บทที่ 14
อีมิสซันคอมพิวต์โทโมกราฟฟีย์
Emission Computed Tomography

การถ่ายภาพสแกนแนวระนาบ แม้จะเป็นการถ่ายแบบหลายวิวก็ตาม ก็ยังไม่สามารถบอกข้อมูลเกี่ยวกับการกระจายค่าของนิวไคลด์รังสีในอวัยวะแบบ 3 มิติได้อย่างถูกต้อง แม้ว่าเครื่องสแกนสามารถจะมีข้อมูลที่รวบรวมจากมิติที่ 3 (ความลึก) ภาพการสแกนของการกระจายค่าแบบ 3 มิติ จะส่งผลให้รอยโรคมีความคมชัดต่ำ (บทที่ 13) ด้วยวิวัฒนาการที่ประสบผลสำเร็จในด้าน CT (computed tomography) ในงานวินิจฉัยโรคด้วยรังสี (หมายถึงภาพตัดขวางของอวัยวะที่ต้องการตรวจ จะถูกตัดขวางในลักษณะต่าง ๆ ด้วยคอมพิวเตอร์, ผู้แปล) ซึ่งเป็นแนวความคิดและวิธีการเดียวกันที่ใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ซึ่งเรียกชื่อว่า "อีมิสชันคอมพิวต์โทโมกราฟฟีย์" (Emission Computed Tomography) หรือเรียกย่อ ๆ ว่า ECT โดยทั่วไปภาพตัดขวางหรือโทโมกราฟฟีย์นั้นแบ่งได้เป็น 2 กลุ่ม คือ ตัดตามแนวขวาง (Transverse) และตัดตามแนวยาว (Longitudinal) ซึ่งเป็นภาพตัดขวางที่ใช้ประโยชน์ได้อย่างดีในด้านคลินิกและงานวิจัย ภาพตัดตามแนวขวางสามารถสร้างจากนิวไคลด์รังสีที่เปล่งโฟตอนเดี่ยว (single photons) คือรังสีเอ็กซ์หรือแกมมา หรืออาจเป็นนิวไคลด์รังสีที่เปล่งโพสิตอน (positron) ก็ได้ ตามตัดตามแนวขวางที่เกิดจากโฟตอนเดี่ยวนั้นรู้จักกันทั่วไปภายใต้ชื่อ SPECT และภาพที่เกิดจากโพสิตรอน คือ PET ส่วนภาพตัดตามแนวยาวนั้นถูกสร้างจากโฟตอนเดี่ยวเท่านั้น

ในบทนี้จะอธิบายทฤษฎีภาพตัดตามขวาง อุปกรณ์ทั่วไปที่ใช้กับเครื่อง SPECT และ PET รวมถึงความสัมพันธ์ของอุปกรณ์ทั้งสองแบบ ส่วนเทคนิคด้านคณิตศาสตร์ที่ใช้ในการสร้างภาพหรือเรียกทั่วไปว่า "รีคอนสตรัคชัน" (reconstruction) ของภาพตัดขวาง เป็นเทคนิคระดับสูงและเกินกว่าขอบข่ายของหนังสือนี้จะกล่าวถึง ดังนั้น รายละเอียดของภาพตัดขวาง เป็นเทคนิคระดับสูงและเกินกว่าขอบข่ายของหนังสือนี้จะกล่าวถึง ดังนั้น รายละเอียดของภาพตัดขวางตามแนวยาวจะมีกล่าวโดยย่อเท่านั้น

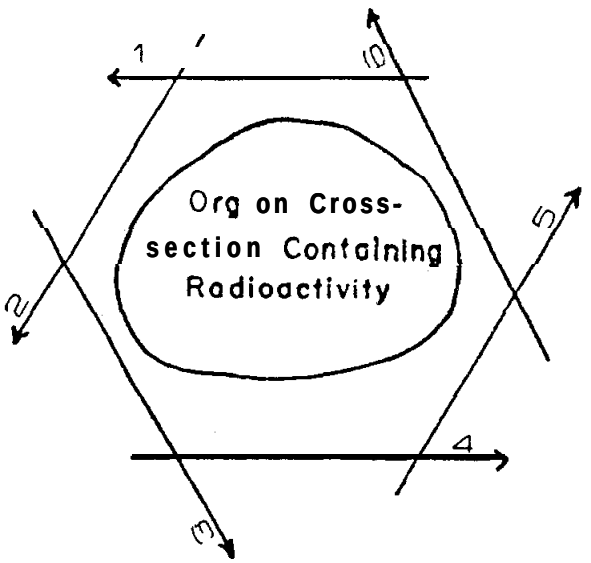
ทฤษฎีโทโมกราฟฟีย์ภาพตัดขวาง

การทำงานในรูปแบบง่ายสุด (ของอุปกรณ์ที่สร้างภาพตัดขวาง, ผู้แปล) คือหัววัดเป็นฝ่ายจัดหาข้อมูลจากชิ้นส่วนบาง ๆ ซึ่งมีกัมมันตาพรังสีปรากฏอยู่ในแนวแกน ในการนี้กระทำโดยสแกนแบบเส้นตรงจากหลายทิศทางรอบ ๆ ภาพตัดขวาง ดังแสดงในรูป 14 – 1 ในรูปแบบที่ซับซ้อนและเพื่อวัตถุประสงค์ในการลดเวลาของการเก็บข้อมูล ข้อมูลอาจถูกจัดหาจากชิ้นส่วนบาง ๆ หลาย ๆ ชิ้นและหลาย ๆ ทิศทางพร้อมกัน ซึ่งต้องใช้หัววัดหลายตัว ในกรณีทั้งสองนี้ล้วนมีทฤษฎีภาพตัดตามแนวขวางเช่นเดียวกัน และแบ่งได้เป็น 2 ขั้นตอน ได้แก่เครื่องทำการเก็บข้อมูลภาพถ่าย (projection data) จากตำแหน่งต่าง ๆ หลาย ๆ ทิศทาง จากนั้นทำการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้ข้อมูลจากขั้นตอนแรก

แนวพิจารณาในการเก็บข้อมูล

เริ่มพิจารณาจากกรณีง่าย ๆ คือ หัววัดเดี่ยว (single detector) ทำการสแกนแบบเส้นตรงในแนวตัดขวางจากหลาย ๆ ทิศทาง ในกรณีถือเสมือนว่าหัววัดเคลื่อนจากตำแหน่งหนึ่งไปยังอีกตำแหน่งหนึ่งตามแนวเส้นตรง

ซึ่งมันจะรับค่านับวัดจากแนวตั้งหรือแนวคอลัมน์ (columns) มากมายและบรรดาแนวดังกล่าวนี้ล้วนตั้งฉากกับทิศทางของการสแกน ทั้งยังมีช่วงห่างระหว่างแนวเท่า ๆ กันสม่ำเสมอ ในรูป 14 –2 แสดงตำแหน่งทั้ง 2 ของหัววัดในการสแกนแบบเส้นตรงที่มีลักษณะต่างกัน คอลัมน์ทั้งสองซึ่งตั้งฉากซึ่งกันและกันจะมีบริเวณตัดกันเป็นบริเวณเล็ก ๆ เท่านั้น (บริเวณสี่เหลี่ยมสีดำในรูป, ผู้แปล) เรียกบริเวณนี้ว่า "ปิกเซล" (pixel) จากนั้นภาพตัดขวางที่สมบูรณ์สามารถจะจินตนาการได้จากบรรดาปิกเซลเล็ก ๆ เหล่านี้นั่นเอง ดังนั้น การรวมปิกเซลต่าง ๆ ซึ่งล้วนตั้งฉากกับทิศทางของการสแกนจะได้ค่านับวัดของหัววัด ณ ตำแหน่งต่าง ๆ ตามแนวสแกนซึ่งมีมุมต่างกันออกไป (หมายถึงมุมของหัววัดที่ทำกับแนวแกน X, ผู้แปล) ลักษณะดังกล่าวนั้นเรียกว่า "โปรเจคชัน"

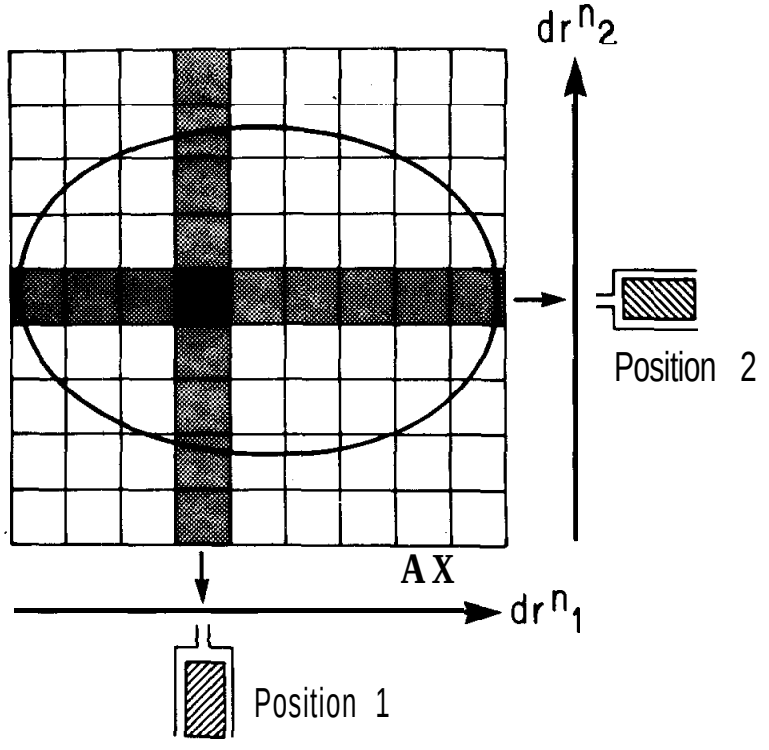


รูป 14-1 ทฤษฎีของโทโมกราฟฟีย์ตามแนวแกนภาพอวัยวะตัดขวางได้จากทิศทางที่ประชิดกับอวัยวะ (ในตัวอย่างนี้มี 6 ตำแหน่ง) ผลสแกนเหล่านี้จะใช้ในการรีคอนสตรัคต์การกระจายของกัมมันตภาพรังสีในชิ้นส่วนตัดขวาง โดยใช้เทคนิคการแปรค่าของการซ้อนทับ

(projections) ของหนึ่งระนาบบนหนึ่งเส้นตรง บรรดาข้อมูลที่ได้จากวิธีการนี้ จะถูกคอมพิวเตอร์คำนวณค่าแต่ละปิกเซลโดยใช้วิธีการดังจะอธิบายในตอนต่อไป จำนวนปิกเซลในส่วนตัดขวาง 1 ส่วนจะหาได้จากจำนวนของคอลัมน์ N ในทิศทางที่ทำการสแกน ดังนั้นมีค่าเป็น N × N กรณีตามรูป 14 –2 จำนวนที่อะบายนี้คือ 9 × 9 = 81- โดยทั่วไปในทางปฏิบัติของเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ขนาดของแมทริกซ์ (matrix) อาจเป็น 64 × 64 หรือ 128 × 128- ผลลัพธ์คือจำนวน 4,096 หรือ 16,384 ปิกเซลตามลำดับ

ความกว้างปิกเซล ΔX จำนวนปิกเซล N ตามแนวเส้นสแกนและจำนวนการสแกนแบบเส้นตรง M โดยมีมุมเท่ากันนั้น จัดว่าเป็นสิ่งสำคัญทั้ง 3 ประการ การตัดสินใจโดยพิจารณาความสัมพันธ์ซึ่งกันและกันของค่าทั้งสามในการเก็บข้อมูล นับว่าต้องใช้เวลาพอสมควรในการทำสแกน ความกว้างปิกเซลใช้บ่งถึงเรโซลูชันที่สามารถก่อขึ้นได้ในรูปตัดขวางซึ่งก็คือ 2 คูณด้วยความกว้างปิกเซล โดยทั่วไปการลดขนาดความกว้างปิกเซล (ΔX) จะเป็นการเพิ่มเรโซลูชันในทางกลับกันถ้าเพิ่มความกว้างปิกเซลจะเป็นการลดค่าเรโซลูชันด้วย อย่างไรก็ตามถ้าลดความกว้างปิกเซล (ΔX) จะต้องทำการลดขนาดของรูคอลลิเมเตอร์ของหัววัด ซึ่งจะทำให้ความไวของหัววัดลดลง ดังนั้น เพื่อให้ได้ค่าทางสถิติที่ถูกต้องดังเดิมจะต้องเพิ่มเวลาในการเก็บข้อมูลของแต่ละตำแหน่ง

ให้มากขึ้น อีกประการหนึ่ง ถ้าลดความกว้างปิกเซล (ΔX) จะเพิ่มจำนวนปิกเซล N ในเส้นสแกนซึ่งจะเพิ่มจำนวนการสแกนแบบเส้นตรง M ที่มุมต่าง ๆ ในการเก็บข้อมูล ซึ่งจะทำให้เพิ่มเวลาในการทำงานด้วย ดังนั้นเราจะต้องเผชิญกับปัญหาที่เหมือนกันซึ่งจะต้องเลือกค่าในการสร้างภาพตัดตามแนวขวาง เช่นเดียวกับที่เคยได้พบ



รูป 14-2 *การเก็บข้อมูลในภาพตัดขวางโทโมกราฟฟีย์ dr^{n1} และ dr^{n2} แทนทิศทางการสแกน 1,2...*

ในการถ่ายภาพแบบระนาบ (plannar) กล่าวคือการเพิ่มเรโซลูชันกลับจะลดความไวลง ดังนั้นต้องหาค่ากลางซึ่งก่อความเหมาะสมต่อพารามิเตอร์ทั้งสอง ทางด้าน CT ซึ่งมีโฟตอนจำนวนมากจากหลอดเอ็กซเรย์เรโซลูชันหรือขนาดปิกเซลที่ใช้ทั่วไปคือ 1 มม. (ค่าโดยประมาณ) จำนวนการทำสแกนแบบเส้นตรง 180 เส้นหรือมากกว่า งานเวช-ศาสตร์นิวเคลียร์ จำนวนโฟตอนในภาพตัดขวางมีจำนวนน้อยกว่าเรโซลูชันมักมีค่าอยู่ในช่วง 1 ซม. และจำนวนการทำสแกนแบบเส้นตรงที่จำเป็นในการใช้งานคือ 64 เส้น (บางกรณีอาจเป็น 128) นอกจากความกว้างปิกเซล ($\Delta\bar{X}$) ของคอลัมน์ สิ่งสำคัญอื่น ๆ ที่จำเป็นในการคอลลิเมต (collimation) ได้แก่

1. หัววัดแต่ละหัวจะบันทึกค่านับวัด ณ ตำแหน่งที่กำหนดไว้เพียงคอลัมน์เดียวเท่านั้น (ตั้งฉากกับแนวการสแกน)

2. การนับวัดพื้นที่ตัดขวางที่มีลักษณะแบบเดียวกัน (uniform) ณ ตำแหน่งต่างกันตามแนวสแกนจากหลาย ๆ ทิศทางจะไม่มีการแปรค่า

3. ความแรงกัมมันตภาพรังสีในปิกเซลใด ๆ ในหนึ่งคอลัมน์จะเป็นค่านับวัดเท่ากัน ณ ตำแหน่งใด ๆ ที่กำหนดขึ้น กล่าวคือ หัววัดมีการตอบสนองแบบเดียวกัน (uniform) ตามความลึก

4. ค่านับวัดทั้งหมดได้จากพื้นที่ตัดขวางที่สนใจศึกษาเท่านั้น มิได้เกิดจากพื้นที่ตัดขวางซึ่งอยู่ใกล้เคียง

แนวเกณฑ์ต่าง ๆ ที่กล่าวข้างต้นนั้น ปฏิบัติได้ไม่ง่ายนักในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับ SPECT ความแตกต่างหลักในการเก็บข้อมูลระหว่างเครื่อง CT (หรือ PET) และ SPECT โดยใน กรณี CT ข้อมูลจะถูกเก็บจากการสแกนจาก 180 องศา ส่วน SPECT จะเก็บข้อมูลจากการสแกน 360 องศารอบแนวตัดขวางที่ต้องการ เหตุผลของความแตกต่างจะกล่าวในหัวข้อเรื่อง SPECT

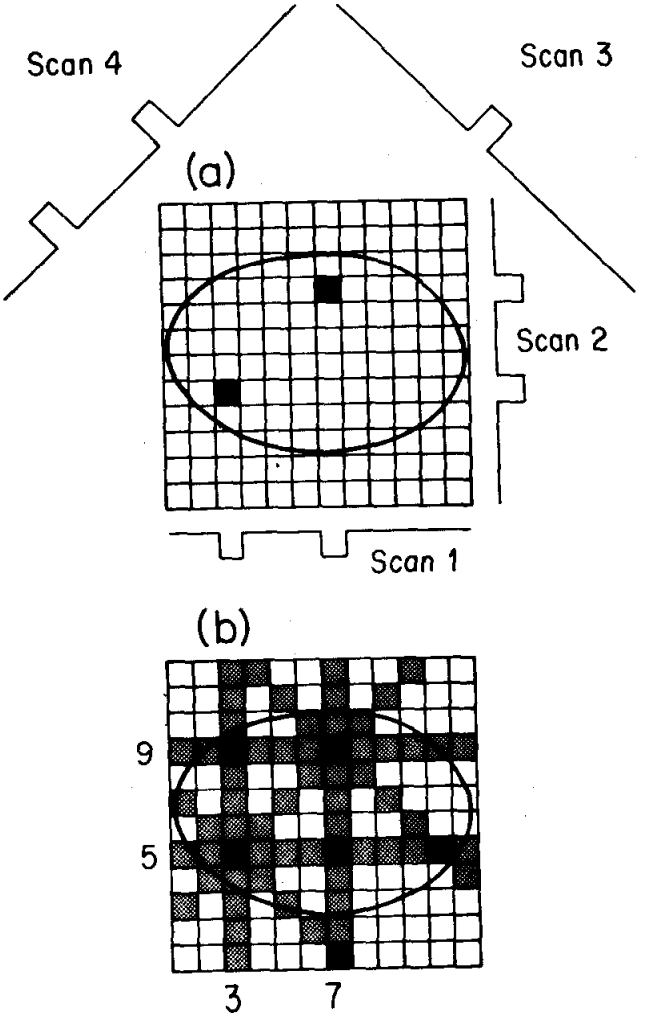
การสร้างภาพตัดขวางแบบรีคอนสตรัคชัน

รีคอนสตรัคชันของพื้นที่ตัดขวาง (หมายถึง การสร้างภาพตัดขวางขึ้นใหม่ มีลักษณะเหมือนเดิมทุกประการ) จากลิเนียร์โปรเจคชันแบบทวีคูณรอบพื้นที่ตัดขวางมักมีปัญหาเกี่ยวกับ diverse fields ในปี คศ. 1917 เรดอน (Radon) ได้เสนอวิธีแก้ไขปัญหานี้ขึ้นมา อย่างไรก็ตาม เนื่องจากความซับซ้อนในการคำนวณจึงเพิ่งมีการยอมรับและทำให้เป็นจริงได้ในทางปฏิบัติเพียงช่วง 10 ปีที่ผ่านมาเท่านั้น ซึ่งสืบเนื่องจากการนำเครื่องดิจิตอลคอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่มาใช้ในการคำนวณสร้างภาพ มีการใช้เทคนิคการคำนวณทางคณิตศาสตร์มากมายหลายวิธีเพื่อแก้ปัญหา และวิธีที่นิยมใช้ทั่วไปได้แก่ "ฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน" (filtered back projection) ซึ่งเป็นแบคโปร-เจคชันในรูปที่ถูกตัดแปลงแล้ว (modified form) (ดังนั้นจึงมีความถูกต้องมากกว่า) รูป 14 –3 จะช่วยให้เข้าใจเกี่ยวกับแบคโปรเจคชันได้ดียิ่งขึ้น

ลองพิจารณาพื้นที่ตัดขวางแบบง่าย ๆ ซึ่งประกอบด้วยต้นกำเนิดนิวไคลด์รังสี 2 ตัวดังแสดงในรูป 14 –3a (ในคอลัมน์ 3 และ 7 : ผู้แปล) ข้อมูลที่ได้จากพื้นที่ตัดขวางนี้ได้จากหัววัดที่ทำงานอย่างถูกต้องและมีการสแกนแบบเส้นตรงจากหลาย ๆ ทิศทางผลการตอบสนองของหัววัดแสดงโดยเส้น "Scan 1" "Scan 2", "Scan 3", "Scan 4", ฯลฯ สังเกตว่าในกรณีนี้ หัววัดได้รับค่านับวัดเพียง 1 หรือ 2 บริเวณ ซึ่งไม่อยู่ติดกันในการสแกนแต่ละครั้ง และตำแหน่งต่าง ๆ ดังกล่าวนี้หาได้จากแนวตัดของทิศทางการสแกนกับเส้นตั้งฉากจากแต่ละต้นกำเนิดรังสีที่ทำมุมกับแนวการสแกน ตามลำดับ

การ "รีคอนสตรัคชัน" (reconstruction) (การสร้างภาพ, ผู้แปล) โดยใช้วิธีการ "แบคโปรเจคชัน" นั้นข้อมูลที่ได้รับจากหนึ่งตำแหน่งของลิเนียร์สแกนจะถูกยิงกลับไปยังคอลัมน์ที่อยู่เหนือตำแหน่งดังกล่าวและต่อ ๆ ไป เนื่องจากขาดความกระจ่างเกี่ยวกับจำนวนและตำแหน่งปิกเซลในคอลัมน์ประกอบด้วยกัมมันตภาพรังสีมากน้อยเท่าใด (โดยทั่วไปเรามักต้องการทราบข้อมูลดังกล่าว) จึงสมมุติว่าค่านับวัดที่ได้รับจากตำแหน่งดังกล่าวนั้นมีปริมาณเท่ากันหมด ในแต่ละปิกเซลของคอลัมน์นั้น ๆ ผลลัพธ์แสดงในรูป 14-3b ค่านับวัดที่หัววัดได้รับในเส้น "Scan 1" ณ บริเวณทั้งสองนั้นจะกระจายค่าเท่า ๆ กัน ทั้ง 12 ปิกเซลของคอลัมน์ 3 และ 7 ตามลำดับ ถ้าย้อนขั้นตอนทำนองเดียวกันนี้ใหม่ แต่เป็น "Scan" อื่น ๆ (2,3,4 ฯลฯ) รีคอนสตรัคชันของพื้นที่ตัดขวางจะสมบูรณ์ เห็นได้ชัดว่าต้นกำเนิดรังสีทั้งสองถูกสร้างขึ้นใหม่ ณ บริเวณที่ถูกต้องแม้ว่าจะเป็นแผนภาพแบบดาว

(star patterns) ซึ่งที่ถูกต้องควรจะเป็นจุดจากผลที่ได้คือ จำนวนปิกเซล (บริเวณแรเงา) ซึ่งไม่มีกัมมันตภาพรังสีใน พื้นที่ตัดขวางของวัตถุจะถูกรีคอนสตรัคต์อย่างไม่ถูกต้องโดยแสดงผลเสมือนกับมีกัมมันตภาพรังสีปริมาณเล็กน้อย อยู่ แนวปฏิบัติที่ละเอียดยิ่งขึ้นนั้น รู้จักทั่วไปคือวิธี "ฟิลเตอร์ (filtered back projection)



รูป 14-3 การรีคอนสตรัคชันภาพตัดขวางโดยใช้วิธีการแบคโปรเจคชันอย่างง่าย

บริเวณดาวซึ่งเป็น "อาร์ติแฟคต์" (artifacts) จะถูกกำจัดโดยเพิ่มหรือลดค่าเดิม ด้วยอัตราส่วนคงที่ของค่านับวัดจาก คอลัมน์ที่พิจารณากับคอลัมน์ข้างเคียงหลาย ๆ คอลัมน์ทั้งสองข้าง หลังจากการปฏิบัติการดังกล่าว ภาพที่ได้ คือ ภาพรีคอนสตรัคต์ที่ถูกต้องและไม่มีอาร์ติแฟคต์ ในทางปฏิบัติจริงจะมีการเก็บข้อมูลปริมาณมาก และจำต้องอาศัย วิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์จำนวนมากเช่นกันเพื่อรีคอนสตรัคต์ภาพ ดังนั้นเครื่องดิจิตอลคอมพิวเตอร์ขนาดใหญ่ จึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อการบันทึกและการประมวลผลข้อมูลให้ได้อย่างรวดเร็ว

การสร้างภาพโทโมกราฟฟีย์ด้วยโฟตอนเดี่ยว (SPECT)

สำหรับการสร้างภาพ SPECT ในยุคปัจจุบันอาจเป็นไปได้ 2 แบบ คือ ใช้ซินทิลเลชันคาเมราแบบหลายหัววัด (multidetectors) หรืออาจใช้หัวเดี่ยว (scintillation camera) ซึ่งแบบหลังเป็นที่นิยมใช้แพร่หลายกว่า เนื่องจากเป็นเครื่องที่สมบูรณ์และเหมาะสมในการใช้งานตัวอย่างของเครื่อง เช่น ซินทิลเลชันคาเมราและคอมพิวเตอร์หนึ่งตัวซึ่งมีอยู่พร้อมแล้วในหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เพียงเพิ่มเติมองค์ประกอบอื่นที่จำเป็น ได้แก่ แกนหมุน (rotating gantry) สำหรับติดตั้งหัววัด และ โปรแกรมซอฟต์แวร์ เพื่อเก็บข้อมูลและสร้างภาพตัดขวาง ในการนี้หัววัดของซินทิลเลชันคาเมราสามารถหมุนรอบคนไข้ในแนววงกลมและหยุดในช่วงเวลาที่กำหนดไว้เพื่อเก็บข้อมูลจากหลาย ๆ ทิศทาง (32 ถึง 64 มุม เป็นค่าที่ใช้ในการตรวจซึ่งถือเป็นงานประจำ) ซินทิลเลชัน-คาเมราสามารถเก็บข้อมูลจากอวัยวะซึ่งจัดว่าเป็นพื้นที่ผิวขนาดใหญ่ได้และเป็นการจัดเก็บข้อมูลในเวลาเดียวกันตลอดอวัยวะ การผลิตภาพตัดขวางของอวัยวะหลาย ๆ ภาพ พร้อมกันนั้นกระทำโดยการเก็บข้อมูลครั้งเดียวเท่านั้น ซึ่งตรงข้ามกับการสร้างภาพของชิ้นส่วนบาง ๆ (thin section) ความสามารถดังกล่าวจัดเป็นข้อได้เปรียบข้อหนึ่งซินทิลเลชันคาเมราแบบ SPECT เมื่อเปรียบกับระบบที่มีหัววัดหลาย ๆ หัว ซึ่งในปัจจุบันจะสร้างภาพได้เพียงภาพเดียวในแต่ละครั้ง

ความต้องการ 2 อย่างที่ SPECT ยังไม่สามารถทำได้บรรลุตามเป้าหมาย คือ ความไวของแต่ละปิกเซลในหนึ่งคอลัมน์ต้องมีค่าเท่ากันหมดและค่านับวัด ณ แต่ละตำแหน่งเกิดขึ้นเฉพาะจากคอลัมน์นั้นเท่านั้น สาเหตุเนื่องจาก ประการแรก รังสีแกมมาเกิดจากปิกเซลต่าง ๆ จะทะลุผ่านเนื้อเยื่อซึ่งมีความหนาแตกต่างกันไป ดังนั้น การลดทอน (attenuation) พลังงานจะมีดีกรีไม่เท่ากัน แม้จะเป็นกรณีไม่มีการลดทอนพลังงานก็ตาม ความไวของคอลิเมเตอร์นั้นขึ้นกับความลึก ดังนั้น ความไวของแต่ละปิกเซลจะมีค่าไม่เท่ากัน ประการที่สอง คอมป์ตัน-สแคตเตอริงก์ (compton scattering) ของรังสีแกมมาที่เกิดนอกคอลัมน์ที่สนใจแต่สามารถเข้าสู่หัววัดซึ่งมีลักษณะเช่นเดียวกับแสงจากคอลลิเมเตอร์แบบลู่ออก ผลคือยากในการเก็บข้อมูล ณ ตำแหน่งที่กำหนดไว้จากหนึ่งคอลัมน์ (และหนึ่งพื้นที่ตัดขวาง) เท่านั้น (ดูรูป 10 -2) ได้มีการนำเสนอวิธีการมากมายเข้ามาใช้เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าววิธีหนึ่งคือแก้การลดทอนพลังงานหรือมักเรียกทับศัพท์ว่า "แอทเทนนูเอชันคอร์เร็คชัน" (Attenuation correction) ข้อมูลจะถูกบันทึกค่าจากทั้งสองด้านของคอลัมน์ (หมุน 360 องศา แทน 180 องศา) สัญฐานของคนไข้ทราบค่าและสมมุติค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานในแต่ละปิกเซลเป็นค่าเดียวกันหมด (uniform) จากนั้นสามารถสร้างแมทริกซ์ที่ใช้เป็นตัวแก้ข้อมูลได้ เรียกชื่อเป็น "คอร์เร็คชันแมทริกซ์" (correction matrix) แมทริกซ์ดังกล่าวใช้แก้ข้อมูลดิบซึ่งใช้ในการรีคอนสตรัคตภาพ อนึ่ง ได้มีการค้นพบว่าคอลลิเมเตอร์พิเศษซึ่งมีรูยาวกว่าปกติ (ความหนา L ของคอลลิเมเตอร์) ใช้ลดสแคตเตอริงก์และฟิลด์ออฟวิว (field of view) แบบลู่ออกได้ดี

องค์ประกอบอื่นที่จำเป็นในการสร้างภาพตัดขวางด้วยกัมมันตภาพรังสีอย่างถูกต้องสำหรับซินทิลเลชันคาเมราระบบ SPECT ได้แก่

1. ตำแหน่งศูนย์กลางทางด้านอิเล็กทรอนิค (ตำแหน่ง x,y) จะต้องเที่ยงตรงกับตำแหน่งศูนย์กลาง

การหมุน กรณีภาพ 2 มิติ (ระนาบ) ถ้าเกิดการเคลื่อน 1 หรือ 2 ปิกเซลในแนว x หรือ y จะสังเกตเห็นได้ยาก แต่สำหรับ SPECT ผลจากการคลาดเคลื่อนดังกล่าวจะก่ออาร์ติแฟคต์ เช่น ต้นกำเนิดรังสีแบบจุดหรือ "พอยนต์ซอร์ส" (point source) จะถูกรีคอนสตรัคต์เป็นวงแหวน (ring) การปรับเทียบให้ถูกต้องทำโดยวางพอยนต์ซอร์ส ณ ศูนย์กลางการหมุน จากนั้นถ่ายภาพจาก 2 ทิศทางตรงข้ามกัน แล้วคำนวณตำแหน่งปิกเซลของต้นกำเนิดในภาพทั้งสองนั้น ถ้าภาพดังกล่าวเหมือนกันทุกประการก็ไม่จำเป็นต้องปรับค่าใด ๆ และถือว่า ศูนย์กลางอิเล็กทรอนิคส์เที่ยงตรงต่อตำแหน่งศูนย์กลางการหมุน อย่างไรก็ตามถ้าตำแหน่งปิกเซลของต้นกำเนิดรังสีไม่เหมือนกัน สามารถทำให้เหมือนกันได้ โดยใช้วิธีปรับแรงดันไฟฟ้าในแนว x หรือ y

2. "ยูนิฟอร์มิตีย์" (uniformity) ในการตอบสนองของซินทิลเลชันคาเมรา องค์ประกอบนี้ดูจะมีความสำคัญในกรณีของเครื่อง SPECT มากกว่าการถ่ายภาพจากเครื่องแกมมาคาเมราแบบอื่น เนื่องจากความผิดพลาดจะกระจายอย่างรวดเร็วสู่ภาพหรือคอนสตรัคต์ ช่วงยูนิฟอร์มิตีย์ที่ยอมรับสำหรับภาพ 2 มิติคือ ±5% สำหรับเครื่อง SPECT จะต้องมีค่าต่ำกว่า ±2% และตามที่ได้อธิบายแล้วข้างต้น (หน้า) ว่าบรรดาเครื่องซินทิลเลชันคาเมรารุ่นใหม่จะสามารถมีลักษณะการทำงานตามต้องการได้

3. การคงค่ายูนิฟอร์มิตีย์ ณ มุมต่าง ๆ เนื่องจากภาพที่ถ่ายจะถ่ายจาก ณ มุมต่าง ๆ จำนวนมาก ดังนั้นค่ายูนิฟอร์มิตีย์ต้องคงที่เสมอไปว่าคาเมราจะทำมุมเท่าใด สาเหตุสำคัญของการแปรค่ายูนิฟอร์มิตีย์ที่มุมต่าง ๆ คือ ค่า "เกน" (gain) ของหลอดโฟโตมัลติไพลเออร์ (photomultiplier tube) แปรไปในการนี้จะเกิดเมื่อคาเมราหมุนทำมุมต่าง ๆ ในแนวสนามแม่เหล็กโลก คาเมรารุ่นใหม่ซึ่งหลอด PM ถูกห่อหุ้มด้วยโลหะประเภท μ - metal จะลดเหตุการณ์ดังกล่าวได้อย่างมาก

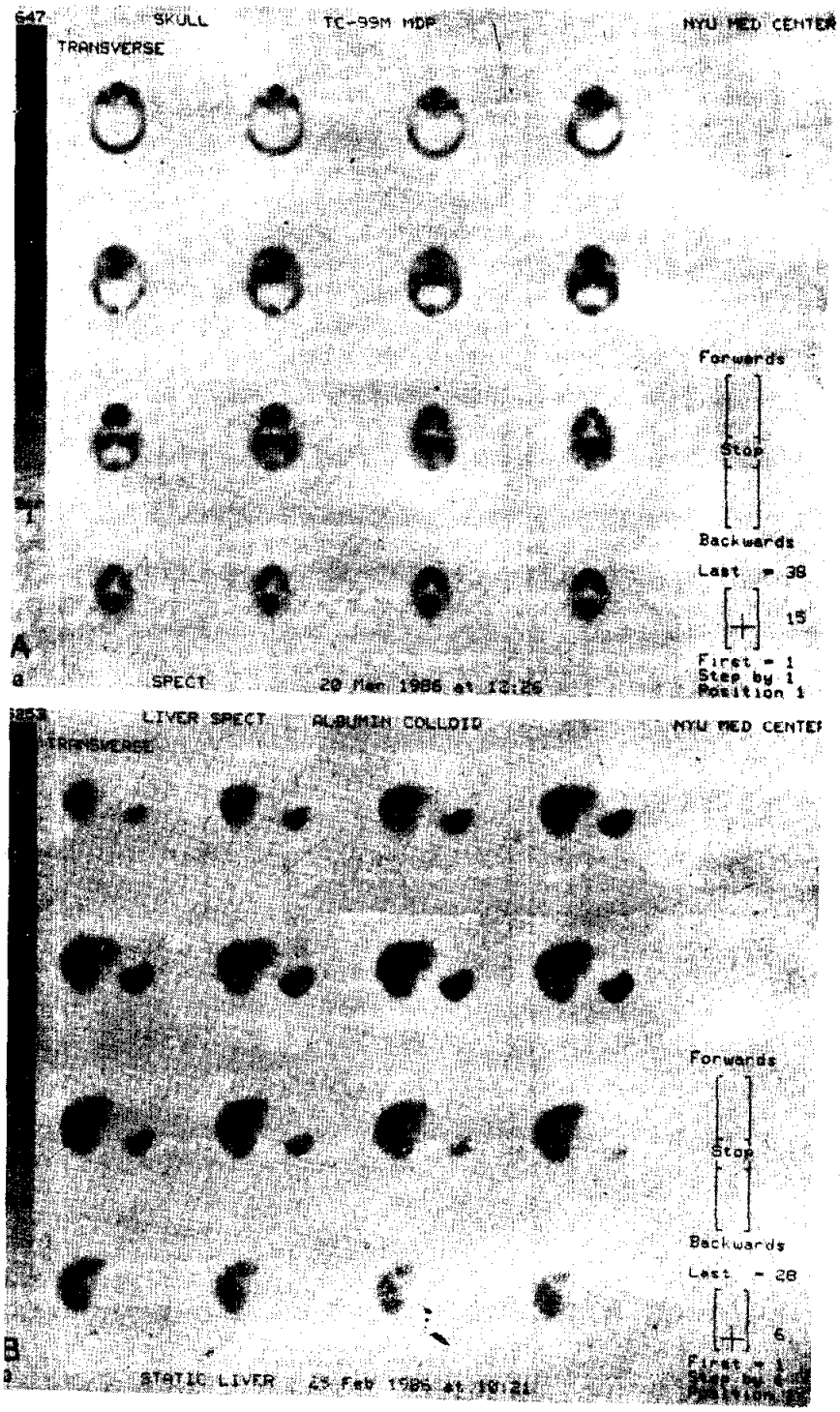
4. หัววัดเที่ยงตรงกับแกนของการหมุน เห็นได้ว่าการใช้ SPECT ทางคลีนิคอย่างคุ้มค่าและแม่นยำนั้นขึ้นกับโปรแกรมควบคุมคุณภาพ, การเก็บข้อมูลจากค่านับวัดที่เหมาะสมสำหรับแต่ละภาพ การเลือกใช้คอลลิเมเตอร์อย่างถูกต้อง, การแก้ค่าพลังงานลดทอนที่ถูกต้องและถ้าเป็นไปได้คือ การแก้ "สแคตเตอร์" (scatter)

ถ้าให้ความสนใจในจุดต่าง ๆ ดังกล่าวแล้วผลลัพธ์คือได้ภาพรีคอนสตรัคต์จาก SPECT อย่างมีคุณภาพและสามารถอ่านผลอย่างถูกต้องจากงานประจำทางคลินิคเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (ดูรูป 14 –4) อย่างไรก็ตามแม้ภาพเหล่านั้นจะเป็นประโยชน์ในแง่คลินิคแต่ยังมีจุดบอดซึ่งต้องการความถูกต้องในการวัดแบบหาปริมาณในการตรวจ

โพซิตรอนอีมิสชันโทโมกราฟฟีย์ (PET)

นิวไคลด์รังสีทั้งหมดที่นำมาใช้ในการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ (เช่น ^{99m}Tc, ^{67}Ga, ^{201}Tl) ล้วนมิใช่ธาตุไอโซโทปที่สำคัญที่ร่างกายต้องการนำมาใช้ดังเช่นธาตุไฮโดรเจน คาร์บอนไนโตรเจน หรือ ออกซิเจน ไอโซโทปของธาตุเหล่านี้ซึ่งมีการเปล่งรังสีแกมมามักเป็นประเภทเปล่งโพซิตรอน (^{11}C, ^{13}N และ ^{15}O) และมีครึ่งอายุสั้น ๆ (เป็นนาที) ฟลูออรีน –18 ซึ่งเป็นไอโซโทปเปล่งโพซิตรอน สามารถทำหน้าที่แทนไฮโดรเจน

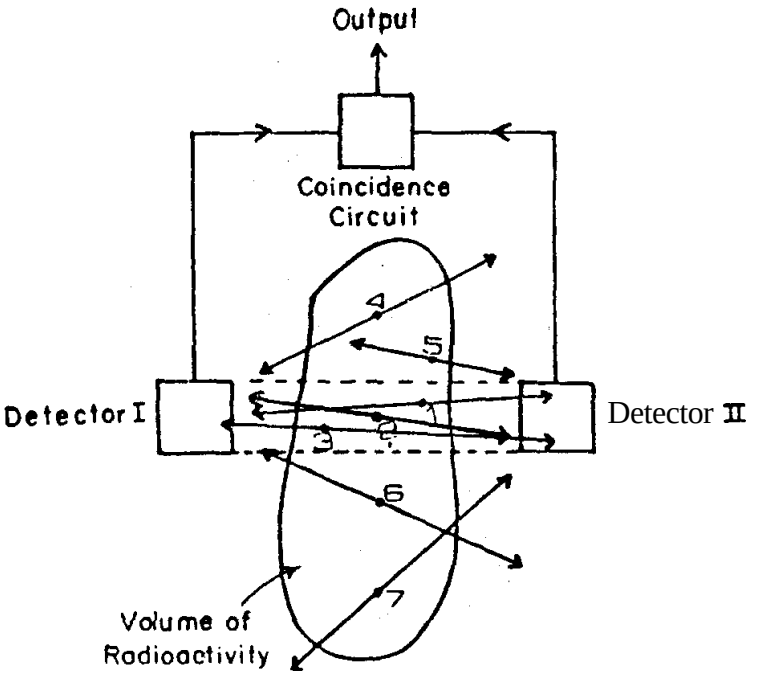
ได้ในโมเลกุลชีวภาพที่สำคัญจำนวนมาก ทั้งนี้มิได้มีการเปลี่ยนแปลงหน้าที่อย่างเด่นชัด ตัวอย่าง เช่น ^{18}F deoxyglucose สามารถใช้ในการวัดอัตราการใช้กลูโคสของเนื้อเยื่อ เช่น สมอง เนื่องจากนิวไคลด์รังสีที่เปล่ง



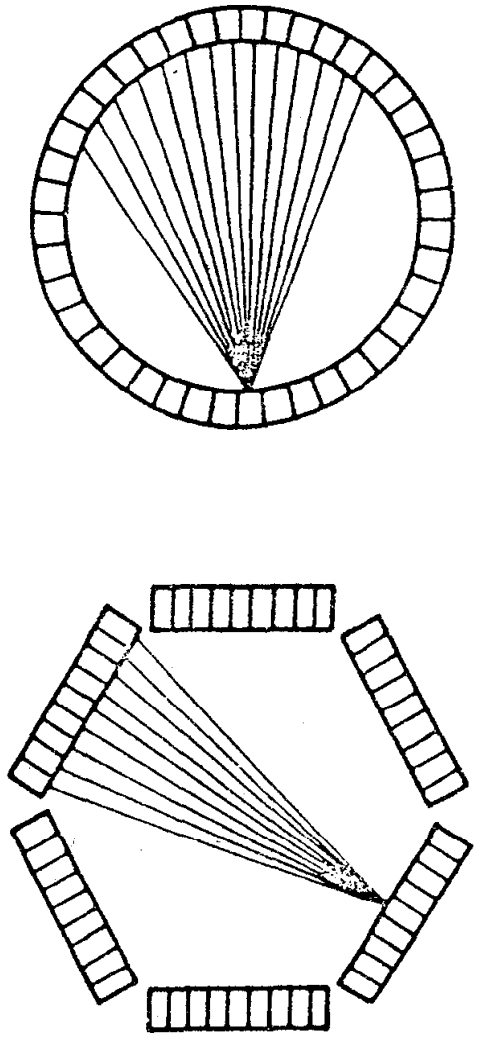
รูป 14-4 ตัวอย่างภาพจาก SPECT รูป (A) ภาพตัดขวาง 16 ภาพ แสดงการกระจายของ ^{99m}TC MDP ในศีรษะและกระดูกในหน้ารูป (B) ภาพตัดขวาง 16 ภาพ แสดงการกระจายของ ^{99m}Tc ไมโครอัลบิวมินอกรีเกตในตับและม้ามโดยสแกนช่องท้อง (Courtest of Dr.J.Sanger, N.Y.U. Med. Center)

โพซิตรอนมีศักยภาพในการวัดผลพารามิเตอร์ ทางสรีรวิทยาโดยวิธีไม่เจ็บปวด (noninvassive) นิวไคลด์รังสีดังกล่าวกำลังเป็นที่สนใจมากแม้จะมีครึ่งอายุช่วงสั้น ๆ ซึ่งยากลำบากในการติดฉลาก

นิวไคลด์รังสีที่เปล่งโพซิตรอนมิได้เปล่งรังสีแกมมา แต่เมื่อโพซิตรอนที่ถูกเปล่งออกไปนั้นสูญเสียพลังงานโดยการชน (หรือทำปฏิกิริยา) กับตัวกลางที่แวดล้อมอยู่ซึ่งเป็นระยะห่างสั้น ๆ จากแหล่งกำเนิดการเปล่ง ดังนั้นมันจะสลายตัว (annihilate) โดยการรวมกับหนึ่งอิเล็กตรอนและผลลัพธ์สุดท้ายคือเกิดรังสีแกมมา 2 ตัว ซึ่งมีพลังงานเท่ากัน คือ 511 keV (เป็นค่าพลังงาน rest mass ของอิเล็กตรอน, ผู้แปล) ในเวลาเดียวกันรังสีแกมมาคู่ดังกล่าวเกิดจากการสลายตัวของโพซิตรอนนั้นจะเคลื่อนที่ในทิศทางตรงข้ามกันเสมอ (มุมของแนวทิศการเคลื่อนที่คือ 180 องศา) กรณีภาพตัดขวางที่ได้จากการเปล่งโพซิตรอนหรือการสแกนด้วยโพซิตรอนนั้นรังสีแกมมาทั้งสองจะถูกใช้ในลักษณะตกกระทบบนหัววัดพร้อมกันหรือเรียกทับศัพท์ว่า "โคอินซิเดนซ์" (coincidence) กล่าวคือ รังสีแกมมาทั้งสองจะถูกนับวัดโดยหัววัด NaI(Tl) 2 หัววัดในเวลาเดียวกันดังแสดงในรูป 14 –5 หัววัด NaI(Tl) ขนาดเล็ก 2 หัวจะถูกจัดให้อยู่ในตำแหน่งตรงข้ามกัน (180 องศา, ผู้แปล) โดยมีอวัยวะที่มีรังสีอยู่ตรงกลางระหว่างหัววัดคู่ดังกล่าว สัญญาณที่ออกจากแต่ละหัววัดจะถูกถ่ายทอดส่ง (relayed) ไปยังวงจรโคอินซิเดนซ์ เพื่อคำนวณว่าสัญญาณออกของแต่ละหัววัดนั้นเกิดขึ้นในเวลาเดียวกันหรือไม่ ทั้งนี้ กำหนดให้อยู่ภายใน



รูป 14-5 การใช้วงจรโคอินซิเดนซ์ในการสแกนการกระจายของนิวไคลด์รังสีที่เปล่งโพสิตรอน มีเพียงโฟตอนที่เกิดจากการทำลาย (annihilation) ภายในปริมาตรเท่านั้นที่สามารถเข้าสู่หัววัดทั้งสองในเวลาเดียวกัน ในภาพแสดงด้วยแนวเส้นประ (ได้แก่ 1,2 และ 3) โฟตอนจากการทำลายนั้นถูกผลิตภายนอกปริมาตร (คือ 4,5,6 และ 7) จะไม่สามารถเข้าสู่หัววัดทั้งสองได้ในเวลาเดียวกัน ดังนั้น หัววัดทั้งสองจะสามารถนับวัดกัมมันตภาพรังสีได้ในปริมาตรเล็ก ๆ เท่านั้น ถ้าไม่มีการใช้คอลลิเมเตอร์สแกนหาการกระจายของกัมมันตภาพรังสี โดยเคลื่อนคู่ของหัววัดไปให้คลุมทั่วทั้งอวัยวะที่สนใจศึกษา



รูป 14-6 หัววัดอยู่ในแนวหกเหลี่ยมหรือวงกลม ซึ่งทำหน้าที่เก็บข้อมูลจากทิศทางต่าง ๆ ในการสร้างภาพด้วย PET แต่ละหัววัดที่อยู่ในแนวดังกล่าวหรือในวงแหวนจะมีสัญญาณโคอินซ์เดนซ์กับหัววัดจำนวนมากซึ่งอยู่ตรงข้าม ในตัวอย่างนี้แสดงให้เห็นเพียงหัววัดเดียวเท่านั้นที่โคอินซิเดนซ์กับอีกหลาย ๆ หัววัดที่อยู่ด้านตรงข้าม

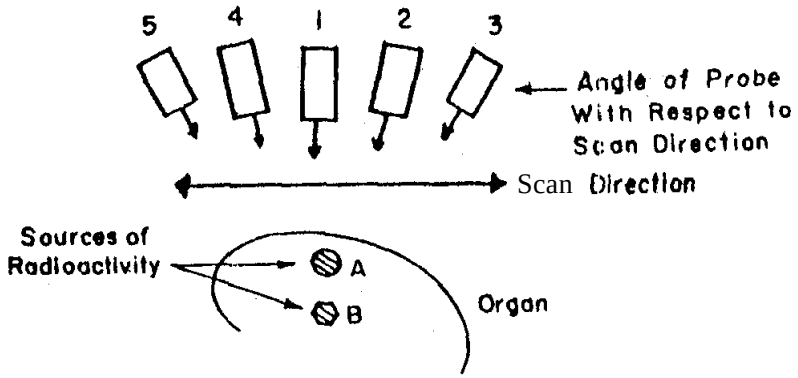
ขีดจำกัดเวลาคือ น้อยกว่า 10^{-9} วินาที ถ้าจะเป็นกรณีเกิดไม่พร้อมกัน เห็นได้ชัดว่าการนับวัดรังสีแกมมา 2 หัวที่เกิดจากการสลายตัวในเวลาเดียวกันนั้นจะส่งผลให้เกิดนิยามฟิลด์ออฟวิวที่สวยงาม (คอลัมน์ทรงกระบอกซึ่งอยู่ตรงข้ามกับกรวยหรือรูคอลลิเมเตอร์ สำหรับกรณีหัววัดเดี่ยวคู่กับคอลลิเมเตอร์) ในลักษณะที่เป็นเอกลักษณ์โดยไม่ต้องอาศัยคอลลิเมเตอร์ พึงรำลึกว่าในการนี้ความไวและเรโซลูชันในฟิลด์ออฟวิวของหัววัดคู่ดังกล่าว จะไม่แปรตามตำแหน่งของต้นกำเนิดรังสีภายในฟิลด์ออฟวิวของมันเอง ซึ่งตามที่ได้กล่าวแล้วข้างต้นว่าองค์ประกอบสำคัญในการทำ ECT ด้วย SPECT นั้นยากในทางปฏิบัติ แต่สำหรับ PET แล้วจะกระทำได้โดยง่าย อีกเหตุผลหนึ่งคือ รังสีแกมมาทั้งสองที่เกิดจากการสลายตัวต่างวิ่งผ่านเนื้อเยื่อหนาเท่ากัน และเข้าสู่ฟิลด์ออฟวิวของหัววัดทั้งสอง ดังนั้น จึงสามารถแก้ไขเกี่ยวกับการลดทอนพลังงานได้ถูกต้องและง่ายกว่า ซึ่งจัดเป็นข้อได้เปรียบของเครื่อง PET ที่เหนือกว่า SPECT

ในการใช้เครื่อง PET นั้นสามารถเก็บข้อมูลจากชิ้นส่วนบาง ๆ โดยใช้หัววัดสองหัวทำการสแกนเป็นแนวเส้นตรงจากหลาย ๆ ทิศทาง อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์นั้นมีความไวต่ำถ้าต้องการเพิ่มความไว อาจใช้หัววัดหลายคู่จัดเป็นวงหรือหกเหลี่ยมดังแสดงในรูป 14 – 6 ถ้าจะเพิ่มความไวขึ้นไปอีกต้องใช้หัววัดมากกว่า 1 array หรือ วงในการเก็บข้อมูลจากพื้นที่ตัดขวางหลาย ๆ ชิ้นในเวลาเดียวกัน ผลึก BGO ซึ่งมีประสิทธิภาพของผลึกเองสูงกว่า NaI(Tl) กรณีรังสีแกมมามีพลังงาน 511 keV จึงถูกนำมาใช้ทดแทน NaI(Tl) เรโซลูชันของอุปกรณ์อาจประมาณ 5 มม.

เนื่องจาก PET ใช้นิวไคลด์รังสีที่มีอายุสั้นซึ่งได้อธิบายแล้วในความรู้เกี่ยวกับเครื่องมือข้างต้น ดังนั้น จำเป็นต้องมีไซโคลตรอน (cyclotron) ใกล้แผนกที่ทำการตรวจ สรุปได้ว่าเทคนิคนี้มีราคาแพง ผลลัพธ์คือ เทคนิคนี้มีใช้เฉพาะศูนย์การแพทย์เพียงไม่กี่ศูนย์เท่านั้น ศักยภาพของเทคนิคนี้ในด้านคลินิกจึงถูกเผยแพร่ไม่มากนัก

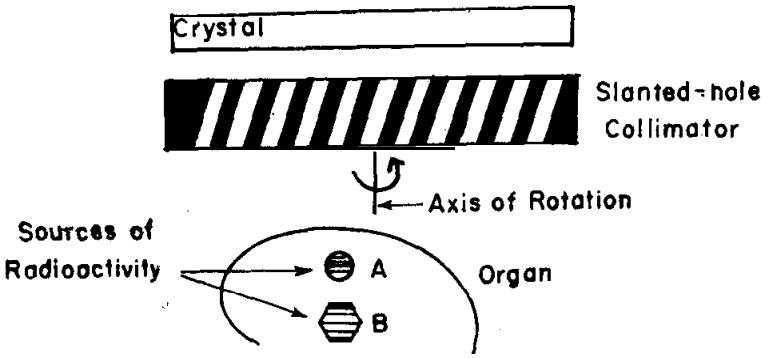
การสร้างภาพโทโมกราฟฟรีย์ในแนวยาว

การตัดภาพอวัยวะตามแนวยาวนั้นใช้หัววัดสแกนโดยเคลื่อนในระนาบขนานกับระนาบของอวัยวะที่ต้องการตรวจ ข้อมูลจากการสแกนหลายครั้งในทิศทางต่าง ๆ กันภายในระนาบดังกล่าว (ระนาบของการเคลื่อนที่ของหัววัด) โดยจัดมุมของหัววัดเรดิทิลเนียร์สแกนเนอร์ การสแกนดังกล่าวจะมีข้อมูลซ้อนกัน (superimpose) เพื่อให้เกิดเรโซลูชันดีที่สุดในระนาบของอวัยวะที่กำหนด (ดูรูป 14 – 7) ในแง่การสร้างภาพนั้นแม้จะสามารถใช้วิธีการซ้อนข้อมูลดังกล่าวได้ก็ตามแต่ถ้าใช้คอมพิวเตอร์จะยิ่งส่งผลให้ได้ภาพเร็วกว่าและใกล้เคียงความเป็นจริงมากกว่า การสร้างภาพตัดขวางในแนวยาวอาจสร้างภาพจากเครื่อง "แองเกอร์ คาเมรา" (Anger camera) โดยใช้คอลลิเมเตอร์แบบ "สแลนต์โฮล" (slanted holes) ทำการสร้างภาพจากทิศทางต่าง ๆ .โดยหมุนคอลลิเมเตอร์อย่างสมนัย



รูป 14-7 โทโมกราฟฟีย์ตามแนวยาวโดยใช้เรดิทิลเนียร์สแกนเนอร์อวัยวะถูกสแกนหลายครั้งในระนาบซึ่งขนานกับระนาบที่สนใจศึกษาในอวัยวะ โดยหัววัดเอียงทำมุมค่าต่าง ๆ การสแกนซ้อนกันหลาย ๆ ครั้งตามลักษณะที่กำหนดจะทำให้สามารถสร้างภาพตัดขวางในระนาบที่สนใจได้

(รูป 14 –8) ในปัจจุบันสามารถใช้คอลลิเมเตอร์แบบ "พินโฮล" (pin-hole) 7 ตัวเพื่อตัดภาพตามแนวยาว ซึ่งจะได้ภาพอวัยวะ 7 ภาพ จากมุมต่างกันการตัดภาพแนวยาวประสบผลสำเร็จในแง่คลินิคในระยะเบื้องต้นเพียงเล็กน้อย เนื่องจากมันไม่สามารถกำจัดกัมมันตภาพรังสีที่ปรากฏอยู่เหนือหรือใต้อวัยวะที่สนใจจะทำให้ข้อมูลดังกล่าวนั้นไม่ชัดเจนทีเดียวนัก



รูป 14-8 โทโมกราฟฟีย์ตามแนวยาวโดยใช้แองเกอร์คาเมราการสร้างภาพอวัยวะนั้นใช้คอลลิเมเตอร์แบบรูขนานซึ่งลักษณะเป็น "สแลนต์โฮล" สร้างภาพอวัยวะจะค่ามุมหลาย ๆ ค่าซึ่งทำโดยหมุนคอลลิเมเตอร์ตามแนวแกนให้ตัดผ่านศูนย์กลางของคอลลิเมเตอร์และตั้งฉากกับตัวมันเอง ซึ่งจะได้ภาพจำนวนมาก รีคอนสตรัคชันภายในระนาบที่สนใจนั้นทำโดยซ้อนภาพเหล่านั้นซ้ำอีกครั้งหนึ่งในลักษณะที่กำหนด