บทที่ 10
การวัดรังสีแบบ อิน-วิโว
ตอนที่ 1
หัววัดและเครื่องสแกนเรคทิลิเนียร์ ปัญหาพื้นฐาน

การนับวัดกัมมันตภาพรังสีจากอวัยวะใด ๆ ภายในร่างกายโดยเครื่องนับวัดอยู่ภายนอก เรียกว่า การนับวัดแบบอิน-วิโว (in-vivo) ซึ่งเป็นเทคนิคทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์โดยเฉพาะ แยกประเภทรายละเอียดได้ 2 ลักษณะ คือ

(1) organ uptake

(2) organ scanning

ซึ่ง organ uptake เป็นการศึกษา uptake กัมมันตรังสีของอวัยวะทั้งในลักษณะ static ณ เวลาใด ๆ และ dynamic คือแปรตามเวลา ตัวอย่างเช่น การศึกษา uptake ของต่อมธัยรอยด์ ซึ่งเภสัชรังสีมักจะเป็นไอโอดีนรังสี การศึกษาการทำงานของไต โดยวิธีรีโนแกรม (renogram) การวัดเอาท์พุทของหัวใจ (cardiac output) และการคำนวณหาค่าการไหลเวียนของเลือด (blood flow) ส่วนในการศึกษา organ scanning สนใจการกระจายของกัมมันตภาพรังสีในอวัยวะ ทั้งกรณีแบบ static และ dynamic ตัวอย่างเช่น การสแกนตับ (liver scan) สนใจการกระจายของคอลลอยด์ติดฉลากกัมมันตรังสีในตับมากกว่าจะดูการ uptake ทั้งหมดของคอลลอยด์ในตับส่วนต่าง ๆ นอกจากนี้ยังมีกระดูก (bone) สมอง (brain) ปอด (lung) ม้าม (spleen) ไต (kidney) และธัยรอยด์

ตามที่อธิบายข้างต้นจะเห็นได้ชัดว่าวัตถุประสงค์ในการศึกษานั้นต่างกัน ดังนั้น อุปกรณ์หรือเครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาจึงต่างกัน อย่างไรก็ตาม ปัญหาในการนับวัดแบบอิน-วิโว (in-vivo) จะมีลักษณะเดียวกันและหัววัดก็คงใช้แบบเดียวกันคือ NaI(Tl) รายละเอียดในบทนี้ จะเกี่ยวข้องกับปัญหาพื้นฐานที่มักเกิดขึ้นในการนับวัดรังสีแบบ อิน-วิโว ซึ่งหัววัดจะอยู่ภายนอก และเครื่องมือที่มีใช้ทั่วไปเพื่อการศึกษาลักษณะดังกล่าวข้างต้น

ปัญหาพื้นฐาน

การนับวัดกัมมันตภาพรังสีแบบ อิน-วิโว ซึ่งหัววัดอยู่ภายนอกร่างกายนั้นจะไม่คำนึงถึงนิวไคลด์รังสีที่มิได้เปล่งกัมมันตภาพรังสีที่ไม่มีอำนาจทะลุทะลวง กล่าวคือนิยมใช้นิวไคลด์รังสีที่เปล่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาเท่านั้น ปัญหาหลักที่เกี่ยวข้องได้แก่

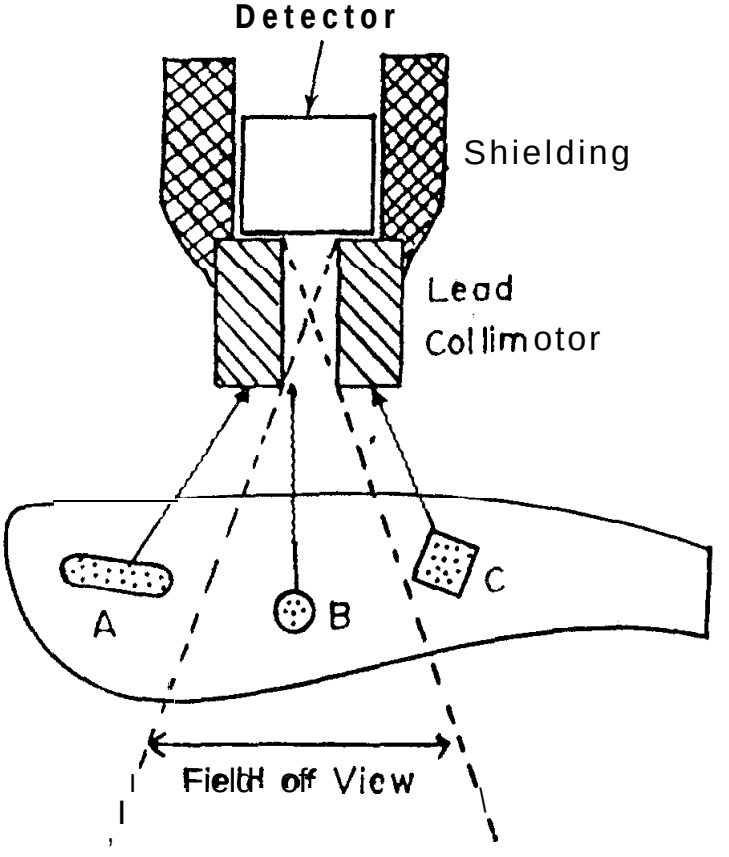
(1) การบังคับแนวทางเดินของรังสี หรือ "คอลลิเมชัน" (collimation)

(2) การกระเจิงของรังสี (scattering)

(3) การลดทอนพลังงานรังสี (attenuation)

คลอลิเมชัน :

เนื่องจากวัตถุประสงค์หลักคือ ต้องการนับวัดกัมมันตภาพรังสี ที่เปล่งออกจากอวัยวะ (หรือบางส่วนของอวัยวะ) หนึ่ง ๆ เท่านั้น ซึ่งถือได้ว่ามีปริมาตรเล็ก ๆ จึงจำเป็นต้องกำจัดรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาจากแหล่งอื่น (ได้แก่ส่วนอวัยวะอื่น ๆ ที่อยู่ใกล้เคียงกับบริเวณที่เราสนใจ) นิยมใช้อุปกรณ์เป็นตัวกำจัดกัมมันตภาพรังสีส่วนที่ไม่ต้องการนั้น เรียกว่า "คอลลิเมเตอร์" (collimator) ซึ่งมีหลายแบบ ทั้งนี้ เพื่อสนองความต้องการของผู้ใช้นั่นเอง โดยทั่วไปมักทำด้วยตะกั่ว เนื่องจากราคาไม่แพง (เมื่อเทียบกับวัสดุอื่น) มีความหนาแน่นสูงและมีสัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาสูง (ในเวชศาสตร์นิวเคลียร์มักใช้พลังงาน < 500 kev) รูป 10 – 1 แสดงแผนภาพของคอลลิเมเตอร์อย่างง่าย ๆ ข้อสังเกตที่ควรทราบคือ คอลลิเมชันอย่างง่ายย่อมไม่สามารถกำจัดกัมมันตภาพรังสีที่กระจายอยู่เหนือหรือใต้อวัยวะที่สนใจศึกษา นอกจากนี้คอลลิเมเตอร์ดังกล่าวมีค่าสนาม



รูป 10-1 คอลลิเมเตอร์อย่างง่าย บทบาทของคอลลิเมเตอร์คือทำหน้าที่กำหนดสนามการมองเห็นของหัววัดรังสี รังสีแกมมาที่เกิดจากต้นกำเนิดรังสี B เท่านั้นที่สามารถเข้าสู่หัววัดได้ ส่วนรังสีแกมมาที่เกิดจากต้นกำเนิด A และ C จะถูกคอลลิเมเตอร์กันไว้ คอลลิเมเตอร์ชนิดนี้จะมีสนามการมองเห็นกว้างขึ้นตามระยะห่างจากคอลลิเมเตอร์ ดังแสดงในแนวเส้นประ

การมองเห็น (field of view) ขึ้นกับ 2 พารามิเตอร์ ได้แก่ ความยาวและรัศมีของรูเปิดของคอลลิเมเตอร์ ผู้ใช้สามารถจะลดขนาดสนามการมองเห็นได้ตามต้องการ โดยลดค่ารัศมีหรือเพิ่มความยาวลงคอลลิเมเตอร์ สำหรับคอลลิ–

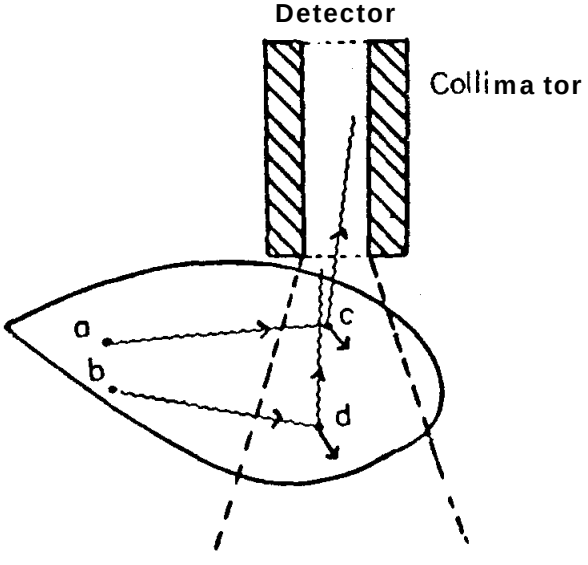
เมเตอร์แบบรูเดี่ยวจะสัมพันธ์กับเรโซลูชัน และความไวของคอลลิเมเตอร์

การกระเจิงของรังสี :

ตามที่ได้เคยอธิบายในบทที่ 6 เรื่องการกระเจิงของรังสีเมื่อชนกับอวัยวะใด ๆ ก็ตาม ซึ่งมักเรียกทับศัพท์เป็น "คอมป์ตันสแคตเตอริงก์" ในการนี้ รังสีเอ็กซ์หรือแกมมาจะถ่ายทอดพลังงานบางส่วนให้กับอวัยวะ และส่วนที่เหลือจะเคลื่อนที่ในแนวทิศทางใหม่ และมีโอกาสที่รังสีเอ็กซ์หรือแกมมาดังกล่าวจะเดินทางเข้าสู่หัววัด รูป 10 –2 การกำจัดรังสีที่เกิดจากการกระเจิงดังกล่าว อาจทำได้โดยใช้อุปกรณ์กำจัดสัญญาณซึ่งนิยมเรียกทับศัพท์เป็น "ดิสคริมิเนเตอร์" (discriminator) อุปกรณ์ดังกล่าวเป็นส่วนหนึ่งของอุปกรณ์วิเคราะห์สัญญาณ (เรียกย่อ ๆ เป็น PHS = pulse-height selector) ซึ่งทำหน้าที่เลือกเฉพาะสัญญาณที่มีความสูงสมนัยกับโฟโตพีคแกมมาที่ไม่กระเจิงเท่านั้น ประสิทธิภาพของ PHS ขึ้นกับเรโซลูชันพลังงานของหัววัดด้วย สำหรับ NaI(Tl) มีความสามารถสูงปานกลางในการกำจัดพลังงาน (FWHM 50 keV สำหรับรังสีแกมมา 660 keV) ทั้งนี้เทียบกับ Ge(Li) ซึ่งเป็นหัววัดแบบสารกึ่งตัวนำ (FWHM 3-5 keV) แต่เหตุผลหนึ่งที่ไม่นิยมใช้หัววัดแบบสารกึ่งตัวนำในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ คือความไวต่ำ (เมื่อเทียบกับ NaI(Tl) ซึ่งรายละเอียดได้กล่าวไว้แล้วในบทที่ 8)

การลดทอนพลังงานรังสี :

สำหรับการนับวัดกัมมันตภาพรังสีแบบ อิน-วิโว การลดทอนพลังงานของสารกัมมันตรังสีจัดเป็นปัญหาที่ยุ่งยากพอสมควร เนื่องจากไม่ทราบความลึก รูปร่าง และขนาดของอวัยวะที่เป็นตัวเปล่งกัมมันตภาพรังสี



รูป 10-2 รังสีแกมมาที่เกิดจากการกระเจิงแบบคอมป์ตันซึ่งเกี่ยวข้องกับหน้าที่ของคอลลิเมเตอร์ รังสีแกมมาที่มีต้นกำเนิดที่จุด a และ b ถ้าเกิดการกระเจิงแบบคอมป์ตันที่จุด c และ d หมายถึงอิเล็กตรอนที่ถูกทำให้กระเจิงไป แนวเส้นประที่ลากออกจากรูเปิดของคอลลิเมเตอร์แสดงสนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์

วิธีหนึ่งที่จะแก้ปัญหาการลดทอนพลังงานคือ ใช้รังสีเอ็กซ์หรือแกมมาพลังงานสูง สัมประสิทธิ์ การลดทอนพลังงานของรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาในเนื้อเยื่อจะลดค่าลงอย่างรวดเร็ว เมื่อพลังงานแกมมาอยู่ต่ำกว่า 100 keV จากนั้นสัมประสิทธิ์จะมีค่าเกือบคงที่ เมื่อพลังงานแกมมาเพิ่มสูงกว่า 100 keV ดังนั้นนิวไคลด์รังสีที่นิยมใช้คือประเภทที่เปล่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาสูงกว่า 100 keV และโดยทั่วไปจะพยายามเลือกช่วงพลังงาน 100-300 keV เนื่องจากความไวของหัววัด NaI(Tl) และคอลลิเมเตอร์ ที่ใช้ในการสแกนจะลดค่าลงเมื่อพลังงานของรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาเพิ่มขึ้น

ในกรณี organ uptake ต้องระมัดระวังผลเนื่องจากการลดทอนพลังงานของรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาพลังงานสูง ปฏิบัติโดยวัดปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่ทราบค่าในแบบจำลองมาตรฐาน (phantom) ซึ่งจะโยงเป็นค่าเฉลี่ยของขนาดรูปร่างและความลึกของอวัยวะในคนมาตรฐานได้ ส่วน orgran scanning มักจะถูกกระทบจากการลดทอนพลังงาน โดยทำให้ผลการสแกนไม่สมบูรณ์ ซึ่งเกี่ยวข้องในกรณีอ่านผลสแกน

หัววัดการอัพเทคของอวัยวะ

ส่วนประกอบพื้นฐานของหัววัดอัพเทค (uptake probe) มี 3 ส่วน คือ

(1) หัววัดโซเดียมไอโอไดด์

(2) คอลลิเมเตอร์

(3) ขายึดหลอดหัววัด

1. หัววัดโซเดียมไอโอไดด์ NaI(Tl) :

สำหรับการศึกษาแบบ อิน-วิโว ต้องคำนึงถึงขนาดของผลึกโซเดียมไอโอไดด์เป็นสำคัญ ซึ่งหาค่าโดยอาศัยค่าพลังงานแกมมาที่ต้องการตรวจวัด และความไว ในการศึกษา uptake ของต่อมธัยรอยด์ ถ้าใช้ ^{131}I หน่วยงานทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) เสนอว่าไม่ควรใช้ผลึกขนาดเล็กกว่า 1″ × 1″ โดยทั่วไปสามารถใช้ผลึกขนาด 1 ½″ × 1″ นับว่าเพียงพอสำหรับงานที่ใช้ ^{131}I และงานปฏิบัติการอื่น ๆ ในแผนกเวชศาสตร์นิวเคลียร์

2. คอลลิเมเตอร์ :

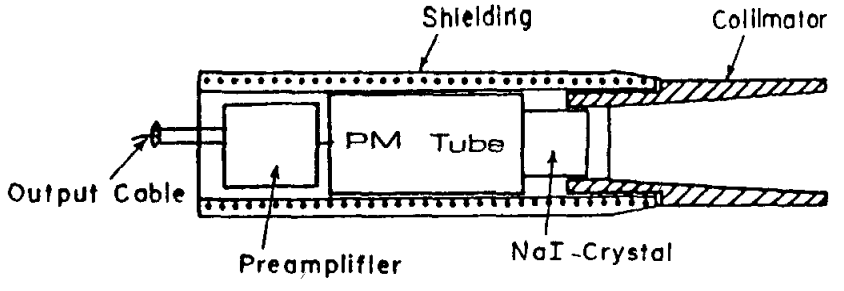
การจะเลือกใช้คอลลิเมเตอร์แบบใดนั้นขึ้นกับการประยุกต์ในแต่ละงาน เนื่องจากคอลลิเมเตอร์แต่ละชนิดได้รับการออกแบบมาโดยเฉพาะนั่นเอง อย่างไรก็ตาม ความต้องการทั่วไปมีดังนี้

2.1 ต้องมีประสิทธิภาพสูงที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ เพื่อกันมิให้ คนไข้ได้รับโดสกัมมันตภาพรังสีมากเกินไป

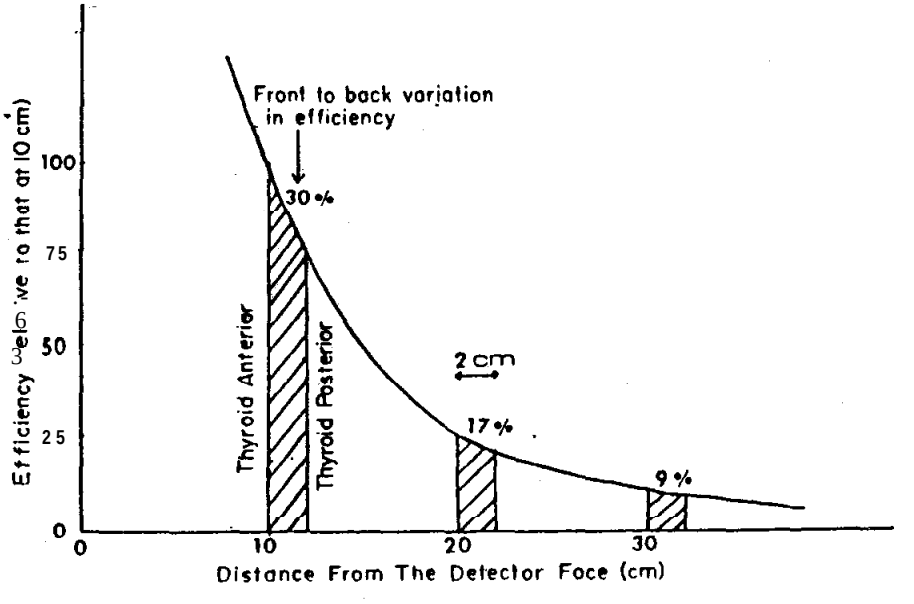
2.2 คอลลิเมเตอร์ควรมีช่วงสนามของการมองเห็น (field of view) อย่างชัดเจนและยืดหยุ่นใช้ได้ดีกับอวัยวะขนาดต่าง ๆ กัน (ในผู้ป่วยต่างกัน) แต่ในขณะเดียวกัน จะต้องกันกัมมันตภาพรังสีที่มาจากอวัยวะอื่น

2.3 เนื่องจากพารามีเตอร์ที่ไม่ทราบค่ามีมาก ได้แก่ การกระจายของกัมมันตภาพรังสีในอวัยวะ ขนาด รูปร่าง และความลึกของอวัยวะ เป็นต้น ดังนั้น ประสิทธิภาพลัพธ์หรือความไว ควรมีลักษณะเหมือนกันตลอดช่วงสนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์และตลอดความหนาของอวัยวะ

ในทางปฏิบัติมักตอบสนองคุณสมบัติข้อ 2.1 และ 2.3 ในเวลาเดียวกันจะได้ผลไม่ดีเลิศ เนื่องจากเป็นลักษณะตรงข้าม ผู้ใช้จะต้องเลือกตามความต้องการ รูป 10 –3 แสดงคอลลิเมเตอร์ที่ใช้ในงานธัยรอยด์อัพเทค ซึ่งประกอบเข้ากับอุปกรณ์อื่น ๆ ที่จำเป็น ความไวลัพธ์ที่อยู่ในขอบเขตสนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์จะแปรค่าเป็นส่วนกลับกับกำลังสองของระยะระหว่างแหล่งกำเนิดและหัววัด ซึ่งความสัมพันธ์ดังกล่าวได้แสดงในรูป 10 –4 สมมุติธัยรอยด์มีความหนาประมาณ 2 ซม. การแปรค่าของความไวจากด้านหน้าไปด้านหลังของธัยรอยด์ประมาณ 30% ที่ระยะห่างจากหัววัด 10 ซม. และถ้าระยะห่างแปรค่าเป็น 20 ซม. และ 30 ซม.



รูป 10-3 คอลลิเมเตอร์ที่ใช้กับผลึกโซเดียมไอโอไดด์ NaI(Tl) ซึ่งรวมเรียกเป็นโพรบ ใช้วัดอัพเทค ^{131}I ของธัยรอยด์



รูป 10-4 การแปรค่าประสิทธิภาพของโพรบวัดธัยรอยด์เป็นฟังก์ชันของระยะห่างระหว่างธัยรอยด์และโพรบ ประสิทธิภาพลดลงเป็น 9% เมื่อระบบเพิ่มจาก 10 เป็น 30 ซม. แต่ยูนิฟอร์มิตีย์ของการตอบสนองภายในธัยรอยด์ (ถือว่ามีความหนาประมาณ 2 ซม.) จะเพิ่มค่าขึ้นอย่างเห็นได้ชัด (การแบ่งค่าภายในต่อมซึ่งมีค่าการแปรจาก 30% เป็น 9%)

ความไวจะมีค่าเป็น 17% และ 9% ตามลำดับ จากข้อมูลดังกล่าวนี้ สามารถนำไปใช้ในการแก้ลักษณะการแปรค่าความไวจากด้านหลังไปด้านหน้า กล่าวคือ ต้องการให้ความไวเป็นค่าคงที่ (หรือเกือบคงที่) ตลอดปริมาตรอวัยวะ ในทางปฏิบัติคือเพิ่มระยะห่างระหว่างหัววัดและธัยรอยด์ แต่ยิ่งเพิ่มระยะห่างจะยิ่งลดประสิทธิภาพลัพธ์ (จาก 100 เป็น 11% ถ้าเพิ่มระยะห่างจาก 10 เป็น 30 ซม.) สรุปได้ว่า ผู้ใช้ต้องเลือกค่าหรือผลลัพธ์ตามต้องการจากพารามิเตอร์ทั้งสอง โดยทั่วไปในงานธัยรอยด์อัพเทคมักเลือกใช้ระยะห่างประมาณ 30 ซม.

ตามรายละเอียดที่เสนอข้างต้น ได้ตัดพารามิเตอร์หนึ่งออก ได้แก่การลดทอนพลังงานของรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาเนื่องจากอวัยวะและเนื้อเยื่ออื่นที่อยู่ใกล้เคียง ซึ่งในทางปฏิบัติแล้วย่อมมีการลดประสิทธิภาพและอาจมีการแปรค่าความไวในการนับวัดจากด้านหน้าจนถึงด้านหลังของอวัยวะได้

ในการศึกษาการทำงานของไตโดยใช้หลอดนับวัด 2 หลอดแยกกัน (จ่อให้ตรงกับบริเวณไตแต่ละข้าง) ร่วมกับคอลลิเมเตอร์สำหรับแต่ละหัววัด ซึ่งคอลลิเมเตอร์ดังกล่าวได้รับการออกแบบเฉพาะเพื่อการตรวจการทำงานของไต อัพเทคของไตแต่ละข้างจะไม่เป็นที่สนใจมากนัก แต่จะมุ่งสนใจเป็นพิเศษคือการเปลี่ยนแปลงของกัมมันตภาพรังสีในไตแต่ละข้าง

3. **ขายึดหลอดหัววัด** :

สแตนด์ดังกล่าวนี้จัดเป็นพาหนะที่จะนำไปสู่การจัดวางตำแหน่งที่ถูกต้องของหัววัด (probe) (ประกอบด้วยหัววัดและคอลลิเมเตอร์) ซึ่งบางกรณีอาจใช้หลายหัววัด ทั้งนี้ไม่ว่าคนไข้จะอยู่ในลักษณะยืน นั่ง หรือนอน ก็ตาม

สาเหตุหนึ่งที่ต้องมีแสตนด์เป็นส่วนประกอบสำคัญของการวัดอัพเทคนั้น เนื่องจากข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นบ่อยที่สุดได้แก่การวางหัววัดผิดตำแหน่ง ซึ่งส่งผลถึงค่ารบกวนของกัมมันตภาพรังสีจากแหล่งอื่น เช่น บริเวณเนื้อเยื่อใกล้เคียง หรืออวัยวะอื่นที่อาจซ้อนกันอยู่ เป็นต้น

เครื่องมือสแกนอวัยวะ

ในการศึกษาอวัยวะใด ๆ ก็ตาม ต้องเลือกใช้เภสัชรังสีที่เหมาะสมและมีคุณสมบัติกระจายได้ดีในแต่ละอวัวะ ซึ่งแน่นอนว่าเภสัชรังสีหนึ่งจะถูกอวัยวะจับได้ดีไม่เท่ากันทุกอวัยวะ แต่จะมีลักษณะแปรค่าต่างกันไปแม้จะเป็นภายในอวัยวะเดียวกันเองก็ตาม ซึ่งบ่งชี้ถึงความผิดปกติของอวัยวะบริเวณที่เป็นโรคหรือมีลักษณะผิดปกติ อาจแยกเป็น

(1) บริเวณที่มีรังสีสูง (hot region) เป็นบริเวณที่มีการจับสารกัมมันตรังสีมากกว่าบริเวณข้างเคียง

(2) บริเวณที่มีรังสีต่ำ (cold region) จะจับสารกัมมันตรังสีได้น้อยกว่าบริเวณใกล้เคียง

วัตถุประสงค์ของการสแกนอวัยวะคือเพื่อพิจารณาการกระจายของกัมมันตภาพรังสีในอวัยวะซึ่งวัตถุประสงค์อุดมคติ คือการศึกษาการกระจายแบบ 3 มิติ (ปริมาตร) ลักษณะของการสแกนภาพอวัยวะขึ้นกับ

เครื่องมือที่ใช้ ถ้าเป็นเครื่องมือแบบที่นิยมใช้เดิม จะสามารถศึกษาได้เพียง 2 มิติ คือการถ่ายภาพแบบระนาบ (planar) ซึ่งจะต้องอาศัยการสแกนภาพอวัยวะในหลายทิศทางเพื่อหาลักษณะการกระจายของสารรังสี โดยทั่วไปนิยมสแกนในด้านต่าง ๆ เช่น ด้านหน้า (anterior) ด้านหลัง (posterior) ด้านข้างขวา (right lateral) และด้านข้างซ้าย (left lateral) ผลการศึกษาการกระจายของสารรังสีในแต่ละอวัยวะแบบ 2 มิตินี้เรียกว่า "สแกน" (scan) หรือ "ซินติสแกน" (scintiscan) และอุปกรณ์ที่ใช้เรียกชื่อว่า "สแกนเนอร์" (scanner)

ส่วนประกอบของเครื่องสแกนแยกได้ 4 ส่วน ดังนี้

(1) คอลลิเมเตอร์

(2) หัววัดแบบผลึกโซเดียมไอโอไดด์

(3) อุปกรณ์บอกตำแหน่งของกัมมันตภาพรังสี (กล่าวคือ แนวแกน X และ Y)

(4) ระบบแสดงผลการกระจายของกัมมันตภาพรังสีแบบง่าย ๆ

พารามิเตอร์สำคัญซึ่งจะบ่งบอกลักษณะสมบัติของเครื่องสแกนได้แก่ความไวและสปาเชียลเรโซลูชัน (spatial resolution) นอกจากนี้อาจจำแนกเครื่องสแกนได้เป็น 2 พวกตามลักษณะการให้ข้อมูล (ซึ่งขึ้นกับข้อมูลจากโคออร์ดิเนท x และ y) ได้แก่

(1) เรคทิลิเนียร์สแกนเนอร์ (rectilinear scanner)

(2) แกมมาคาเมรา (gamma camera)

ในบทนี้จะกล่าวเฉพาะรายละเอียดของเรคทิลิเนียร์สแกนเนอร์และการปรับปรุงหลักการนี้ไปใช้วัดความหนาแน่นของกระดูกส่วนแกมมาคาเมราจะอธิบายในบทต่อไป

เครื่องสแกนแบบเรคทิลิเนียร์ :

กลไกของเครื่องเรคทิลิเนียร์คือหัววัดโซเดียมไอโอไดด์หรือ NaI(Tl) และคอลลิเมเตอร์ ซึ่งรวมเรียกว่าหัววัด (detector) ของเครื่องสแกน ทำการเคลื่อนที่เหนืออวัยวะที่สนใจศึกษาในแนวเส้นตรง เมื่อเคลื่อนในแนวตัดขวางอวัยวะตามระยะที่กำหนด หัววัดจะเลื่อนขึ้นหรือลงเล็กน้อย จากนั้นเริ่มเคลื่อนเป็นแนวเส้นตรงดังได้อธิบายแล้ว แต่มีทิศตรงข้ามกับเส้นตรงแรก รูป 10 – 5 แสดงแผนภาพแนวและทิศทางการเคลื่อนที่ของเครื่องสแกน ซึ่งการเคลื่อนที่ไปและกลับของเครื่องสแกนจะคงดำเนินต่อไปจนคลุมพื้นที่ของอวัยวะที่สนใจตรวจ ในกรณีนี้คอลลิเมเตอร์จะมีสนามของการมองเห็นแคบ หัววัดซึ่งอยู่เหนืออวัยวะจะบันทึกค่ากัมมันตภาพรังสีแบบจุดต่อจุด ภาพที่ได้ถูกสร้างในทำนองเดียวกับภาพบนจอโทรทัศน์ แต่สายตาเรามองเห็นได้เนื่องจากความเร็วของเครื่องสแกนมีไม่มาก

พารามิเตอร์สำคัญของเครื่องสแกนคือ

(1) ระยะทางในแนวนอน กำหนดเป็น d

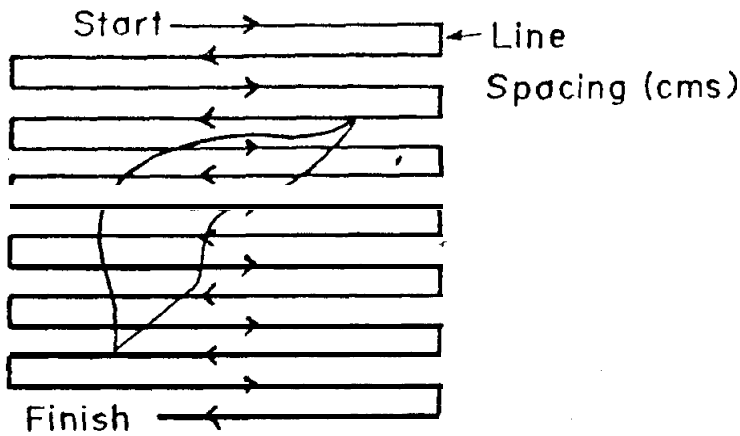
(2) ช่วงห่างระหว่างบรรทัด กำหนดเป็น s

(3) ความเร็วของหัววัด กำหนดเป็น S

แต่ละค่าสามารถปรับได้ตามความต้องการของผู้ใช้ โดยทั่วไปค่า S หาจาก "อินฟอร์เมชันเดนซิตีย์ (information density) หรือ ID ได้ดังนี้

$$S(cm/min) = \frac{\text{Counts/min ที่ค่าสูงสุด}}{ID(counts/cm^2 \times s(cm)}$$

หัววัดของเครื่องสแกนแบบเรคทิลิเนียร์ทั่วไปจะประกอบด้วยผลึกโซเดียมไอโอไดด์ (NaI(Tl))หลอด PM พร้อมด้วยแอมพลิไฟเออร์ ทุกส่วนที่กล่าวมานี้บรรจุอยู่ในวัสดุกั้นอย่างดี ทั้งนี้เพื่อลดแบคกราวด์จากบริเวณใกล้เคียงหรือภายในห้องตรวจ โดยทั่วไปผลึกที่ใช้มีสองขนาดคือ 3" × 2" และ 5" × 2"



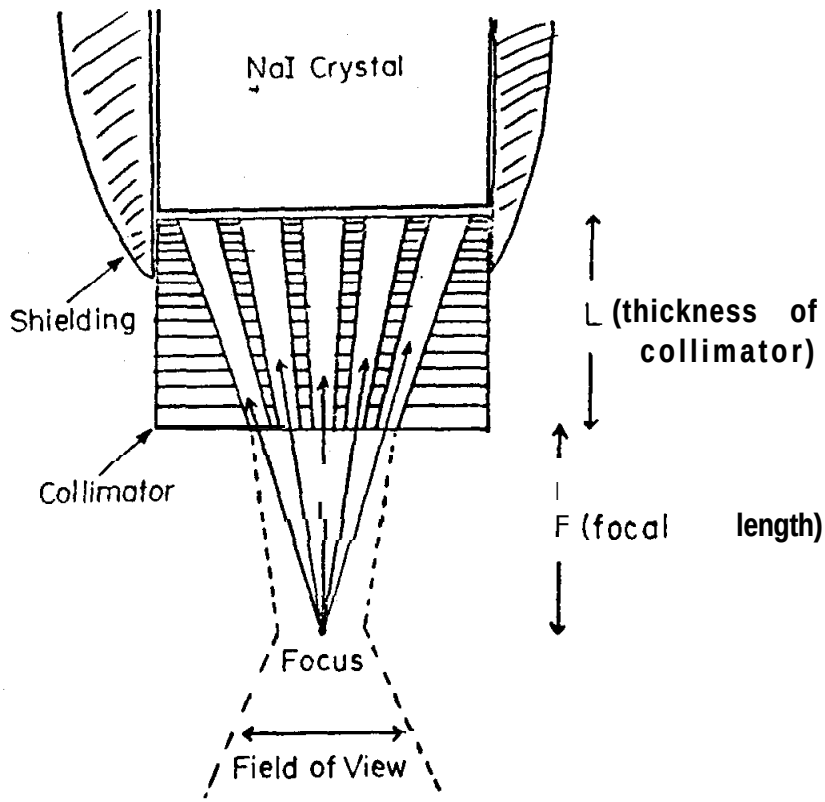
รูป 10-5 แนวทางการเคลื่อนที่ของหัววัดในเรคทิลิเนียร์สแกนเนอร์เมื่อทำการสแกนอวัยวะ

คอลลิเมเตอร์ที่ใช้กับเครื่องเรคทิลิเนียร์จะเป็นแบบหลายรูซึ่งมีจุดรวมโฟกัส ที่ตำแหน่งหนึ่งหรือเรียกทับศัพท์ว่าเป็นแบบ multihole focusing collimator ดังแสดงในรูป 10 –6 วัสดุที่ใช้สร้างคือตะกั่ว มีรูปร่างทรงกระบอกรูเปิดหลายรู ลักษณะของรูเป็นแบบลู่ออกสู่ด้านที่ติดกับหลอด PM รูเปิดด้านหน้า (รับกัมมันตภาพรังสีจากแหล่งกำเนิด) แคบกว่า จุดโฟคัสหรือจุดรวมอยู่ด้านหน้าภายนอกคอลลเมเตอร์ ระยะห่างระหว่างผิวหน้าคอลลิเมเตอร์และจุดโฟกัสนั้นจะนิยามว่าเป็น "ความยาวโฟกัส" (focal length) ของคอลลิเมเตอร์ ส่วนองค์ประกอบอื่น ๆ ที่จะมีอิทธิพลต่อ spatial resolution และความไวของคอลลิเมเตอร์เหล่านี้จะกล่าวถึงในบทที่ 12

เครื่องสแกนแบบเรคทิลิเนียร์ที่มี 2 หัววัดนั้นใช้ประโยชน์ได้มาก เนื่องจากสามารถสแกนอวัยวะได้ 2 วิว (เช่น ด้านหน้าและด้านหลัง หรือด้านข้างทางซ้ายและขวา) ในเวลาเดียวกัน ดังนั้น ลดเวลาที่ใช้ในการสแกนลงครึ่งหนึ่ง

ข้อมูลที่ได้จากหัววัดคือปริมาณกัมมันตภาพรังสีที่ตำแหน่งทำการตรวจ (เป็นค่านับวัดต่อหน่วยเวลา)

ซึ่งจะถูกถ่ายทอดเข้าสู่ระบบบันทึกหรือแสดงผล กรณีบันทึกแบบขาว-ดำจะมีช่วงสีขาว-ดำต่างกันประมาณ 10 ระดับสีใน "เกรย์สเกล" (gray scale) หรืออาจมากกว่า ใช้ฟิล์มเอ็กซเรย์ขนาด 14" × 17" บันทึกข้อมูลหลอดแคโธดเรย์ขนาดเล็กซึ่งฉาบฟอสฟอร์ (phosphor) พร้อมด้วยอุปกรณ์รวมแสงเพื่อฉายลงฟิล์มเอ็กซ์เรย์จะเคลื่อนที่ในลักษณะสมวารกับหัววัด หลังจากทำการสแกนสมบูรณ์แล้วจึงนำฟิล์มไปล้างเพื่อทำการอ่านผล วิธีการบันทึกค่าดังกล่าวนี้ อัตรานับวัด (R) ได้จากการบันทึกค่าของหัววัดที่บริเวณอวัยวะ ซึ่งต้องการตรวจนั้นจะแสดงผลเป็นภาพสีดำบนฟิล์มเอ็กซเรย์ซึ่งเป็นตำแหน่งที่สมนัยกัน บริเวณสีดำบนฟิล์มหมายถึงบริเวณที่มีกัมมันตภาพรังสีสูงในอวัยวะ ซึ่งบริเวณมีสีจางลงหมายถึงระดับกัมมันตภาพรังสีต่ำนั่นเอง

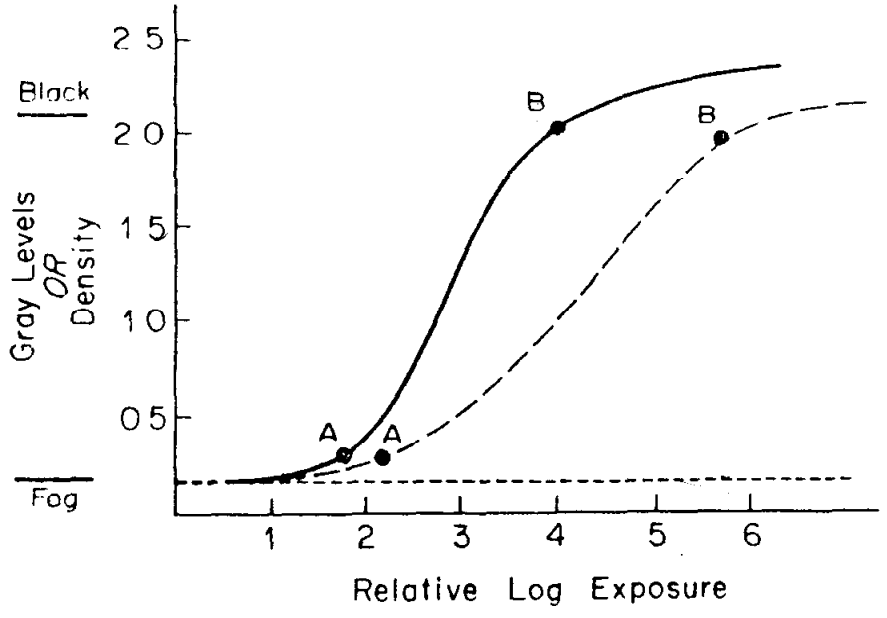


รูป 10-6 คอลลิเมเตอร์แบบโฟกัส รังสีแกมมาจะเข้าสู่หัววัดได้ตามแนวช่องแคบซึ่งแสดงด้วยลูกศรทึบ สนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์ (เส้นประ) มักจะแคบ และแคบที่สุด (ประมาณ 1 ซม.) ในระนาบโฟกัส ถ้าอยู่ในตำแหน่งเหนือหรือใต้ระนาบโฟกัสจะเพิ่มความกว้างมากยิ่งขึ้นมา

ความดำบนฟิล์มนั้นวัดได้โดยใช้พารามิเตอร์หนึ่งที่รู้จักในนามของความหนาแน่น (D) (density) หรือชื่อเต็มคือ optical density) ซึ่งถูกนิยามเป็นค่าล็อก (logarithm) ฐาน 10 ของอัตราส่วนความเข้มของแสงที่ตกกระทบบนแผ่นฟิล์มต่อความเข้มของแสงที่ทะลุผ่านฟิล์ม จากนิยามดังกล่าวถ้าบริเวณใด ๆ บนฟิล์มมีความหนาแน่น 2 จะให้แสงทะลุเพียง 1% ดังนั้นตาเปล่าจะมองเห็นว่าค่อนข้างดำ ถ้าความหนาแน่น 0 แสดงว่ามีการทะลุผ่าน 100% ดังนั้นบริเวณนี้จะขาว ถ้าเป็นค่าความหนาแน่นที่อยู่ระหว่าง 0 และ 2 จะมีเฉดสีเทา

ในรูป 10 – 7 แสดงความสัมพันธ์ของค่า D และ I สำหรับฟิล์มเอ็กซเรย์ทั่วไป โดยค่า D อยู่ในฟังก์ชั่นล็อกฐาน 10 ของค่า I เรียกเส้นกราฟ H-D ของฟิล์ม ความชันเฉลี่ยระหว่างจุด A และ B บ่งถึง contrast ของฟิล์มและค่าเฉลี่ยของล็อก (log) exposure หรือความเข้ม I ระหว่าง จุด A และ B (ในแนวแกนนอน) บ่งถึง latitude ของฟิล์ม ฟิล์มที่มี contrast สูง แสดงว่ามีการแปรค่าของ exposure น้อยกว่าฟิล์มที่มี contrast ต่ำ แต่พวกฟิล์ม contrast สูงมี latitude น้อยกว่า ดังนั้น ช่วงการฉายแสง (คือกัมมันตภาพรังสีตกบนแผ่นฟิล์ม) จากฟิล์มที่มี contrast สูงจึงมีน้อยกว่า

จากเส้นกราฟ H-D ในรูป 10 – 7 เห็นได้ว่าความหนาแน่น D ขึ้นกับ exposure หรืออัตรานับวัด เฉพาะในบริเวณที่อยู่ระหว่างจุด A และ B ดังนั้นในรูปภาพจึงต้องมีการปรับให้บริเวณดังกล่าวนี้สมนัยกับอัตรานับวัด ซึ่งเป็นสิ่งที่สนใจมากที่สุด โดยปกติแล้ว อัตรานับวัดในอวัยวะอาจแปรค่าจากศูนย์ถึงค่าสูงสุด Rmax ซึ่งจากรูป 10 – 7 ที่จุด B ควรมีค่า Rmax ส่วนจุด A ควรมีค่าอัตรานับวัดเป็นศูนย์ ผู้ป่วยแต่ละคนจะมีค่า Rmax ต่างกันไป เนื่องจากการรับโดสเภสัชรังสีไม่เท่ากันเสมอไป การกระจายค่าของกัมมันตภาพรังสีภายใน



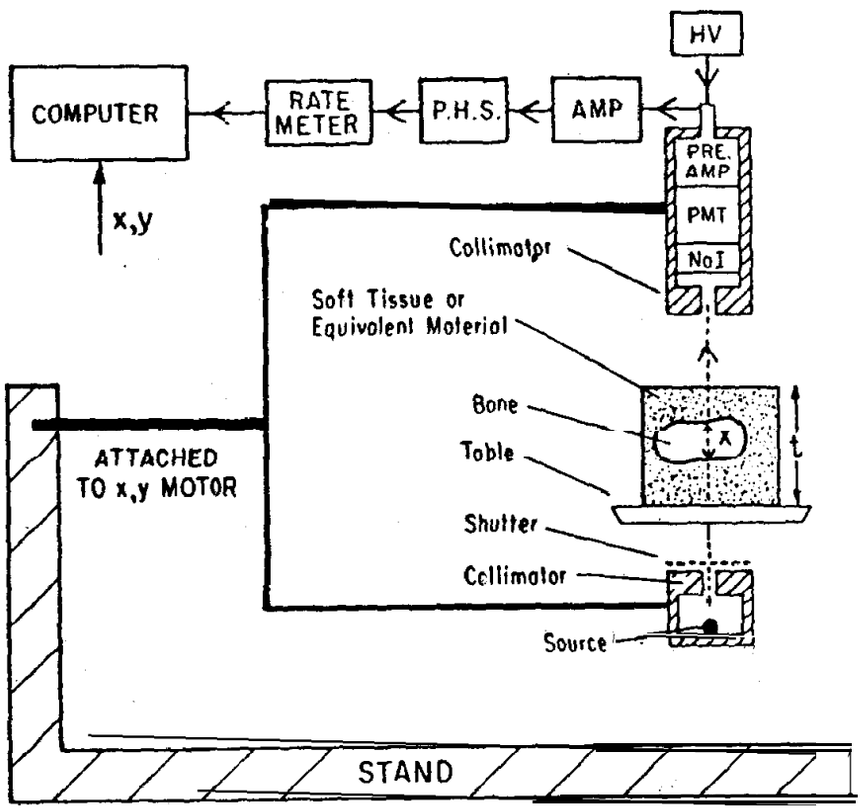
รูปที่ 10-7 เส้นโค้ง H-D ของฟิล์มเอ็กซเรย์ซึ่งใช้ในการแสดงข้อมูลจากเครื่องสแกน เรคทิลิเนียร์ ควรจัดให้อัตรนับวัดสูงสุด (จุด "hot") สมนัยกับจุด B และอัตรานับวัดต่ำสุดกับจุด A เพื่อให้การแสดงผลของอัตรานับวัดเป็นค่าถูกต้อง ในภาพแสดงฟิล์ม 2 ชนิด กราฟเส้นทึบเป็นกรณีฟิล์มมี contrast สูง แต่ latitude ต่ำ กราฟเส้นประเป็นกรณีฟิล์มมี contrast ต่ำและ latitude สูง

อวัยวะ ขนาดและรูปร่างของอวัยวะยังต่างกันอีกด้วย ดังนั้นต้องหาตำแหน่ง Rmax (ของผู้ป่วยแต่ละคน) จากนั้นปรับเทียบวงจรโฟโตเพื่อให้การฉายแสงบนฟิล์ม ณ จุดนี้มีความหนาแน่นเป็น 2 (คือจุด B บนเส้นกราฟ H-D) วิธีนี้เรียกว่าการหาจุด "ฮ็อต" (hot spot search) และการ normalization

โบนเดนซิโตมีเตอร์

Bone Densitometer

อุปกรณ์นี้สามารถวัดความหนาแน่นของกระดูกซึ่งเป็นชิ้นส่วนตัดขวางหรือเป็นปริมาตรเล็ก ๆ ของกระดูกก็ได้ โดยวิธีการ "อินวิโว" (in vivo) ความหนาแน่นของกระดูกนั้นแปรค่าไปเนื่องจากสาเหตุของโรคหลายชนิด (เช่น โรคกระดูกผุ หรือ "ออสติโอโพโรซิส" (osteoporosis) เป็นที่ยอมรับทั่วไปว่าการวัดค่าดังกล่าวนั้นน่าสนใจในแง่คลีนิก โบนเดนซิโตมีเตอร์จัดเป็นเรดิโอไอโซโทปสแกนเนอร์แบบสองหัววัด (dual probe) ซึ่งมีลักษณะง่ายกว่า (รูป 10 –8) โดยหัววัดที่สองกลายเป็นต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีที่ถูกคอลลิเมตอย่างถูกต้อง และคอลลิเมเตอร์ที่ใช้ในงานนี้มีลักษณะเด่นคือมีรูขนานแบบธรรมดาซึ่งมีหน้าที่จำกัดให้ลำรังสีเอ็กซ์หรือแกมมามีลักษณะแคบเหมือนดินสอ อนึ่งลำรังสีดังกล่าวสามารถเปิดหรือปิดได้ตามต้องการโดยอาศัยอุปกรณ์ปิด-เปิดหรือที่เรียกว่า "ชัตเตอร์" (shutter) นั่นเอง ส่วนอีกหัววัดหนึ่งที่เหลือประกอบด้วยผลึก NaI(Tl) ซึ่งมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 2.5 ซม. และหนา 1 –5 มม. และส่วนประกอบอิเล็กทรอนิคส์ดังแสดงในรูป 10 –8 คอลลิเมเตอร์ของหัววัดก็มีลักษณะง่ายเช่นเดียวกับของต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีคอลลิเมเตอร์ทั้งสองซึ่งหมายถึงคอลลิเมเตอร์ที่ใช้กับโพรบและต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีนั้นจะต้องมีแนวศูนย์กลางอยู่ตรงกันอย่างแท้จริง



รูป 10-8 แผนภาพแสดงองค์ประกอบของโบนเดนซิโตมีเตอร์

ในการวัดความหนาแน่นของกระดูกซึ่งปฏิบัติทั่วไปมี 2 วิธี ได้แก่ วัดการดูดกลืนของโฟตอนเดี่ยว (single photon absorptiometry) หรือเรียกย่อ ๆ ว่า SPA และวัดการดูดกลืนของคู่โฟตอน (dual photon absorptiometry) หรือเรียกย่อ ๆ เป็น DPA ความหมายของชื่อคือ SPA หมายถึงการใช้ต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีเดี่ยวที่เปล่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาเพียงค่าพลังงานเดี่ยวเท่านั้น ตัวเลือกที่ดีสำหรับวัตถุประสงค์นี้ ได้แก่ ไอโอดีน-125 ($T_{1/2}$ = 60 วัน, เอ็กซเรย์ 27 keV) หรืออเมอริเซียม -241($T_{1/2}$ = 458 ปี, รังสีแกมมา 60 keV) สำหรับ DPA ซึ่งต้องใช้กัมมันตภาพรังสีเอ็กซ์หรือแกมมา 2 ตัว ซึ่งอาจเป็นต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีที่ใช้พลังงานเดี่ยว 2 ตัว (เช่น ^{125}I และ ^{241}Am) หรือใช้หนึ่งต้นกำเนิดกัมมันตภาพรังสีที่เปล่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมา 2 ค่าพลังงานที่แตกต่างกัน เช่น ^{153}Gd ($T_{1/2}$ = 242 วัน และเปล่งรังสีเอ็กซ์และแกมมา 40 และ 100 keV ตามลำดับ) ปริมาณของต้นกำเนิดรังสีที่ใช้ในเครื่องโบนเดนซิโตมีเตอร์จะมีค่าอยู่ในช่วง 200 mCi ถึง 1.5 Ci

การใช้ SPA หรือ DPA ก็ตาม ล้วนมีทฤษฎีในการวัดความหนาแน่นของกระดูกเดียวกัน ซึ่งขึ้นอยู่กับการวัดลำรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาที่ถูกลดทอนพลังงานโดยการวิ่งทะลุผ่านปริมาตรที่มีความหนา t ซึ่งประกอบด้วยเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูก การลดทอนพลังงานดังกล่าว (ดูรายละเอียดในบทที่ 6) ขึ้นกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานเชิงเส้น (linear attenuation coefficient) ของเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูก ทั้งยังขึ้นกับความหนาของเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูกที่อยู่ในแนวทะลุผ่านของลำรังสีอีกด้วย นอกจากนี้ สัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานแบบเชิงเส้นของสารใด ๆ มีค่าเป็นผลคูณของสัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานเชิงมวลและความหนาแน่นของสารนั้น ๆ แต่สัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานเชิงมวลของกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อนกรณีปกติกับกรณีเป็นโรคนั้นมีค่าไม่ต่างกันมากนัก ดังนั้น การแปรค่าความหนาแน่นของกระดูกและเนื้อเยื่ออ่อนจึงสะท้อนถึงการลดทอนพลังงาน ถ้าความหนาแน่นของกระดูกแปรค่า การลดทอนพลังงานของลำรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาที่ทะลุผ่านกระดูกหนา x จะแปรค่าไปด้วย

การวัดค่าเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ ดังกล่าวนี้ทำโดยสแกนผ่านกระดูกตัดขวาง เช่น radius หรือ spine จากนั้นเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับค่าจากแฟนธอม (phantom) ซึ่งทราบค่าความหนาแน่นกระดูก (แฟนธอม หมายถึงแบบจำลองซึ่งถูกสร้างให้มีสภาพใกล้เคียงอวัยวะให้มากที่สุด แต่ทราบค่าของส่วนประกอบแน่นอนเพื่อใช้เป็นมาตรฐานในการวัดผลจากอุปกรณ์ และยังใช้ในงานควบคุมคุณภาพเครื่องมืออีกด้วย, ผู้แปล) ผลลัพธ์ได้แก่ ความหนาแน่นเฉลี่ยของกระดูกในแนวตัดขวางและเพื่อเป็นการเพิ่มความแม่นยำในค่าที่วัดได้ ปฏิบัติโดยทำการวัดกระดูกตัดขวางจำนวนมาก ดังนั้น ย่อมได้ค่าเฉลี่ยความหนาแน่นกระดูกของปริมาตรใหญ่ ในการนี้คาดว่าจะเป็นการลดข้อผิดพลาดซึ่งเกิดจากการฉายลำรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาได้ตรงกับตำแหน่งของกระดูกตัดขวางซึ่งสนใจศึกษา ข้อได้เปรียบเด่นของ SPA ที่เหนือกว่า DPA คือ ความง่าย อย่างไรก็ตาม SPA จะมีความถูกต้องเฉพาะบริเวณซึ่งมีการลดทอนพลังงาน (ของรังสีเอ็กซ์หรือแกมมา, ผู้แปล) เนื่องจากเนื้อเยื่ออ่อนเป็นค่าน้อย ๆ เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีของกระดูก (เช่น radius) DPA นั้นสามารถใช้ได้กับกระดูก เช่น lumbar spine เนื่องจากการลดทอนพลังงาน เนื่องจากเนื้อเยื่ออ่อนนั้นมีการใช้ค่าเพื่อคำนวณได้ถูกต้องกว่า เครื่องโบนเดนซิโตมีเตอร์ที่ได้รับการ

ปรับตั้งค่าอย่างถูกต้องจะวัดความหนาแน่นของกระดูกได้อย่างถูกต้องโดยมีข้อผิดพลาด 2 – 3% จึงช่วยให้ทราบการแปรค่าของความหนาแน่นกระดูกซึ่งอาจเกิดจากโรคบางชนิด เช่น ออสติโอโพโรซิส (osteoporosis) มาเป็นเวลานาน หรือในช่วงของการบำบัดโรค การตรวจด้วยวิธีการนี้สามารถปฏิบัติซ้ำได้โดยไม่ต้องเสี่ยงกับการรับโดสกัมมันตภาพรังสี เนื่องจากโดสกัมมันตภาพรังสีที่เกิดจะมีปริมาณต่ำสุด (ค่าโดสสูงสุดที่ผิวหนังได้รับ = 20 mrad) และกระจายค่าอยู่ในปริมาตรเล็ก ๆ เท่านั้น