บทที่ 2
ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเครื่องเอ็กซ์เรย์และภาพเอ็กซ์เรย์

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์, การเกิดเอ็กซ์เรย์, องค์ประกอบของเครื่องกำเนิดเอ็กซ์เรย์ และประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์ ในส่วนของภาพเอ็กซ์เรย์จะกล่าวถึง คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งจะแบ่งออกเป็นการหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน, การอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจคชัน และการแปลงเรดอน

(a)

(b)

รูปที่ 2.1 (a) ผู้ที่ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) (b) ภาพเอ็กซ์เรย์ภาพแรก

2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์

เอ็กซ์เรย์ คือ รังสี หรือ แสงชนิดหนึ่งที่เราไม่สามารถมองเห็น ได้ด้วยตาเปล่า เช่น เดียวกับแสงสว่างธรรมดา เอ็กซ์เรย์นี้มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาค ของแม่เหล็กไฟฟ้า ที่มีช่วงคลื่นสั้นมาก ความยาวช่วงคลื่นตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม (Angstrom) (อังสตรอม คือ หน่วยวัดความยาวช่องคลื่น 1 อังสตรอม (A) เท่ากับ 10^{-7} เซนติเมตร) หรือ อยู่ระหว่างรังสีแกมม่า กับรังสีอุลตร้าไวโอเล็ต คุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์ คล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดา เป็นส่วนใหญ่ แต่คุณสมบัติพิเศษ คือ มีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่าง ๆ ได้มากบ้างน้อยบ้าง ขึ้นอยู่กับ ความแน่นทึบ และน้ำหนักอะตอมของ วัตถุที่มันผ่าน นอกจากนั้น ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง ทั้งทางเคมีชีวะและอื่น ๆ อีกด้วย[1]

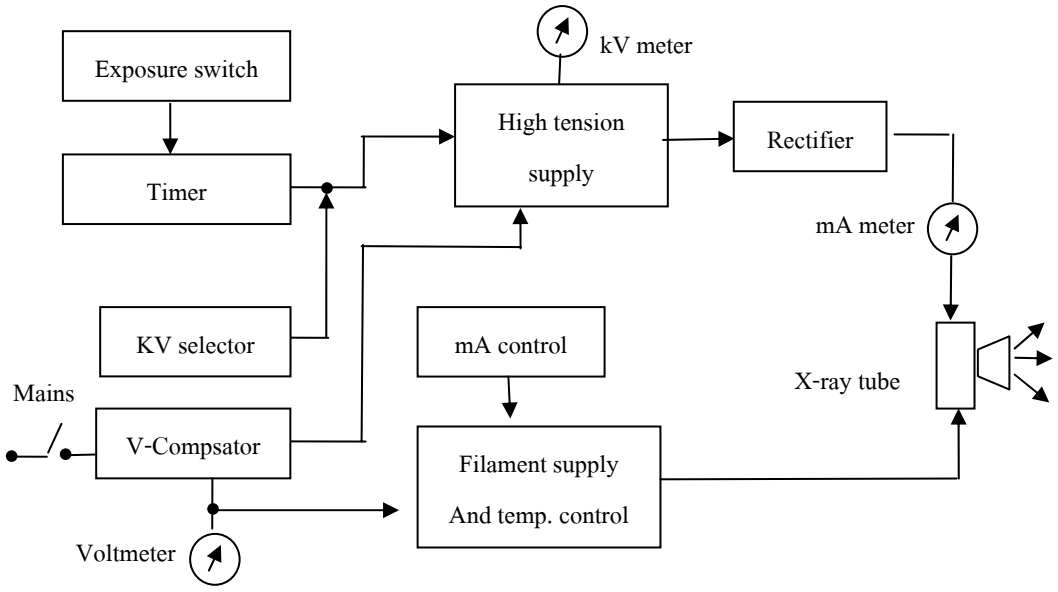
ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์ ผู้ที่ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก คือ นักฟิสิกส์ชาวเยอรมัน ชื่อ วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในตอนเย็น ของวันที่ 8

พฤศจิกายน ค.ศ.1895 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยวู๊ซบรุค (Wurzburg) ประเทศเยอรมัน เรินท์เก้นได้พบเอ็กซ์เรย์โดยบังเอิญ คือ ขณะที่เขากำลังทำการทดลองเกี่ยวกับเรื่องการดูดกลืนของรังสีแคโทด (Absorption of cathode rays) เขาสังเกตเห็นว่ารังสีแคโทด ที่ออกมาจากหลอดทดลองทำให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วย แบเรี่ยมปลาติโนไซยาไนด์ (Barium platinocyanide) เกิดเรืองแสง (Fluoresec) ขึ้น ระยะไกลที่สุด ที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็ง คือ 120 เซนติเมตร ในขณะเดียวกัน เขาสังเกตเห็นอีกว่า ตัวอักษร A ที่ทาด้วยแบเรี่ยมปลาติโนไซยาไนด์ อยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วย ทั้ง ๆ ที่ไม่อยู่ ในระยะของรังสีแคโทด เรินท์เก้นจึงคิดว่า เขาได้ค้นพบรังสีชนิดใหม่ขึ้นแล้ว และให้ชื่อว่าเอ็กซ์เรย์ (X-rays) และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมา ทำ การสังเกตถึงการทะลุทะลวง (Penetration) ของเอ็กซ์เรย์ผ่านกระดาษ ผ่านโลหะ และแม้กระทั่งผ่านเนื้อหนังของคน และเขาได้ถ่ายภาพรังสี ของมือของภรรยาเขาไว้ด้วย ในที่สุดเขาจึงประกาศให้โลกได้รู้ว่า เขาได้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก[2]

2.3 องค์ประกอบของเครื่องกำเนิดเอ็กซ์เรย์

จากรูปที่ 2.2 แสดงผังการทำงานพื้นฐานของเครื่องเอ็กซ์เรย์ โดยทั่วไปจะสามารถแยกได้เป็น 2 ส่วนวงจรไฟฟ้า[3] วงจรแรกจะเป็นวงจรที่ใช้สร้างศักย์ไฟฟ้าแรงสูง ซึ่งจะถูกต่อเข้าไปที่ขั้วแอโนดและแคโทดของหลอดเอ็กซ์เรย์ ศักย์ไฟฟ้าแรงสูงดังกล่าวถูกสร้างโดยใช้หม้อแปลงขึ้นแบบหลายแท็ป (Step-up autotransformer) แบบอัตราส่วนสูงและผ่านวงจรเรียงกระแสเพื่อให้เกิดศักย์สูงที่เรียบ โดยมีมิเตอร์วัดกระแสระดับมิลลิแอมป์อยู่ที่ส่วนนี้ด้วย ส่วนสวิตช์เลือกค่าเควี (kV selector) จะเป็นตัวเลือกแท็ป ของหม้อแปลงที่ด้านแรงต่ำ ที่ส่วนนี้จะมีมิเตอร์วัดค่าศักย์ไฟฟ้าระดับเควีอยู่ด้วย ในส่วนสวิตช์แสง (Exposure switch) จะทำหน้าที่ควบคุมช่วงเวลาที่ปล่อยเอ็กซ์เรย์ ตัวชดเชยศักย์ (Voltage compensate) ทำหน้าที่ปรับระดับของแท็ปย่อยหม้อแปลงแรงสูงให้มากขึ้นหรือลดลง ในกรณีที่แหล่งจ่ายไฟมาไม่ถึงระดับ หรือมีระดับมากเกิน 230 โวลต์

วงจรในส่วนที่สองคือวงจรที่ใช้ควบคุมความร้อนของไส้หลอดหลอดเอ็กซ์เรย์ ไส้หลอดจะถูกทำให้ร้อนด้วยศักย์ไฟฟ้าสลับขนาด 6-12 โวลต์ ที่กระแสประมาณ 3-5 แอมป์ อุณหภูมิของไส้หลอดจะมีผลต่อการไหลของกระแสมิลิแอมป์จากแคโทดไปแอโนด ดังนั้นส่วนควบคุมอุณหภูมิของไส้หลอดและแหล่งจ่ายไฟของใส่หลอด (Filament supply and temperature control) จึงถูกต่อมาจากการควบคุมและเลือกค่ามิลิแอมป์ (mA control) อีกทีหนึ่ง การเลือกค่ามิลิแอมป์จะใช้การเลือกค่าอินพุตฝั่งปฐมภูมิของหม้อแปลงใส่หลอด ซึ่งอาจจะใช้รีโอสแตท (Reoststt)



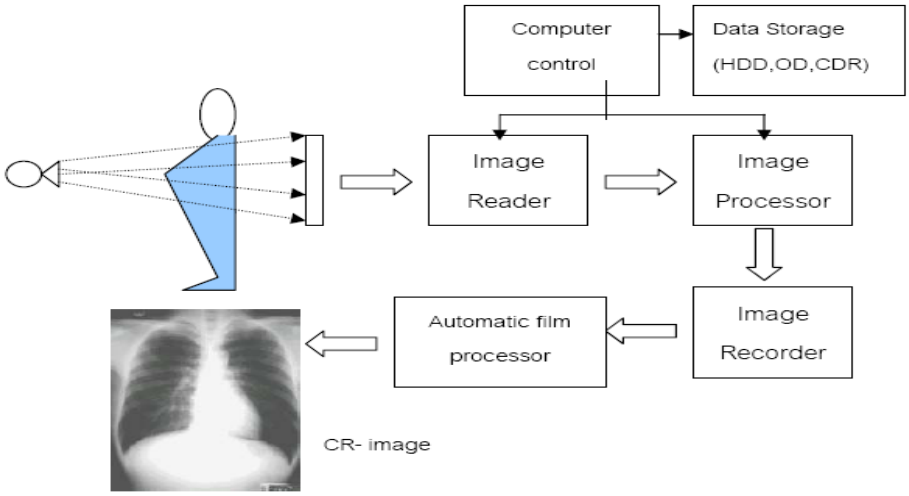
รูปที่ 2.2 ผังการทำงานของเครื่องเอ็กซ์เรย์

2.4 ประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์

ประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะกล่าวถึงเฉพาะเครื่องเอ็กซ์เรย์ในระบบดิจิตอลซึ่งเป็นระบบที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน[3][4][5][6]

2.4.1 คอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (Computed Radiography, CR)

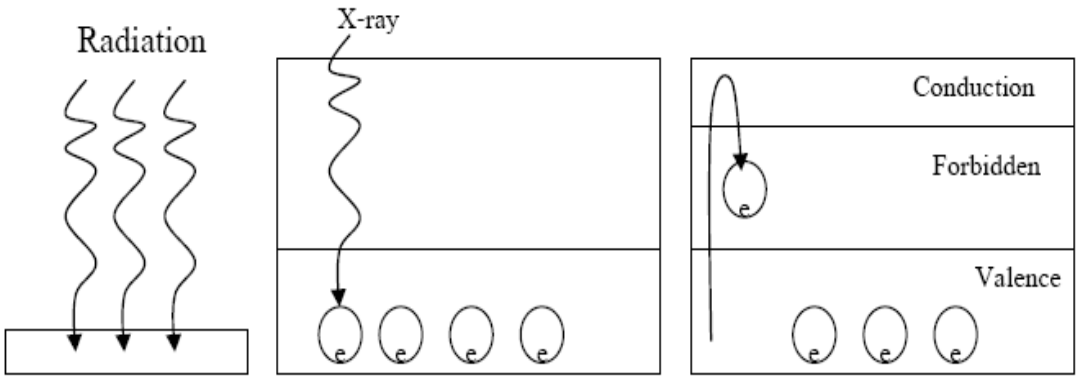
การถ่ายภาพรังสีทั่วไป (Radiography) ในระยะเวลา 40 ปีที่ผ่านมาได้มีการนำเอาระบบภาพถ่ายฟิล์ม (Screen film system) มาใช้งานอย่างกว้างขวางและได้รับความนิยมต่อเนื่องมาจนถึงปัจจุบัน การเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับฟิล์มหรือตลับบรรจุฟิล์มมักจะเป็นเรื่องของวัสดุที่ใช้, น้ำหนักและความไวในการรับรังสี แต่รูปร่างลักษณะรวมทั้งการใช้งานยังเหมือนเดิม อย่างไรก็ตามเมื่อเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1970 เริ่มมีการนำเอาเครื่องคอมพิวเตอร์มาใช้ร่วมกับการบันทึกภาพเอ็กซ์เรย์ โดยใช้แผ่นบันทึกภาพที่เรียกว่าอิมเมจเพลต (Imaging plate) มาใช้แทนระบบภาพถ่ายฟิล์ม จากนั้นจึงนำเอาแผ่นอิมเมจเพลตที่ได้รับรังสีแล้วไปอ่านด้วยเครื่องอ่านภาพ (Imaging reader) จากนั้นเครื่องจะถ่ายภาพที่ได้ลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป อย่างไรก็ตามระบบนี้ยังมีข้อเสียอยู่บ้างคืออุปกรณ์ที่ใช้ไม่ว่าจะเป็นอิมเมจเพลต, เครื่องอ่านภาพรวมถึงตัวเครื่องเอ็กซเรย์ที่มีระบบ AEC. มีราคาที่สูง รวมทั้งการบำรุงรักษายุ่งยาก และจะต้องเสียค่าใช้จ่ายสูงด้วยเช่นกัน ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟสามารถแบ่งได้ดังนี้



รูปที่ 2.3 ผังการทำงานของระบบคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (CR)

2.4.1.1 อิมเมจเพลต (Image plate) เป็นแผ่นรับสัญญาณทำหน้าที่รับเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านตัวผู้ป่วยแทนการใช้ฟิล์ม ในแบบเดิม อิมเมจเพลตสร้างจากแผ่นพลาสติกโพลีเอสเตอร์แบบแผ่นบางๆ หนาประมาณ 0.5 mm. เคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์(Photostimulable phosphor) จำพวกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์ (BaFX ;X= Cl,Br,I) ซึ่งโดป(Dope) ด้วย ยูโรเปียม (Eu2+) หนาประมาณ 150 ไมครอน โดยเมื่อแผ่น อิมเมจเพลตได้รับพลังงานรังสี จะไปกระตุ้นให้อิเล็คตรอนของผลึกขึ้นไปอยู่ในชั้นคอนดักชันแบน(Conduction band) และถูกดักจับโดยอิเล็คตรอนแทรป (Electron trap)ในชั้นฟอร์บิดเดนแบน (Forbidden band) ซึ่งมีคุณสมบัติในการเก็บพลังงานรังสีตามความเข้มที่ได้รับในแต่ละจุดที่ได้จากการเอ็กซเรย์ และแผ่นนี้จะเรืองแสงได้เมื่อนำไปผ่านเครื่องอ่านค่าความเข้มแสง ซึ่งจะใช้ลำแสงเลเซอร์ไปกระตุ้นให้อิเล็คตรอนที่อยู่ในชั้นฟอร์บิดเดนแบน หลุดจากอิเล็คตรอนแทรปและกลับสู่สถานะเดิมที่วาเลนซ์แบน (Valence bond) อิเล็กตรอนจะปล่อยพลังงานออกมาเป็นแสง ที่มีความยาวคลื่น 400 นาโนเมตรแล้วไปเข้าส่วนขยายแสงต่อไป

รูปที่ 2.4 โครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต

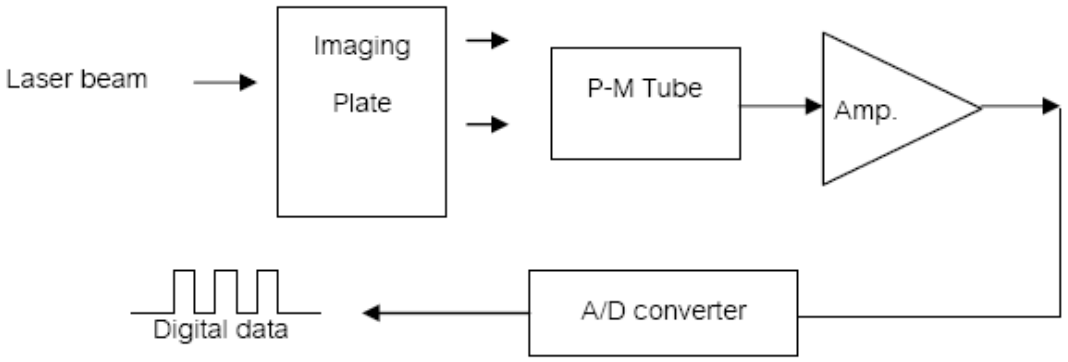


รูปที่ 2.5 ผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโดป ด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้อิเล็คตรอน Eu2+ ---> x-ray radiation ---> Eu3+ + e-

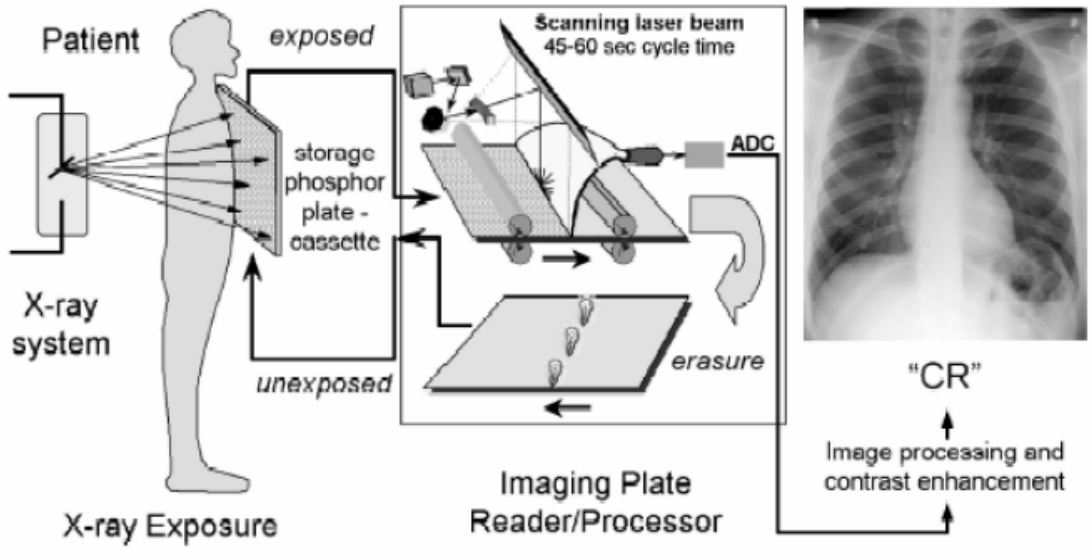
ความไว (Sensitivity) ของแผ่นอิมเมจเพลตจะมีความไวในการตรวจจับเอ็กซ์เรย์มากกว่าฟิล์มและมีความเป็นเชิงเส้นมากกว่าฟิล์ม ซึ่งอธิบายดังรายละเอียดต่อไปนี้

1. ความสามารถในการตรวจจับรังสีปริมาณน้อยๆ แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีได้ในปริมาณรังสีที่ต่ำมากกว่าฟิล์มมากกว่า 10 เท่าทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ให้กับผู้ป่วยได้มากโดยที่ไม่ทำให้สูญเสียรายละเอียดของภาพ และเป็นประโยชน์ในกรณีที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่ควร (Under exposure) ก็สามารถปรับแต่งภาพในภายหลังได้ (Post processing)

2. ความไวมากกว่าระบบฟิล์ม 10,000 เท่า ทำให้แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีในปริมาณน้อยๆ และให้สร้างภาพที่มีระดับโทนสเกล (Tone scale) ที่กว้างมาก บอกความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่มีคอนทราส ต่ำๆได้ดีกว่าฟิล์ม โดยทั่วไปแล้วจะตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในปริมาณ $8–4\times10^{4}$ โฟตอน /1 พิกเซล



รูปที่ 2.6 ผังการทำงานของเครื่องอ่านภาพ

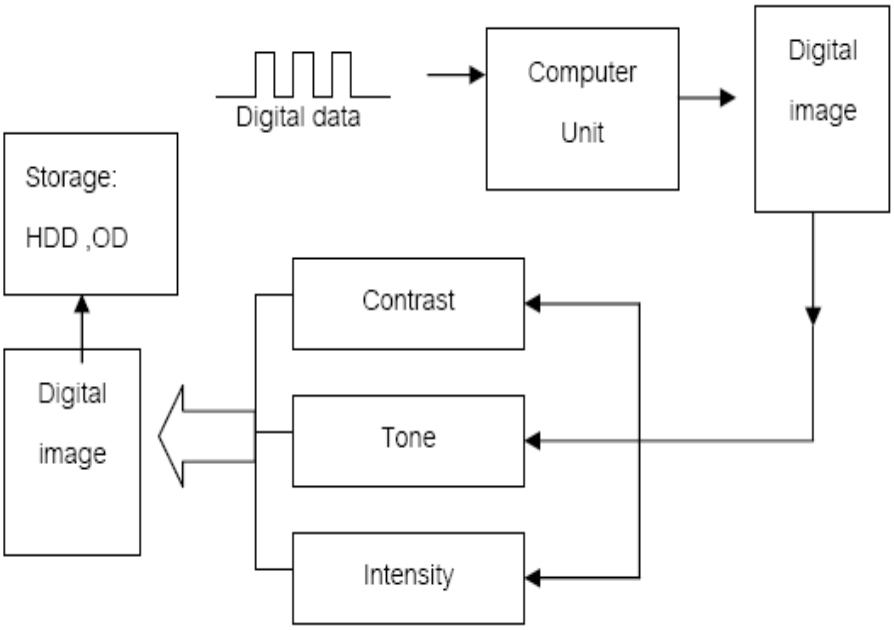


รูปที่ 2.7 ระบบเครื่องอ่านภาพ

2.4.1.2 เครื่องอ่านภาพ (image reader) เป็นเครื่องอ่านสัญญาณจากแผ่นอิมเมจเพลต หลักการทำงานมีลักษณะเดียวกับเครื่องอ่านฟิล์มแบบดิจิตอล (Film digitizer) หรือเลเซอร์สแกนเนอร์ (Laser canner) ที่สร้างจากลำแสงนีออนเลเซอร์ (Neon-laser) ซึ่งมีความยาวคลื่น 633 นาโนเมตร ลำแสงเลเซอร์ (laser beam) จะถูกสแกน ไปยังบริเวณแผ่นอิมเมจเพลต ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อิเล็คตรอนโฮล (Electron hole) ทีละแถวจากบนลงล่างทีละแถว ซึ่งจะไปกระตุ้นทำให้อิเล็คตรอนหลุดออกมา เมื่อลำแสงเลเซอร์ผ่านตำแหน่งนั้นไป อิเล็คตรอนจะกลับสู่สถานะเดิม โดยคายพลังงานออกมาในรูปของแสงสีน้ำเงินแกมเขียว (ความยาวคลื่น 400 นาโนเมตร เป็นช่วงคลื่นแสงยูวี) มีความเข้มแสงเท่ากับความเข้มแสงเดิมที่ได้รับจากการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ จากนั้นจะมีหลอดขยายแสง ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงที่ได้รับให้กลายเป็นอิเล็คตรอนและยังเพิ่มจำนวนให้มากขึ้นเพื่อให้สัญญาณไฟฟ้ามีความแรงมากขึ้นจากนั้นจึงส่งไปยังภาคขยายสัญญาณอีกครั้ง สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณแบบ อนาลอก และจะแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลโดยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (A/D converter) เพื่อส่งข้อมูลให้คอมพิวเตอร์ประมวลผลกลายเป็นข้อมูลภาพแบบดิจิตอลต่อไป

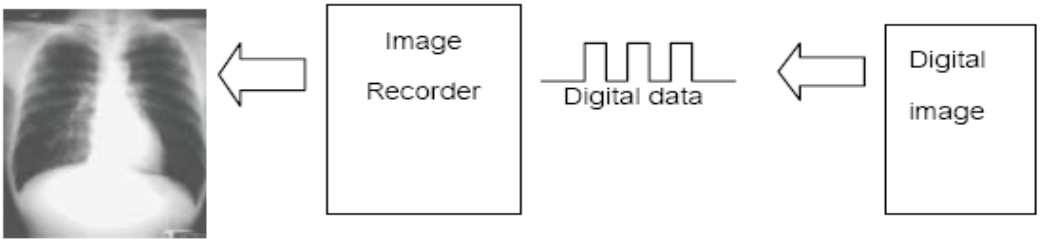
2.4.1.3 เครื่องประมวลผลภาพ (image processor) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการปรับแต่งข้อมูลภาพดิจิตอลที่ได้จากเครื่องอ่านภาพ จะอยู่ในรูปแบบไบนารี (Binary) หรือเลขฐาน 2 ซึ่งหน่วยประมวลผลกลาง (CPU) ภายในของเครื่องประมวลผลภาพ จะนำข้อมูลไปประมวลผลตามแล้วทำการปรับข้อมูลให้ในรูปแบบของภาพทั่วไป (Imaging format) ซึ่งสามารถตบแต่งภาพให้มีความเข้ม, คอนทราส ,ความคมชัดหรือปรับระดับเกรย์ (Gray scale level) ให้เหมาะสม จากนั้นจะ

ส่งข้อมูลไปเก็บยังหน่วยความจำ หรือส่งไปยังหน่วยแสดงผล (Display unit) หรือส่งข้อมูลไปยังเครื่องบันทึกภาพ (Image recorder) เพื่อถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป



รูปที่ 2.8 ผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ

2.4.1.4 เครื่องบันทึกภาพ (Image recorder) เป็นส่วนที่ทำหน้าทีในการถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์ม โดยนำข้อมูลดิจิตอลที่ผ่านการประมวลผลภาพจากเครื่องประมวลผลภาพ เข้ามายังส่วนที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นแสงเลเซอร์ที่มีความเข้มแสงตามความแรงของความเข้มข้อมูลภาพที่ได้รับ แล้วกวาดแสงเลเซอร์ลงแผ่นฟิล์มเช่นเดียวกับการสแกนผ่านแผ่นอิมเมจเพลต ทำให้แผ่นฟิล์มได้รับความเข้มแสงตามลักษณะของรูปอวัยวะที่บันทึกไว้ในอิมเมจเพลต



รูปที่ 2.9 ผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ

2.4.1.5 ข้อดีของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี

1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าแบบเดิม 5-20 เท่า
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ

3. ลดการเอกซเรย์ซ้ำ
4. ลดปริมาณฟิล์มเสีย
5. สามารถขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด 62
6. บันทึกภาพระบบดิจิตอล
7. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
8. การจัดเก็บ ฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
9. ใช้งานในมาตรฐานไดคอม (DICOM) ได้

2.4.1.6 ข้อด้อยของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี

1. ราคาเครื่องสูงมาก
2. การบำรุงรักษายาก

2.4.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี (Digital Radiography, DR)

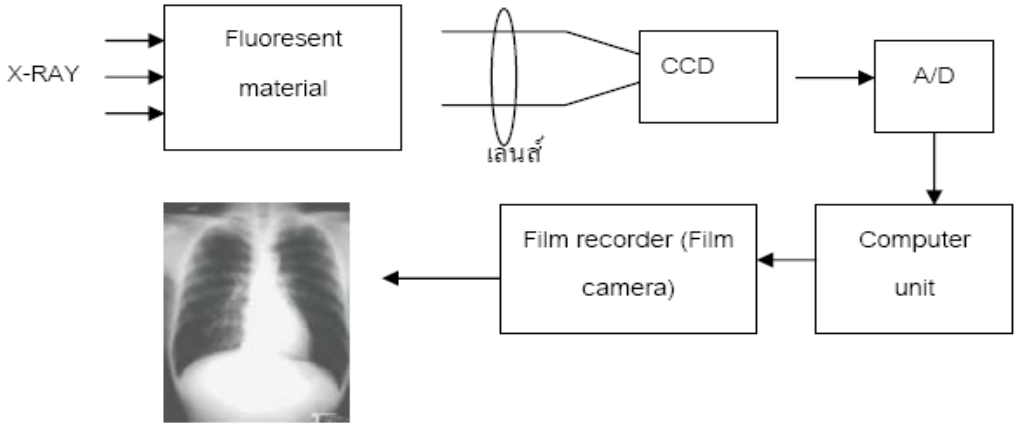
ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี ต่างจาก คอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี เนื่องจาก ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะออกแบบเครื่องมาเฉพาะส่วน ซึ่งไม่มีส่วนอิมเมจเพลต ที่สามารถนำไปถ่ายภาพรังสีกับเครื่องเอ็กซเรย์ใดก็ได้ แต่ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะต้องติดตั้งกับระบบกับเครื่องเอ็กซเรย์ เป็นการเฉพาะเท่านั้น ตัวอย่างเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ระบบนี้ได้แก่ เครื่องเอ็กซ์เรย์ดิจิตอลทั่วไป, เครื่องเอ็กซ์เรย์เต้านมแบบดิจิตอล (Digital chest X-ray), เครื่องดิจิตอลแมมโมกราฟฟี (Digital mammography) , เครื่องเอ็กซ์เรย์ฟัน (Dental radiography) เป็นต้น และยังสามารถแบ่งประเภทของดิจิตอลเรดิโอออกเป็น 3 ประเภท ตามรูปแบบของหัววัดเอ็กซ์เรย์ คือ

2.4.2.2 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบซีซีดี (Indirect digital radiography systems with CCD)

จะใช้ฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล (Fluorescent crystal) เป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์ซึ่งจะทำหน้าที่แปลงเอ็กซ์เรย์เป็นแสง แต่ละตำแหน่งของฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล จะเชื่อมต่อด้วยใยแก้วนำแสง (fiber optic) และเชื่อมต่อไปยังซีซีดี (CCD) หรือใช้เลนส์รวมแสงไปยังบริเวณหน้าชิปของซีซีดี โดยซีซีดี จะทำหน้าที่แปลงโฟตอนของแสง (Light photon) ที่ได้จากฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล ให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า (Electron) จากนั้นส่งไปยังตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล สุดท้ายข้อมูลดิจิตอลดังกว่าวจะถูกส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลภาพต่อไป

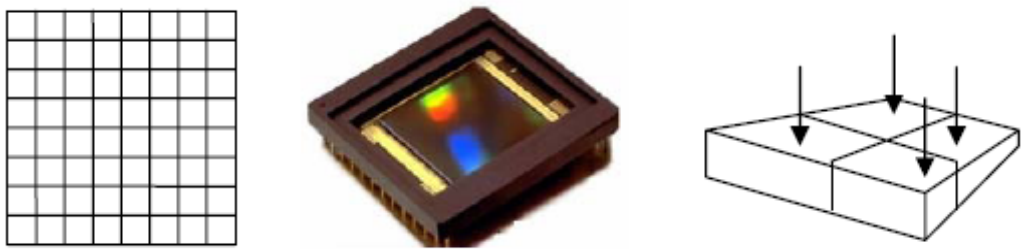
ระบบนี้มีข้อดีคือจะมีราคาถูกกว่าระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง (Direct digital radiography) แต่ข้อเสียคือ อัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-noise ratio, S/N) มีค่าต่ำกว่า ทั้งนี้เพราะระบบนี้ ต้องเปลี่ยนพลังงานของเอ็กซ์เรย์ไปเป็นแสง จากนั้นจึงเปลี่ยนเป็น

สัญญาณไฟฟ้าอีกที ซึ่งทำให้เกิดการสูญเสีย ระหว่างการเปลี่ยนแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ทำให้ความละเอียดของภาพที่ได้ต่ำกว่า



รูปที่ 2.10 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์เป็นซีซีดีร่วมกับเลนส์

เนื่องจากซีซีดี มีขนาดเล็กเพียง $2 \times 3 cm^2$ จึงต้องใช้ซีซีดีหลายๆตัวมาจัดเรียงเป็นแถวแล้วใช้วิธีการสแกนเอ็กซ์เรย์เป็นลำแคบผ่านตัวผู้ป่วย หรือใช้เลนส์รวมแสงช่วย

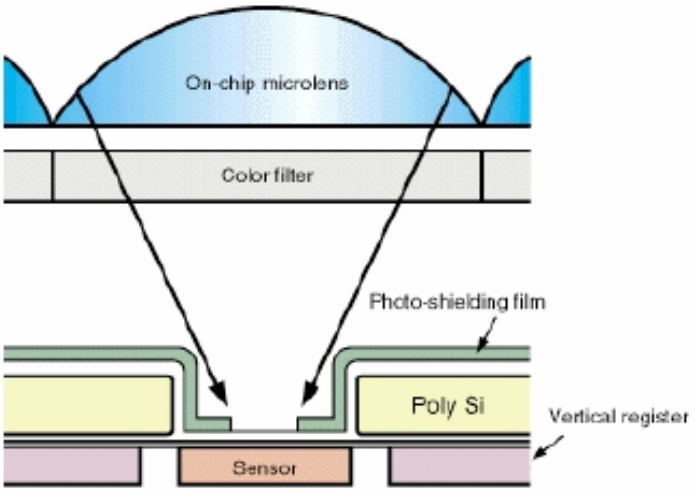


(a) (b) (c)

รูปที่ 2.11 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอด บน ซีซีดี แบบเมตริก (b) รูปร่างของชิปซีซีดี ที่ใช้งานจริง (c) แต่ละพิกเซลรับแสงในแต่ละตำแหน่งต่างกัน

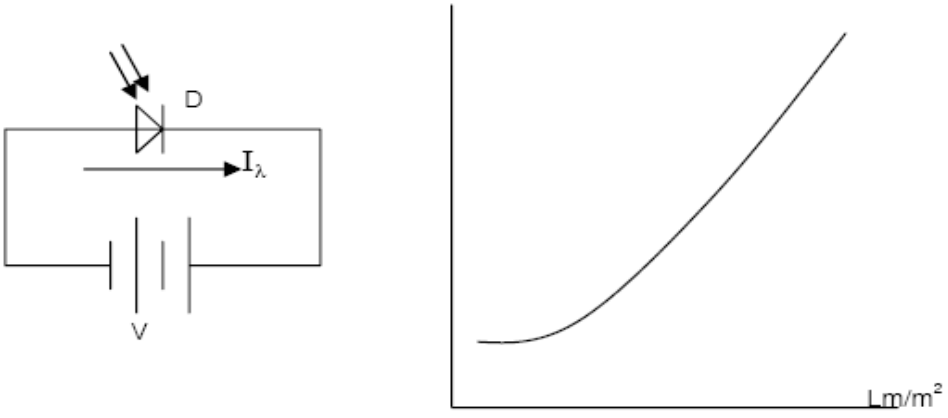
โครงสร้างของ ซีซีดี มีลักษณะเป็นแผ่นโซลิดสเตท (Solid state) บางๆ ซึ่งมีโฟโตไดโอดที่มีขนาดพื้นที่เล็กๆจำนวนมากมายวางอยู่บนแผ่นนี้ และเรียงตัวกันในแนวตั้งและแนวนอน ติดกันเป็นแผงรวมเรียกว่าชิปซีซีดี (CCD chip) ซึ่งแต่ละช่องเรียกว่าพิกเซล จำนวนพิกเซลทั้งหมดเรียกว่าเมตริก และขนาดของเมตริก จะใช้เป็นตัวบ่งบอกความละเอียดของซีซีดี เช่นขนาด 1024x768 หมายถึง CCD ที่มีโฟโตไดโอด ในแถวนอน 768 ตัวและแถวตั้ง 1024 ตัว และบอกได้ว่าซีซีดีมีความละเอียด 786,432 พิกเซล หรือ 0.7 เมกกะพิกเซล และถ้าซีซีดีมีขนาด 2048x1024 จะมี

ความละเอียดเท่ากับ 2,097,152 พิกเซล หรือ 2 เมกกะพิกเซล เป็นต้น แต่ละพิกเซล จะกั้นด้วยฉนวนแยกกันเพื่อการแสงแต่ละตำแหน่งไม่รบกวนกัน



รูปที่ 2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์

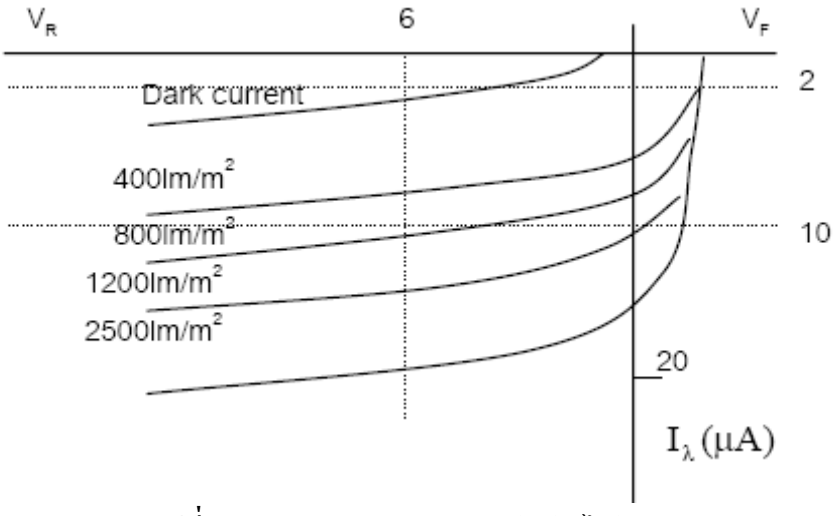
จากรูปที่ 2.12 จะเห็นว่าโฟโตไดโอดแต่ละตัวจะมีส่วนรับแสงแยกจากกันอย่างอิสระ และมีไมโครเลนส์ (Micro lens) ทำหน้าที่รับแสงที่ส่องมาตกกระทบให้เกิดความเข้มเพียงพอกับพื้นที่การรับแสงของโฟโตโอด (Photo sensitive area) เมื่อมีแสงตกกระทบ จะทำให้รอยต่อของ สาร P-N ในโฟโตไดโอดแคบ ทำให้อิเล็คตรอนผ่านรอยต่อไปได้ การทำให้โฟโตไดโอดทำงานจะต้องต่อกับวงจรภายนอกแบบไบแอสกลับ (reverse bias) พิจารณาขณะเมื่อยังไม่มีแสงเข้ามาจะมีกระแสค่าน้อยๆ I_λ ไหลดังรูปที่ 2.13 กระแสนี้เรียกว่ากระแสมืด (Dark current) แต่เมื่อได้รับแสงจะทำให้มีกระแส I_λ ไหลผ่านตัวโฟโตไดโอดมากขึ้น ซึ่งเป็นไปตามสมการ $I_\lambda = V/R$ ขนาดของกระแสจะแปรตามปริมาณความเข้มแสง (หน่วยเป็นลูเมนต่อตารางเมตร)



(a) (b)

รูปที่ 2.13 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด (b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง

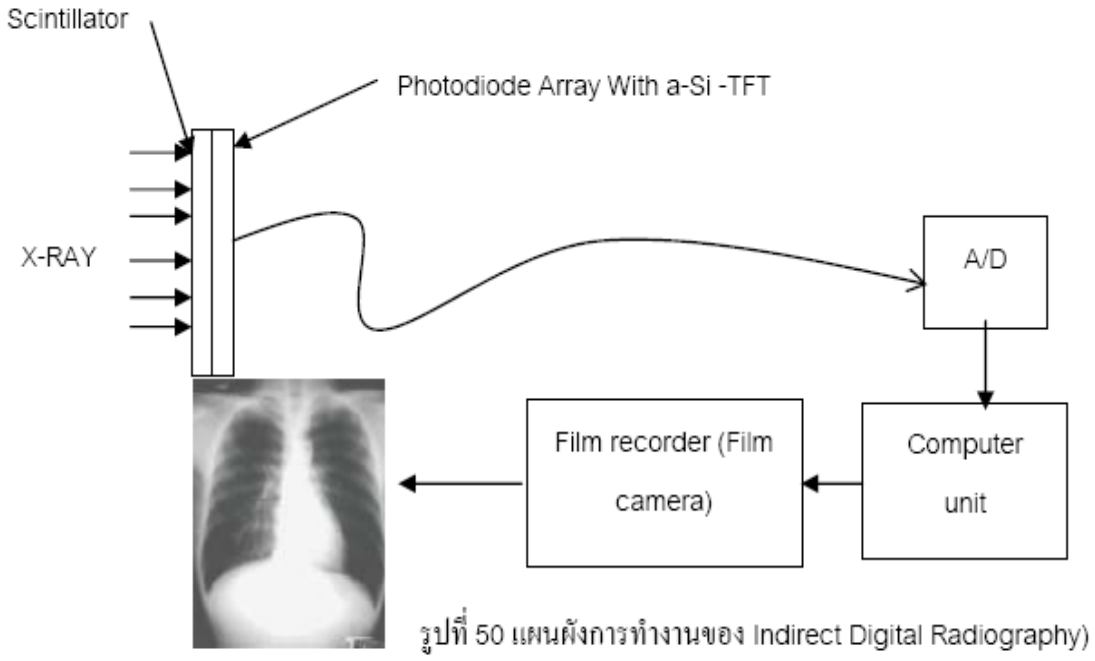
กระแสที่ที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ



รูปที่ 2.14 กราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด

จากรูป 2.14 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 6 โวลต์ ขณะไม่มีแสงตกกระทบจะมีกระแสผ่านตัวไดโอดน้อยมากและเมื่อมีแสงตกกระทบจะมีกระแสไฟฟ้าผ่านตัวไดโอดมากขึ้นตามความเข้มแสง

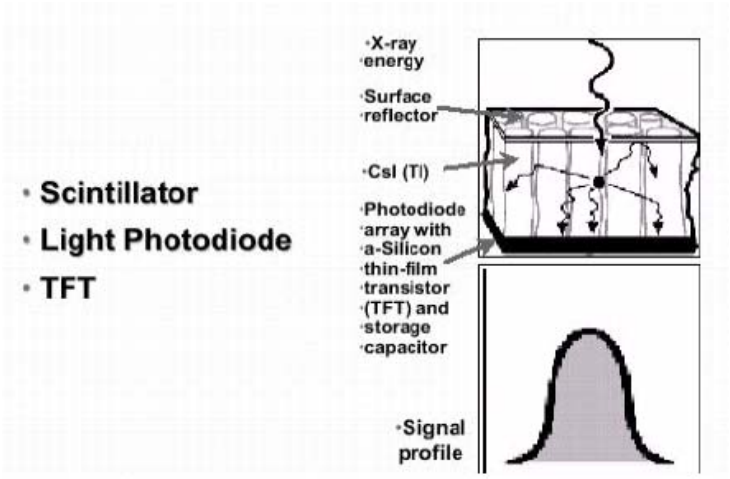
2.4.2.2 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตไดโอดทีเอฟทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Indirect digital radiography systems with scintillator–photodiode TFT)



รูปที่ 2.15 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วย

สารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์

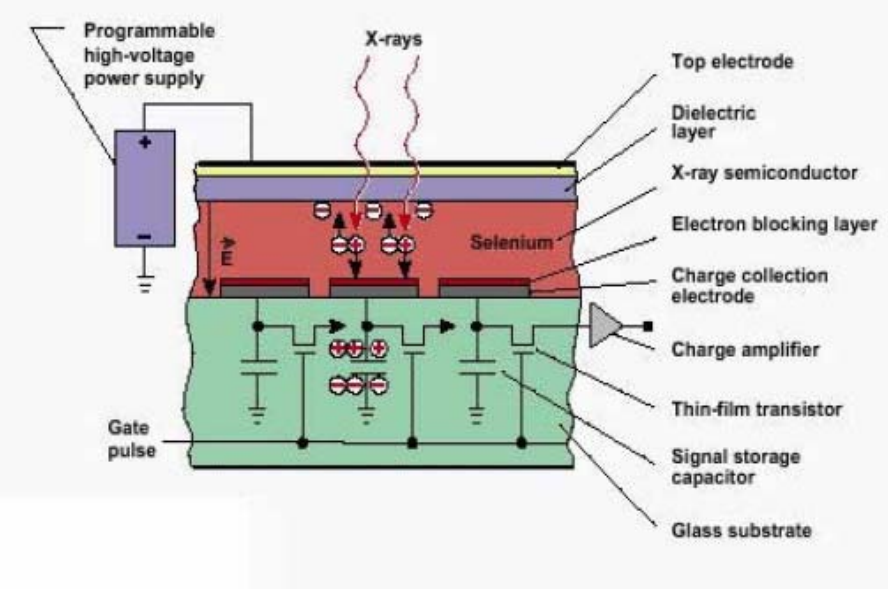
ระบบนี้หลักการทำงานเหมือนระบบแรกแต่เปลี่ยนจากซีซีดีเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนล (Flat panel detector) ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Scintillator) บนผิวหน้าแฟลตพาเนลถูกออกแบบเป็นแผ่นแบนๆ มีพื้นที่กว้างสามารถรับตามพื้นที่ที่รับเอ็กซ์เรย์จริง (แฟลตพาเนลขนาด 14x17 นิ้วให้ความละเอียดสูงมากกว่า 10 ล้านพิกเซล) ขนาดของแฟลตพาเนลจะมีขนาดเท่ากับแผ่นฟิล์มในระบบเดิมแต่ถูกภายในจะมีแผ่นของทินฟิล์มทรานซิสเตอร์หรือทีเอฟทีอยู่ (Thin Film Transistor and storage capacitor, TFT) ระบบนี้มีข้อดีกว่าการใช้ซีซีดี เนื่องจากพลังงานสูญเสียน้อยกว่า เนื่องจากแสงที่สว่างขึ้นไม่สูญเสียให้เลนส์



รูปที่ 2.16 แผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม

แผ่นเรืองแสงจะสร้างจากสารซีเซียมไอโอไดด์ (Cesium Iodide) ที่โดปด้วยธาลเลียม (Thallium ,บริษัท Siemens, Philips, GE, Thomson) มีความหนาประมาณ 200-500 ไมโครเมตร อาจทำจากสารอื่นๆ ก็ได้แล้วแต่บริษัทผู้ผลิต เช่น กาดอลเลียมไดออกไซด์ ซัลไฟด์ (Gadolinium dioxide sulphide) ที่โดป ด้วย เทอเบียม (Terbium , บริษัท Canon) ทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นแสงสว่างความยาวคลื่น 550 นาโนเมตร โดยมีความสามารถในการเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสงได้ประมาณ 45% เมื่อเทียบกับ โซเดียมไอโอไดด์ (NaI, บริษัท Tl) ซึ่งค่อนข้างต่ำกว่า แต่จะให้ความยาวคลื่นที่เหมาะสมกับโฟโตไดโอดที่ออกแบบมามากกว่า เมื่อสารเรืองแสง ให้แสงไปกระทบกับโฟโตไดโอดจะให้ช่วงตอบสนองความยาวคลื่นตั้งแต่ 400 นาโนเมตรจนถึง 1100 นาโนเมตร แต่ช่วงทำงานที่เหมาะสมสำหรับการนำไปสร้างภาพจะใช้ช่วง 500-600 นาโนเมตรเท่านั้น จากนั้นแสงดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็น สัญญาณไฟฟ้าและจะถูกดักจับประจุเหล่านี้โดยทีเอฟที

ทีเอฟทีจะมีโครงสร้างหลักๆ 2 ส่วนคือส่วนแรกทำหน้าที่รับอิเล็กตรอนจากโฟโตไดโอด และส่วนที่สองทำหน้าที่รวบรวมประจุที่เกิดขึ้นตามความเข้มแสงที่ได้รับในแต่ละตำแหน่งพิกเซล ชั้นต่างๆ มีรายละเอียดต่อไปนี้



รูปที่ 2.17 ลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที

1. อิเล็คโทรดชั้นบน และชั้นไดอิเล็คตริก (Top electrode and dielectric layer) ทำหน้าที่เป็นขั้วบวก ซึ่งแผ่นไดอิเล็คตริก จะต่อเชื่อมกับแหล่งจ่ายไฟขั้วบวกทำหน้าที่ดักเก็บประจุบวกที่เกิดขึ้นหลังจากรับเอ็กซ์เรย์

2. ชั้นที่เป็นผลึกสารซีลีเนียมอะมอร์ฟัส (Selenium amorphous) ทำหน้าที่ให้ประจุแตกตัวออกมาหลังจากรับเอ็กซ์เรย์ โดยที่ในชั้นนี้จะมีคู่อิออนบวกและลบเป็นคู่ๆ อย่างสมดุลย์ เมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์จะทำให้ประจุทั้งสองแยกจากกันโดยประจุลบจะวิ่งไปยังส่วนที่เป็นไดอิเล็คตริก ซึ่งมีไฟขั้วบวกลี้ยงอยู่ ส่วนประจุบวกจะไปยังส่วนอิเล็คโทรดรวบรวมประจุ (Charge collection electrode) ซึ่งจะรวบรวมประจุส่งต่อไปยังตัวเก็บประจุ

3. ตัวเก็บประจุทำหน้าที่เก็บรวบรวมประจุในแต่ละพิกเซลโดยจะมีเฟต (FET) ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ปล่อยหรือกักประจุไฟฟ้าตามคำสั่งที่ควบคุมจากด้วยคอมพิวเตอร์ ค่าประจุไฟฟ้าดังกล่าวจะถูกส่งไปยังส่วนขยายสัญญาณและส่งไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลเป็นภาพ จำนวนเฟตที่มีมากมายในบนแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์ บางครั้งจะเรียกว่าทินฟิล์มทรานซิสเตอร์ (Thin film transistor, TFT) ตามลักษณะแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์นั่นเอง

แผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที จะมีความหนาประมาณ 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้นและให้ความละเอียดสูงถึงประมาณ 5-10 ล้านพิกเซล ในพื้นที่ขนาด 14x17นิ้ว (2560x3072 พิกเซล) ปัจจุบันขนาดของพิกเซลที่ใช้อยู่ที่ประมาณ 129 ไมครอน แต่ละพิกเซล จะมีระยะอิลิเมนต์พิทช์ (Element pitch) เท่ากับ 139 ไมครอน (อิลิเมนต์พิทช์เท่ากับครึ่งระยะทางระหว่างพิกเซลสองจุดที่ติดกัน) เช่น จุดกึ่งกลางระหว่างพิกเซลสองพิกเซลห่างกัน 278 ไมครอน ดังนั้น อิลิเมนต์พิทช์ เท่ากับ 139 ไมครอน เป็นต้น ค่า MTF ที่ระดับ 2.5 lp/mm จะมี 52%, และ DQE ที่ 1.5 lp/mm เท่ากับ 75%. มีความเป็นเชิงเส้นสูง

แนวคิดการออกแบบระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

ในด้านคุณภาพของภาพ

1. จะต้องให้รายละเอียดสูงกว่าระบบคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟีและระบบภาพถ่ายฟิล์ม
2. ให้รายละเอียดสูงทั้งระยะและคอนทราส
3. ประสิทธิภาพของระบบสูงเมื่อเทียบกับปริมาณเอ็กซ์เรย์ที่ใช้

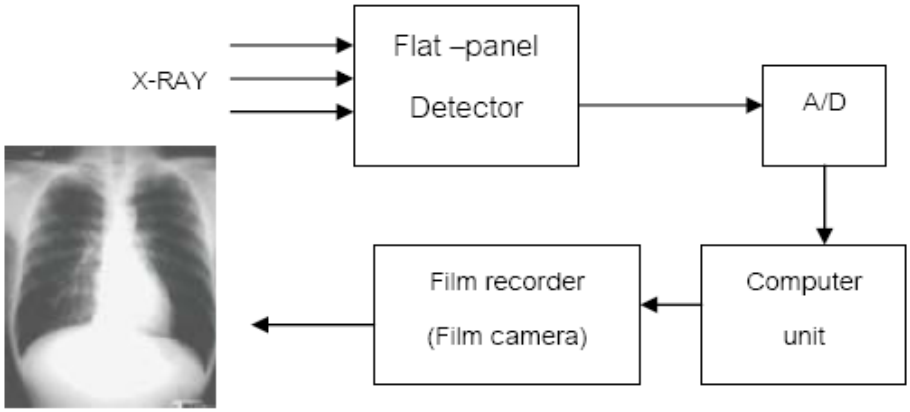
ในด้านโครงสร้างทางกายภาพ

1. จะต้องไม่ปรับเปลี่ยนรูปลักษณ์จากระบบภาพถ่ายฟิล์ม
2. ต้องสามารถตรวจสอบความผิดพลาดของระบบเองอัตโนมัติเพื่อป้องกันความผิดพลาดในการทำงานและผู้ป่วยจะไม่ได้รับปริมาณเอ็กซ์เรย์มากเกินความจำเป็น
1. พื้นที่รับเอ็กซ์เรย์จะต้องมีขนาดเท่ากับฟิล์ม (14x17นิ้ว)
2. ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์ ชนิดโซลิดสเตทแทนการใช้ฟิล์มหรืออิมเมจเพลต
3. มีความคงทนต่อการใช้งานหนัก

การเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์

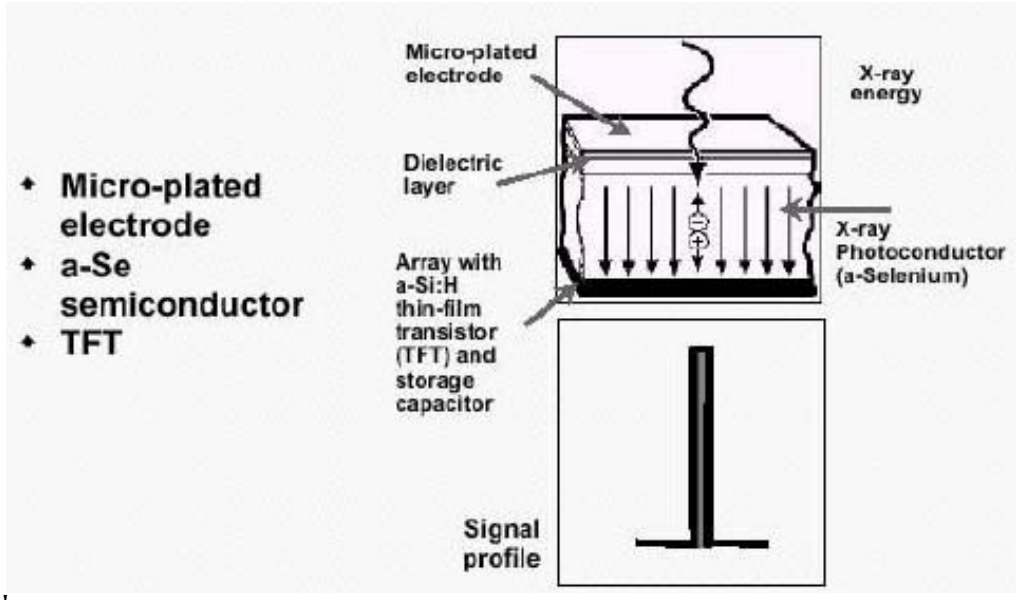
1. สามารถแสดงภาพภายหลังการให้เอ็กซ์เรย์ทันที
2. สามารถควบคุมการทำงานได้อย่างง่าย สะดวก
3. เชื่อมต่อระบบสารสนเทศของโรงพยาบาลทั้งแผนกเวชระเบียนและแผนกรังสี
4. จะต้องเชื่อมต่อระบบ PACS ได้ ด้วยมาตรฐาน DICOM

2.4.2.3 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที (Direct digital radiography systems with photoconductor TFT)

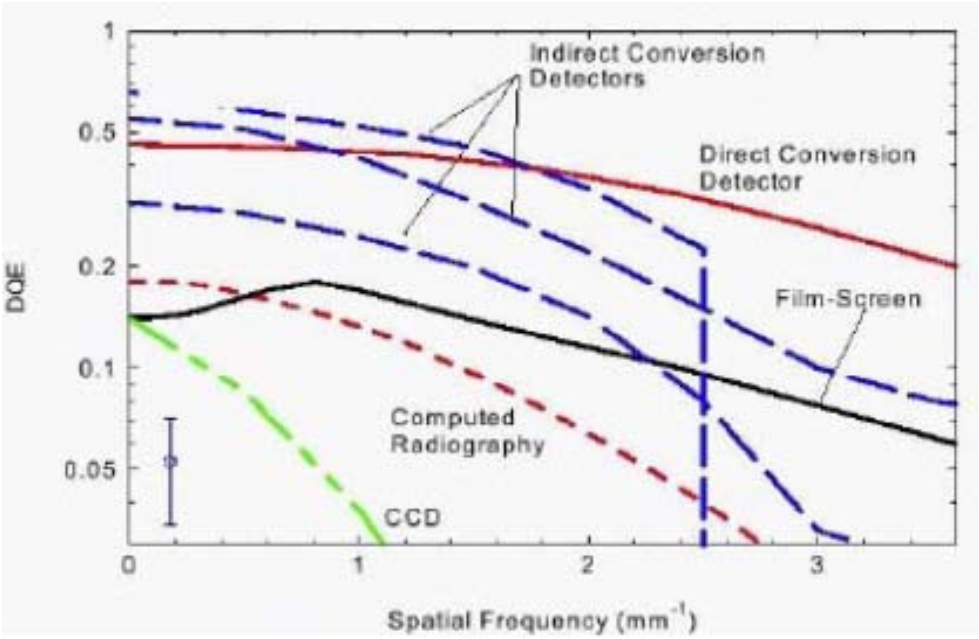


รูปที่ 2.18 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง

ระบบนี้เป็นระบบที่ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนล ที่ไม่ต้องมีสารเคลือบเรืองแสงซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนจากพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสง แต่สามารถเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรงทำให้การสูญเสียพลังงานต่ำมาก สามารถเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้มากกว่า 99 % ซึ่งสูงกว่าซีซีดี (60-70%) ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนลมีขนาดกว้าง 14 x 17 นิ้ว



รูปที่ 2.19 โครงสร้างระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที



รูปที่ 2.20 ความถี่ของระยะ (Spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ

ข้อดีของดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

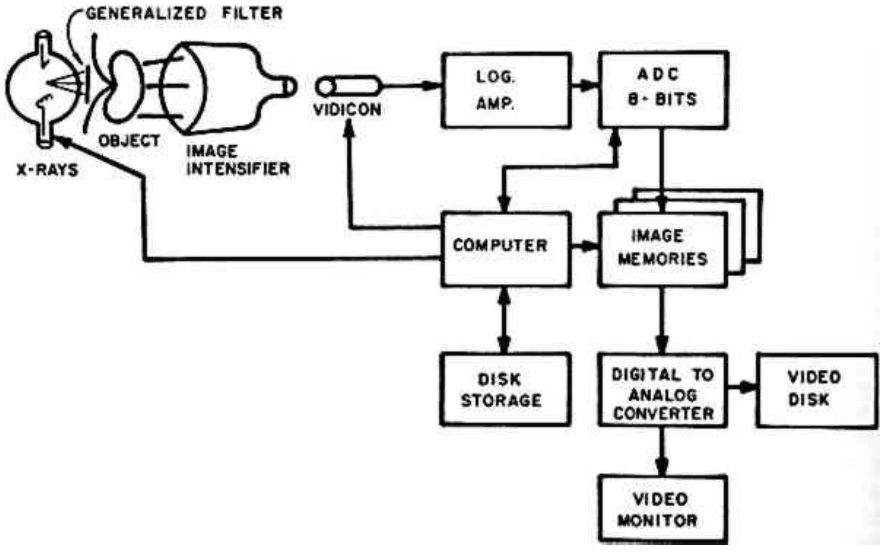
1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อย
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ (Over or Under exposure)
3. ลดการเอกซเรย์ซ้ำ ลดปริมาณฟิล์มเสีย
4. สร้างภาพขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด
5. บันทึกภาพระบบดิจิตอล, สร้างภาพเปรียบเทียบได้
6. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
7. การจัดเก็บฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
8. ใช้งานในมาตรฐานไดคอมได้

ข้อด้อยของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

1. ใช้เครื่องมือเฉพาะไม่สามารถใช้กับเครื่องเอกซเรย์ระบบถ่ายภาพแบบฟิล์ม
2. ราคาสูง บำรุงรักษายากและค่าใช้จ่ายในการซ่อมแพง

2.4.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy)

เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีเป็นเครื่องตรวจวินิจฉัยภาพรังสีเช่นเดียวกับเครื่องฟลูออโรสโคปี เพียงแต่มีอุปกรณ์เพิ่มเติมที่ทำให้ระบบการบันทึกภาพเป็นแบบดิจิตอล ซึ่งส่วนใหญ่จะเหมือนกับส่วนประกอบของเครื่องดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี ต่างกันที่ตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์ ซึ่งวิธีที่เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีใช้รับเอ็กซ์เรย์แล้วสร้างเป็นภาพจะเหมือนกับเครื่องฟลูออโรสโคปแบบธรรมดา ที่ประกอบไปใช้แผ่นอิมเมจเพลตติดอยู่บนหลอดขยายแสง (Image intensifier tube) เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี จึงมีความสามารถและประสิทธิภาพสูงกว่าเครื่องทั่วไป



รูปที่ 2.21 ผังการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

ส่วนประกอบเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

2.4.3.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ (X-ray tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. ต้องใช้หลอดชนิดควบคุมกริด (Grid control) เพื่อให้สามารถควบคุมการใช้งานระบบพัลส์ฟลูออโรสโคปี (Pulse fluoroscopy) ได้ โดยหลอดจะให้เอ็กซ์เรย์ออกมาเป็นช่วงสั้นๆ อย่างรวดเร็วแทนการให้เอ็กซ์เรย์อย่างต่อเนื่อง ทำให้ลดปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยได้มากกว่า 50%

2. จานโลหะทำจากทังสเตน ก้านแอโนดทำจากแกรไฟท์เพื่อมิให้ความร้อนสูงๆ ไปยังโรเตอร์ (Rotor) มากเกินไปเพราะอาจเสียหายได้

3. เป็นหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่มีความจุความร้อนสูง (High heat capacity) ไม่ต่ำกว่า 0.8-1 M.H.U.ทำให้สามารถใช้งานได้นานๆ โดยไม่มีปัญหาเรื่องของการระบายความร้อน

4. มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานแอโนดกว้างประมาณ 200 มิลลิเมตรจะช่วยให้การระบายความร้อนดียิ่งขึ้น

5. มีรอบความเร็วของจานแอโนด สูงไม่น้อยกว่า 9000 รอบต่อนาที (rpm.) ทำให้การระบายความร้อนได้อย่างรวดเร็ว

6. มีขนาดโฟคอลสปอต (Focal spot) ขนาดเล็กโดยขนาดโฟคอลสปอตเล็ก (Small focal spot) ควรมีขนาด 0.2-0.6 มิลลิเมตรและขนาดของโฟคอลสปอตใหญ่ (Large focal spot) ประมาณ 0.6-1.2 มิลลิเมตร เพื่อช่วยให้การสร้างภาพที่มีขนาดเล็กเช่นเส้นเลือดต่างๆ มองเห็นชัดเจนขึ้น

2.4.3.2 หลอดขยายแสง (Image intensifier tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. จะต้องมีความกว้างของฟอสเฟอร์ขาเข้า (Input phosphor) ไม่น้อยกว่า 9 นิ้ว แต่ขนาดที่เหมาะสมควรเป็น 12 นิ้ว จะทำให้เห็นภาพในขอบเขตที่คลอบคลุมได้เกือบทั้งหมดที่ตรวจโดยเฉพาะบริเวณช่องท้อง ที่ต้องการพื้นที่กว้าง หลอดขยายแสงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางกว้างจะทำให้มีค่าการขยายความสว่าง (Brightness gain) ที่สูงแต่ก็จะมีราคาแพงมากขึ้นเช่นกัน

2. มีค่าแฟคเตอร์การแปลง (Conversion factor) สูงทั้งนี้เพราะจะทำให้ประสิทธิภาพในการเปลี่ยนพลังงานรังสีให้กลายเป็นความสว่างได้มากยิ่งขึ้น ช่วยให้ผู้ป่วยได้รับ ปริมาณรังสีน้อยลง

3. มีค่าการขยายฟลั๊ก (Flux gain) สูงจะช่วยให้ค่าความสว่างสูงช่วยลดปริมาณรังสีที่ใช้

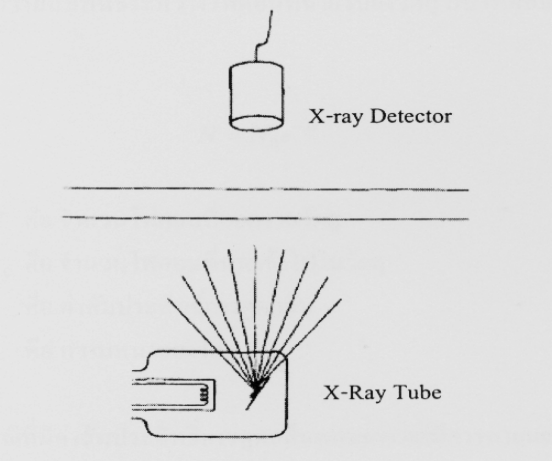
2.5 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

2.5.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

จุดมุ่งหมายของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง คือ การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของการฉายเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุ การที่เราเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุและตรวจจับเอ็กเรย์ที่ถูกดูดกลืน ค่าของเอ็กซ์เรย์

ที่ถูกดูดกลืน จะเรียกว่า ข้อมูลโปรเจคชัน ซึ่งการหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน แบ่งออกเป็น 3 กรณี คือ[7][8][9][10]

2.5.1.1 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า และการฉายแสงไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด



รูปที่ 2.22 ลำเอ็กซ์เรย์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด

พิจารณารูปที่ 2.22 ถ้าเราทำการฉายเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง $N, \Delta N, \Delta x$ และ μ ดังสมการที่ (2.1)

$$\frac{\Delta N}{N}.\frac{1}{\Delta x} = -\mu \tag{2.1}$$

จากนั้นจึงหาลิมิตโดยให้ Δx มีค่าเข้าใกล้ 0 จะได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\frac{1}{N} dN = -\mu dx \tag{2.2}$$

อินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการ จะได้

$$\int_{N_0}^{N} \frac{dN}{N} = -\mu \int_{0}^{x} dx \tag{2.3}$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาล็อกการิธึมคูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

$$\ln N - \ln N_0 = \mu x \tag{2.4}$$

จัดสมการใหม่ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุ กับโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ 2.5

$$N = N_0 e^{-\mu x} \tag{2.5}$$

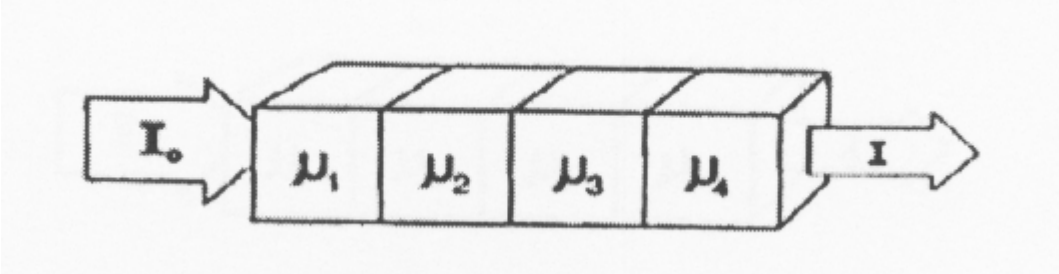
ซึ่ง N คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ

N_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ

μ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

x คือ ความหนาของวัตถุ

2.5.1.2 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า แต่มีการฉายแสงไปยังวัตถุเพียง 1 ครั้ง



รูปที่ 2.23 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

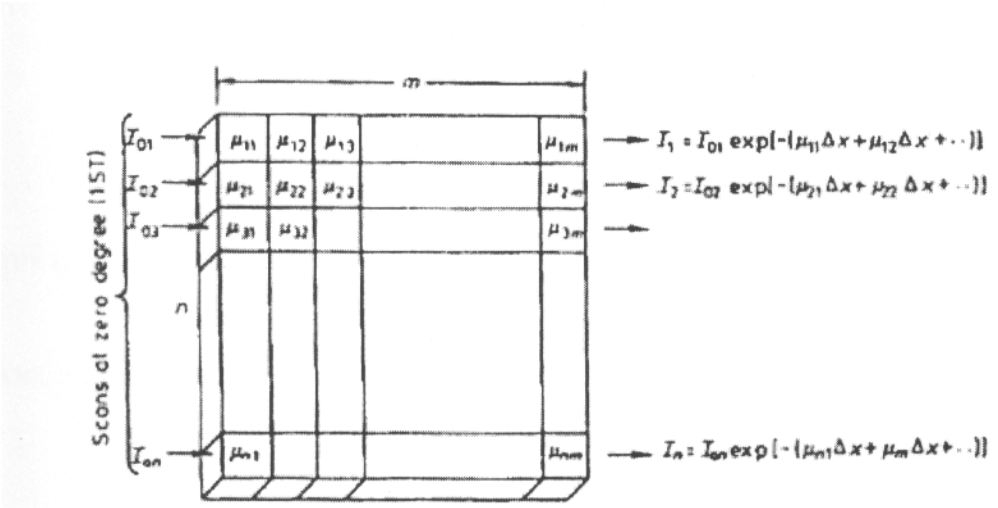
พิจารณารูปที่ 2.23 เป็นการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านชิ้นส่วนของเนื้อเยื่อซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 4 ค่า คือ μ_1, μ_2, μ_3 และ μ_4 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ I_0 ดังสมการที่ 2.6

$$I = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x] \tag{2.6}$$

ซึ่ง x คือ ระยะทางของลำอิเล็กตรอน จากนั้นจึงเอาล็อกการิธึม คูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

$$P(x) = \sum_{i=1}^{4} \mu_i x \tag{2.7}$$

2.5.1.3 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์ดูดกลืนหลายค่า และมีการฉายรังสีหลายทิศทาง



รูปที่ 2.24 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง

พิจารณารูปที่ 2.24 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุกับโฟตอนที่ออกจากวัตถุดังสมการที่ 2.8

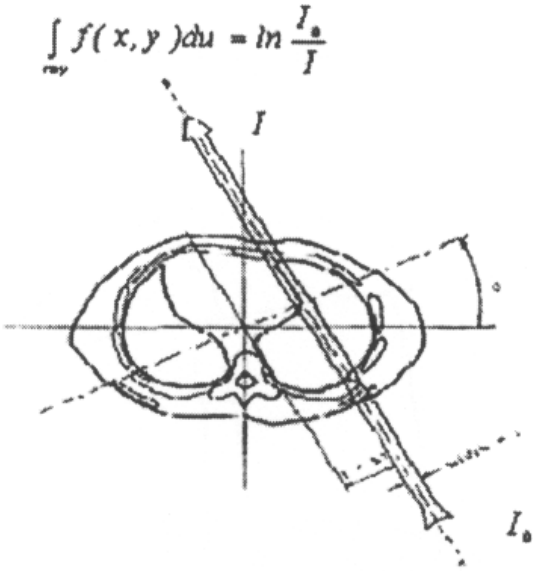
$$
\begin{aligned}
I_1 &= I_{01}\exp[-(\mu_{11}\Delta x + \mu_{12}\Delta x + \mu_{13}\Delta x + \ldots + \mu_{1m}\Delta x)] \\
I_2 &= I_{02}\exp[-(\mu_{21}\Delta x + \mu_{22}\Delta x + \mu_{23}\Delta x + \ldots + \mu_{2m}\Delta x)] \\
&\vdots \qquad\qquad\qquad\qquad \vdots \\
I_n &= I_{0n}\exp[-(\mu_{n1}\Delta x + \mu_{n2}\Delta x + \mu_{n3}\Delta x + \ldots + \mu_{nm}\Delta x)]
\end{aligned}
\tag{2.8}
$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$P_i(x) = (\mu_{i1} + \mu_{i2} + \mu_{i3} + \ldots + \mu_{im})\Delta x \tag{2.9}$$

ต่อมาพิจารณารูปที่ 2.25 เป็นภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์ ซึ่งจะถือว่าเป็นวัตถุที่มีสารหลายชนิดประกอบกัน จะได้ความสัมพันธ์ I_0 กับ I ดังสมการที่ 2.10

$$I = I_0\exp[-\int_{ray} f(x,y)du] \tag{2.10}$$



รูปที่ 2.25 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์

จากนั้น จึงจัดรูปสมการใหม่ จะได้ดังสมการที่ 2.11

$$\int_{ray} f(x,y)du = \ln\frac{I_0}{I} \tag{2.11}$$

ซึ่ง I_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุจากด้าน A

I คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุทางด้าน B

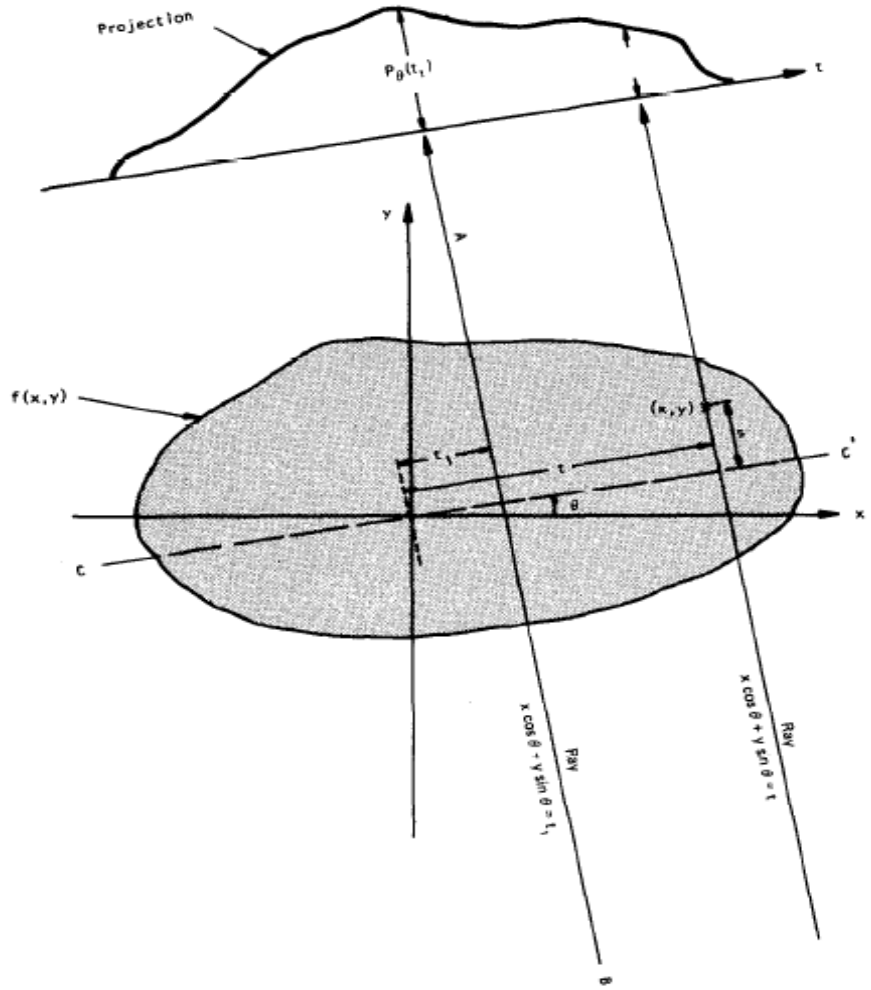
du คือ ระยะทางตลอดความยาว AB

$f(x,y)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

อย่างไรก็ตาม ในคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางนั้น การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน $f(x,y)$ นั้น เราจะต้องทำการฉายรังสีไปยังวัตถุมากกว่า 1 มุม จากการที่หมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวตรวจจับนั้น จะได้ข้อมูลโปรเจคชันที่มุมแตกต่างกัน ซึ่งข้อมูลโปรเจคชันนี้เราจะนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ

2.5.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น (Line Integrals) และการโปรเจคชัน (Projections)

การอินทิเกรตในแนวเส้น เป็นการแสดงถึงการอินทิเกรตของตัวแปรของวัตถุตลอดแนวเส้น จากรูปที่ 2.26 แสดงถึงการใช้ระบบพิกัด (Coordinate system) อธิบายการอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจคชัน จากภาพ สมมติให้ $f(x,y)$ คือวัตถุรูปร่าง 2 มิติ และสมการของเส้น AB ในรูปที่ 2.26 คือ [11]



รูปที่ 2.26 โปรเจคชันของวัตถุ $f(x,y)$ ที่มุม θ

$$x\cos\theta + y\sin\theta = t \tag{2.12}$$

จากความสัมพันธ์ใน (2.12) จะได้นิยามของการอินทิเกรตในแนวเส้น คือ

$$P_\theta(t) = \int_{(\theta,t)line} f(x,y)ds \tag{2.13}$$

ใช้เดลต้า ฟังก์ชัน เขียนใหม่ได้เป็น

$$P_\theta(t) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y)\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - t)dxdy \tag{2.14}$$

สมการที่ 2.14 เป็นสมการโปรเจคชันแบบขนาน