญาณภาพ คือเป็นภาพในระบบดิจิทัล (digital) ซึ่งสามารถแสดงภาพของวัตถุที่ต้องการศึกษาใน 3 ระนาบที่สัมพันธ์กันและยังสามารถสร้างเป็นภาพ 3 มิติได้อีกด้วย ในขณะที่ภาพรังสีทั่วไปจะแสดงภาพได้เพียง 2 ระนาบ จึงเกิดการซ้อนทับกันของโครงสร้างทั้งหมดที่อยู่ในแนวที่รังสีผ่าน ทำให้ไม่สามารถมองเห็นรายละเอียดของ

โครงสร้างหรือรอยโรคได้อย่างชัดเจน ส่วนภาพรังสีระนาบแบบธรรมดา (conventional tomogram) นั้นมีข้อด้อยในเรื่องความไม่คมชัดของภาพและต้องใช้เวลาในการถ่ายภาพค่อนข้างมาก และแม้ว่าจะมีการนำการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT) ที่ใช้ในการแพทย์มาประยุกต์ใช้ในทางทันตกรรม แต่การถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์นั้นผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีจำนวนมาก^{2,5-7} อีกทั้งเครื่องยังมีราคาสูง^{5,6,8} ทำให้ค่าใช้จ่ายในการถ่ายภาพมีราคาแพงกว่าการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี

บทความนี้จะกล่าวถึงหลักการเกิดภาพของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี คุณลักษณะของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี ปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี และการใช้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีในงานทันตกรรม

หลักการเกิดภาพของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี

การถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี เกิดจากการถ่ายภาพรังสีโดยรอบผู้ป่วย 1 รอบ โดยเครื่องถ่ายภาพรังสีจะมีแหล่งกำเนิดรังสีซึ่งจะปล่อยลำรังสีเอกซ์เป็นรูปกรวยและมีตัวตรวจหา (detector) จำนวนมากอยู่ตรงข้ามกัน ในขณะที่ถ่ายภาพรังสีแหล่งกำเนิดรังสีและตัวตรวจหาจะหมุนรอบศีรษะผู้ป่วยไปพร้อมกัน ในระหว่างการหมุนนี้ตัวตรวจหาจะรับรังสีที่ผ่านจากเนื้อเยื่อผู้ป่วยและส่งสัญญาณเข้าไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์ เพื่อประมวลผลและแสดงข้อมูลเป็นภาพรังสีในระบบดิจิทัลซึ่งมีระดับความดำขาวของภาพต่าง ๆ กันตามความหนาแน่นของเนื้อเยื่อในแต่ละบริเวณ ข้อมูลที่ได้จากการถ่ายจะเป็นข้อมูลพื้นฐานซึ่งต้องอาศัยโปรแกรมซอฟต์แวร์ (software programs) สร้างข้อมูลภาพในทั้ง 3 ระนาบ ได้แก่ ระนาบตามแกน (axial plane) ระนาบแบ่งซ้ายขวา (sagittal plane) และระนาบแบ่งหน้าหลัง (coronal plane) โดยมีปริมาตรเล็กสุดเป็นสี่เหลี่ยม 3 มิติเรียกว่า วอกเซล (voxel) ที่มีขนาดความกว้าง ความยาวและความลึกเท่ากัน ทำให้ภาพมีความละเอียดมากกว่าการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการแพทย์ซึ่งมีความลึกของวอกเซลมากกว่าความกว้างและความยาว⁹

คุณลักษณะของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี

เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี เริ่มมีการนำเสนอเพื่อใช้ในการถ่ายภาพรังสีบริเวณใบหน้าและขากรรไกรตั้งแต่ปี พ.ศ. 2540^{3,10,11} โดยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีที่มีการจำหน่ายเป็นเครื่องแรก คือ นิวทอมคิวอาร์ดีวีที 9000

(NewTom QR DVT 9000, Quantitative Radiology, Verona, Italy)^{9,11} โดยต่อมาได้มีการพัฒนาเป็นนิวทอมทรีจี (NewTom 3G, Quantitative Radiology, Verona, Italy)⁸ และนิวทอมวีจี (NewTom VG, Quantitative Radiology, Verona, Italy) ในขณะเดียวกัน Arai และคณะ¹² ได้ประดิษฐ์เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีที่ภาควิชารังสีวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนิฮอน (Nihon University) ประเทศญี่ปุ่น สำเร็จเช่นกัน คือ ออโธคิวบิกซูเปอร์ไฮเรโซลูชันคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟี (Ortho cubic super-high resolution Computed Tomography, Ortho-CT)¹² ซึ่งได้รับการปรับปรุงและวางจำหน่ายในปี พ.ศ. 2543 ภายใต้ชื่อทรีดีเอกซ์มัลติอิมเมจไมโครซีที (3DX multi-image micro-CT, J. Morita, Kyoto, Japan) และทรีดีแอคคิวโทโมเอกซ์วายแซดสไลซ์วีวโทโมกราฟี (3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph, J. Morita, Kyoto, Japan)¹³

บริษัทที่ผลิตเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีในปัจจุบันมี 6 แห่ง เครื่องที่ผลิตจากแต่ละบริษัทมีความแตกต่างกันทั้งด้านขนาดเครื่อง ขนาดของภาพถ่าย และคุณลักษณะอื่น ๆ (ตารางที่ 1)

นอกจากนี้ในปัจจุบันยังมีเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีที่สามารถถ่ายภาพรังสีปริทัศน์ (panoramic radiograph) และภาพรังสีวัดศีรษะ (cephalometric radiograph) ได้ในเครื่องเดียวกัน เช่น แพลนเมกาโปรแมกทรีดี (Planmeca ProMax 3D, Planmeca OY, Helsinki, Finland) วีราวิวีฟ็อกส์ทรีดี (Veraviewepocs 3D, J. Morita, Kyoto, Japan) และพิกัสโซทรีโอ (Picasso-Trio, E-woo technology, Gyeonggi-do, Korea)

ปัจจุบันในประเทศไทยมีเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์เดโทโมกราฟีติดตั้งตามหน่วยงานต่าง ๆ ดังนี้

- ซีบีเมอคิวเรย์ (CB MercuRay, Hitachi Medico Technology Corporation, Kashiwa, Chiba, Japan) ที่ภาควิชารังสีวิทยา คณะทันตแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ.2547
- ทรีดีแอคคิวโทโมเอกซ์วายแซดสไลซ์วีวโทโมกราฟี (3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph, J. Morita, Kyoto, Japan) ที่ศูนย์ทันตกรรมทันตกิจ ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ.2547
- ไอแคท (i-CAT, Imaging Sciences International, Hatfield, USA) ที่ศูนย์เทคโนโลยีทางทันตกรรมขั้นสูงและคลินิกทันตกรรมอัสวานันท์ ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ.2548
- ทรีดีแอคคิวโทโมเอฟพีดีเอกซ์วายแซดสไลซ์วีวโทโมกราฟี (3D Accuitomo FPD XYZ Slice View Tomograph, J.

ตารางที่ 1 คุณสมบัติของเครื่องคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีต่าง ๆ
Table 1 Specifications of cone beam computed tomography machines

Manufacturer	Italy		Japan	
	Quantitative Radiology (QR)		J.Morita Mfg. Corp.	Hitachi Medical Corp.
Website	www.qrverona.it		www.jmorita-mfg.com	www.hitachimed.com
Trade name/ Parameters	3G	NewTom VG	3D Accuitomo XYZSlice View Tomograph	3D Accuitomo FPD XYZ Slice View Tomograph CB Mercuray
Patient position	supine	standing or seated	seated	seated
Image detector	Image intensifier (I.I)	Amorphous Silicon Flat Panel	Image intensifier (I.I)	Amorphous Silicon Flat Panel
				Image intensifier (I.I) (size 9" or 12")
Voxel size (mm. ³)	0.2-0.4	not reported	0.125	0.100 (D-mode) 0.200 (I-mode) 0.293 (P-mode) 0.376 (F-mode)
Field of view (cm. ²) (diameter x height)	10 x 10 15 x 15 20 x 20	16 x 14	4 x 3 4 x 4 6 x 6	5.12 x 5.12 (D-mode) 10.24 x 10.24 (I-mode) 15.00 x 15.00 (P-mode) 19.25 x 19.25 (F-mode)
X-ray head				
Focal spot (mm.)	not reported	0.3	0.5	0.6
Tube voltage (kVp)	110		60-80	60, 80, 100, 120
Tube current (mA)	15		1-10	10, 15
Grayscale (bit)	12	14	12	12
Exposure time (secs)	36	24	18 or less	9.6
Reconstruction time (mins)	2	3	less than 5	5
Number of simultaneous slices (slices/scan)	not reported		256	512

ตารางที่ 1 คุณลักษณะของเครื่องคอมพิวเตอร์เอกซเรย์ในกราฟฟิต่าง ๆ (ต่อ)
Table 1 Specifications of cone beam computed tomography machines (continued)

Manufacturer	USA		Korea	
	Imaging Science International	Imtec Corp.	E-woo technology Co.,Ltd.	
Website	www.imagingsciences.com	www.ilumact.com	www.e-wootech.com	
Trade name/ Parameters	i-CAT	Iluma CT	Picasso master	Picasso Pro
Patient position	seated		seated with rear head stabilization	
Image detector	Amorphous Silicon Flat Panel		Amorphous Silicon Flat Panel	
Voxel size (mm. ³)	0.2, 0.4		0.1	
Field of view (cm. ²) (diameter x height)	17 x 13		20 x 19	
	17 x 17		20 x 15	
	17 x 22		12 x 17	
X-ray head				
Focal spot (mm.)	0.5		0.3	
Tube voltage (kVp)	120		40-90	
Tube current (mA)	3-8		4	
Grayscale (bit)	12		14	
Exposure time (secs)	10, 20 (standard), 40		less than 40	
Reconstruction time (mins)	1.5 (standard)		less than 4	
Number of simultaneous slices (slices/scan)	not reported		615	
			not reported	

Morita, Kyoto, Japan) ที่ภาควิชารังสีวิทยา คณะทันต-
แพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยมหิดล ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ. 2549

ปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี

คุณภาพของภาพรังสีเป็นสิ่งสำคัญต่อการนำภาพรังสีไปใช้
ภาพรังสีที่มีคุณภาพจะช่วยให้การวินิจฉัยและการวางแผน
การรักษาทำได้อย่างถูกต้องแม่นยำ รวมทั้งทำให้ผู้ป่วยได้รับปริ-
มาณรังสีเท่าที่จำเป็น ปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีโคน-
บีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ได้แก่

1. คอนทราสต์เรโซลูชัน (contrast resolution) คือ ความสา-
มารถในการแยกความดำ-เทา-ขาวของภาพรังสี ตัวตรวจหาของ
เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีจะบันทึกสัญญาณภาพ
และเก็บข้อมูลเป็นระดับความดำ ซึ่งตัวตรวจหาแต่ละตัวสามารถ
บันทึกจำนวนระดับความดำได้แตกต่างกัน เช่น ตัวตรวจหา 12
บิต สามารถแสดงระดับต่าง ๆ ของความดำ-เทา-ขาว ได้ 2^{12} เชน-
ระดับ ซึ่งเท่ากับ 4,096 เชนระดับ ดังนั้นหากจำนวนบิตมากจะ
สามารถแสดงเชนระดับต่าง ๆ ได้มาก

2. สเปเชียลเรโซลูชัน (spatial resolution) คือ ความสา-
มารถในการแยกรายละเอียดของภาพ มีหน่วยเป็นไลเนียร์เพอร์
มิลลิเมตร (line-pair per millimeter: lp/mm) ซึ่งในภาพรังสีโคน-
บีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี สเปเชียลเรโซลูชันจะขึ้นกับขนาด
ของวอกเซล หากวอกเซลมีขนาดเล็ก ภาพจะยิ่งมีความละเอียด
มาก

3. อิมเมจดีเทคเตอร์ (image detector) ตัวตรวจหาที่ใช้กับ
เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมี 2 ประเภท ได้แก่ อิมเมจ-
อินเทนซิไฟเออร์ทิว (image intensifier tube) ซึ่งใช้ร่วมกับอุปกรณ์
ถ่ายเทประจุ (charge coupled device: CCD) และแฟลท
พาเนลดีเทคเตอร์ (flat panel detector) ซึ่งประกอบด้วยซีเซียม
ไอโอไดด์ซินทิเลเตอร์ (cesium iodide scintillator) กับอะมอร์ฟัสซิ-
ลิคอน (amorphous silicon)⁹ เมื่อเปรียบเทียบภาพที่ได้จากการ
ใช้แฟลทพาเนลดีเทคเตอร์กับอิมเมจอินเทนซิไฟเออร์ดีเทคเตอร์
พบว่าภาพจากแฟลทพาเนลดีเทคเตอร์ มีสัญญาณรบกวน
(noise) น้อยกว่า ไม่ต้องอาศัยกระบวนการเพื่อลดการบิดเบี้ยว
(distortion) ของภาพ⁹ และมีสเปเชียลเรโซลูชันสูงกว่าอิมเมจอิน-
เทนซิไฟเออร์ดีเทคเตอร์ประมาณ 3 เท่า¹⁴

4. ฟیلด์ออฟวิว (field of view) ถ้าฟیلด์ออฟวิวมีขนาดใหญ่
ภาพรังสีจะแสดงส่วนต่าง ๆ ได้กว้าง ซึ่งในการถ่ายภาพรังสี 1 ครั้ง
สามารถใช้ดูส่วนอื่น ๆ นอกเหนือจากบริเวณที่ต้องการได้ด้วย ทำ

ให้อาจเห็นความผิดปกติที่บริเวณอื่นโดยบังเอิญ แต่ภาพรังสีจะมึ
ความคมชัดน้อยกว่าภาพรังสีที่ฟیلด์ออฟวิวมีขนาดเล็ก¹⁵ ซึ่งจะ
เห็นส่วนต่าง ๆ ได้แคบกว่าและในการถ่ายภาพรังสี 1 ครั้งจะดูได้
เฉพาะตำแหน่งที่ถ่ายเท่านั้น

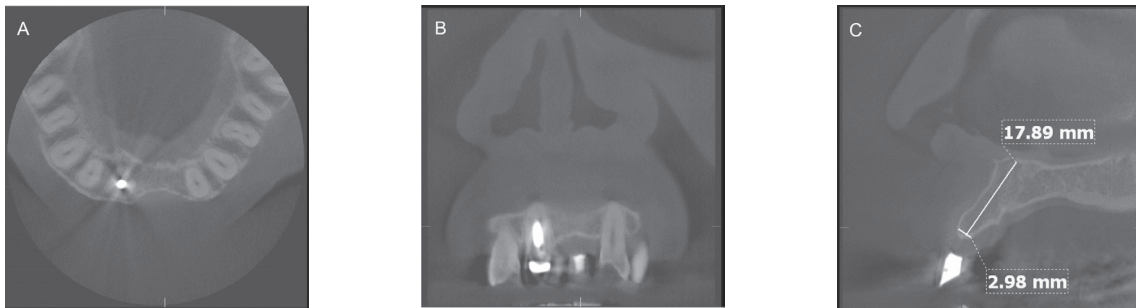
การใช้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีในงาน ทันตกรรม

ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่มีประโยชน์ในการ
วินิจฉัยและการวางแผนการรักษาในงานทันตกรรมต่าง ๆ ได้แก่

1. การประเมินคุณภาพและขนาดของกระดูกในบริเวณที่
ต้องการใส่รากเทียม ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมี
ข้อดีกว่าภาพรังสีทั่วไปตรงที่สามารถแสดงลักษณะของกระดูก
ได้แก่ ปริมาณกระดูกทึบ (cortical bone) รูปร่าง ความสูง ความ
กว้าง และความเอียงของกระดูก ซึ่งสามารถวัดขนาดต่าง ๆ ได้
ในภาพรังสี โดยไม่มีการขยายขนาดของภาพ กล่าวคือขนาดที่วัด
ได้จากภาพรังสีมีค่าเท่ากับกระดูกจริง นอกจากนี้ยังแสดงตำ-
แหน่งของโครงสร้างทางกายวิภาคอื่น ๆ ที่อยู่ใกล้กับบริเวณที่จะ
ใส่รากเทียม เช่น โพรงอากาศขากรรไกรบน (maxillary sinus)
คลองเพดานปากหลังฟันตัด (incisive canal) ช่องจมูก (nasal
cavity) คลองขากรรไกรล่าง (mandibular canal) และรูข้างคาง
(mental foramen) เป็นต้น อย่างไรก็ตาม ขณะถ่ายภาพรังสีควร
ให้ผู้ป่วยใส่ชิ้นปิด (stent) ซึ่งฝังวัสดุทึบรังสีที่ไม่มีส่วนผสมของ
โลหะ เช่น กัททาเพอร์ชา (gutta percha) ในตำแหน่งที่ต้องการ
ใส่รากเทียมเพื่อช่วยระบุตำแหน่งในการวัดและประเมินความ
เหมาะสมของแนวการใส่รากเทียมตามแนวของวัสดุทึบรังสี
(รูปที่ 1)

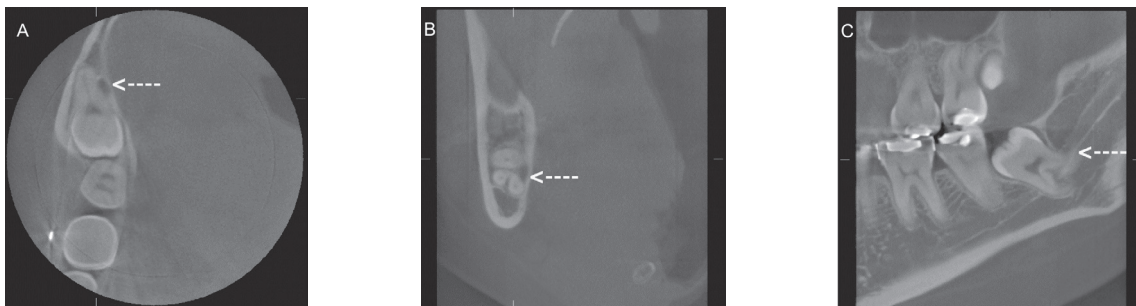
2. การศึกษาความสัมพันธ์ของฟันกรามล่างคู่กับคลอง
ขากรรไกรล่าง หากดูจากภาพรังสีรอบปลายราก (periapical ra-
diograph) หรือภาพรังสีปริทัศน์จะให้ภาพเพียง 2 มิติและมีการ
ซ้อนทับกันของโครงสร้างในแนวรังสี แต่ภาพรังสีโคนบีมคอมพิว-
เตอร์โทโมกราฟีสามารถแสดงความสัมพันธ์ของรากฟันกับ
คลองขากรรไกรล่างได้ในทุกระนาบ (รูปที่ 2)

3. การศึกษาขอบเขต ลักษณะและรูปร่างของพยาธิสภาพ
ต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกร เช่น การติดเชื้อ (infection) การอักเสบ
(inflammation) ถุงน้ำ (cyst) เนื้องอกไม่ร้าย (benign tumor)
เนื้องอกร้าย (malignant tumor) รวมถึงกระดูกหัก (fracture) ที่
เกิดขึ้นในกระดูกขากรรไกร ซึ่งภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโม-
กราฟีสามารถให้ข้อมูลเฉพาะในส่วนของพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น
ในกระดูกเท่านั้น (รูปที่ 3) นอกจากนี้ข้อมูลที่ได้จากการถ่ายภาพ



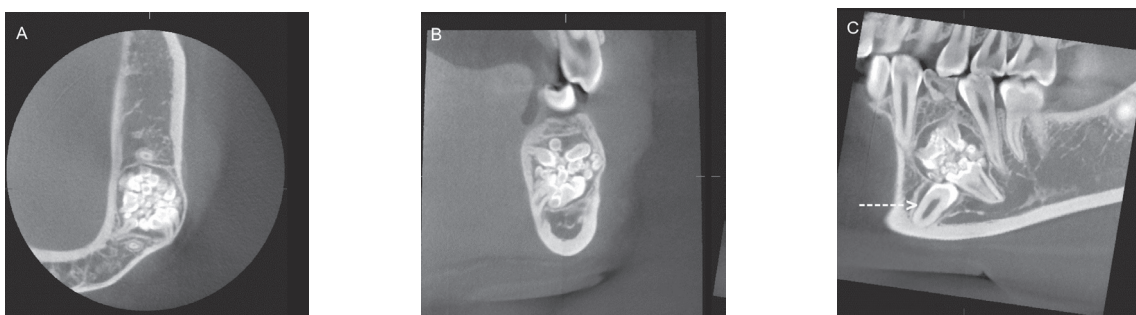
รูปที่ 1 ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี แสดงความสูงและความกว้างของกระดูกบริเวณฟันตัดซี่กลางบนซ้าย มีแท่งกัทยาเพอร์ซาวางในตำแหน่งที่ต้องการใส่รากเทียม (A) เป็นภาพระนาบตามแกน (B) เป็นภาพระนาบแบ่งหน้าหลัง และ (C) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา

Fig. 1 Cone beam computed tomograph of the upper left central incisor area shows the bone height and bone width of alveolar bone of upper central incisor area. A gutta percha marker is placed to identify the implant site: (A) axial image; (B) coronal image; (C) sagittal image



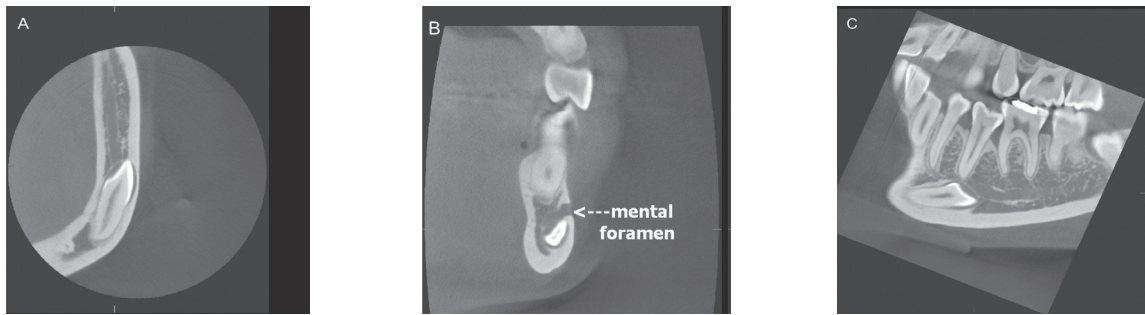
รูปที่ 2 ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแสดงความสัมพันธ์ของฟันกรามซี่ที่สามล่างขวาคู่กับคลองขากรรไกรล่าง (ลูกศร) (A) เป็นภาพระนาบตามแกน (B) เป็นภาพระนาบแบ่งหน้าหลัง และ (C) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา

Fig. 2 Cone beam computed tomograph shows the relationship between the impacted lower right third molar tooth and the mandibular canal (arrows) : (A) axial image; (B) coronal image; (C) sagittal image



รูปที่ 3 ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีบริเวณขากรรไกรล่างซ้ายแสดงโอดอนโตมาร่วมกับฟันเกินซึ่งรบกวนการขึ้นของฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งล่างซ้าย (ลูกศร) มีการขยายขนาดขากรรไกรทางด้านแก้ม (A) เป็นภาพระนาบตามแกน (B) เป็นภาพระนาบแบ่งหน้าหลัง และ (C) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา

Fig. 3 Cone beam computed tomograph of the left mandible shows odontoma in association with the supernumerary teeth which interfere with the eruption of the embedded lower left first premolar (arrow). The buccal cortical bone is expanded : (A) axial image; (B) coronal image; (C) sagittal image



รูปที่ 4 ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแสดงตำแหน่งของฟันคุดอยู่ใต้ฟันกรามน้อยซี่ที่หนึ่งและสองล่างซ้ายและอยู่ชิดกับรูข้างคาง (ลูกศร) (A) เป็นภาพระนาบตามแกน (B) เป็นภาพระนาบแบ่งหน้าหลัง และ (C) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา

Fig. 4 Cone beam computed tomograph shows the location of impacted tooth which is under the lower left first and second premolars and close to mental foramen (arrow) : (A) axial image; (B) coronal image; (C) sagittal image



รูปที่ 5 ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีและภาพ 3 มิติของข้อต่อขากรรไกรข้างซ้ายแสดงคอนดัยล์รูปร่างแบน การเกิดออสติโอไฟต์ (ลูกศร) และช่องเหนือคอนดัยล์แคบลง (A) เป็นภาพระนาบตามแกน (B) เป็นภาพระนาบแบ่งหน้าหลัง (C) เป็นภาพระนาบแบ่งซ้ายขวา และ (D) เป็นภาพ 3 มิติ

Fig. 5 Cone beam computed tomograph and three-dimensional reconstruction of the left temporomandibular joint shows flattening of the condyle, osteophyte formation (arrow) and reduced joint space: (A) axial image; (B) coronal image; (C) sagittal image; (D) volume rendered image

รังสีสามารถสร้างเป็นภาพ 3 มิติ เพื่อช่วยให้ทันตแพทย์เห็นพยาธิสภาพ หรือความผิดปกติต่าง ๆ ที่สัมพันธ์กับโครงสร้างใกล้เคียง ในทั้ง 3 มิติ

4. แสดงตำแหน่งฟันคุด (impacted tooth) หรือฟันเกิน (supernumerary tooth) ที่อยู่ในกระดูกขากรรไกร เพื่อดูความสัมพันธ์กับโครงสร้างใกล้เคียง เช่น คลองขากรรไกรล่าง รูข้างคาง เป็นต้น (รูปที่ 4)

5. การศึกษาข้อต่อขากรรไกร (temporomandibular joint) ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีสามารถแสดงรูปร่างของคอนดัยล์ (condyle) ในทุกระนาบได้อย่างแท้จริง เนื่องจากสามารถสร้างภาพให้ตัดตามแกนตามยาว (long axis) และแกนตามขวาง (transverse axis) ของคอนดัยล์ซึ่งภาพรังสีทั่วไปไม่อาจกระทำได้ หรืออาจต้องวัดมุมแกนตามยาวของหัวคอนดัยล์จากภาพรังสีอื่นก่อนจึงจะสามารถปรับให้แนวรังสีทำมุม

ตั้งฉากกับหัวคอนไดล์ เช่น ในการถ่ายภาพรังสีระนาบ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีที่มีประโยชน์ในการศึกษาข้อต่อขากรรไกรในส่วนของกระดูก แต่ไม่สามารถเห็นแผ่นรองข้อต่อ (articular disk) ได้ (รูปที่ 5)

6. ใช้ในงานทันตกรรมจัดฟัน เช่น ดูการละลายของรากฟัน และการยึดกับกระดูกของฟันคุด วัดปริมาณกระดูกด้านแก้มของขากรรไกรบนเพื่อวางแผนในการขยายขนาดขากรรไกร วัดปริมาณกระดูกในบริเวณขากรรไกรบนส่วนหลังและแสดงความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งรากฟันของฟันติดบนกับขอบกระดูกที่บิด้านเพดานปากเพื่อวางแผนการรักษา¹⁶ ช่วยในการวางตำแหน่งของมินิอิมแพลนท์ (mini-implant) โดยการวัดระยะในภาพรังสีเพื่อกำหนดตำแหน่งที่จะใส่มินิอิมแพลนท์ร่วมกับนำข้อมูลจากการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีไปสร้างแบบจำลองฟัน และทำแนวทางในการใส่ เพื่อช่วยให้มินิอิมแพลนท์อยู่ในตำแหน่งตามที่ได้กำหนดไว้¹⁷ ใช้แสดงตำแหน่งแ่งกระดูกหน้าขากรรไกรล่าง (lingula of mandible) และรูข้างคางเพื่อวางแผนในการจัดฟันร่วมกับการผ่าตัดขากรรไกร สามารถนำข้อมูลไปสร้างแบบจำลอง 3 มิติ เพื่อประเมินลักษณะทางกายวิภาคของขากรรไกรล่างและเปรียบเทียบตำแหน่งขากรรไกรล่างส่วนท้าย ฟันกราม (ramus of mandible) และตำแหน่งคอนไดล์ในก่อนและหลังการจัดฟันร่วมกับการผ่าตัดขากรรไกร¹⁸ นอกจากนี้ยังมีการใช้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีไปสร้างภาพ 3 มิติของทางเดินอากาศหายใจ (airway) เพื่อวัดขนาดและปริมาตรของทางเดินอากาศหายใจส่วนบนให้แม่นยำยิ่งขึ้น ซึ่งก่อนหน้านี้ทำการวัดจากภาพรังสีวัดศีรษะ⁸

7. ใช้ในผู้ป่วยปากแหว่ง (cleft lip) เพดานโหว่ (cleft palate) โดยสามารถสร้างภาพ 3 มิติ เพื่อแสดงความพิการที่กระดูก (bony defect)¹⁶ ช่วยในการวางแผนการรักษา³ และช่วยในการประเมินคุณภาพของกระดูกปลูก (bone graft) ภายหลังการผ่าตัด¹⁹

8. งานรักษาคคลองรากฟัน ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีที่มีประโยชน์ในการดูจำนวน ตำแหน่ง รูปร่าง และความยาวของคลองรากฟันในแต่ละราก แสดงคลองรากฟันเกิน (accessory canal)²⁰ แสดงการมีรอยโรคปลายราก และการขยายขนาดของรอยโรคในแต่ละรากของฟันหลายรากได้อย่างชัดเจน ใช้ในการวินิจฉัยฟันร้าวหรือฟันแตก²¹ หรือใช้หาคลองรากฟันที่ยังไม่ได้รับการรักษาและยังช่วยกำหนดตำแหน่งเครื่องมือที่หักอยู่ในคลองรากฟันเพื่อวางแผนในการทำศัลยกรรมปลายราก²²

9. งานด้านปริทันต์ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีที่มีประโยชน์ในงานปริทันต์ที่เหนือกว่าภาพรังสีรอบปลายราก คือสามารถวัดร่องลึกปริทันต์ (periodontal pocket) ที่ด้านแก้ม (buccal) และด้านลิ้น (lingual) ได้ และได้ค่าเท่ากับการวัดโดยตรงจากฟันโดยใช้เครื่องมือตรวจปริทันต์ (periodontal probe)²³

บทวิจารณ์

ในปัจจุบันโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีกำลังได้รับความนิยมและเข้ามามีบทบาทในทางทันตกรรมมากขึ้นโดยเฉพาะในงานทันตกรรมรากเทียมซึ่งก่อนทำการรักษาจำเป็นต้องถ่ายภาพรังสีเพื่อประเมินตำแหน่งที่จะทำการใส่และศึกษาโครงสร้างต่าง ๆ ที่อยู่ในตำแหน่งนั้น เพื่อเลี่ยงการสัมผัสโครงสร้างที่สำคัญดังกล่าวและเพื่อให้ได้การวินิจฉัยและการวางแผนการรักษาที่สมบูรณ์

ในส่วนของงานศัลยกรรมช่องปาก ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีใช้เพื่อแสดงความสัมพันธ์ของฟันเกิน ฟันขึ้นผิดที่ (ectopic teeth) ฟันขึ้นช้า (delayed eruption) และฟันคุดกับโครงสร้างข้างเคียง เพื่อช่วยในการวินิจฉัยและวางแผนการรักษาได้เป็นอย่างดี โดยเฉพาะถ้าฟันที่ฝังนั้นอยู่ในขากรรไกรบนและอยู่สูงกว่าปลายรากฟันแท้ ซึ่งไม่สามารถระบุตำแหน่งได้ด้วยวิธีการถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากโดยการเปลี่ยนมุมที่ใช้ในการถ่าย หรือในกรณีฟันที่ฝังนั้นอยู่ใกล้กับคลองขากรรไกรล่าง ทั้งนี้เพื่อประเมินความเสี่ยงในการเกิดอาการขาหลังผ่าตัด รวมถึงกรณีที่ฟันอยู่ลึกมากในขากรรไกรบนและล่างทำให้ไม่สามารถถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากหรือภาพรังสีด้านบดเคี้ยว (occlusal radiograph) ได้ นอกจากนี้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟียังมีข้อดีที่เหนือกว่าภาพรังสีเทคนิคอื่น ๆ ในทางทันตกรรม ในเรื่องของการแสดงตำแหน่งและขอบเขตของพยาธิสภาพต่าง ๆ ในกระดูกขากรรไกร เช่น ถุงน้ำ เนื้องอกไม่ร้าย เนื้องอกร้าย เป็นต้น ถึงแม้ว่าภาพรังสีทั่วไปจะสามารถให้ข้อมูลในการวินิจฉัยโรคได้แล้ว แต่ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟีสามารถให้รายละเอียดในส่วนขอบเขต รูปร่าง โครงสร้างภายใน และความสัมพันธ์กับโครงสร้างรอบข้างได้ดีกว่า เนื่องจากไม่มีการบังทาบกันของโครงสร้างต่าง ๆ ในทุกระนาบที่ต้องการศึกษา

ในปัจจุบันมีการกำหนดมาตรฐานสำหรับระบบภาพรังสีดิจิทัลในทางการแพทย์เรียกว่าไดคอม (Digital Imaging and Communications in Medicine: DICOM) เพื่อให้การรับส่งภาพ

รังสีและข้อมูลของผู้ป่วยจากที่หนึ่งไปยังอีกที่หนึ่งซึ่งใช้ระบบดิจิทัลที่ต่างกันได้โดยไม่มีการสูญเสียข้อมูล และสมาคมทันตแพทย์ประเทศสหรัฐอเมริกา (American Dental Association: ADA) ได้กำหนดมาตรฐานไดค่อมที่ใช้ในทางทันตกรรมขึ้นเช่นกัน²⁰ ซึ่งหากข้อมูลภาพรังสีโคนบีค่อมพิวเตดโทโมกราฟีที่เป็นไฟล์ไดค่อมจะสามารถนำข้อมูลไปทำการสร้างแบบจำลองต้นแบบอย่างรวดเร็วหรือแรพิดโปรโตไทป์อิงโมเดล (rapid prototyping model) โดยสร้างแบบจำลองของส่วนต่าง ๆ บริเวณศีรษะและใบหน้า เพื่อช่วยในการวางแผนการรักษาในงานศัลยกรรมใบหน้าขากรรไกร (maxillofacial surgery) งานทันตกรรมรากเทียม หรือช่วยในงานทันตกรรมอื่น ๆ เพื่อให้ได้ผลการรักษาที่ดียิ่งขึ้น

จากการศึกษาปริมาณรังสียังผล (effective dose: E) ในหลายงานวิจัยพบว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการถ่ายภาพรังสีโคนบีค่อมพิวเตดโทโมกราฟีมีค่า 6.3-1,025.4 ไมโครซีเวิร์ต (microsievert, μSv)^{15,24,25} ขึ้นกับเครื่องที่ใช้ถ่ายภาพรังสี บริเวณที่ถ่ายภาพ ขนาดของภาพรังสี และการตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าและกระแสไฟฟ้าที่ใช้ในการถ่ายภาพ ซึ่งมีปริมาณรังสีน้อยกว่าที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ ซึ่งมีค่า 2,100 ไมโครซีเวิร์ตในการถ่ายภาพทั้งขากรรไกรบนและล่าง ส่วนการถ่ายภาพบริเวณขากรรไกรบนมีปริมาณรังสี 1,400 ไมโครซีเวิร์ต และบริเวณขากรรไกรล่างมีปริมาณรังสี 1,320 ไมโครซีเวิร์ต²⁶ แต่การถ่ายภาพรังสีโคนบี-

ค่อมพิวเตดโทโมกราฟีจะมีปริมาณรังสีมากกว่าการถ่ายภาพรังสีปริทัศน์ 1 ครั้ง ซึ่งจะมีปริมาณรังสียังผลอยู่ในช่วง 2.9-9.6 ไมโครซีเวิร์ต²⁷ และมากกว่าการใช้ฟิล์มถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากทั้งปากซึ่งมีปริมาณรังสียังผลอยู่ในช่วง 13-100 ไมโครซีเวิร์ต²⁸ Ludlow JB และคณะ²⁵ ได้เปรียบเทียบปริมาณรังสียังผลที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีโคนบีค่อมพิวเตดโทโมกราฟีจาก 3 เครื่อง ได้แก่ ซีบีเมอคิวเรย์ นิวทอมทรีจีและโอแคท ด้วยการถ่ายภาพรังสีปริทัศน์จากเครื่องเอกซเรย์ฟอสฟอรัสดีเอส (OrthoPhos Plus DS, Sirona USA Charlotte, NC, USA) โดยเปรียบเทียบปริมาณรังสีเป็นจำนวนเท่าของการถ่ายภาพรังสีปริทัศน์ 1 ครั้ง ซึ่งคำนวณโดยใช้ค่าที่ชั่งน้ำหนักเนื้อเยื่อ (Tissue weighting factor; W_T) จากเอกสารร่างของไอซีอาร์พี (International Commission on Radiological Protection; ICRP) ปี พ.ศ. 2548 (ตารางที่ 2)²⁵ และเมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสียังผลที่ได้รับจากเครื่องโคนบีค่อมพิวเตดโทโมกราฟีทั้ง 3 เครื่อง โดยเลือกขนาดฟิลด์ออฟวิวที่ 12 นิ้วเท่ากัน พบว่าซีบีเมอคิวเรย์ให้ปริมาณรังสียังผลมากที่สุด รองลงมาเป็นโอแคท และน้อยที่สุดคือนิวทอมทรีจี การที่โอแคทและนิวทอมทรีจีมีปริมาณรังสียังผลน้อยกว่าซีบีเมอคิวเรย์นั้น เป็นเพราะเครื่องซีบีเมอคิวเรย์มีการปล่อยรังสีแบบต่อเนื่อง ในขณะที่เครื่องโอแคทและนิวทอมทรีจีมีการปล่อยรังสีเป็นจังหวะ กล่าวคือ ในระหว่างที่ตัวตรวจหาส่งสัญญาณภาพไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์จะไม่มีการปล่อยรังสี ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าการถ่ายภาพรังสีจากซีบีเมอคิวเรย์²⁵

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบปริมาณรังสียังผล (E) ของเครื่องโคนบีค่อมพิวเตดโทโมกราฟีและเทียบเป็นจำนวนเท่าของการถ่ายภาพรังสีปริทัศน์
Table 2 Comparison of effective dose (E) from cone beam computed tomography, as a multiple of panoramic images

Trade name	E (μSv) 2548 ICRP W_T	Dose as multiple of single panoramic dose (ICRP 2548 draft)
NewTom 3G - 12" FOV	58.9	4
i-CAT - 9" FOV	104.5	8
i-CAT - 12" FOV	193.4	15
CB Mercuray - 6" FOV (maxillary)	283.3	21
CB Mercuray - 9" FOV	435.5	33
CB Mercuray - 12" FOV(10 mA 100 kV)	557.6	42
CB Mercuray - 12" FOV(15 mA 120 kV)	1025.4	78
OrthoPhos Plus DS	13.3	1

E = Effective dose; μSv = Microsievert; ICRP = International Commission on Radiological Protection; W_T = Tissue weighting factor; FOV = Field of view

ข้อดีของโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีอีกประการหนึ่งคือ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเป็นข้อมูลดิจิทัลจึงสามารถปรับความดำขาวและปรับแนวการสร้างภาพได้ตามความต้องการ ทำให้ไม่ต้องถ่ายภาพรังสีใหม่ นอกจากนี้ในบางเครื่องยังสามารถสร้างภาพเป็นภาพรังสีปริทัศน์และภาพรังสีวัดศีรษะได้อีกด้วยขึ้นกับขนาดของฟิลด์ออฟวิว จากข้อดีต่าง ๆ ของการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีดังที่ได้กล่าวมาแล้ว จึงทำให้มีแนวโน้มการใช้เพิ่มมากขึ้นในงานทันตกรรมหลายด้าน เพื่อประโยชน์อย่างสูงสุดในการวินิจฉัยและวางแผนการรักษาให้กับผู้ป่วย

อย่างไรก็ตาม ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมีข้อจำกัดในการศึกษาพยาธิสภาพที่อยู่ในเนื้อเยื่ออ่อน (soft tissue) คือไม่สามารถให้รายละเอียดของเนื้อเยื่ออ่อนหรือรอยโรคที่อยู่ในเนื้อเยื่ออ่อนได้^{1,29-31} แต่จะเหมาะกับการศึกษาพยาธิสภาพที่อยู่ในเนื้อเยื่อแข็ง (hard tissue)^{2,6,32} เช่น รอยโรคที่เกิดในกระดูกขากรรไกร โดยสามารถเห็นกระดูกโปร่ง (cancellous bone) ได้อย่างชัดเจน⁶ ดังนั้นหากต้องการศึกษาพยาธิสภาพหรือโครงสร้างของเนื้อเยื่ออ่อน ควรถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ซึ่งสามารถสร้างภาพให้เห็นเนื้อเยื่ออ่อนได้² หรือใช้การถ่ายภาพเอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging: MRI) ซึ่งผู้ป่วยไม่ต้องได้รับรังสี เนื่องจากการถ่ายภาพเอ็มอาร์ไอใช้คลื่นวิทยุในการได้ภาพ³³ นอกจากนี้ในบริเวณที่ถ่ายภาพรังสีหากมีวัสดุโลหะอยู่จะทำให้เกิดสิ่งแปลกปน (artifact) ได้^{1,6,34} ทำให้เป็นอุปสรรคต่อการแปลภาพรังสี

นับจากอดีตจนถึงปัจจุบัน มีการพัฒนาเทคนิคการถ่ายภาพรังสีอย่างต่อเนื่องมาโดยตลอด แต่สิ่งสำคัญซึ่งเป็นพื้นฐานประการหนึ่งที่ทันตแพทย์ต้องคำนึงถึงในงานรังสีวินิจฉัย คือ หลักอะลารา (As Low As Reasonably Achievable: ALARA) กล่าวคือปริมาณรังสีที่ใช้น้อยที่สุดเพื่อให้ได้ข้อมูลจากภาพรังสีให้มากที่สุด ทันตแพทย์ควรเลือกเทคนิคที่เหมาะสมโดยพิจารณาจากข้อมูลในเชิงปริมาณและความถูกต้องที่จะได้จากภาพรังสี ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย เพราะถึงแม้ว่าการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีจะมีปริมาณรังสีน้อยกว่าการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ในทางกายภาพอยู่มาก แต่ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นจากเทคนิคการถ่ายภาพรังสีทั่วไป ดังนั้นหากสามารถได้ข้อมูลต่าง ๆ ที่จำเป็นอย่างครบถ้วนจากภาพรังสีอื่นแล้ว จะไม่มีความจำเป็นต้องส่งผู้ป่วยมาถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีอีก

บทสรุป

โคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเป็นภาพรังสีที่ใช้ศึกษาพยาธิสภาพที่อยู่ในเนื้อเยื่อแข็ง สามารถแสดงความสัมพันธ์ของเนื้อเยื่อที่ต้องการศึกษา ทั้งในระนาบตามแกน ระนาบแบ่งซ้ายขวา และระนาบแบ่งหน้าหลัง รวมทั้งสร้างเป็นภาพ 3 มิติได้ จึงมีประโยชน์อย่างยิ่งต่อการวินิจฉัยและการวางแผนการรักษาในงานทันตกรรม แต่ผู้ป่วยต้องได้รับปริมาณรังสีและเสียค่าใช้จ่ายมากกว่าการถ่ายภาพรังสีทั่วไป ดังนั้นทันตแพทย์ควรเลือกใช้วิธีการถ่ายภาพรังสีนี้ให้เหมาะสมกับผู้ป่วยในแต่ละราย

คำขอบคุณ

ขอขอบคุณศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิงใจนุช จงรักษ์ ที่กรุณาอ่านและวิจารณ์บทความด้วยความเอาใจใส่อย่างยิ่ง และขอขอบคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ทันตแพทย์หญิง ดร.สุชยา ดำรงค์ศรี ที่กรุณาให้คำแนะนำในการเขียนบทความ

เอกสารอ้างอิง

1. Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Arij E, Nakamura H. Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multiradical tooth: a case report. *J Endod* 2006;32:583-7.
2. Rustemeyer P, Streubuhr U, Suttmoeller J. Low-dose dental computed tomography: significant dose reduction without loss of image quality. *Acta Radiol* 2004;45:847-53.
3. Wortche R, Hassfeld S, Lux CJ, Mussig E, Hensley FW, Krempien R, et al. Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:88-94.
4. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:196-201.
5. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, Araki M, Kawashima S, Terakado M. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95:371-7.
6. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van

- Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig* 2006;10:1-7.
7. White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology: Principles and Interpretation. 5th ed. St. Louis Mosby; 2004. p. 255.
 8. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod* 2005;32:282-93.
 9. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 2006;72:75-80.
 10. Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:509-18.
 11. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998;8:1558-64.
 12. Arai Y, Tammsalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-8.
 13. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Sawada K, Akiyama Y. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 2006;48:27-34.
 14. Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph* 2002;26:153-8.
 15. Nakajima A, Sameshima GT, Arai Y, Homme Y, Shimizu N, Dougherty H Sr. Two- and three-dimensional orthodontic imaging using limited cone beam-computed tomography. *Angle Orthod* 2005;75:895-903.
 16. Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:512-5.
 17. Kim SH, Choi YS, Hwang EH, Chung KR, Kook YA, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;131:S82-9.
 18. Cevidanes LH, Bailey LJ, Tucker GR Jr, Styner MA, Mol A, Phillips CL, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34:369-75.
 19. Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 2005;42:128-37.
 20. Nair MK, Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod* 2007;33:1-6.
 21. Small BW. Cone beam computed tomography. *Gen Dent* 2007;55:179-81.
 22. Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int Endod J* 2007;40:224-32.
 23. Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006;77:1261-6.
 24. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;96:508-13.
 25. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006;35:219-26.
 26. Ngan DC, Kharbada OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J* 2003;19:67-75.
 27. Danforth RA, Clark DE. Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:236-43.
 28. Gibbs SJ. Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;90:538-45.
 29. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:228-31.
 30. Heiland M, Schmelzle R, Hebecker A, Schulze D. Intraoperative 3D imaging of the facial skeleton using the SIREMOBIL Iso-C3D. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:130-2.
 31. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography.

- Dentomaxillofac Radiol** 2004;33:83-6.
32. Yajima A, Otonari-Yamamoto M, Sano T, Hayakawa Y, Otonari T, Tanabe K, et al. Cone-beam CT (CB Throne) applied to dentomaxillofacial region. **Bull Tokyo Dent Coll** 2006;47:133-41.
33. Frommer HH. Radiology for dental auxiliaries 7th ed: St. Louis : Mosby; 2001. p. 284.
34. Lofthag-Hansen S, Huuemonen S, Grondahl K, Grondahl HG. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 2007;103:114-9.

R e v i e w

Cone Beam Computed Tomography in Dentistry

Preeyaporn Srimawong

Lecturer

Department of Radiology

Faculty of Dentistry, Mahidol University

Yothi Street, Ratchatewi, Bangkok 10400

Tel: 02-2036490

Fax: 02-3548510

E-mail: dtpsm@mahidol.ac.th

Abstract

Cone beam computed tomography is an extraoral radiography. The cone beam computed tomography radiograph demonstrates the relationship of interested tissue in all three planes and can be reformatted image in three dimensions, which could not be done by other conventional radiographs. This imaging modality is very useful in many dental diagnoses and treatment plannings, for example, dental implant, oral surgery and diagnosis of pathology of the temporomandibular joint and the jaw bone.

A cone beam computed tomography machine has been developed by many companies. Each machine has a different specification, but all can be controlled by computer system. Using this system, the image acquisition is done in a short time. However, cone beam computed tomography has the limitation of soft tissue lesion scanning and it produces a relatively high radiation dose to the patient as compared to a conventional radiograph. Therefore, appropriate selection of the patient for using cone beam computed tomography for each patient should be considered.

Key words: cone beam; cone beam computed tomography; diagnostic imaging