



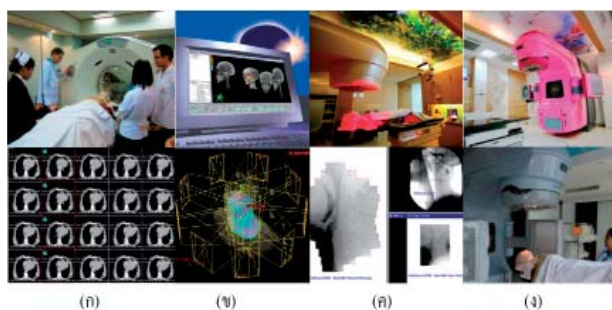
ระบบภาพในงานรังสีรักษา (Imaging in radiotherapy)

ทวีป แสงแห่งธรรม

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ปัจจุบันโรคมะเร็งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งของคนไทยมาตลอดกว่าสิบปีที่ผ่านมา และมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นทุกปี การรักษารังสีเป็นวิธีหนึ่งที่ทำให้ผู้ป่วยหายขาดจากโรคหรือมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น โดยรังสีรักษาเป็นกระบวนการนำรังสีพลังงานสูงมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งเฉพาะที่ มีขั้นตอนการฉายรังสีดังแสดงในรูปที่ 1 เริ่มจากการสร้างภาพที่ห้องรังสีจำลองการรักษา (Simulator) โดยใช้รังสีเอกซ์พลังงานระดับกิโลโวลต์ ขั้นตอนนี้นักรังสีเทคนิคทำการจัดท่าผู้ป่วยและเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยที่เหมาะสม เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถนอนนิ่งตลอดเวลาการรักษา เมื่อได้ภาพทางรังสีออกมา นักรังสีเทคนิคจะส่งภาพทางรังสีเหล่านี้เข้าระบบเครือข่าย แพทย์ทำการวาดตำแหน่งก้อนมะเร็งและอวัยวะปกติรอบข้าง จากนั้นนักฟิสิกส์การแพทย์ทำการวางแผนการรักษาและคำนวณปริมาณรังสีตามเทคนิคการรักษาที่แพทย์กำหนด เพื่อให้ปริมาณรังสีสูงครอบคลุมก้อนมะเร็ง ขณะที่อวัยวะปกติรอบข้างได้รับปริมาณรังสีในระดับที่ยอมรับได้ เมื่อแพทย์ยอมรับแผนการรักษา นักฟิสิกส์การแพทย์ส่งภาพและข้อมูลแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายรังสี นักรังสีเทคนิคจัดท่าผู้ป่วยในท่าและตำแหน่งเดียวกับการจำลองการรักษาอีกครั้งในห้องฉายรังสี โดยใช้ระบบเลเซอร์ในการช่วยจัดท่า อย่างไรก็ตามความคลาดเคลื่อนอาจเกิดขึ้นได้จากหลากหลายสาเหตุ ดังนั้นก่อนการฉายรังสีผู้ป่วย นักรังสีเทคนิคต้องมั่นใจว่าตำแหน่งที่จะฉายรังสีอยู่ตำแหน่งที่ถูกต้อง สามารถตรวจสอบโดยการถ่ายภาพทางรังสีก่อนการฉายรังสีเพื่อตรวจสอบความคงที่ของตำแหน่งการฉายรังสีหรือที่เรียกว่าระบบภาพนำวิถีหรือ Image-guided radiotherapy (IGRT) จากนั้นผู้ป่วยจะได้รับการฉายรังสีโดยนักรังสีเทคนิคทุกวันจนครบจำนวนการรักษา

ในเทคนิคการรักษาแบบมาตรฐาน (Conventional radiotherapy) แพทย์มีการขยายขอบเขตการรักษาจากตำแหน่งก้อนมะเร็งจริงค่อนข้างกว้าง เพื่อชดเชยความคลาดเคลื่อนต่างๆ ที่อาจจะเกิดขึ้น ระบบภาพนำวิถีจึงไม่มีความสำคัญมากนัก แต่ในปัจจุบันความก้าวหน้าในเทคโนโลยีของระบบคอมพิวเตอร์ทำให้เทคนิคการรักษาผู้ป่วยด้วยรังสีมีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว มีการรักษารังสีด้วยเทคนิคปรับความเข้มที่สามารถให้ปริมาณรังสีที่สูงในรอยโรคที่อยู่ในตำแหน่งใกล้เคียงกับอวัยวะปกติ บทบาทของระบบภาพนำวิถี จึงมีความสำคัญมากยิ่งขึ้นเพื่อเพิ่มความถูกต้องของตำแหน่งการรักษา โดยทางสมาคมนักฟิสิกส์การแพทย์อเมริกัน (The



รูปที่ 1 กระบวนการฉายรังสี (ก) จำลองการรักษา (ข) การกำหนดขอบเขตตำแหน่งก้อนมะเร็ง อวัยวะรอบข้างและการวางแผนการรักษา (ค) ตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อนการฉายรังสี (ง) ฉายรังสีผู้ป่วย

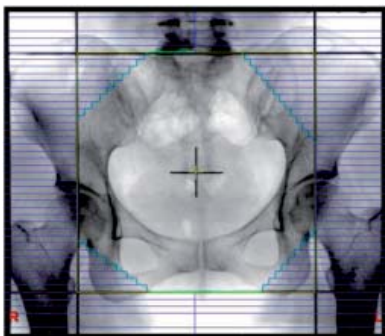
American Association of Physicists in Medicine: AAPM) ได้แบ่งระบบภาพทางรังสี ในงานรังสีรักษาออกเป็น 2 กลุ่ม^[1] ได้แก่ ระบบภาพที่ใช้สำหรับวางแผนการรักษา และ ระบบภาพที่ใช้สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี

1. ระบบภาพที่ใช้สำหรับวางแผนการรักษา คือ กลุ่มของภาพรังสีที่ได้จากขั้นตอนการจำลองการรักษา เพื่อนำภาพที่ได้มาใช้ในการวางแผนการรักษาและคำนวณปริมาณรังสี เครื่องมือที่ใช้ในการสร้างภาพกลุ่มนี้ได้แก่

1.1 เครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติ (Conventional simulator)

เป็นเครื่องมือที่จำลองลักษณะการทำงานและรูปร่างมาจากเครื่องฉายรังสี ไม่ว่าจะเป็นลักษณะการเปิดลำรังสี การเลื่อนของเตียง การหมุน collimator หรือ gantry เป็นต้น โดยมีข้อแตกต่างที่ชัดเจนจากเครื่องฉายรังสีคือ แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ ที่เครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติให้รังสีเอกซ์พลังงานต่ำระดับกิโลโวลต์ เนื่องจากต้องการสร้างภาพเท่านั้น ขณะที่พลังงานของรังสีจากเครื่องฉายรังสีสูงระดับเมกะโวลต์เพื่อทำลายเซลล์มะเร็ง ดังนั้นภาพรังสีที่ได้จากเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติจึงมีลักษณะคล้ายภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์ในงานรังสีวินิจฉัย ให้ความละเอียดของกระดูกที่ชัดเจน แสดงภาพเป็นระบบดิจิทัลที่สามารถปรับความชัดของภาพได้จากโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2

โดยเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติสมัยใหม่ยังสามารถประมวลผลภาพเป็นลักษณะ 3 มิติ โดยการถ่ายภาพเอกซเรย์ 2 มิติในหลายมุมมอง และใช้โปรแกรมสร้างเป็นภาพ 3 มิติขึ้นเพื่อดูการซ้อนทับของอวัยวะภายใน อย่างไรก็ตามภาพที่ได้ไม่มีรายละเอียดและความคมชัด ดังแสดงในรูปที่ 3



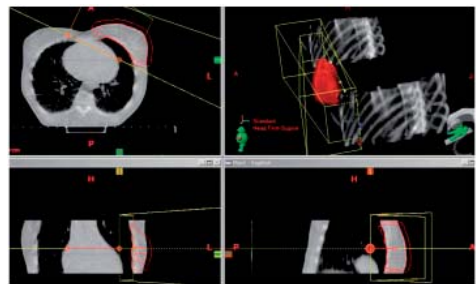
รูปที่ 2 ภาพจากเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติบริเวณกระดูกเชิงกรานร่วมกับวัสดุทากำบังรังสีรูปที่

1.2 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา (CT-Simulator)

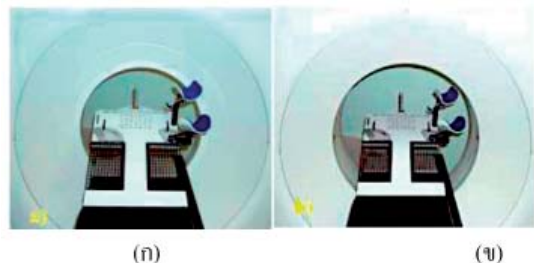
เป็นเครื่องจำลองการรักษาที่สามารถสร้างภาพเป็นลักษณะ 3 มิติ เห็นการซ้อนทับของอวัยวะภายในร่างกายได้ ตัวเครื่องคล้ายเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในงานรังสีวินิจฉัย แต่มีลักษณะที่แตกต่างกัน 4 ประการ^[2] คือ

1.2.1 อุโมงค์สำหรับสแกนผู้ป่วยมีลักษณะกว้างกว่าปกติ ดังแสดงในรูปที่ 4 เนื่องจากในงานรังสีรักษามีการฉายผู้ป่วยหลายครั้ง (fractionation) โดยทั่วไปประมาณ 25-35 ครั้ง การจัดทำผู้ป่วยให้อยู่นิ่งเหมือนเดิมทุกครั้ง (accuracy & reproducibility) จึงมีความสำคัญ ดังนั้นการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงจึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่งในงานรังสีรักษา อุโมงค์สำหรับสแกนผู้ป่วยจึงต้องมีความกว้างอย่างน้อย 80 ซม. เพื่อให้สามารถวางอุปกรณ์ยึดตรึงได้ (รูปที่ 4)

1.2.2 ระบบเลเซอร์ภายนอก เลเซอร์เป็นหนึ่งในเครื่องมือสำคัญที่ใช้ช่วยในการจัดทำผู้ป่วย โดยระบบเลเซอร์ภายนอกแกนนทรี มีหน้าที่หลักในการกำหนดจุดอ้างอิง (reference or zero position) เพื่อใช้เปรียบเทียบกับจุดศูนย์กลางรังสี (isocenter) อย่างไรก็ตามตัวเครื่องเอกซเรย์



รูปที่ 3 ลักษณะภาพ 3 มิติสำหรับผู้ป่วยมะเร็งด้านข้างซ้ายที่สร้างจากเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติ (www.varian.com)



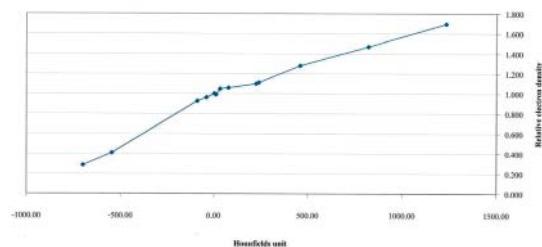
รูปที่ 4 ขนาดอุโมงค์สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (ก) ในงานรังสีวินิจฉัย (ข) ในงานจำลองการรักษา

คอมพิวเตอร์เองมีระบบเลเซอร์ภายในที่สามารถใช้ในการกำหนดจุดอ้างอิงได้เช่นกัน แต่ไม่เป็นที่นิยม เนื่องจากความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งมีความสำคัญเป็นอย่างมากในงานรังสีรักษา เลเซอร์ที่มาพร้อมกับเครื่องสามารถปรับให้อยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องโดยวิศวกรบริษัท แต่เมื่อเครื่องผ่านการใช้งานระยะหนึ่ง ตำแหน่งของเลเซอร์ในตัวเครื่องจะมีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น เนื่องจากระบบเลเซอร์ชุดนี้ติดอยู่กับเครื่องที่มีการหมุนด้วยความเร็วสูงตลอดเวลา ในงานรังสีรักษาจึงนิยมติดระบบเลเซอร์ภายนอกที่ฝังเข้ากับผนัง เพดานหรือยึดติดกับพื้นห้อง เพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่อาจจะเกิดขึ้น

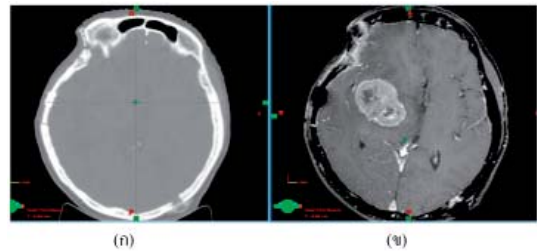
1.2.3 เติง มีลักษณะแบนราบ ต่างจากเติงในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในงานรังสีวินิจฉัยที่มีลักษณะโค้ง ทั้งนี้ เติงที่แบนราบ ได้มีการจำลองมาเพื่อให้เหมือนเติงผู้ป่วยในห้องฉายรังสี เพื่อความถูกต้องในตำแหน่งการรักษาผู้ป่วย

1.2.4 ระบบจำลองการวางลำรังสี (Virtual simulation software) โดยมีการสร้างภาพจำลองเครื่องฉายรังสีในซอฟต์แวร์ เพื่อกำหนดทิศทางเข้าของรังสีในตำแหน่งที่เหมาะสมในภาพ อย่างไรก็ตามโปรแกรมจำลองการวางลำรังสีไม่สามารถคำนวณปริมาณรังสีเพื่อกระจายปริมาณรังสีได้

ภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษาถือเป็นภาพมาตรฐาน (Gold standard) สำหรับนำไปวางแผนการรักษา เนื่องจากค่า CT number (ในหน่วย Hounsfield Unit; HU) ที่ได้มีความสัมพันธ์กับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน (electron density) ในเครื่องวางแผนการรักษา ดังแสดงในรูปที่ 5 ซึ่งมีความสำคัญในอันตรกิริยาแบบคอมปตันสำหรับรังสีระดับเมกะโวลต์ ทำให้สามารถนำภาพที่ได้ไปแก้ค่าความแตกต่างของการดูดกลืนจากผลของความแตกต่างเนื้อเยื่อในร่างกาย (tissue inhomogeneity) ได้อย่างถูกต้อง



รูปที่ 5 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนกับค่า CT number

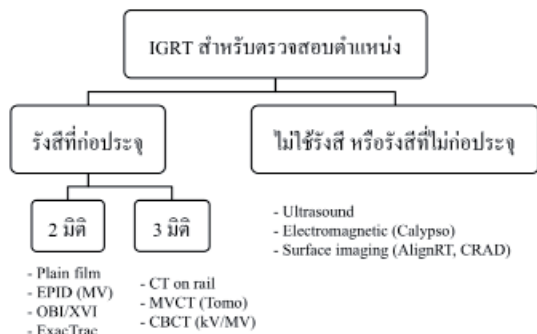


รูปที่ 6 ภาพผู้ป่วยมะเร็งบริเวณสมองจาก (ก) เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (ข) ภาพเอ็มอาร์

1.3 เครื่องจำลองการรักษาเอ็มอาร์ (MR-simulator)

เครื่องนี้มีคุณสมบัติเด่นตรงที่สามารถให้รายละเอียดและแยกแยะความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ ได้ดี โดยไม่มีการใช้รังสี ทำให้เห็นขอบเขตก้อนมะเร็งได้ชัดเจนมากขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์^[3] ดังแสดงในรูปที่ 6 เหมาะสำหรับการสร้างภาพผู้ป่วยบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ไชสันหลัง และบริเวณอุ้งเชิงกราน อย่างไรก็ตามภาพจากเครื่องจำลองการรักษาแบบนี้ข้อจำกัดหลัก 2 ประการ คือ ภาพที่ได้มีความผิดรูปโดยเฉพาะบริเวณขอบของภาพ และไม่มีความสัมพันธ์ของความเข้มจากภาพกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน ทำให้ไม่สามารถนำภาพที่ได้ไปแก้ค่าการดูดกลืนปริมาณรังสีที่ผ่านเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ ได้อย่างถูกต้อง ปัจจุบันจึงจำเป็นต้องสร้างภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ร่วมด้วย และใช้หลักการซ้อนทับภาพของทั้ง 2 ชุดข้อมูลโดยแพทย์สามารถวาดตำแหน่งก้อนมะเร็งบนภาพจากเครื่องจำลองการรักษาเอ็มอาร์ และภาพอวัยวะจะปรากฏบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยอัตโนมัติ ภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จึงถูกนำไปใช้ในการวางแผนการรักษาต่อไป

2. ระบบภาพที่ใช้สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีหรือระบบภาพนำวิถี (IGRT; Image guided radiotherapy)^[4] เป็นการถ่ายภาพในห้องฉายรังสีเป็นเครื่องมือในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อน ระหว่างหรือหลังการฉายรังสี เนื่องจากรังสีรักษาเป็นการให้ปริมาณรังสีระดับสูงมาก ความถูกต้องของตำแหน่งการรักษาจึงมีความสำคัญที่จะส่งผลต่อการรักษาผู้ป่วย ความผิดพลาดอาจมีทั้งความผิดพลาดจากระบบ (Systematic error) และความผิดพลาดแบบสุ่ม (Random error) ซึ่งอาจเกิดจากความแปรปรวนในการจัดทำผู้ป่วย หรืออวัยวะภายในร่างกายผู้ป่วยขยับระหว่างการฉายรังสี ผู้ป่วยน้ำหนักลดหรือเพิ่มระหว่างช่วงการฉายรังสี หรือปัจจัยในเรื่องขนาดของก้อนมะเร็งที่เปลี่ยนแปลงเนื่องจาก



รูปที่ 7 การแบ่งชนิดของ IGRT
สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี

การตอบสนองต่อรังสี ระบบภาพนำวิถีนี้จึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่งในงานรังสีรักษา ในที่นี้แบ่งระบบภาพนำวิถีสำหรับการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีเป็น 2 กลุ่ม ได้แก่ ระบบที่ใช้รังสี และระบบที่ไม่ใช้รังสี ดังแสดงในรูปที่ 7

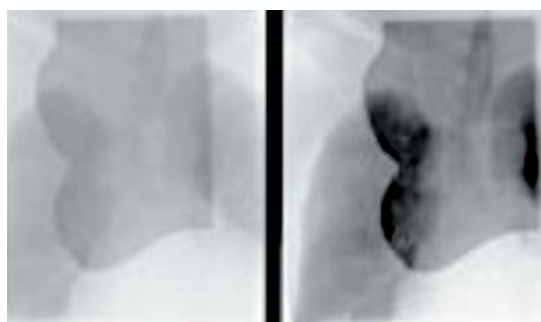
ในอดีตที่ยังไม่มีการนำระบบภาพนำวิถีมาใช้ตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี การกำหนดจุดและขีดเส้นขอบเขตการฉายรังสีบนตัวผู้ป่วย เป็นเพียงวิธีเดียวที่ใช้ช่วยในการจัดทำผู้ป่วยร่วมกับการใช้ระบบเลเซอร์ ซึ่งไม่สามารถตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อนการฉายรังสีจริงได้ จะมีการส่งกลับไปห้องจำลองการรักษาเมื่อมีเหตุสงสัยเท่านั้น จากนั้นจึงเริ่มมีการพัฒนาเครื่องมือที่ใช้ตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีดังนี้

2.1 ระบบตรวจสอบตำแหน่งที่ใช้รังสี ได้แก่

2.1.1 Portal imaging เริ่มมีการใช้ฟิล์มหรือที่เรียกว่า port film ในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการรักษา โดยนิยมถ่ายภาพด้วยวิธี double exposure ด้วยฟิล์มที่ใช้ในงานรังสีวินิจฉัย ภาพที่ได้ไม่ค่อยชัดเจน เนื่องจากปัญหาของอันตรกิริยาแบบคอมป์ตันจากรังสีในพลังงานระดับเมกะโวลต์ที่ไม่ขึ้นกับค่า Atomic number ของอวัยวะในร่างกาย แต่ขึ้นกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน จึงมีการพัฒนาฟิล์มให้มีความชัดเจนมากยิ่งขึ้น เช่น Enhance contrast (EC) film^[5] ดังรูปที่ 8 ปัญหาของการใช้ port film ในการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีผู้ป่วยคือ หากพบความผิดพลาดของตำแหน่ง จะไม่สามารถแก้ไขความผิดพลาดนั้นได้ในทันที เนื่องจากต้องรอเวลาการนำฟิล์มไปผ่านกระบวนการล้างฟิล์มซึ่งมักติดตั้งที่สาขารังสีวินิจฉัย

2.1.2 Electronic portal imaging device (EPID) จากปัญหาของการใช้ฟิล์มที่ไม่สามารถแก้ไขค่าความคลาดเคลื่อนในทันที (real time) จึงมีการพัฒนาเครื่องมือที่เป็นระบบภาพแบบดิจิทัล เช่น การใช้กล้องวีดีโอ (charge couple device camera: CCD), liquid ion chamber หรือ amorphous silicon flat panel detector^[6] ที่มีคุณภาพเหนือกว่าการใช้ port film แต่ภาพยังคงไม่ชัดเจนเท่าการใช้ภาพเอกซเรย์ระดับกิโลโวลต์ โดยเครื่องมือจะติดอยู่ที่เครื่องฉายรังสี และใช้รังสีที่มีพลังงานระดับเมกะโวลต์ในการสร้างภาพ ดังรูปที่ 9 ทำให้สามารถสร้างภาพได้อย่างรวดเร็ว จึงนำมาแก้ไขความคลาดเคลื่อนก่อนการฉายรังสีได้ทันที

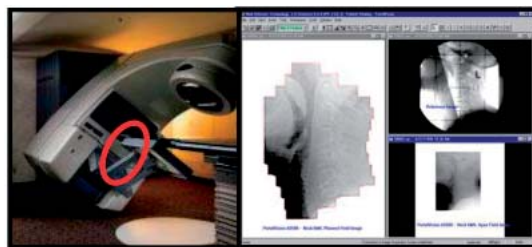
2.1.3 กลุ่มเครื่องมือถ่ายภาพเอกซเรย์ 2 มิติ^[7,8] เป็นการใช้ภาพเอกซเรย์ที่ใช้รังสีพลังงานระดับกิโลโวลต์ในการสร้างภาพ ภาพที่ได้จึงมีคุณภาพดีในระดับเดียวกับภาพเอกซเรย์ในงานรังสีวินิจฉัย เนื่องจากพลังงานอยู่ในช่วงอันตรกิริยาแบบโฟโตอิเล็กทริกโดยอุปกรณ์เหล่านี้อาจติดตั้งที่ด้านข้างของเครื่อง



(ก)

(ข)

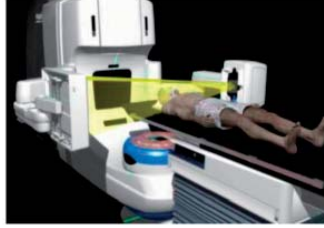
รูปที่ 8 ภาพเอกซเรย์ portal imaging บริเวณทรวงอกด้วยวิธี double exposure technique จาก (ก) ฟิล์มเอกซเรย์ธรรมดา (ข) ฟิล์ม EC



(ก)

(ข)

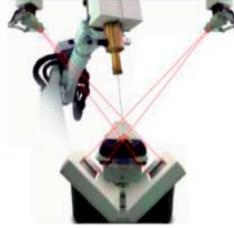
รูปที่ 9 (ก) อุปกรณ์ EPID ที่ติดอยู่กับเครื่องฉายรังสี (ข) ภาพที่ได้จาก EPID บริเวณลำคอเทียบกับภาพจากเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติ (www.varian.com)



(ก)



(ข)



(ค)

รูปที่ 10 ระบบถ่ายภาพตรวจสอบตำแหน่งแบบ 2 มิติ ที่ใช้พลังงานระดับกิโลโวลต์ที่ต้นกำเนิดรังสีอยู่ที่ (ก) ด้านข้างเครื่องฉายรังสี (www.varian.com) (ข) ที่พื้น (www.brainlab.com) (ค) ที่เพดาน (www.cyberknife.com)

ฉายรังสี ที่พื้น หรือที่เพดานและมีตัวรับภาพอยู่ด้านตรงข้าม ขึ้นกับการออกแบบของแต่ละบริษัท ดังแสดงในรูปที่ 10 การถ่ายภาพนิยมถ่าย 2 ภาพตั้งฉากกันที่เรียกว่า two-orthogonal views ภาพที่ได้จะถูกนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากเครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติ หรือจากภาพ Digital reconstructed radiography (DRR) ที่สร้างจากโปรแกรมจำลองการรักษาหรือโปรแกรมวางแผนการรักษา อย่างไรก็ตาม แม้ภาพที่ได้แสดงภาพของกระดูกอย่างชัดเจน แต่ยังคงมีข้อจำกัดที่ไม่มีรายละเอียดของเนื้อเยื่อ และแสดงภาพเป็น 2 มิติ เท่านั้น จึงไม่สามารถมองเห็นอวัยวะภายในหรือการเปลี่ยนแปลงของก้อนมะเร็งได้ และเนื่องจากระบบภาพชุดนี้ ไม่ได้มาจากหัวเครื่องฉายรังสี ดังนั้นการตรวจสอบ isocenter ระหว่างระบบฉายรังสีและระบบภาพนำวิถีจึงมีความจำเป็น เพื่อให้มั่นใจว่าเป็นจุดเดียวกัน

2.1.4 CT-on rail จากปัญหาที่ภาพสำหรับตรวจสอบ ตำแหน่งก่อนการฉายรังสีเป็นเพียงภาพ 2 มิติ บางหน่วยงาน จึงมีการนำเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เข้าไปติดตั้งในห้องฉายรังสี^[9] โดยใช้เตียงร่วมกัน ดังแสดงในรูปที่ 11 หลังจากจัดทำผู้ป่วย เลื่อนเตียงไปฝั่งเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อสร้าง ภาพทางรังสีแบบ 3 มิติที่มีคุณภาพของภาพสูง และนำไป

เปรียบเทียบกับตำแหน่งกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับ วางแผนการรักษา เมื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง เสร็จ เลื่อนเตียงมาฝั่งเครื่องฉายรังสีและทำการฉายรังสีผู้ป่วย ในตำแหน่งที่ถูกต้องต่อไป วิธีนี้ไม่เป็นที่นิยมมากนัก เนื่องจาก ต้องการขนาดห้องฉายรังสีที่ใหญ่กว่าปกติ และผู้ป่วยอาจมีการ ขยับตัวระหว่างที่เตียงเลื่อนจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ไปยังเครื่องฉายรังสี

2.1.5 Cone beam computed tomography (CBCT แบบกิโลโวลต์หรือเมกะโวลต์)^[10,11] เป็นการสร้างภาพจาก หลายมุมมอง (projections) จากการหมุนหัว gantry ของ เครื่องเร่งอนุภาคหรือเอกซเรย์ด้วยลำรังสีแบบโคนผ่าน ตัวผู้ป่วยเพียงครั้งหรือหนึ่งรอบ รังสีจะผ่านไปตัวรับภาพ และ โปรแกรมคอมพิวเตอร์จะสร้างภาพออกมาเป็นรูป 3 มิติ โดยถ้าใช้ต้นกำเนิดรังสีเอกซ์แบบเมกะโวลต์ คุณภาพของภาพ จะไม่สูงนัก แต่สามารถลดปัญหาภาพรบกวนจากกรณีนี้ที่ผู้ป่วย มีโลหะในร่างกาย เช่นผู้ป่วยที่ใส่ข้อเทียม แต่ถ้าใช้ต้นกำเนิดรังสีเอกซ์แบบกิโลโวลต์ ภาพจะมีคุณภาพดี เห็นรายละเอียด อวัยวะแบบ 3 มิติอย่างชัดเจน ภาพที่ได้จึงนำมาใช้ตรวจสอบ ความถูกต้องของตำแหน่งก่อนการฉายรังสีอย่างมั่นใจ โดยนำ ภาพที่ได้ไปเปรียบเทียบกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ใน



(ก)



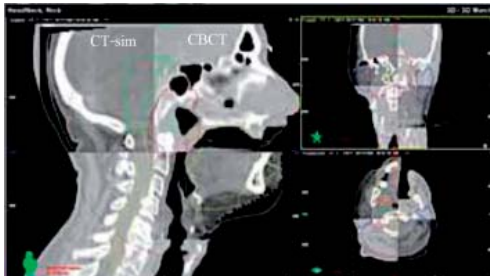
(ข)

รูปที่ 11 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในห้องฉายรังสี (ก) แบบวางเดี่ยว (www.mdanderson.org) (ข) แบบวางตั้งฉาก (www.healthcare.siemens.com)

การวางแผนการรักษาที่แสดงในรูปที่ 12 อย่างไรก็ตามก็ตีคุณภาพของภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบโคนยังคงด้อยกว่าภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษารูปแบบเปิดลำรังสีแบบพัด (fan beam CT) ทั้งนี้เนื่องจากการเปิดลำรังสีแบบโคนจะมีรังสีกระเจิงมากกว่าการเปิดลำรังสีแบบพัด

2.2 ระบบตรวจสอบตำแหน่งที่ไม่ใช้รังสี ได้แก่

2.2.1 Ultrasound เป็นการใช้คลื่นเสียงความถี่สูงในการตรวจสอบตำแหน่ง และช่วยในการจัดทำผู้ป่วยในแต่ละวัน นิยมใช้กับอวัยวะในบริเวณเนื้อเยื่อ เช่นที่เต้านม ช่องท้องหรือบริเวณต่อมลูกหมาก^[12] ที่นิยมใช้ในปัจจุบันคือ BAT (บริษัท Best Nomos) และ Clarity (บริษัท Elekta) อย่างไรก็ตามการใช้ อัลตราซาวด์ในการตรวจสอบตำแหน่งต้องการผู้ที่มี



รูปที่ 12 การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีแบบ 3 มิติ โดยการเปรียบเทียบภาพระหว่าง CBCT กับภาพจาก CT-simulator

ความชำนาญเฉพาะทางในการวิเคราะห์ภาพ ดังนั้นความคลาดเคลื่อนระหว่างคนมอง (inter-observer variation) จึงค่อนข้างสูง

2.2.2 Surface imaging เป็นการใช้ระบบกล้องอย่างน้อย 2 ชุด ส่งแสงอินฟราเรดหรือวีดีโอ^[13] ไปที่ตัวผู้ป่วยและกล้องยังทำหน้าที่รับสัญญาณที่สะท้อนกลับจากตัวผู้ป่วย ดังแสดงในรูปที่ 13 คอมพิวเตอร์จะประมวลผลออกมาเป็นรูปผิวผู้ป่วยในขณะนั้น นำภาพผิวผู้ป่วยที่เป็นลักษณะ real-time มาเปรียบเทียบกับผิวผู้ป่วยในวันที่ทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือผิวผู้ป่วยในวันแรกของการฉายรังสี จึงเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการจัดทำผู้ป่วยในห้องฉายรังสี และมีข้อดีเหนือระบบภาพนำวิถีแบบเดิมคือ สามารถดูการคลาดเคลื่อนของตัวผู้ป่วยทั้งก่อนการฉายรังสี (Interfraction motion) และระหว่างการฉายรังสี (Intrafraction motion) ได้อีกด้วย จึงนิยมนำมาใช้ในเทคนิคการรักษาที่ให้ปริมาณรังสีสูง เช่นในเทคนิคครึ่งสัปดาห์^[14] หรือใช้ในเทคนิคที่ต้องการควบคุมการหายใจ

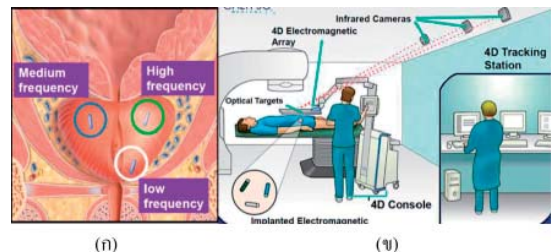


รูปที่ 13 การสร้างภาพ IGRT แบบ Surface imaging (www.visionrt.com)

เช่นเทคนิค deep-inspiration breath hold ในการฉายผู้ป่วยมะเร็งเต้านม^[15] อย่างไรก็ตามเทคนิคนี้เป็นการดูความคลาดเคลื่อนบริเวณผิวหนังเท่านั้น ไม่ใช่การดูที่ตำแหน่งอวัยวะภายในหรือตัวก้อนมะเร็ง

2.2.3 Electromagnetic Transponders ถึงแม้วิธีนี้จะไม่มีการสร้างภาพรังสีออกมา แต่สามารถถูกจัดอยู่ในระบบภาพนำวิถีประเภทหนึ่ง ทำโดยการฝังวัสดุขนาดเล็กที่ปล่อยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่างๆ ได้เข้าไปในร่างกายผู้ป่วย เช่นที่ต่อมลูกหมากในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก^[16] อย่างน้อย 3-4 แห่ง ดังรูปที่ 14 (ก) รวบรวม 2 สัปดาห์เพื่อให้แท่งวัสดุอยู่ในตำแหน่งที่ไม่มีมีการเคลื่อนไปทีอื่น จากนั้นให้ทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษา เมื่อเริ่มทำการฉายรังสีนำเครื่องมือรับสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีคุณสมบัติดูดกลืนปริมาณรังสีต่ำไปรับสัญญาณแม่เหล็กไฟฟ้า เพื่อแสดงตำแหน่งของตัวส่งสัญญาณอย่างต่อเนื่อง ดังรูป 14 (ข) และนำไปเปรียบเทียบกับภาพจากการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษา จึงเป็นการตรวจสอบตำแหน่งของก้อนมะเร็งอย่างแท้จริง ตรวจได้ทั้งก่อน ระหว่าง และหลังการฉายรังสี

2.2.4 Inroom-MRI จากข้อดีของภาพที่ได้จาก CBCT เมื่อเทียบกับภาพจาก MRI ที่ให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อที่ชัดเจนกว่า จึงมีการนำแนวคิดของการนำภาพ MRI มาใช้ใน



รูปที่ 14 (ก) แสดงการฝังวัสดุแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่างๆ บริเวณต่อมลูกหมาก (ข) ขั้นตอนการตรวจสอบตำแหน่งในห้องฉายรังสี (www.varian.com/calypso-extracranial-tracking)

ฐานะที่เป็นระบบภาพนำวิถีวิธีหนึ่ง แต่เดิมเครื่อง MRI ควรติดตั้งห่างจากเครื่องเร่งอนุภาคอย่างน้อย 10 เมตร เนื่องจากสนามแม่เหล็กแรงสูงจากเครื่อง MRI จะไปรบกวนทิศทางการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนที่อยู่ในเครื่องเร่งอนุภาค บริษัท View Ray จึงมีการนำเครื่อง MRI ขนาด 0.35 เทสลา เข้าไปประกอบกับเครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 ที่ไม่มีการเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน เครื่องนี้เป็นโคบอลต์สมัยใหม่ มีหัวโคบอลต์ถึง 3 หัว และใช้กับเทคนิคการรักษาแบบซับซ้อนได้ สามารถสร้างภาพ MRI ได้ในเวลาอันสั้น^[17] ดังรูปที่ 15 โดยเริ่มใช้จริงในผู้ป่วยครั้งแรกเมื่อเดือน กุมภาพันธ์ 2557 ขณะที่การนำเครื่อง MRI มาใช้เป็นระบบภาพนำวิถีในเครื่องเร่งอนุภาอยังอยู่ในขั้นการทดสอบทั้งของบริษัท Varian และ Elekta และจะนำมาใช้จริงในอนาคตอันใกล้

จะเห็นว่า เมื่อระบบภาพนำวิถีที่มีการสร้างภาพชัดเจน แสดงภาพเป็น 3 มิติ (เช่น CBCT แบบกิโลโวลต์) หรือแสดงค่าความคลาดเคลื่อนเป็น real-time อย่างต่อเนื่อง แพทย์เห็นขอบเขตการรักษาที่ชัดเจนขึ้น จึงสามารถลดขอบเขตของ Planning target volume (PTV) ลงได้เมื่อเทียบกับระบบที่แสดงภาพเป็น 2 มิติ (เช่น EPID) ทำให้อวัยวะปกติที่อยู่รอบข้างได้รับปริมาณรังสีที่น้อยลง สามารถนำมาใช้ร่วมกับเทคนิคการรักษาที่ทันสมัยที่มีการให้ปริมาณรังสีระดับสูงที่ก้อนมะเร็งได้

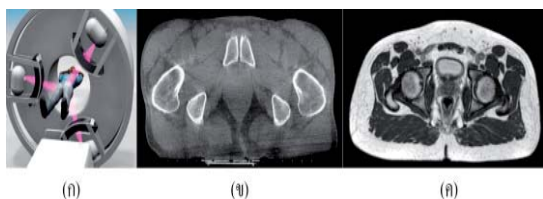
ในส่วนของปริมาณรังสีจากระบบภาพนำวิถีแต่ละเทคนิค AAPM-TG 75^[1] และ AAPM-TG 147^[13] ได้รวบรวมและแสดงข้อมูลให้เห็นในตาราง ดังตารางที่ 1 ซึ่งจะเห็นว่าการสร้างภาพแบบ 2 มิติใช้เวลาสั้น ปริมาณรังสีต่ำ แต่ให้รายละเอียดของภาพไม่มากนัก ขณะที่ภาพแบบ 3 มิติ (CBCT) ที่ให้รายละเอียดของภาพที่ดีกว่า แต่ใช้ระยะเวลาที่นานขึ้นพร้อมกับปริมาณรังสีที่สูงขึ้น และจะเห็นว่าการใช้รังสีพลังงานระดับเมกะโวลต์ในการตรวจสอบตำแหน่งด้วยระบบภาพนำวิถี ผู้ป่วยจะได้รับ

ตารางที่ 1 ค่าปริมาณรังสีจาก IGRT แบบต่างๆ พร้อมเวลาที่ใช้ในการทำ IGRT

เครื่องมือ	ปริมาณรังสีที่กึ่งกลางตัว (cGy)	เวลาที่ใช้ (นาที)
Plain kV	0.1-0.6	0.1-3
Plain MV	1-10	0.1-3
kV CBCT	2-3	2-4
MV CBCT	5-15	2-3
kV FBCT	0.8-2.8	15
MV FBCT	1.5-3	2-3
Ultrasound	0	2-3

ปริมาณรังสีส่วนเกินนี้สูงกว่า การเลือกใช้และความถี่ในการทำตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการรักษาด้วยระบบภาพนำวิถีจึงต้องพิจารณาให้เหมาะสมกับอวัยวะ เครื่องมือที่มีและปริมาณผู้ป่วยในแต่ละสถาบัน

โดยสรุป ระบบภาพทางรังสีเข้ามามีบทบาทในงานรังสีรักษามากขึ้นอย่างต่อเนื่อง ทั้งในด้านการนำภาพมาวางแผนการรักษาและการนำภาพมาตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี ทั้งนี้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วย โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเทคนิคการรักษาที่ซับซ้อนที่มีการให้ปริมาณรังสีสูง หรือก้อนมะเร็งอยู่ในตำแหน่งที่ใกล้หรือชิดกับอวัยวะปกติที่มีความสำคัญ



รูปที่ 15 (ก) เครื่องฉายรังสีโคบอลต์ 60 View Ray ที่มีระบบ MRI-IGRT (ข) kV-CBCT (ค) 90 วินาที View Ray MRI-IGRT (www.viewray.com)

เอกสารอ้างอิง

1. Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA Jr, Das IJ, Jiang SB, et al. "The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: Report of the AAPM Task Group 75". Med Phys. 2007; 34: 4041-63.
2. Coia LR, Schutheiss TE, Hanks GE, et al. "A practical guide to CT simulation". Madison, WI: Advanced Medical Publishing, 1995.
3. Chen L1, Price RA Jr, Wang L, Li J, Qin L, McNeeley S, et al. "MRI-based treatment planning for radiotherapy: dosimetric verification for prostate IMRT". Int J Rad Oncol Biol Phys. 2004; 60: 636-47.
4. Dawson LA, Sharpe MB. "Image-guided radiotherapy: rational, benefit, and limitations". Lancet Oncol. 2006; 7: 848-58.
5. Foulkes KM, Ostwald PM, Kron T. "A clinical comparison of different film systems for radiotherapy portal imaging". Med Dosim. 2001; 26: 281-4.
6. Herman MG, Kruse JJ, Hagness CR. "Guide to clinical use of electronic portal imaging". J App Clin Med Phys. 2000; 1: 38-57.
7. Yin FF, Wong J, Balter J, et al. "The role of in-room kV X-ray imaging for patient setup and target localization". AAPM Report No. 104. Collage Park, ND: AAPM; 2009.
8. Sorcini B, Tilikidis. "A clinical application of image-guided radiotherapy, IGRT (on the Varian OBI platform)". Cancer Radiotherapy, 2006; 10: 252-7.
9. Ma CM, Paskalev K. "In-room CT techniques for image-guided radiation therapy". Med Dosim. 2006; 31: 30-9.
10. Broderick M, Menezes G, Leech M, Coffey M, Appleyard RM. "A comparison of kilovoltage and megavoltage cone beam CT in radiotherapy". J of Radiother in pract. 2007; 6:173-8.
11. Gurjar OP, Mishra SP, Bhandari V, Pathak P, Pant S, Patel P. "A study on the necessity of kV-CBCT imaging compared to kV-orthogonal portal imaging based on setup errors: considering other socioeconomical factors". J Cancer Res Ther. 2014; 10: 583-6.
12. van der Meer S, Bloemen-van Gurp E, Hermans J, Voncken R, Heuvelmans D, Gubbels C, et al. "Critical assessment of intramodality 3D ultrasound imaging for prostate IGRT compared to fiducial markers". Med Phys. 2013;40:071707.
13. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, Jani SK, Santanam L, Sethi A, et al. "Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147". Med Phys. 2012; 39: 1728-47.
14. Li G, Ballangrud A, Chan M, Ma R, Beal K, Yamada Y, et al. "Clinical experience with two frameless stereotactic radiosurgery (fSRS) systems using optical surface imaging for motion monitoring". J Appl Clin Med Phys. 2015;16:5416.
15. Latty D, Stuart KE, Wang W, Ahern V. "Review of deep inspiration breath-hold techniques for the treatment of breast cancer". J Med Radiat Sci. 2015; 62: 74-81.
16. Mayyas E, Chetty IJ, Chetvertkov M, Wen N, Neicu T, Nurushev T, et al. "Evaluation of multiple image-based modalities for image-guided radiation therapy (IGRT) of prostate carcinoma: A prospective study". Med Phys. 2013; 40: 41707_1-9.
17. Jaffray D, Mutic S, Fallone B, Raaymakers B. "MRI-guided radiation therapy". Med Phys. 2013; 40: 390.

