

## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

#### โคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี

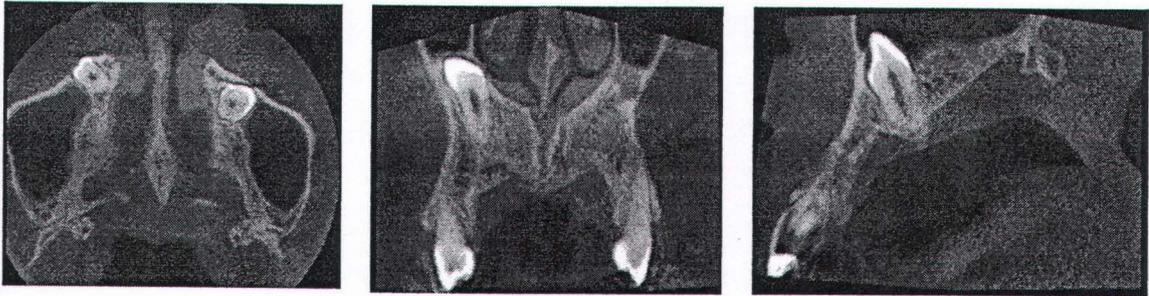
นับจากอดีตจนถึงปัจจุบัน ได้มีการพัฒนาระบบการถ่ายภาพรังสีอย่างต่อเนื่อง จากเดิมใช้ฟิล์มเป็นตัวรับภาพจนมาถึงการใช้เซนเซอร์ชนิดซีซีดี (Charge-Coupled Device Sensor: CCD) หรือซีมอส (Complementary Metal Oxide Semiconductor: CMOS) และแผ่นรับภาพฟอสฟอรัส (photostimulable phosphor plate) ในระบบดิจิทัล (digital system) มาเป็นตัวรับภาพ ล่าสุดได้มีการพัฒนาสร้างภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมขึ้นมาใช้งานในทางทันตกรรมหลาย ๆ ด้าน

การถ่ายภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมเป็นวิธีการถ่ายภาพรังสีนอกช่องปากอีกวิธีหนึ่งที่ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในการถ่ายภาพรังสีบริเวณใบหน้าและขากรรไกรตั้งแต่ปี ค.ศ. 1997 มีชื่อเรียกหลายชื่ออันได้แก่ ดิจิทัลวอลูมโทโมกราฟี (digital volume tomography: DVT) วอลูมเมตริกคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี (volumetric computed tomography: VCT) เป็นต้น โดยนิวทอมคิวอาร์ดีวีที 9000 (NewTom QR DVT 9000, Quantitative Radiology, Verona, Italy) เป็นเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเครื่องแรกที่ถูกวางจำหน่ายในปี ค.ศ. 2001 และได้พัฒนาเป็นนิวทอมทริจี (NewTom 3G, Quantitative Radiology, Verona, Italy) และนิวทอมวีจี (NewTom VG, Quantitative Radiology, Verona, Italy) ในเวลาต่อมา นอกจากนี้ก็ยังมีอีกหลายบริษัทผลิตเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีขึ้นมา ได้แก่ ทริดีเอกซ์มัลติอิมเมจไมโครซีที (3DX multi-image micro-CT, J. Morita, Japan) ทริดีเอกคิวไอโทโมเอกซ์วายแซสสไลซ์วิวโทโมกราฟ (3D Accuitomo XYZ Slice View Tomograph, J. Morita, Japan) ซีบีเมอคิวเรย์ (CB MercuRay, Hitachi Medico Technology Corporation, Kashiwa, Chiba, Japan) ไอแคท (i-CAT, Imaging Sciences International, Hatfield, USA) แพลนเมกาโปรแมกทริจี (Planmeca ProMax 3D, Planmeca OY, Helsinki, Finland) พิกัสโซทริโอ (Picasso-Trio, E-woo technology, Gyeonggi-do, Korea) และวีราวิวีพีเอกส์ทริจี (Veraviewepocs 3D, J. Morita, Japan)<sup>7</sup> ภาพรังสีที่ได้จากเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเป็นภาพรังสีในระบบดิจิทัล สามารถแสดงภาพของวัตถุได้หลายระนาบ เรียกว่า มัลติแพลนนา รีฟอร์มเมชัน (multiplanar reformation) และการที่ซอฟต์แวร์ (software) ของเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมีการประมวลผลด้วยวิธีทริดีวอลูมเรนเดอร์ริง (3D volume rendering) ทำให้สามารถแสดงภาพออกมาเป็นสามมิติได้อีกด้วย แตกต่างจากภาพรังสีโดยทั่วไปซึ่งแสดงภาพ

ออกมาเพียงแค่สองมิติเท่านั้น และมีการซ้อนทับกันของโครงสร้างที่อยู่ในแนวลำรังสีผ่าน ทำให้เห็นรายละเอียดของแต่ละโครงสร้างไม่ชัดเจนหรือโครงสร้างบางอย่างถูกบดบังได้

### หลักการการทำงานของเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี

การทำงานของเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีอาศัยหลักการที่คล้ายคลึงกันกับการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ (medical computed tomography) แต่มีลักษณะลำรังสีและตัวรับรังสีที่ต่างกัน เครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีเกิดจากการถ่ายภาพรังสีรอบตัวผู้ป่วย 1 รอบ โดยแหล่งกำเนิดรังสีจะผลิตรังสีเอกซ์ออกมาเป็นรูปกรวยและมีตัวรับรังสีอยู่ด้านตรงข้าม หมุนรอบศีรษะผู้ป่วยในทิศทางสวนกันเกือบครึ่งถึงหนึ่งวงกลม โดยมีมุมของการหมุนตั้งแต่ 180 ถึง 360 องศา ข้อมูลภาพที่ได้จะมีลักษณะเป็นทรงกระบอก แตกต่างจากการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ซึ่งลำรังสีจะเป็นรูปพัด (fan-shaped) ทำการถ่ายภาพผู้ป่วยเป็นช่วง ทำให้การถ่ายภาพต้องอาศัยการหมุนรอบตัวผู้ป่วยหลายรอบ โดยข้อมูลภาพที่ได้มาในแต่ละครั้งของการหมุนของเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์จะออกมาเป็นภาพระนาบแกนของโครงสร้างที่ทำกรถ่าย ส่วนการสร้างภาพจากเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี ข้อมูลภาพที่ได้จากการหมุนของเครื่องรอบศีรษะผู้ป่วยจะเรียกว่า ภาพพื้นฐาน (basis images) ข้อมูลภาพทั้งหมดที่ได้ (projection data) จะถูกนำมาประมวลผลด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์แล้วแสดงข้อมูลเป็นภาพรังสีในระบบดิจิทัล 3 ระนาบ คือ ระนาบแกน ระนาบแบ่งซ้ายขวา และระนาบแบ่งหน้าหลัง (รูป 1 ก - ค) นอกจากนี้ยังสามารถสร้างภาพสามมิติได้อีกด้วย โดยมีหน่วยปริมาตรที่เล็กสุดเรียกว่า วอกเซล (voxel) ที่มีความกว้าง ความยาว และความลึกเท่ากันหมดทุกด้าน ซึ่งแตกต่างจากภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ที่มีความลึกของวอกเซลมากกว่าความกว้างและความยาว ดังนั้น ภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมจึงให้สัดส่วนของภาพได้ตรงกับความเป็นจริงมากกว่าภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์



ก

ข

ค

รูป 1 แสดงภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมในระนาบต่าง ๆ  
ก. ระนาบแกน ข. ระนาบแบ่งหน้าหลัง และ ค. ระนาบแบ่งซ้ายขวา

### คุณลักษณะของเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี

#### ตัวรับรังสี

ตัวรับรังสีที่ใช้ในเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี มี 2 ประเภท ได้แก่ ตัวรับรังสีที่เป็นอิมเมจอินเทนซิไฟเออร์ ซึ่งใช้ร่วมกับอุปกรณ์ถ่ายเทประจุ (image intensifier with charge coupled device) และตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนล (flat panel detector) ที่มีซีเซียมไอโอไดด์ซินทิเลเตอร์ (cesium iodide scintillator) กับอะมอร์ฟัสซิลิกอน (amorphous silicon) เป็นส่วนประกอบ<sup>8</sup> เมื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพระหว่างอิมเมจอินเทนซิไฟเออร์ซึ่งใช้ร่วมกับอุปกรณ์ถ่ายเทประจุกับตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนล พบว่า ภาพรังสีที่ได้จากตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนลมีสัญญาณรบกวน (noise) น้อยกว่า มีการบิดเบี้ยว (distortion) ของภาพน้อยกว่า<sup>9</sup> และมีความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพ (spatial resolution) สูงกว่าอิมเมจอินเทนซิไฟเออร์ถึง 3 เท่า<sup>10</sup>

#### พื้นที่ในการรับภาพ (field of view)

พื้นที่ในการรับภาพของภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีแตกต่างกันออกไป ขึ้นอยู่กับขนาดและรูปร่างของตัวรับรังสี มุมการยิงลำรังสี (beam projection geometry) และการควบคุมขนาดลำรังสี<sup>9</sup> พื้นที่ในการรับภาพมีได้หลากหลายขนาด โดยพื้นที่ในการรับภาพขนาดใหญ่จะมีความสูงตั้งแต่ 15 เซนติเมตรขึ้นไป ส่วนพื้นที่ในการรับภาพขนาดเล็กจะมีความสูงน้อยกว่า 10 เซนติเมตร<sup>11</sup> พื้นที่ในการรับภาพขนาดใหญ่มักใช้ในการถ่ายภาพรังสีวัดศีรษะ ส่วนภาพรังสีที่แสดงพื้นที่ในการรับภาพขนาดเล็กมักจำกัดการใช้งานอยู่ที่ฟัน ขากรรไกรและโครงสร้างที่อยู่ข้างเคียงเท่านั้น<sup>9</sup>

### **ความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพ (spatial resolution)**

ความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพรังสีส่งผลต่อความคม (sharpness) และรายละเอียดของภาพรังสี ความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพรังสีมีความสัมพันธ์กับจำนวนจุดภาพ (pixel) กล่าวคือ หากจุดภาพมีขนาดเล็ก จำนวนจุดภาพใน 1 ภาพก็จะมาก ส่งผลให้ภาพรังสีมีความคมและมีรายละเอียดของภาพรังสีมาก ขนาดจุดภาพของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีอยู่ในช่วง 0.125 ถึง 0.4 มิลลิเมตร<sup>12</sup> ในขณะที่เครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์มีขนาดจุดภาพเล็กที่สุดคือ 0.3 มิลลิเมตร<sup>13</sup>

### **ความสามารถในการแยกความเปรียบต่างของภาพรังสี (contrast resolution)**

ตัวรับรังสีของเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีสามารถเก็บข้อมูลเป็นระดับสีตั้งแต่ดำเทา ไปจนถึงขาว จำนวนของระดับสีซึ่งแสดงความเปรียบต่างของภาพรังสีนี้จะขึ้นอยู่กับค่าความลึกบิต (bit depth) ถ้าความลึกบิตมาก จำนวนของระดับสีก็จะมาก ปัจจุบันเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมีความลึกบิตมากกว่าหรือเท่ากับ 12 เช่น ถ้าตัวรับรังสีมีความลึกบิตเท่ากับ 12 จะสามารถแสดงระดับสีของความดำได้  $2^{12}$  หรือ 4,096 ระดับ<sup>8</sup> ถึงแม้ว่าจอมอนิเตอร์บางรุ่นสามารถแสดงผลระดับสีของความดำได้เพียง 256 ระดับ แต่ซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์สามารถปรับแต่งระดับความดำให้กว้างหรือแคบได้ตามความต้องการ ซึ่งหมายความว่าผู้ใช้งานสามารถปรับระดับสีความดำให้เหมาะสมได้หากต้องการศึกษาโครงสร้างของกระดูกแยกออกจากเนื้อเยื่ออ่อน<sup>12</sup>

### **เวลาในการถ่ายภาพรังสี (scan time) และเวลาในการสร้างภาพเชิงปริมาตร (volumetric data)**

การใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสีที่สั้นเป็นสิ่งจำเป็นในการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม เพื่อเป็นการป้องกันการเกิดภาพของสิ่งแปลกปนในภาพรังสีอันเนื่องมาจากการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย<sup>8</sup> ปัจจุบันเครื่องถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีใช้เวลาไม่มากนักในการถ่ายภาพรังสี อาทิ เครื่องนิวทอมทริจีใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสี 30 วินาที<sup>12</sup> เครื่องทริดีเอกซ์แอกคิวไอโทโมใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสี 9 ถึง 17 วินาที<sup>13</sup> เครื่องไอแคทใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสี 40 วินาที<sup>14</sup> และเครื่องซีบีเมคคิวเรย์ใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสี 9 วินาที<sup>15</sup> เป็นต้น โดยแตกต่างจากเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ ซึ่งใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสีประมาณ 2 ถึง 3 นาที<sup>16</sup> ส่วนเวลาในการสร้างภาพเชิงปริมาตร (reconstruction time) จะขึ้นอยู่กับขนาดออกเซล พื้นที่ในการรับภาพ ข้อมูลภาพทั้งหมดที่ได้ ฮาร์ดแวร์ (hardware) และซอฟต์แวร์ สำหรับเวลาในการสร้างภาพเชิงปริมาตรที่ยอมรับได้ควรน้อยกว่า 5 นาที<sup>8</sup>

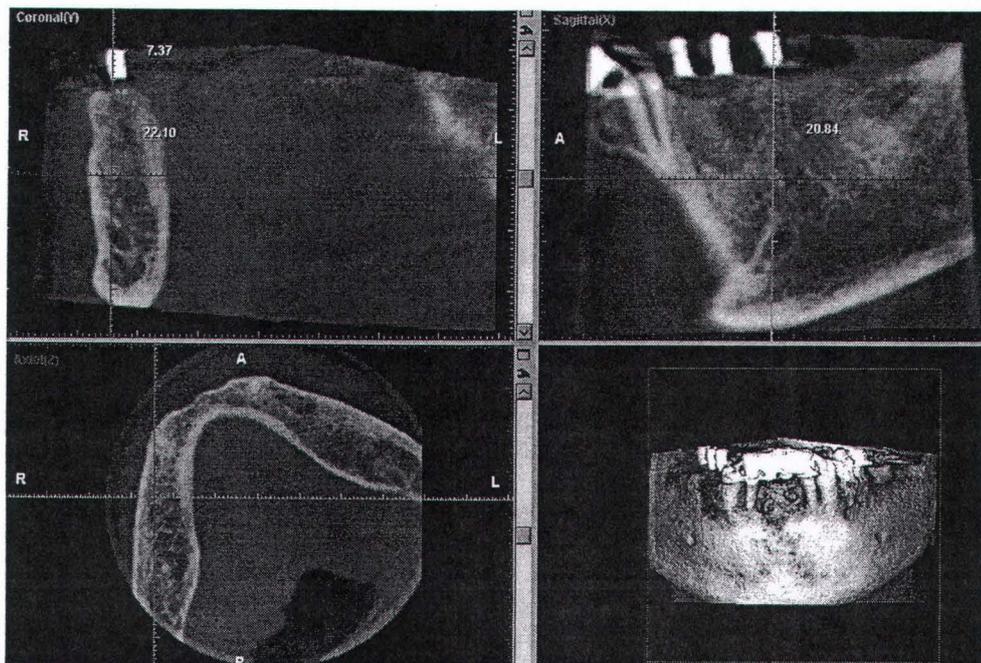
### ข้อได้เปรียบและประโยชน์ของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม

ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมมีข้อได้เปรียบอยู่หลายประการเมื่อเปรียบเทียบกับภาพรังสีที่ถ่ายจากเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดออสัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ อาทิเช่น ในเรื่องความเปรียบต่างของภาพรังสี พบว่า ภาพรังสีที่ได้จากการถ่ายด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีให้ภาพรังสีที่มีความเปรียบต่างสูง เหมาะสำหรับการใช้ศึกษาโครงสร้างที่เป็นกระดูกบริเวณศีรษะและใบหน้า เมื่อพิจารณาในเรื่องราคาและขนาดตัวเครื่อง พบว่า เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีมีขนาดเล็กกว่า และราคาถูกกว่า คือมีราคาประมาณ 1/4 ถึง 1/5 เท่าของราคาเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดออสัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ นอกจากนี้ ในระหว่างการใช้งาน เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีใช้เวลาในการถ่ายภาพรังสีน้อยกว่า เนื่องจากตัวเครื่องจะหมุนรอบศีรษะผู้ป่วยเพียงแค่ครั้งเดียวและสร้างภาพออกมาเป็น 3 ระนาบได้เลย แตกต่างจากเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดออสัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ซึ่งจะใช้เวลาถ่ายภาพรังสีนานกว่าเนื่องจากตัวเครื่องต้องหมุนรอบศีรษะผู้ป่วยหลายครั้งเพื่อให้ได้จำนวนภาพตามแกนเพียงพอกที่จะนำมาเรียงต่อกันเป็นชั้นสำหรับการสร้างภาพออกมา 3 ระนาบ และจากการที่เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีบางเครื่องมีขนาดวอกเซลที่เล็กมากถึง 0.125 มิลลิเมตร ส่งผลให้ภาพที่ปรากฏมีความละเอียดมากซึ่งเหมาะสมสำหรับงานทางด้านใบหน้าขากรรไกร (maxillofacial)<sup>8</sup> นอกจากนี้ การมีขนาดของวอกเซลเป็นรูปลูกบาศก์ที่มีขนาดเท่ากันทั้ง 3 ด้าน ส่งผลให้ภาพที่ได้มีความถูกต้องและมีสัดส่วนตามความเป็นจริง ให้คุณค่าต่อการวินิจฉัยโรคและการวางแผนการรักษาที่เหมาะสม<sup>9</sup>

หน่วยงานไอซีอาร์พี (International Committee on Radiation Protection; ICRP) ปี ค.ศ. 2005 ได้รายงานการศึกษาปริมาณรังสียังผล (effective dose) ของการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี พบว่ามีปริมาณรังสียังผลอยู่ระหว่างช่วง 52 ถึง 1,025 ไมโครซีเวิร์ต (microsieverts,  $\mu\text{Sv}$ ) ซึ่งเทียบได้กับการถ่ายภาพรังสีแพโนรามาระบบดิจิทัล 4 ถึง 77 ภาพ (การถ่ายภาพแพโนราม่า 1 ภาพ ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสียังผลประมาณ 13.3 ไมโครซีเวิร์ต)<sup>8</sup> นอกจากนี้ เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดออสัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์ บริเวณขากรรไกรบนและล่าง พบว่า ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสียังผลประมาณ 2,100 ไมโครซีเวิร์ต ซึ่งสูงกว่าการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี 1 ครั้ง<sup>17</sup> และการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟี 1 ครั้ง ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีมากกว่าการถ่ายภาพรังสีรอบปลายรากฟันทั้งปากด้วยฟิล์ม ซึ่งให้ปริมาณรังสียังผลอยู่ในช่วง 13 ถึง 100 ไมโครซีเวิร์ต<sup>18</sup> นอกจากนี้ เครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีสามารถจำกัดขนาดลำรังสีให้ได้ภาพรังสีเฉพาะบริเวณที่ต้องการได้ ซึ่งถือเป็นการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับอีกทางหนึ่ง<sup>9</sup>

นอกจากนี้ เพื่อเป็นการอำนวยความสะดวกต่อผู้ปฏิบัติงาน บริษัทผู้ผลิตเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟียังได้คิดค้นพัฒนาซอฟต์แวร์ขึ้นมาเพื่อช่วยในการวิเคราะห์หรือวัดตำแหน่งต่าง ๆ บนภาพรังสีของขากรรไกรและใบหน้าสำหรับการวางแผนการรักษาทางทันตกรรม เช่น งานฝังรากเทียม และการวิเคราะห์ทางทันตกรรมจัดฟัน เป็นต้น<sup>8</sup>

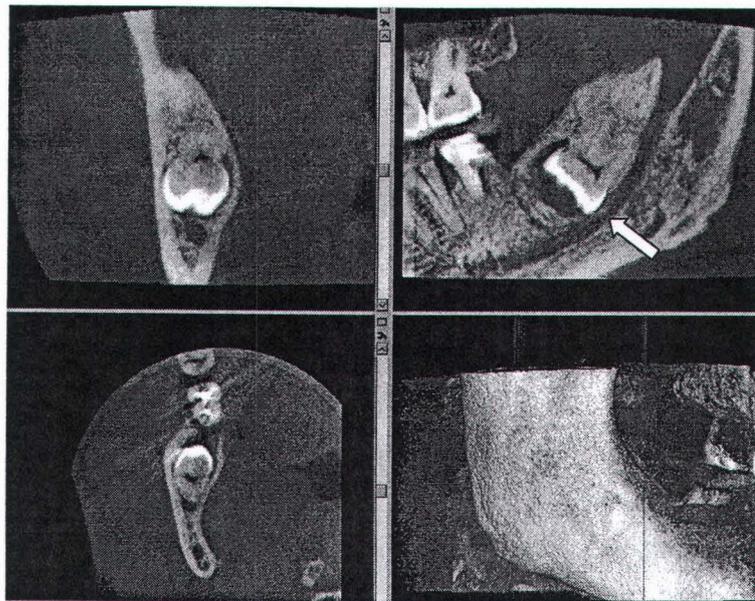
จากข้อได้เปรียบต่าง ๆ ของการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม จึงทำให้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมมีแนวโน้มถูกนำมาใช้มากขึ้นในงานทันตกรรมหลาย ๆ ด้าน<sup>9</sup> อาทิเช่น การประเมินคุณภาพและปริมาณกระดูกขากรรไกรในงานทันตกรรมรากฟันเทียม ได้แก่ การวัดความสูง ความกว้าง รูปร่าง ความเอียงของกระดูกเบ้าฟัน รวมไปถึงอวัยวะสำคัญต่าง ๆ ที่อยู่บริเวณใกล้เคียง เช่น คลองขากรรไกรล่าง (mandibular canal) โพรงอากาศขากรรไกรบน (maxillary sinus) เป็นต้น (รูป 2) ส่งผลทำให้การประเมินดังกล่าวสามารถทำได้ถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น<sup>19</sup> โดย Marmulla และคณะ<sup>20</sup> ในปี ค.ศ. 2005 ได้ทำศึกษาความถูกต้องของการวัดระยะจากหลุมต่าง ๆ บนวัตถุทรงลูกบาศก์ที่ทำมาจากพลาสติกด้วยภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมจากเครื่องนิวทอมเก่าพัน (NewTom AG, Marburg, Germany) ในระนาบแกน ระนาบแบ่งหน้าหลัง และระนาบแบ่งซ้ายขวา พบว่า ความคลาดเคลื่อนของการวัดมีค่าเท่ากับ  $0.13 \pm 0.09$  มิลลิเมตร โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดเพียงแค่ 0.3 มิลลิเมตรเท่านั้น



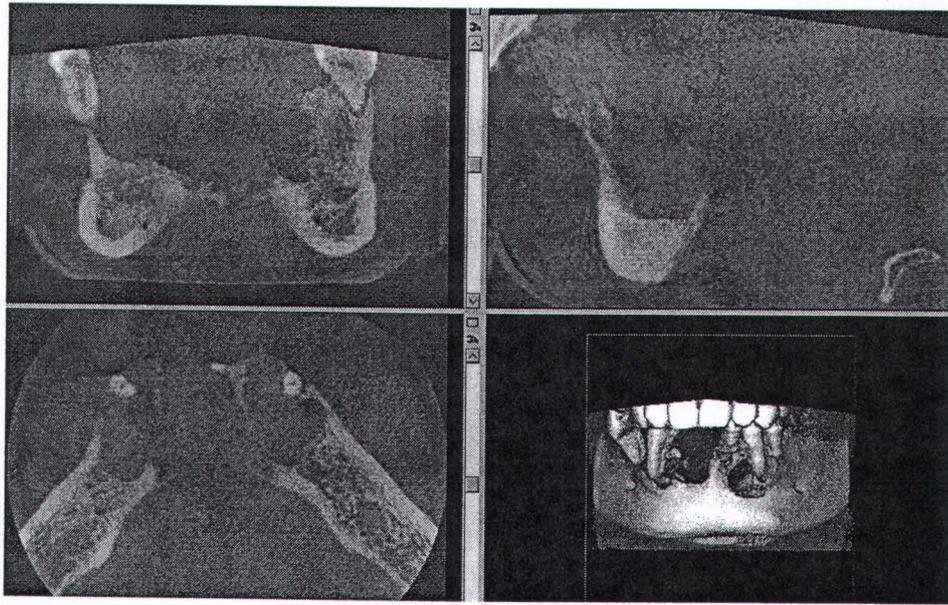
รูป 2 แสดงการใช้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมในการประเมินตำแหน่งและวัดระยะการฝังรากฟันเทียมในขากรรไกรล่าง

ในงานทันตกรรมจัดฟัน ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมถูกนำมาใช้ในการวิเคราะห์และ ประเมินความผิดปกติของโครงสร้างใบหน้าและขากรรไกร การกำหนดจุดวัดต่าง ๆ บนกะโหลกศีรษะและใบหน้า รวมทั้งใช้วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างใบหน้าและขากรรไกร การหาตำแหน่งฟันคุดและฟันเกิน การวางแผนการจัดฟันร่วมกับการผ่าตัดขากรรไกร นอกจากนี้ยังใช้ ประเมินลักษณะของกระดูกขากรรไกร ความหนาของกระดูกเบ้าฟัน การเอียงตัวของฟัน และการ ละลายของรากฟัน เพื่อวางแผนการรักษาด้วยการเคลื่อนฟันในแนวแก้มและลิ้น<sup>8,21</sup>

ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมยังสามารถใช้ประเมินตำแหน่งฟันคุด บอก ความสัมพันธ์และความใกล้ชิดระหว่างรากฟันคุดในขากรรไกรล่างกับคลองขากรรไกรล่าง ได้อย่าง แม่นยำมากขึ้นในงานศัลยศาสตร์ช่องปาก (รูป 3) จึงช่วยให้ทันตแพทย์เพิ่มความระมัดระวังและ หลีกเลี่ยงการเกิดความเสียหายต่อคลองขากรรไกรล่างในระหว่างการผ่าตัดฟันคุด ซึ่งแตกต่างจาก ภาพรังสีเพโนรามาและภาพรังสีรอบปลายรากฟันซึ่งสามารถแสดงภาพรังสีออกมาเพียงสองมิติ และมีการซ้อนทับกันของภาพโครงสร้างต่าง ๆ<sup>8</sup> นอกจากนี้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม ยังใช้แสดงตำแหน่งและขอบเขตของพยาธิสภาพในกระดูกขากรรไกร เช่น ถุงน้ำ เนื้ออกทั้งชนิด ไม่ร้ายแรงและชนิดร้ายแรงที่มีการทำลายกระดูกเป็นบริเวณกว้าง (รูป 4) เพื่อหาขอบเขตการลุกลาม ของรอยโรคสำหรับการวางแผนผ่าตัด<sup>21</sup> นอกจากนี้ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมยังถูก นำมาใช้ประเมินการแตกหักของกะโหลกศีรษะและใบหน้าที่มีความซับซ้อน ได้เช่นกัน<sup>22</sup>



รูป 3 แสดงภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมในระนาบแบ่งหน้าหลัง ระนาบแบ่งซ้ายขวา ระนาบแกน และภาพสามมิติแสดงตำแหน่งของคลองขากรรไกรล่างที่สัมพันธ์กับปลายราก ฟันกรามซี่ที่สาม (ลูกศรชี้)

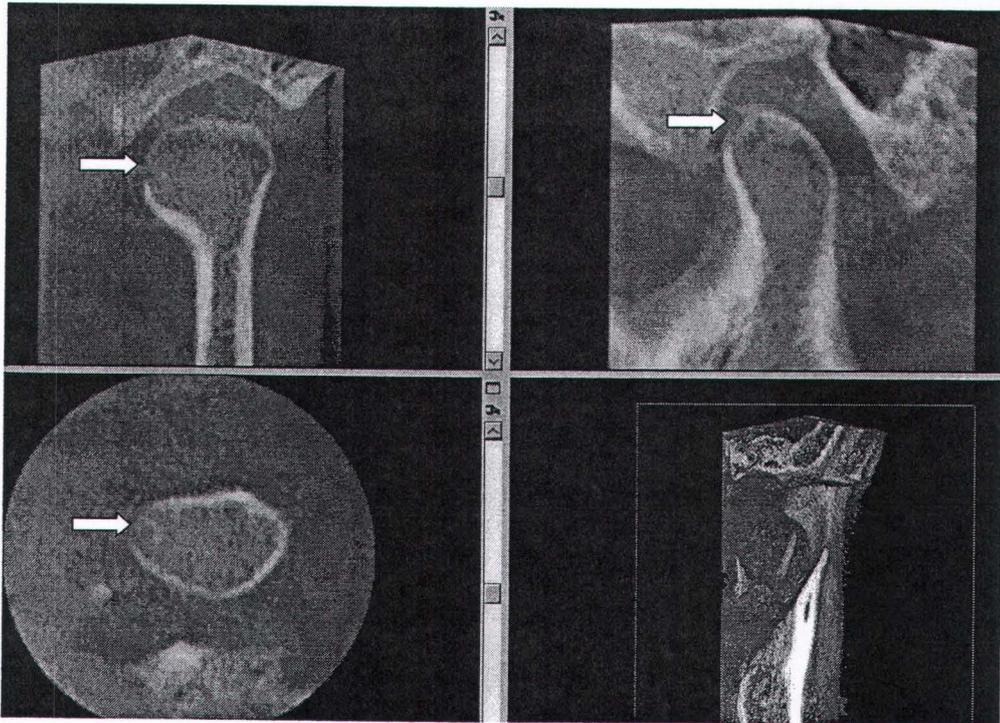


รูป 4 แสดงภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมในระนาบแบ่งหน้าหลัง ระนาบแบ่งซ้ายขวา ระนาบแกน และภาพสามมิติแสดงถึงการมีเนื้อออกขนาดใหญ่ที่มีการทำลายกระดูกเป็นบริเวณ กว้างบริเวณขากรรไกรล่างด้านหน้า

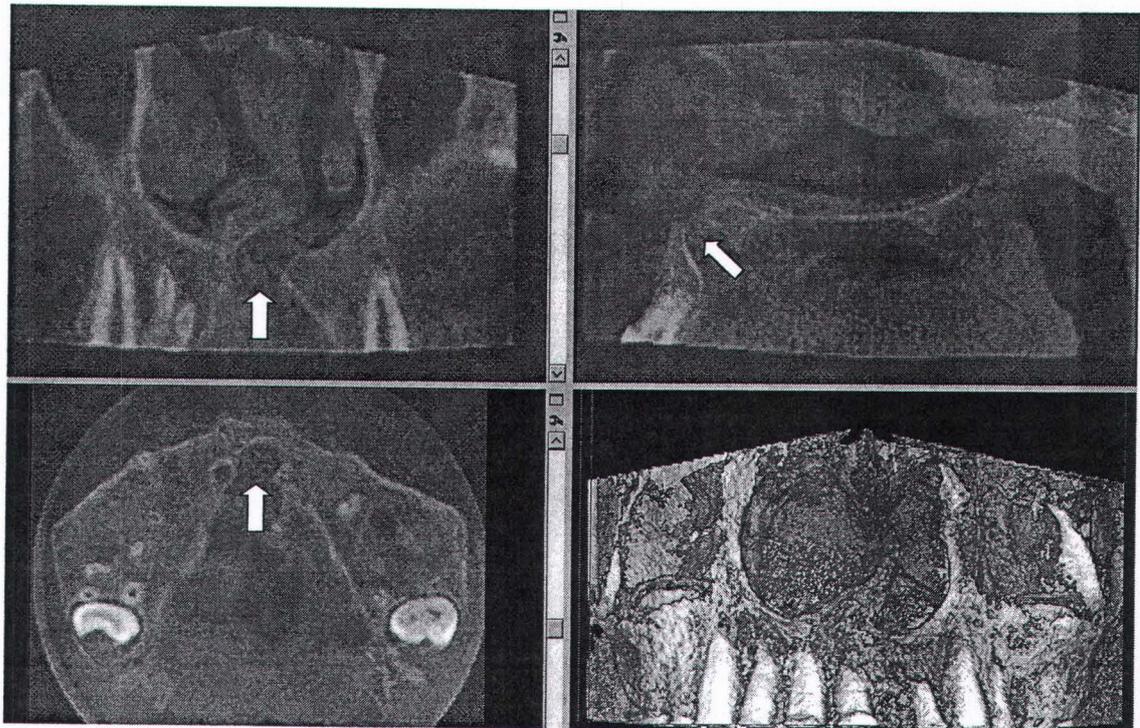
ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมสามารถนำมาใช้ศึกษาข้อต่อขากรรไกรในส่วน ของกระดูกได้ อาทิเช่น การประเมิน โครงสร้างและรูปร่างของหัวคอนดัยล์ (condyle) การดูขนาด ช่องว่างในข้อต่อขากรรไกร การวินิจฉัยโรคข้อต่อขากรรไกรเสื่อม การสึกของหัวคอนดัยล์ พัฒนาการข้อต่อขากรรไกรที่ผิดปกติ ข้อยึดติด (ankylosis) ข้ออักเสบรูมาตอยด์ (rheumatoid arthritis) (รูป 5)<sup>8,21</sup>

ในงานรักษาคดองรากฟัน ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมมีประโยชน์ในการใช้หา จำนวน ขนาด ตำแหน่งของคดองรากฟัน ลักษณะของคดองรากฟัน การหาตำแหน่งเครื่องมือหักใน คดองรากฟัน<sup>7</sup> และรากฟันแตกหักได้อย่างชัดเจน<sup>23</sup>

นอกจากนี้ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมยังใช้แสดงความวิการของกระดูก (bony defect) ในผู้ป่วยปากแหว่งเพดานโหว่ (cleft lip and cleft palate)<sup>21</sup> (รูป 6) เพื่อวางแผนการ รักษาและประเมินคุณภาพกระดูกปลูก (bone graft) ส่วนในงานปริทันต์ ภาพรังสีโคนบีมคอมพิว เตดโทโมแกรมสามารถแสดงความวิการของกระดูกเบ้าฟันด้านแก้มและด้านลิ้นได้<sup>24</sup>



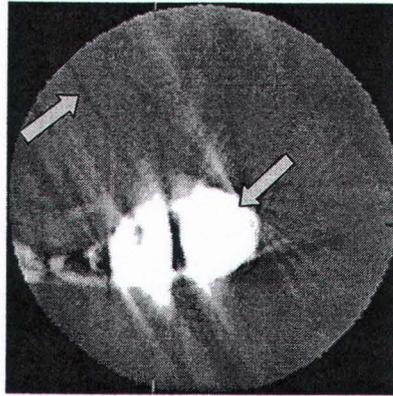
รูป 5 แสดงภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมในระนาบแบ่งหน้าหลัง ระนาบแบ่งซ้ายขวา ระนาบแกนและภาพสามมิติ แสดงถึงการร้าวทางด้านบนของหัวคอนดายล์ (ลูกศรชี้)



รูป 6 แสดงภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมในระนาบแบ่งหน้าหลัง ระนาบแบ่งซ้ายขวา ระนาบแกน และภาพสามมิติของผู้ป่วยที่มีเพดาน โห่ว (ลูกศรชี้)

### ข้อดีของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม

แม้ว่าการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมสามารถให้รายละเอียดที่ดี สามารถสร้างภาพออกมาเป็นภาพสามมิติ เห็นโครงสร้างต่าง ๆ ของกระดูกได้อย่างชัดเจน มีคุณประโยชน์มากมายในการประเมินและวางแผนการรักษาทางทันตกรรมหลากหลายด้าน แต่หนึ่งในข้อดีที่สำคัญประการหนึ่งของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่มักพบเสมอคือการเกิดภาพของสิ่งแปลกปน (รูป 7)



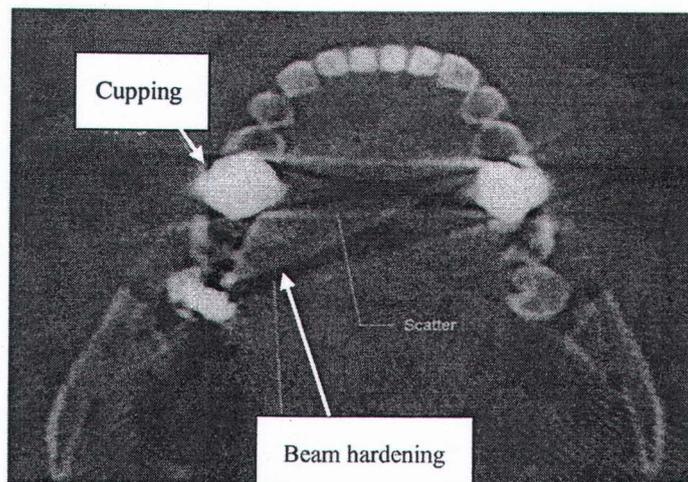
รูป 7 แสดงภาพของสิ่งแปลกปนจากครอบฟันโลหะในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม  
ระนาบแกน (ลูกศรชี้)  
(เอื้อเฟื้อภาพโดย อ.ทพญ.ดร.อภิรุม จันทน์หอม)

Barrett และ Keat<sup>25</sup> ปี ค.ศ. 2004 กล่าวว่า ภาพของสิ่งแปลกปนที่พบจากการถ่ายภาพรังสีส่วนตัดออสซีคอมพิวเตอร์เกิดจากความไม่สอดคล้องกันระหว่างค่าเลขซีที (CT number) ของภาพรังสีและค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เชิงเส้นตรง (linear correlation coefficient) ที่แท้จริงของวัตถุที่ถูกถ่ายภาพรังสี ซึ่งค่าความสัมพันธ์ดังกล่าวได้มาจากการนำค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์ ( $\mu$ ) และค่าเลขซีทีของตัวกลางมาเขียนกราฟ โดยปกติจะได้รับความสัมพันธ์เป็นแบบเส้นตรง แต่การเกิดภาพของสิ่งแปลกปนเกิดจากข้อมูลความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านผู้ป่วยออกมาไม่สม่ำเสมอ เนื่องจากความเข้มของรังสีเอกซ์เมื่อวิ่งผ่านเนื้อเยื่อของผู้ป่วยเมื่อทำการวัดในจุดภาพหนึ่ง ๆ ค่าที่วัดได้จากทิศทางต่าง ๆ จะมีค่าไม่เท่ากัน<sup>26</sup> การเกิดภาพของสิ่งแปลกปนนี้ได้หลายลักษณะ ซึ่งส่งผลต่อคุณภาพของภาพรังสี การแปลผลภาพรังสีและทำให้การวินิจฉัยโรคที่ตามมาอาจเกิดความผิดพลาดได้

ในความเป็นจริง พลังงานของรังสีเอกซ์ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม จะมีค่าพลังงานหลายค่า การกรองรังสีเมื่อผ่านวัตถุหรือตัวกลางชนิดต่าง ๆ จึงไม่เท่ากัน รังสี



เอกซ์ที่มีพลังงานต่ำจะถูกดูดกลืนในเนื้อวัตถุ เหลือแต่รังสีเอกซ์ที่มีพลังงานสูงเท่านั้นที่จะทะลุผ่านวัตถุไปทางด้านหลังและตกกระทบกับตัวรับรังสี ปรากฏการณ์ดังกล่าวเรียกว่า บีมฮาร์ดเดนนิ่ง (beam hardening) (รูป 8) ข้อมูลความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านวัตถุออกมาจะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของแต่ละวัตถุ หรือค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์ของวัตถุหรือตัวกลางนั้น ๆ กล่าวคือ ถ้าวัตถุหรือตัวกลางใดมีค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์มาก จะมีค่าเลขซีทีมาก ในทางตรงกันข้าม ถ้าวัตถุหรือตัวกลางใดมีค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์น้อย จะมีค่าเลขซีทีน้อย เมื่อนำความเข้มของรังสีเอกซ์เฉพาะที่มีพลังงานสูงที่ผ่านออกมาจากวัตถุไปคำนวณค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีเอกซ์ ค่าที่ได้จึงคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงหรือแสดงค่าเลขซีทีที่คลาดเคลื่อนไปจากค่าจริง ส่งผลให้การประมวลผลสร้างภาพรังสีมีความผิดพลาดเกิดขึ้น การเกิดบีมฮาร์ดเดนนิ่งก่อให้เกิดลักษณะทางภาพรังสี 2 ลักษณะ ได้แก่ การเกิดคัพพิง (cupping) และการเกิดแถบสีดำ ในการเกิดคัพพิง บริเวณตรงกลางของวัตถุในภาพรังสีจะปรากฏเห็นเป็นสีขาวกว่าบริเวณขอบวัตถุ ซึ่งเกิดจากบริเวณตรงกลางของวัตถุมีการดูดกลืนจำนวนโฟตอนของรังสีเอกซ์มากกว่าบริเวณรอบ ๆ (รูป 8) สำหรับการเกิดแถบสีดำจะปรากฏให้เห็นระหว่างวัตถุที่รังสีสองชั้น ซึ่งเกิดจากเมื่อหัวหลอดรังสีอยู่ในตำแหน่งหนึ่ง รังสีเอกซ์สามารถทะลุผ่านวัตถุทั้งสองชั้นได้ยากกว่าเมื่อเทียบกับอีกตำแหน่งหนึ่งที่รังสีเอกซ์สามารถทะลุผ่านวัตถุเพียงชั้นเดียว<sup>25,27,28</sup>



รูป 8 แสดงการเกิดบีมฮาร์ดเดนนิ่ง (beam hardening) และการเกิดคัพพิง (cupping)

ในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมระนาบแกน

(คัดแปลงจาก Scarfe & Farman)<sup>8</sup>



นอกเหนือไปจากข้อจำกัดในเรื่องภาพของสิ่งแปลกปนแล้ว ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมยังมีข้อจำกัดในการศึกษาเนื้อเยื่ออ่อน เนื่องจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมไม่สามารถให้รายละเอียดของเนื้อเยื่ออ่อนหรือรอยโรคที่อยู่ในเนื้อเยื่ออ่อนได้ดี โดยภาพรังสีของเนื้อเยื่ออ่อนที่แสดงออกมามีความเปรียบต่างภาพรังสีน้อย” ดังนั้น ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมจึงเหมาะสำหรับการศึกษาเนื้อเยื่อแข็งโดยสามารถแสดงให้เห็นถึงรอยโรคที่อยู่ในกระดูกขากรรไกรและกระดูกโปร่ง (cancellous bone) ได้อย่างชัดเจน อย่างไรก็ตาม หากต้องการเห็นโครงสร้างของเนื้อเยื่ออ่อนอย่างชัดเจนควรใช้เครื่องถ่ายภาพรังสีส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในทางการแพทย์<sup>30</sup> หรือภาพเอ็มอาร์ไอ (Magnetic resonance imaging, MRI)

### โรคฟันผุ

ในการเกิดโรคฟันผุมีการดึงเอาส่วนประกอบที่เป็นแร่ธาตุจำพวกแคลเซียมและฟอสเฟตออกจากผลึกของเคลือบฟันและเนื้อฟันที่มีโครงสร้างเป็นผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์ (hydroxyapatite crystals) เรียกว่า ดีมินเนอรัลไลเซชัน (demineralization) ในสภาวะปกติ ผิวเคลือบฟันจะถูกปกคลุมด้วยกลุ่มของแบคทีเรียที่อยู่ในแผ่นคราบจุลินทรีย์ (dental plaque) ซึ่งในกระบวนการสร้างและสลาย (metabolism) ของแบคทีเรียบางชนิด เช่น สเตรปโตคอคคัสมิวแทน (*Streptococcus mutans*) แลคโตบาซิลลัส (*Lactobacillus*) จะใช้คาร์โบไฮเดรต (carbohydrate) จากอาหารที่รับประทานเข้าไปมาเผาผลาญแล้วผลิตภัณฑ์กรดตกออกมาส่งผลให้ระดับความเป็นกรดต่าง (pH) ของแผ่นคราบจุลินทรีย์ลดลง นำไปสู่การละลายของแร่ธาตุในผิวเคลือบฟัน เกิดเป็นฟันผุระยะแรก (initial caries) ขึ้นมา ในฟันผุระยะแรกผิวเคลือบฟันด้านนอกสุดจะมีลักษณะเรียบและอาจดูเป็นปกติไปจนกระทั่งเมื่อเวลาผ่านไปเคลือบฟันมีการสูญเสียแร่ธาตุมากขึ้น ก็จะปรากฏรอยโรคฟันผุให้เห็นเป็นสีขาวขุ่น (white spot lesion) ต่างจากเคลือบฟันปกติซึ่งจะดูใสกว่า ในการเกิดฟันผุ แผ่นคราบจุลินทรีย์เป็นองค์ประกอบที่สำคัญของการเกิดฟันผุ ซึ่งบริเวณที่มักพบแผ่นคราบจุลินทรีย์ได้บ่อย ได้แก่ ด้านประชิดของฟัน โดยเฉพาะบริเวณจุดสัมผัสระหว่างฟัน (contact point) บริเวณคอฟัน และหลุมร่องฟัน เมื่อสภาวะในช่องปากมีความเป็นกรด-ด่างน้อยกว่าหรือเท่ากับ 5.5 เกิดขึ้นอย่างต่อเนื่อง การสูญเสียแร่ธาตุของผลึกไฮดรอกซีอะพาไทต์จะเกิดขึ้น ดังนั้น หากสภาวะในช่องปากเอื้ออำนวยให้องค์ประกอบต่าง ๆ ของการเกิดโรคฟันผุดำเนินต่อไป กล่าวคือ ปัจจัยด้านอนามัยช่องปากที่ไม่ดี ความถี่ในการบริโภคอาหารแป้งและน้ำตาลสูง อัตราการไหลของน้ำลายต่ำ พฤติกรรมที่ชอบบริโภคเครื่องดื่มหรืออาหารที่มีความเป็นกรดสูง ก็ย่อมส่งผลให้เกิดการละลายของแร่ธาตุออกจากเคลือบฟันไปเรื่อย ๆ ปริมาณรูพรุนในเคลือบฟันก็จะมีสัดส่วนมากขึ้น เปิดโอกาสให้กรดซึมผ่านเข้าสู่ชั้นเนื้อฟันที่ลึกเข้าไปซึ่งเป็นบริเวณที่การละลายของแร่ธาตุสามารถเกิดขึ้นได้ง่ายและรวดเร็ว

กว่า ตามมาด้วยการเกิดเป็นโพรงฟันในที่สุด อย่างไรก็ตาม สถานะความเป็นกรดที่เกิดขึ้นในช่องปากที่อยู่ในแผ่นคราบจุลินทรีย์และในน้ำลายไม่ได้คงอยู่ตลอดเวลา ทั้งนี้เนื่องจากในน้ำลายจะมีระบบปรับความเป็นกรด-ด่าง (buffer system) ซึ่งเป็นผลสืบเนื่องมาจากส่วนประกอบที่สำคัญในน้ำลาย คือ ไบคาร์บอเนตและฟอสเฟต ซึ่งจะช่วยให้ความเป็นกรดทำให้ภาวะความเป็นกรดในช่องปากถูกเจือจางลง และยังเป็นองค์ประกอบสำคัญที่สนับสนุนให้เกิดการสะสมแร่ธาตุคืนกลับ (remineralization) ซึ่งจะเกิดขึ้นในฟันผุระยะแรกที่มีการสูญเสียแร่ธาตุออกไป นอกจากนี้ ฟลูออไรด์ที่มีอยู่ในช่องปากก็ยังมีส่วนช่วยเพิ่มอัตราการเกิดการสะสมแร่ธาตุคืนกลับอย่างเห็นได้ชัดเจน โดยฟลูออไรด์จะรวมตัวกับแคลเซียมและฟอสเฟตได้เร็วและเสถียรกว่าฟลูออโรอซิอะพาไทต์ หากมีการเกิดการสะสมแร่ธาตุคืนอย่างสมบูรณ์ การดำเนินโรคฟันผุก็จะหยุดลง<sup>31</sup>

สำหรับโรคฟันผุทุติยภูมิ Kidd<sup>32</sup> ในปี ค.ศ. 2001 ได้ให้คำนิยามของโรคฟันผุทุติยภูมิไว้ว่าเป็นโรคฟันผุชนิดหนึ่งซึ่งเกิดขึ้นกับฟันที่เคยผุและได้รับการบูรณะไปแล้ว โดยฟันผุดังกล่าวจะเกิดกับส่วนของฟันที่อยู่ติดกับขอบของวัสดุบูรณะแล้วมีการลุกลามไปตามผนังโพรงฟันใต้วัสดุบูรณะ สาเหตุของโรคฟันผุทุติยภูมิส่วนใหญ่เกิดจากการมีรอยร้าวตามขอบวัสดุบูรณะ หรืออาจเกิดจากการกำจัดฟันผุออกไม่หมดแล้วทำการบูรณะฟัน นอกจากนี้ การเกิดโรคฟันผุทุติยภูมิมักสัมพันธ์กับบริเวณที่มีคราบจุลินทรีย์มาสะสมอยู่โดยเฉพาะบริเวณคอฟัน จากการศึกษาของ Mjor และ Toffenetti<sup>33</sup> ในปี ค.ศ. 2000 กล่าวว่าร้อยละ 50 ถึง 60 ของวัสดุบูรณะถูกทำการเปลี่ยนเนื่องจากทันตแพทย์ให้การวินิจฉัยว่าเป็นฟันผุทุติยภูมิ

### ภาพรังสีกับการวินิจฉัยโรคฟันผุ

โดยทั่วไปการตรวจฟันผุจะอาศัยทั้งการตรวจทางคลินิกและทางภาพรังสีเป็นหลัก ลักษณะทางคลินิกของโรคฟันผุจะพบได้ตั้งแต่เป็นรอยโรคสีขาวจนถึงการผุเป็นโพรงชัดเจน แต่ในบางครั้งการตรวจฟันผุทางคลินิกก็มีข้อจำกัด เช่น การตรวจหาฟันผุด้านประชิด การตรวจฟันผุที่ผิวฟันด้านนอกเป็นปกติแต่มีการผุด้านในผิวฟัน และการตรวจหารอยโรคฟันผุระยะแรก ทำให้มองเห็นฟันผุได้ยากหรือไม่สามารถมองเห็นได้ ดังนั้น ภาพรังสีจึงมีความจำเป็นในการช่วยวินิจฉัยรอยโรคฟันผุดังกล่าวได้<sup>34,35</sup> ชนิดของภาพรังสีที่เหมาะสมที่สุดที่ใช้วินิจฉัยโรคฟันผุ คือ ภาพรังสีด้านประชิด ซึ่งสามารถใช้วินิจฉัยฟันผุด้านประชิดและด้านบดเคี้ยว เนื่องจากภาพรังสีจะเห็นส่วนของตัวฟันทั้งหมดและรากฟันบางส่วน และด้วยเทคนิคการถ่ายภาพที่สามารถวางฟิล์มได้ขนานกับแนวแกนฟันและฟิล์มอยู่ใกล้ชิดกับตัวฟันมากที่สุด ประกอบกับลำรังสีตั้งฉากกับฟิล์ม จึงทำให้ได้ภาพรังสีที่ให้ข้อมูลที่มีความเที่ยงตรงและถูกต้องสูง<sup>3</sup> จากรายงานการศึกษาของ de Vries และคณะ<sup>35</sup> กล่าวว่า ความซุกของโรคฟันผุทั้งในส่วนของเคลือบฟันและ/หรือเนื้อฟันที่ตรวจพบด้วยภาพรังสี

ด้านประชิดมีค่ามากกว่าความชุกของโรคฟันผุที่ตรวจพบทางคลินิกอย่างเดียว นั่นคือ การใช้ภาพรังสีสามารถช่วยวินิจฉัยโรคฟันผุได้มากขึ้น

อย่างไรก็ตาม ประสิทธิภาพของการใช้ภาพรังสีในการตรวจฟันผุก็มีความแตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับชนิดและความลึกของฟันผุ รวมทั้งปัจจัยอื่น ๆ มีรายงานการศึกษาเปรียบเทียบการวินิจฉัยโรคฟันผุในส่วนของเคลือบฟันและเนื้อฟันด้วยภาพรังสีด้านประชิด<sup>36-38</sup> พบว่า ภาพรังสีด้านประชิดให้ความถูกต้องในการวินิจฉัยโรคฟันผุในส่วนของเคลือบฟันด้านบดเคี้ยวได้ดี สอดคล้องกับการศึกษาของ Yang และ Dutra<sup>34</sup> ซึ่งสรุปว่าภาพรังสีด้านประชิดมีความถูกต้องในการใช้ตรวจหาโรคฟันผุด้านบดเคี้ยวในส่วนของเคลือบฟันต่ำกว่าฟันผุที่ลึกถึงในส่วนของเนื้อฟัน Skodje และคณะ<sup>39</sup> ได้ศึกษาความถูกต้องของการวินิจฉัยโรคฟันผุด้วยภาพรังสีด้านประชิด พบว่า ภาพรังสีที่มีความคมมากจะช่วยเพิ่มคุณภาพในการวินิจฉัยโรคฟันผุในส่วนของเคลือบฟัน แต่มีคุณภาพในการนำมาใช้วินิจฉัยโรคฟันผุในส่วนของเนื้อฟันไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อมีการปรับค่าความคมของภาพรังสีแตกต่างกัน นอกจากนี้ ในการศึกษาของ Bloemendal และคณะ<sup>40</sup> ได้เปรียบเทียบความชุกของโรคฟันผุด้วยภาพรังสีด้านประชิดระหว่างด้านประชิดและด้านบดเคี้ยว พบว่า ภาพรังสีด้านประชิดสามารถตรวจพบโรคฟันผุด้านประชิดได้มากกว่าการตรวจทางคลินิก เนื่องจากด้านประชิดของฟันจะมองเห็นได้ยากจากการตรวจทางคลินิก แต่สำหรับโรคฟันผุด้านบดเคี้ยวที่ลึกถึงเนื้อฟันกลับพบว่าภาพรังสีด้านประชิดมีความสามารถในการตรวจพบฟันผุได้เท่าเทียมกับการตรวจทางคลินิก และหากพิจารณาเฉพาะโรคฟันผุของเคลือบฟันบนด้านบดเคี้ยว จะพบว่า การตรวจทางคลินิกสามารถตรวจพบโรคฟันผุได้มากกว่าจากภาพรังสี ทั้งนี้อาจมีเหตุผลเนื่องมาจากบริเวณเคลือบฟันอาจมีวัสดุบูรณะหรือมีการซ้อนทับกันของเคลือบฟันบนด้านบดเคี้ยว ซึ่งส่งผลกระทบต่อผลภาพรังสี นอกจากนี้ การศึกษาของ Wenzel<sup>2</sup> พบว่า ภาพรังสีด้านประชิดมีความไวของการตรวจจากการวิจัยในห้องทดลองในกรณีฟันผุด้านประชิดและด้านบดเคี้ยวลึกถึงชั้นเนื้อฟันร้อยละ 50 ถึง 70 และการวินิจฉัยผิดพลาดจากภาพรังสีที่บ่งบอกว่ามีโรคฟันผุ แต่ในความเป็นจริงผู้ป่วยไม่มีฟันผุ (false-positive) อยู่ในช่วงร้อยละ 3 ถึง 30 จากการศึกษาที่กล่าวมาข้างต้น จึงอาจสรุปได้ว่า การวินิจฉัยโรคฟันผุด้วยภาพรังสีด้านประชิดสามารถให้การวินิจฉัยโรคฟันผุในส่วนของเนื้อฟันได้ดีกว่าในส่วนของเคลือบฟัน

ในส่วนของ การวินิจฉัยโรคฟันผุทุติยภูมิ จะอาศัยการตรวจจากภาพรังสีด้านประชิดเป็นหลัก เนื่องจากฟันผุชนิดนี้มักจะพบอยู่ใต้วัสดุบูรณะด้านประชิด ซึ่งการตรวจทางคลินิกจะกระทำได้ยาก<sup>41</sup> Kidd ในปี ค.ศ. 1996<sup>42</sup> และ ค.ศ. 2001<sup>32</sup> ทำการศึกษาถึงลักษณะทางคลินิกที่อาจเป็นตัวบ่งชี้ว่ามีโรคฟันผุทุติยภูมิ พบว่า การเกิดร่องฟัน (ditching) และการเปลี่ยนสีรอบ ๆ วัสดุบูรณะอมัลกัมหรือเรซิน คอมโพสิต ไม่ได้เป็นตัวบ่งชี้ว่ามีโรคฟันผุทุติยภูมิ เนื่องจากการเปลี่ยนสี

รอบ ๆ วัสดุบูรณะดังกล่าวอาจเกิดมาจากสีที่เป็นส่วนประกอบของตัววัสดุเอง (เช่น อมัลกัม) หรืออาจเกิดจากบริเวณขอบวัสดุบูรณะเคยมีการสูญเสียแร่ธาตุออกไปแล้วมีคราบสี (stain) จากอาหารเข้ามาแทนที่ส่วนที่มีการสูญเสียแร่ธาตุออกไป ส่วนการเกิดร่องฟันรอบวัสดุบูรณะมักเป็นลักษณะที่พบบนด้านบดเคี้ยว แต่ไม่ได้เป็นที่สะสมของคราบจุลินทรีย์เนื่องจากคราบจุลินทรีย์ที่อยู่ตามร่องฟันด้านบดเคี้ยวดังกล่าวสามารถถูกกำจัดได้ง่ายด้วยการแปรงฟัน อย่างไรก็ตาม สิ่งที่จะบ่งบอกได้ว่ามีโรคฟันผุทุติยภูมิ คือ การเกิดโพรง (cavity) รอบ ๆ วัสดุบูรณะทั้งอมัลกัมและวัสดุบูรณะสีเหมือนฟันชนิดอื่น ๆ นอกจากนี้ ความทึบรังสีของวัสดุบูรณะคอมโพสิต ก็เป็นอีกปัจจัยหนึ่งซึ่งส่งผลกระทบต่อการวินิจฉัยโรคฟันผุทุติยภูมิได้ โดยในการศึกษาของ Imperiano และคณะ<sup>43</sup> ในปี ค.ศ. 2007 ได้ศึกษาความทึบรังสีของวัสดุบูรณะเรซิน คอมโพสิตชนิดความหนืดต่ำ 4 ชนิด ได้แก่ เรซิน คอมโพสิตชนิด Flow It (Jeneric/Pentron, Inc, USA) Filtek Flow (3M ESPE Dental Products, St. Paul, MN, USA) Natural Flow (DFL Dental Products, Rio de Janeiro, Brazil) และ Protect Liner F (Kuraray Co Ltd, Japan) ซึ่งวัสดุบูรณะเรซิน คอมโพสิตทั้งสี่ชนิดจะถูกนำมาวางบนฟิล์มชนิดกักสบ (occlusal film) ความเร็วเอพพร้อมกับลิมบ์ขั้นที่ห้าจากอะลูมิเนียม (10-step wedge aluminium) แล้วทำการถ่ายภาพรังสี จากนั้นวัดความดำของเรซิน คอมโพสิตทั้งสี่ชนิดจากภาพรังสีด้วยเครื่องเดนซิโตมิเตอร์ (densitometer) เปรียบเทียบกับความทึบแสงที่ได้จากการถ่ายอะลูมิเนียมแล้วคิดเทียบออกมาเป็นความหนาของอะลูมิเนียม พบว่า เรซิน คอมโพสิตชนิด Flow It, Filtek Flow, Natural Flow และ Protect Liner F มีความดำบนฟิล์มเทียบเท่ากับอะลูมิเนียมหนาเฉลี่ย 3.24, 2.25, 1.50 และน้อยกว่า 1 มิลลิเมตรตามลำดับ หากพิจารณาตามเกณฑ์มาตรฐาน ISO 4049<sup>44</sup> ซึ่งกำหนดไว้ว่าความทึบรังสีของวัสดุบูรณะฟันควรจะเท่ากับหรือมากกว่าความทึบรังสีของอะลูมิเนียมที่มีความหนาเท่ากับวัสดุบูรณะฟัน จะพบว่า เรซิน คอมโพสิตชนิด Natural Flow และ Protect Liner F ไม่ได้มาตรฐานตามที่ ISO กำหนด นอกจากนี้ หากนำเรซิน คอมโพสิตทั้งสองชนิดดังกล่าวมาบูรณะฟันแล้วนำไปถ่ายภาพรังสีจะปรากฏเห็นวัสดุบูรณะเป็นเงาโปร่งรังสีมากกว่าเคลือบฟันและเนื้อฟัน เนื่องจากเคลือบฟันและเนื้อฟันมีความทึบแสงเฉลี่ยเทียบเท่ากับความหนาของอะลูมิเนียม 2 มิลลิเมตรและ 1 มิลลิเมตร ตามลำดับ<sup>45</sup> ส่งผลทำให้เกิดความเข้าใจผิดในการแปลผลภาพรังสีคิดว่าเงาโปร่งรังสีดังกล่าวเป็นบริเวณที่ไม่มีวัสดุบูรณะ เกิดรอยร้าวตามขอบวัสดุบูรณะหรือมีฟันผุทุติยภูมิ ทำให้เกิดการวินิจฉัยโรคผิดพลาดตามมาได้ ด้วยเหตุนี้ การบูรณะฟันด้วยเรซิน คอมโพสิตจึงควรใช้เรซิน คอมโพสิตที่มีความทึบรังสีมากกว่าเคลือบฟันและเนื้อฟันเพื่อลดความผิดพลาดในการแปลผลภาพรังสีฟันผุ

ข้อจำกัดของการวินิจฉัยโรคฟันผุจากภาพรังสี คือ การมองเห็นภาพสองมิติ จากโครงสร้างที่เป็นสามมิติ ทำให้เกิดการซ้อนทับกันระหว่างโครงสร้างฟันที่ปกติกับโครงสร้างฟันที่มีพยาธิ

สภาพในแนวที่ลำรังสีผ่าน ส่งผลให้โครงสร้างฟันที่มีพยาธิสภาพถูกบดบังได้ ภาพรังสีไม่สามารถบอกได้ว่าฟันคู่ที่ปรากฏในภาพรังสีมีการดำเนินโรคอยู่หรือไม่<sup>44</sup> และภาพรังสียังไม่สามารถบอกลักษณะทางคลินิกได้ว่าฟันคู่เป็นโพรงหรือไม่<sup>46</sup> นอกจากนี้ในการถ่ายภาพรังสีด้านประชิดในผู้ป่วยแต่ละรายก็ยังคงมีความแตกต่างกันออกไป เนื่องจากลักษณะทางกายวิภาคในช่องปากที่แตกต่างกันในผู้ป่วยแต่ละรายก็เป็นอุปสรรคในการวางฟิล์มให้ได้ในตำแหน่งที่เหมาะสม การวางฟิล์มได้ไม่ดีเมื่อถ่ายภาพรังสีออกมา จะทำให้ได้ภาพรังสีที่ไม่มีคุณภาพ ไม่ให้คุณค่าต่อการวินิจฉัยโรค รวมทั้งความแตกต่างของการถ่ายภาพรังสีของผู้ป่วยในแต่ละครั้งกรณีที่มีการติดตามประเมินผลซึ่งฟันคู่อาจจะถูกถ่ายด้วยมุมที่แตกต่างกัน ทำให้ภาพรังสีที่ได้มีความแตกต่างกันจนบางครั้งไม่สามารถนำฟิล์มใหม่มาเปรียบเทียบกับฟิล์มเดิมเพื่อผลการดำเนินหรือการถดถอยของโรคฟันคู่ได้<sup>47</sup>

ในปัจจุบันระบบการถ่ายภาพรังสีได้ถูกพัฒนาขึ้นมาให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น มีการใช้ระบบการถ่ายภาพรังสีดิจิทัลซึ่งมีความสามารถในการปรับแต่งภาพได้ เพื่อช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจหาโรคต่าง ๆ รวมถึงโรคฟันคู่ ด้วยข้อได้เปรียบดังกล่าวจึงมีผู้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถของภาพรังสีดิจิทัลและภาพรังสีแบบดั้งเดิมในการตรวจหาโรคฟันคู่ โดยในการศึกษาของ Wenzel ในปี ค.ศ. 1999<sup>48</sup> และ ค.ศ. 2000<sup>49</sup> พบว่า ภาพรังสีด้านประชิดระบบดิจิทัลมีความสามารถในการตรวจหาฟันคู่ที่ผู้ถึงขั้นเนื้อฟันได้ถูกต้องเทียบเท่ากับภาพรังสีที่ใช้ฟิล์มแบบดั้งเดิม นอกจากนี้ Wenzel<sup>50</sup> ได้นำเอาเทคนิคการถ่ายภาพที่เรียกว่าดิจิทัลซับแทรกชัน (digital subtraction) มาใช้เพื่อติดตามประเมินผลการดำเนินของโรคฟันคู่ โดยนำภาพรังสี 2 ภาพที่ถูกถ่าย ณ เวลาที่แตกต่างกันมาถ่ายภาพรังสีด้วยมุมการถ่ายเดียวกันมาซ้อนทับและเปรียบเทียบซึ่งกันและกัน แล้วทำการลบภาพที่เหมือนกันออกไปให้คงเหลือไว้ซึ่งบริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลง บริเวณที่มีการสูญเสียแร่ธาตุ (เช่น ฟันคู่) ก็จะแสดงออกมาเป็นระดับเงาที่มีสีดำกว่าพื้นหลังของภาพ พบว่าระดับความเห็นพ้องระหว่างผู้สังเกตการณ์ (inter-observer agreement) ค่อนข้างสูงเมื่อเปรียบเทียบกับภาพรังสีด้านประชิด แต่ก็ยังมีข้อจำกัดตรงที่ภาพของเทคนิคซับแทรกชันยังคงแสดงออกมาเป็นเพียงภาพสองมิติเท่านั้น

### โคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมกับการวินิจฉัยโรคฟันคู่

การถ่ายภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมถูกนำมาใช้งานมากขึ้นในทางทันตกรรม รวมถึงการนำมาใช้ตรวจฟันคู่ แต่จากการทบทวนวรรณกรรม ยังไม่พบรายงานการศึกษาถึงการนำเอาภาพรังสีชนิดนี้มาใช้ตรวจฟันคู่ทุกติชญา Nair และคณะ<sup>1</sup> ในปี ค.ศ. 1998 ได้ทำการศึกษาการตรวจฟันคู่ทุกติชญาในฟันกรามที่ถูกถอนออกมาด้วยภาพที่ถ่ายด้วยเทคนิคทูนอะเพอเชอร์คอมพิวเตอร์โทโมแกรม (Tuned aperture computed tomography, TACT<sup>TM</sup>) ซึ่งเป็นเทคนิคการสร้าง

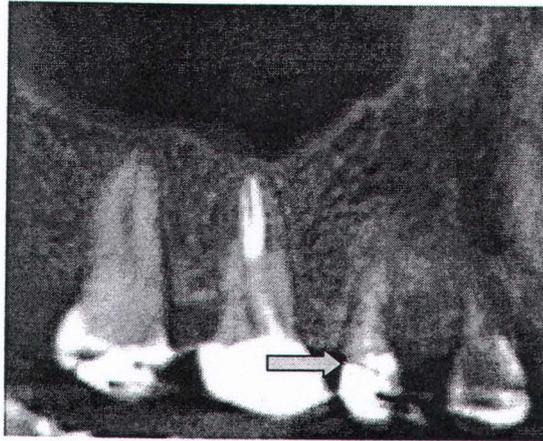
ภาพตัดขวางของฟันจากการถ่ายภาพรังสีในหลาย ๆ มุมโดยใช้ซอฟต์แวร์คอมพิวเตอร์ประมวลผล เป็นภาพออกมาคล้ายคลึงกับภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรม ซึ่งพบว่า ภาพรังสีที่ได้จากเทคนิคท่อนอะเพอเชอร์คอมพิวเตอร์โทโมแกรมมีประสิทธิภาพในการวินิจฉัยฟันผุทุติยภูมิได้ดีกว่า ภาพรังสีจากฟิล์มหรือภาพรังสีดิจิทัล

สำหรับการศึกษาเกี่ยวกับการนำภาพรังสีโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมมาใช้ในการ วินิจฉัยโรคฟันผุยังมีไม่มากนัก และการศึกษาส่วนใหญ่เป็นการศึกษาในฟันที่ถูกถอนออกมาแล้ว (*in vitro*) นอกจากนี้ จากผลการศึกษามีรายงานยังไม่สามารถสรุปได้แน่นอนถึงประสิทธิภาพของ ภาพรังสีชนิดนี้ในการวินิจฉัยฟันผุ ในปี ค.ศ. 2006 Akdeniz และคณะ<sup>3</sup> ได้ศึกษาความถูกต้องของ การวัดความลึกของฟันผุด้านประชิดในฟันกรามน้อยและฟันกรามของมนุษย์ที่ถูกถอนออกมาและ มีความลึกของโรคฟันผุมากน้อยแตกต่างกัน โดยทำการเปรียบเทียบระหว่างลิมิตเตดโคน빔 คอมพิวเตอร์โทโมแกรม (limited cone-beam computed tomography, LCBCT) แผ่นรับภาพ ฟอสฟอรัสและฟิล์ม พบว่า ลิมิตเตดโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมให้ความถูกต้องในการตรวจหา ฟันผุด้านประชิดได้ดีใกล้เคียงกับผลทางจุลพยาธิวิทยาซึ่งใช้เป็นมาตรฐาน (gold standard) ในขณะที่ แผ่นรับภาพฟอสฟอรัสและฟิล์มให้ความถูกต้องในระดับปานกลาง ดังนั้น Akdeniz และคณะ<sup>3</sup> จึง สรุปว่า ลิมิตเตดโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมเป็นระบบการถ่ายภาพรังสีที่ให้ ความถูกต้องและ แม่นยำในการตรวจฟันผุด้านประชิด ซึ่งขัดแย้งกับการศึกษาของ Tsuchida และคณะ<sup>4</sup> ในปี ค.ศ. 2007 ที่ทำการประเมินประสิทธิภาพของภาพรังสีลิมิตเตดโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรม เปรียบเทียบกับฟิล์มถ่ายภาพรังสีในช่องปากด้านประชิดในการตรวจฟันผุด้านประชิดระยะเริ่มแรก พบว่าภาพรังสีลิมิตเตดโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่ถูกถ่ายจากเครื่องเอกซเรย์ไอโทโมให้ความ ถูกต้องในการวินิจฉัยฟันผุด้านประชิดระยะเริ่มแรกไม่แตกต่างจากฟิล์มความไวเอฟ (F-speed) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ Tsuchida และคณะ จึงให้ข้อสรุปว่า ลิมิตเตดโคน빔คอมพิวเตอร์โทโม กรามไม่ได้เพิ่มความถูกต้องในการตรวจฟันผุด้านประชิดในระยะเริ่มแรก ต่อมาการศึกษาของ Haiter และคณะ<sup>5</sup> ในปี ค.ศ. 2008 ได้ศึกษาเปรียบเทียบความถูกต้องในการวินิจฉัยฟันผุด้านประชิด โดยใช้เครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟี 2 ชนิดที่ให้รายละเอียดของภาพรังสีแตกต่างกัน ภาพรังสีดิจิทัล และภาพรังสีจากฟิล์ม พบว่า ภาพที่ได้จากเครื่องนิวทอนทรีจีซึ่งไม่ว่าจะใช้พื้นที่ใน การรับภาพ 12 x 12, 9 x 9 หรือ 6 x 6 ตารางนิ้วก็ตาม ความถูกต้องในการตรวจหาฟันผุด้านประชิด จะต่ำกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับภาพรังสีที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์ไอโทโมที่ใช้พื้นที่ในการรับภาพ 4 x 4 ตารางเซนติเมตร ภาพรังสีรอบปลายรากดิจิทัล และภาพรังสีที่ได้จากฟิล์มความไวเอฟ ทั้งนี้เป็น เพราะเครื่องโคน빔คอมพิวเตอร์โทโมกราฟีนิวทอนทรีจีมีความสามารถในการแยกรายละเอียดของ ภาพต่ำกว่าเครื่องเอกซเรย์ไอโทโม อย่างไรก็ตาม เมื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของการตรวจฟันผุ

ด้านประชิดจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมจากที่ถ่ายด้วยเครื่องเอกคิวไอโทโมและภาพรังสีที่ได้จากฟิล์มหรือภาพรังสีดิจิทัลกลับพบว่าความถูกต้องของการตรวจฟันผุด้านประชิดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อพิจารณาเฉพาะการตรวจฟันผุที่ลึกถึงเนื้อฟันด้านบดเคี้ยว จะพบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมที่ถ่ายจากเครื่องเอกคิวไอโทโมให้ความไวในการตรวจฟันผุที่ลึกถึงเนื้อฟันด้านบดเคี้ยวสูงกว่าภาพรังสีในช่องปาก ซึ่งผลการศึกษาดังกล่าวคล้ายคลึงกับผลการศึกษาของ Young และคณะ<sup>6</sup> ในปี ค.ศ. 2009 ซึ่งได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความถูกต้องของการตรวจฟันผุจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมที่ถ่ายจากเครื่องเอกคิวไอโทโมและภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้เซนเซอร์ในช่องปากชนิดซีซีดี พบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมให้ความไวในการตรวจสูงกว่าภาพรังสีดิจิทัลในการตรวจฟันผุด้านประชิดที่ลึกถึงชั้นเนื้อฟัน จากการศึกษาของ Kayipmaz และคณะ<sup>51</sup> ในปี ค.ศ. 2010 ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุด้านบดเคี้ยวและด้านประชิดของภาพรังสีด้านประชิดแบบดั้งเดิมโดยใช้ฟิล์มความไว ภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้แผ่นรับภาพฟอสฟออร์ และภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรม โดยใช้ฟันมนุษย์ซึ่งมีทั้งฟันในสภาพดีและฟันผุไม่เป็นโพรงที่ลึกถึงชั้นเคลือบฟันและ/หรือเนื้อฟันมาเป็นตัวอย่างในการศึกษา พบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมมีความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุด้านบดเคี้ยวสูงกว่าภาพรังสีด้านประชิดแบบดั้งเดิมและภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้แผ่นรับภาพฟอสฟออร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ส่วนการวินิจฉัยฟันผุด้านประชิดกลับพบว่าภาพรังสีทั้งสามชนิดมีความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในการศึกษาของ Qu และคณะ<sup>52</sup> ในปี ค.ศ. 2010 ได้ทำการศึกษาความแม่นยำในการตรวจฟันผุด้านประชิดจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรม 5 ชนิดที่ถ่ายจากเครื่องนิวทอมเก้าพัน (พื้นที่ในการรับภาพ 15 x 15 ตารางเซนติเมตร ตัวรับรังสีชนิดอิมเมจอินเทนซิฟายเออร์ซึ่งใช้ร่วมกับอุปกรณ์ถ่ายเทประจุ) เครื่องเอกคิวไอโทโม (พื้นที่ในการรับภาพ 3 x 4 ตารางเซนติเมตร ตัวรับรังสีชนิดอิมเมจอินเทนซิฟายเออร์ซึ่งใช้ร่วมกับอุปกรณ์ถ่ายเทประจุ) เครื่องโกดักเก้าพันทรีดี (Kodak 9000 3D, Carestream Health, Inc., New York, USA) (พื้นที่ในการรับภาพ 5 x 3.7 ตารางเซนติเมตร ตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนล) เครื่องแพลนเมกาโพรมเมทรีดี (พื้นที่ในการรับภาพ 8 x 8 ตารางเซนติเมตร ตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนล) และเครื่องดีซีทีโพ (DCT PRO, Vatech Co. Ltd., Yongin, Korea) (พื้นที่ในการรับภาพ 20 x 19 ตารางเซนติเมตร ตัวรับรังสีชนิดฟเลทพาเนล) โดยใช้ฟันมนุษย์ที่ผุไม่เป็นโพรงที่ลึกถึงชั้นเคลือบฟันและ/หรือเนื้อฟันมาเป็นตัวอย่างในการศึกษา พบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตดโทโมแกรมที่ถ่ายจากเครื่องโคนบีมคอมพิวเตดโทโมกราฟี่ทั้งห้ามีความแม่นยำในการตรวจฟันผุด้านประชิดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติโดยไม่คำนึงถึงชนิดของตัวรับรังสีและพื้นที่ในการรับภาพ ในปีเดียวกัน Zhang และคณะ<sup>53</sup> ได้ทำการศึกษา

เปรียบเทียบความแม่นยำในการตรวจฟันผุด้านประชิดจากภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม โดยใช้เครื่องแพลนเมกาโพรมแกรมทรีดีกับเครื่องโกดักเก้าพันทรีดี ภาพรังสีจากฟิล์มความไวอี และภาพรังสีที่ใช้แผ่นรับภาพฟอสฟอรัส โดยใช้ฟันมนุษย์ที่ไม่เป็นโพรงแต่ผู้สังเกตถึงชั้นเคลือบฟันและ/หรือเนื้อฟันมาเป็นตัวอย่งในการศึกษา พบว่า ภาพรังสีทั้งสองชนิดมีความแม่นยำในการวินิจฉัยฟันผุไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Kayipmaz และคณะ<sup>51</sup> นอกจากนี้ หากเปรียบเทียบเฉพาะภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่ถ่ายจากเครื่องแพลนเมกาโพรมแกรมทรีดีกับเครื่องโกดักเก้าพันทรีดี พบว่า ไม่ว่าจะเป็ชนิดตัวรับรังสี ขนาดของพื้นที่ในการรับภาพ ขนาดดอกเซลล์ และความหนาของภาพ (slice thickness) ขนาดใดก็ตาม ความแม่นยำในการตรวจหาฟันผุด้านประชิดไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งผลการศึกษาที่ได้นี้ สอดคล้องกับการศึกษาของ Qu และคณะ<sup>52</sup> ยังมีอีกหนึ่งการศึกษาของ Kamburoglu และคณะ<sup>54</sup> ในปี ค.ศ. 2010 ได้ศึกษาเปรียบเทียบความสามารถในการวินิจฉัยโรคฟันผุด้านบดเคี้ยวของภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่ถ่ายจากเครื่องอิลูมาอัลตรา (Iluma Ultra, Imtec Imaging, Ardmore, OK) (ขนาดดอกเซลล์ 0.1 , 0.2 และ 0.3 ลูกบาศก์มิลลิเมตร) และภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้ตัวรับภาพชนิดซีซีดี โดยใช้ฟันกรามล่างของมนุษย์ที่อยู่ในสภาพดีและฟันที่มีความลึกของฟันผุหลายระดับ ทั้งต้นและลึกในชั้นเคลือบฟันและเนื้อฟัน แสดงให้เห็นว่า ไม่ว่าจะใช้ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่มีขนาดดอกเซลล์ใด ๆ ก็ตาม ความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุด้านบดเคี้ยวไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในทุก ๆ ระดับของฟันผุ ในส่วนของฟันที่อยู่ในสภาพดีและฟันที่ผุบริเวณผิวของชั้นเคลือบฟัน พบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมมีความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุได้เทียบเท่ากับภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้ตัวรับภาพชนิดซีซีดี แต่ในทางกลับกัน เมื่อฟันผู้สังเกตถึงด้านในของชั้นเคลือบฟันหรือลึกเข้าไปในชั้นเนื้อฟัน ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมมีความสามารถในการวินิจฉัยฟันผุได้เหนือกว่าภาพรังสีดิจิทัลที่ใช้ตัวรับภาพชนิดซีซีดี

สำหรับการนำภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมมาใช้ตรวจฟันผุทุกขุมุมิ ความที่บรังสีของวัสดุบูรณะฟันอาจส่งผลทำให้เกิดภาพของสิ่งแปลกปนและมีผลต่อความถูกต้องในการวินิจฉัยฟันผุทุกขุมุมิได้ (รูป 9) ตัวอย่างวัตถุที่ทำให้เกิดภาพของสิ่งแปลกปนในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรม ได้แก่ อมัลกัม เหล็กจัดฟัน ครอบฟันโลหะ วัสดุอุดรากฟันซิลเวอร์พอยท์ (endodontic silver point) กัดทาเพอร์ชา ฟอยตะกั่วสำหรับกำหนดตำแหน่งฝังรากฟันเทียม แบบเรียงซัลเฟตที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีโทโมแกรมเพื่อประเมินตำแหน่งฝังรากฟันเทียม เดือยฟันโลหะ<sup>16,28</sup> สารยึดและผนึก (sealers)<sup>55</sup> และรากฟันเทียม เป็นต้น



รูป 9 แสดงภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมระนาบแบ่งซ้ายขวาแสดงเงาโปร่งรังสีได้วัสดุบูรณะฟัน (ลูกศรชี้) ซึ่งสงสัยว่าเป็นฟันผุ

Draenert และคณะ<sup>56</sup> ในปี ค.ศ. 2007 ได้ทำการศึกษาภาพของสิ่งแปลกปนที่เกิดจากรากฟันเทียม โดยนำรากฟันเทียมฝังไว้ในกระดูกขากรรไกรบน แล้วนำไปถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีนิวทอมเก้าพันซีบีซีที (NewTom 9000 CBCT, Quantitative Radiology, Verona, Italy) พบภาพของสิ่งแปลกปนของรากฟันเทียมเกิดขึ้นอย่างน้อยร้อยละ 25 ของภาพรังสีรากฟันเทียมทั้งหมด และร้อยละ 50 ของภาพของสิ่งแปลกปนที่เกิดขึ้นเป็นชนิดบีมฮาร์ดเดนิง ซึ่งภาพของสิ่งแปลกปนจะพบมากโดยเฉพาะในระนาบแกน นอกจากนี้ การเกิดภาพของสิ่งแปลกปนในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมที่ปรากฏเป็นแถบสีดำหรือสีขาวบริเวณใกล้ ๆ กับวัสดุบูรณะฟันที่มีโลหะเป็นส่วนประกอบยังส่งผลกระทบต่อการวินิจฉัยการเกิดมะเร็งกลับเป็นซ้ำ (recurrent cancer) บริเวณศีรษะและคอจนถึงขั้นต้องเปลี่ยนวัสดุบูรณะฟันใหม่เป็นชนิดที่ไม่มีส่วนประกอบของโลหะ จึงจะสามารถตรวจพบมะเร็งกลับเป็นซ้ำได้<sup>57</sup> ในด้านทันตกรรมจัดฟัน การเกิดภาพของสิ่งแปลกปนที่เกิดจากแบร็กเกตจัดฟัน (orthodontic brackets) ลวด (wire) และแถบรัด (band) ยังส่งผลกระทบต่อความผิดพลาดในการประเมินความยาวรากฟันในระหว่างการรักษาทางทันตกรรมจัดฟันอีกด้วย เนื่องจากมีผลต่อการกำหนดตำแหน่งที่แน่นอนของรอยต่อเคลือบฟันกับเคลือบรากฟัน (cemento-enamel junction)<sup>58</sup> Hassan และคณะ<sup>23</sup> ในปี ค.ศ. 2009 ได้ศึกษาความถูกต้องในการตรวจหารากฟันแตกหักในแนวตั้งเปรียบเทียบระหว่างภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมกับภาพรังสีรอบปลายรากฟันโดยใช้แผ่นรับภาพฟอสเฟอร์เป็นตัวรับรังสี พบว่า ภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตอร์โทโมแกรมให้ความจำเพาะในการตรวจรากฟันแตกหักในแนวตั้งน้อยกว่าภาพรังสีดิจิทัลรอบปลายรากฟัน โดยเฉพาะในฟันที่ได้รับการอุดคลองรากฟันด้วยกัธทาเพอร์ชา

เนื่องจากกัฏทาเพอร์ซาที่ที่บรังสีจะส่งผลให้เกิดภาพของสิ่งแปลกปนที่รากฟัน ทำให้เกิดความเข้าใจผิดว่าเป็นรากฟันแตกหัก ดังนั้นจะเห็นว่าภาพของสิ่งแปลกปนที่เกิดจากวัตถุที่บรังสีในภาพรังสีโคนบีมคอมพิวเตคโทโมแกรมมีผลต่อประสิทธิภาพของการนำภาพรังสีไปใช้ในงานทันตกรรมด้านต่าง ๆ