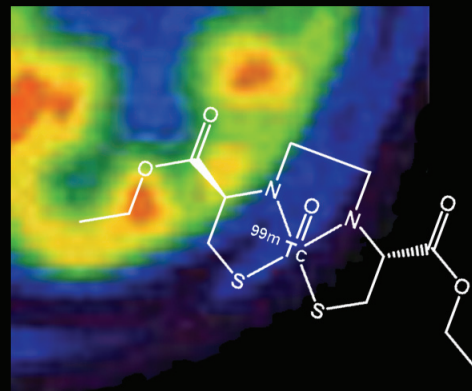
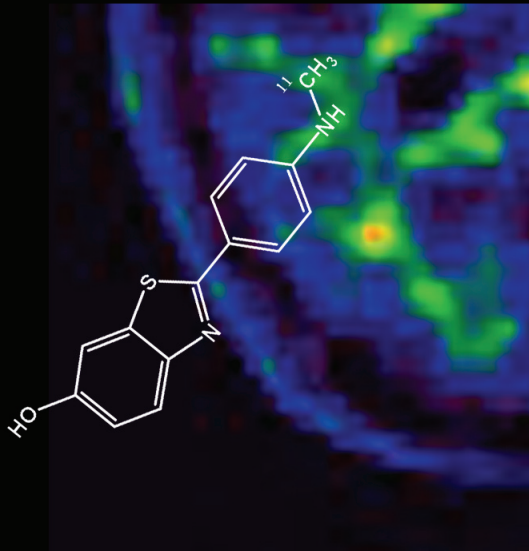
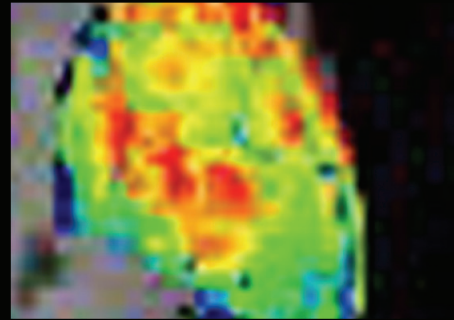
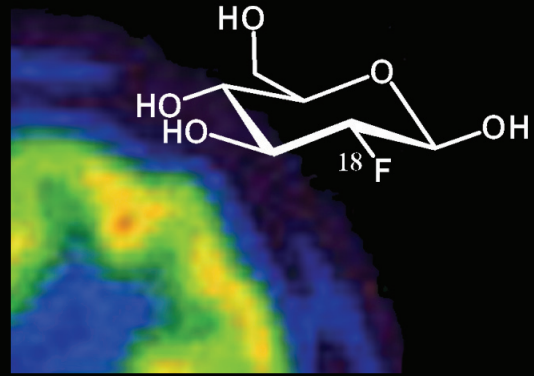
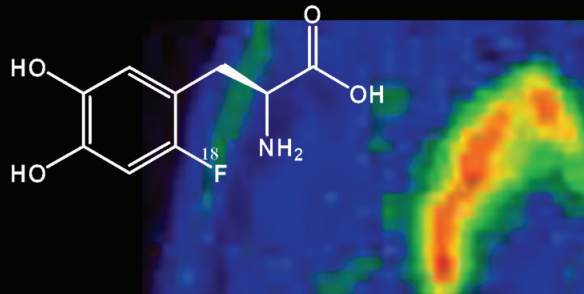
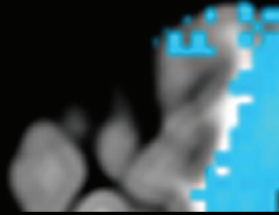




เวชศาสตร์นิวเคลียร์ ในโรคสมอง

สุภัทรพร เทพมงคล
บรรณาธิการ

เวชศาสตร์นิวเคลียร์

ในโรคสมอง

บรรณาธิการ

สุภัทรพร เทพมงคล

เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในโรคมะเร็ง

สุภัทธรพร เทพมงคล

ISBN 978-616-407-292-3

พิมพ์ครั้งที่ 1 (เมษายน 2561)

จำนวนพิมพ์ 100 เล่ม

ความหนา 280 หน้า

ราคา 850 บาท

สงวนสิทธิ์ตามพระราชบัญญัติลิขสิทธิ์ ห้ามผู้ใดพิมพ์ซ้ำ ลอกเลียน ส่วนหนึ่งส่วนใดของหนังสือเล่มนี้
ไม่ว่ารูปแบบใด นอกจากจะได้รับอนุญาตเป็นลายลักษณ์อักษรเท่านั้น

จัดพิมพ์โดย สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ถนนพระราม 4 เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
โทร. 02-2564000 ต่อ 80370 Email: supatporn@hotmail.com

แบบปก รัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์

พิมพ์ที่ โรงพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โทร. 0 2218 3563 โทรสาร 0 2215 3612
Email: cuprint@hotmail.com <http://www.cuprint.chula.ac.th>

คำนิยม

การตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในปัจจุบันมีบทบาทสำคัญในการช่วยวินิจฉัยโรคทางระบบประสาทหลายประเภทเนื่องจากการตรวจที่ช่วยให้เห็นถึงการทำงานและความผิดปกติในระดับโมเลกุล ในประเทศไทยโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เป็นโรงพยาบาลที่มีการตรวจนี้เป็นจำนวนมากและมีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วภายในระยะเวลาไม่กี่ปี แพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ รวมทั้งแพทย์สาขาที่เกี่ยวข้อง อาทิ แพทย์สาขาประสาทวิทยา แพทย์จิตเวช แพทย์อายุรกรรมผู้สูงอายุ และสาขาอื่นๆที่เกี่ยวข้องจึงมีความจำเป็นต้องมีความรู้ในด้านนี้ เนื่องจากในประเทศไทยยังไม่มีหนังสือในด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในทางประสาทวิทยา หนังสือเล่มนี้จึงเป็นหนังสือเล่มแรกๆที่เขียนขึ้นเพื่อให้ความรู้ในด้านนี้

รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุภัทรรพ เทพมงคล เป็นผู้ที่เกี่ยวข้องและมีประสบการณ์ในด้านการตรวจสอบทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์มานาน ได้ช่วยพัฒนาการตรวจต่างๆในด้านนี้จนสามารถตรวจและแปลผลจนเป็นที่ยอมรับทางประสาทวิทยาสาขาต่างๆ ได้ร่วมอยู่ในทีมการดูแลผู้ป่วยโรคทางสมองกลุ่มต่างๆ ได้รับความไว้วางใจจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ในด้านนี้ รวมทั้งได้รับเชิญไปเป็นวิทยากรในการประชุมวิชาการทั้งภายในประเทศและต่างประเทศ อาจารย์ได้ทำงานวิจัยในการใช้เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในการตรวจวินิจฉัยโรคทางสมองต่างๆ จนสามารถนำประสบการณ์และผลการศึกษาต่างๆที่ทำมาแบ่งปันในหนังสือเล่มนี้อีกด้วย นอกจากนี้ อาจารย์ยังได้สร้างทีมที่เข้มแข็งเพื่อให้การดูแลผู้ป่วยมีความยั่งยืน ซึ่งได้ร่วมกันเผยแพร่ความรู้ที่มีให้กับสถาบันอื่นๆผ่านการจัดการอบรมต่างๆอย่างต่อเนื่อง

ผมขอแสดงความชื่นชมที่รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุภัทรรพ เทพมงคล ได้มีความพยายามด้วยใจในการเขียนหนังสือเล่มนี้ขึ้นจนสำเร็จ ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการเรียนการสอน การวิจัยและการดูแลผู้ป่วยของประเทศ และเชื่อมั่นได้ว่าหนังสือเล่มนี้จะเป็น “ต้นแบบ” ในวงวิชาการทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์อย่างแน่นอน

ศาสตราจารย์นายแพทย์สุทธิพงศ์ วัชรสินธุ์

คณบดี คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผู้อำนวยการโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

คำนำ

ในหลายทศวรรษที่ผ่านมา ความรู้ ความก้าวหน้าทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในโรคสมองมีการพัฒนาไปอย่างไม่หยุดยั้ง ในปัจจุบันหนังสือเวชศาสตร์นิวเคลียร์ทางระบบประสาทมีน้อยมาก และในประเทศไทยยังไม่มีหนังสือในด้านนี้ หนังสือ “เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในโรคสมอง” นี้ จึงเป็นหนังสือที่จัดทำขึ้นเพื่อให้ นิสิต นักศึกษาแพทย์ แพทย์ประจำบ้าน แพทย์เฉพาะทางในสาขาต่างๆที่เกี่ยวข้อง และบุคลากรทางการแพทย์มีความรู้ความเข้าใจในการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยการใช้ Single Photon Emission Tomography (SPECT) และ Positron Emission Tomography (PET) ซึ่งการตรวจนี้เป็นการตรวจเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของหน้าที่การทำงานหรือการเปลี่ยนแปลงในระดับโมเลกุลของเซลล์ของสมองซึ่งนำมาใช้ประโยชน์ได้ทั้งในทางคลินิก และ การทำวิจัย

เนื้อหาในเล่มประกอบด้วย ความรู้ด้านเครื่องมือและเทคนิคการตรวจ สารเภสัชรังสีที่นิยมใช้ ความรู้พื้นฐานด้านโรคต่างๆที่เกี่ยวข้อง ก่อนที่จะนำไปสู่การใช้ SPECT และ PET ในโรคต่างๆ โดยเน้นการใช้ Brain perfusion SPECT และ F18-FDG PET ซึ่งเป็นการตรวจที่ใช้กันมากในปัจจุบัน ทั้งในประเทศไทยและต่างประเทศ นอกจากนี้ ผู้เขียนยังได้เสริมความรู้ของการตรวจ SPECT และ PET โดยใช้สารเภสัชรังสีอื่นๆ เพื่อเพิ่มความจำเพาะมากขึ้นสำหรับการวินิจฉัยในบางโรคอีกด้วย โดยผู้เขียนได้ทำการศึกษาค้นคว้า รวบรวมข้อมูลจากบทความและบทความวิจัยในวารสารทางวิทยาศาสตร์การแพทย์ต่างๆ รวมทั้งได้นำผลงานวิจัยและประสบการณ์ของผู้เขียนมารวบรวมไว้ในหนังสือเล่มนี้

ผู้เขียนหวังเป็นอย่างยิ่งว่า ผู้อ่านจะได้รับประโยชน์จากหนังสือเล่มนี้ อันนำไปสู่ความรู้ความเข้าใจ การเลือกใช้และแปลผลการตรวจ SPECT และ PET ให้เหมาะกับแต่ละภาวะเพื่อการดูแลผู้ป่วยที่ดีและแม่นยำขึ้น รวมทั้งสามารถนำไปต่อยอดในการทำวิจัยต่างๆได้ต่อไป

รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุภัทรรพร เทพมงคล
บรรณาธิการ

ผู้นิพนธ์

สุภัทรพร เทพมงคล

พ.บ. (เกียรตินิยมอันดับ 2) จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ว.ว.(เวชศาสตร์นิวเคลียร์) แพทยสภา

IAEA fellowship in Nuclear Medicine, Hospital of the University of Pennsylvania, USA

IAEA fellowship in brain SPECT & PET, Universitaire Ziekenhuizen Gasthuisberg, Belgium

Certificate in NeuroPET, UCLA, USA

รองศาสตราจารย์ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ชอุจิ ชิระโทริ

ภ.บ. จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภ.ม. มหาวิทยาลัยจิเบะ ประเทศญี่ปุ่น

ภ.ด. มหาวิทยาลัยจิเบะ ประเทศญี่ปุ่น

รองศาสตราจารย์ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กิติวัฒน์ คำวัน

วท.บ. (รังสีเทคนิค) มหาวิทยาลัยนเรศวร

วท.ม. (ฉายาเวชศาสตร์) จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วท.ด. (วิศวกรรมชีวเวช) จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Postdoctoral fellow in Medical Imaging Physics, Johns Hopkins University School of Medicine, Baltimore, USA

อาจารย์ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

กิตติกรรมประกาศ

หนังสือ “เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในโรคสมอง” สำเร็จลุล่วงด้วยดีเนื่องจากการได้รับการสนับสนุนและช่วยเหลือจากผู้มีพระคุณ ผู้เขียนขอขอบพระคุณอาจารย์ทุกท่านที่ประสิทธิ์ประสาทวิชามา ทิມแพทย์และบุคลากรทางการแพทย์ทางประสาทวิทยาสาขาต่างๆและจิตเวชศาสตร์ที่สนับสนุนส่งเสริมและเห็นความสำคัญของการตรวจต่างๆ เหล่านี้ ทำให้สามารถส่งสมประสบการณ์ในด้านนี้ รศ.นพ.ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์ หัวหน้าสาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ อาจารย์ในสาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์และเพื่อนร่วมงานในสาขาฯ หัวหน้าภาควิชารังสีวิทยาในทุกสมัย คณบดีและคณะผู้บริหารคณะแพทยศาสตร์ที่ให้การสนับสนุน ให้กำลังใจและช่วยเหลือเป็นอย่างดีมาตลอด ขอขอบพระคุณ ศ.นพ.สุเทพ กลชาญวิทย์ ศ.นพ.สมบัติ ตรีประเสริฐสุข ศ.นพ.วรศักดิ์ โชติเลอศักดิ์ และคุณปุกกี้ ที่กรุณาให้คำแนะนำในการจัดเตรียมเอกสาร

ขอบคุณ รศ.ดร.ชูจิ ชีระโทริ และ อ.ดร.กิตติวัฒน์ คำวัน ที่ร่วมเขียนหนังสือเล่มนี้ ทำให้หนังสือมีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น ขอขอบพระคุณ รศ.นพ.ธวัชชัย ชัยวัฒน์รัตน์ ที่กรุณาออกแบบปกให้สวยงาม

ขอขอบคุณ นพ.พิมข เทพมงคล สามิ ที่สนับสนุนในการทำงานและการเขียนหนังสือเล่มนี้รวมทั้งช่วยตรวจทานและให้ข้อเสนอแนะในการแก้ไข รวมทั้งน้องพิม ลูกสาว ที่คอยให้กำลังใจเสมอมา ขอขอบคุณคุณพ่อ รศ.ดร.สุรัชย์ สิกขาบัณฑิต และ คุณแม่ รศ.ดร.เสาวณีย์ สิกขาบัณฑิต ที่คอยกระตุ้นเตือนให้การเขียนหนังสือสำเร็จ ลุล่วงและปรารถนาดีต่อลูกตลอดมา

สารบัญ

บทที่	หน้า
1 Nuclear Medicine Instrumentation	1
2 Radiopharmaceutical	27
3 Normal brain SPECT & PET	59
4 Dementia	107
5 Epilepsy	145
6 Movement disorder	177
7 Brain tumor	211
8 Cerebrovascular disease	241
Index	259

1 | NUCLEAR MEDICINE INSTRUMENTATION

อ.ดร.กิตติวัฒน์ คำวัน

ในปัจจุบันการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์มีบทบาทอย่างมากในงานทางรังสีวิทยาและทางการแพทย์ เนื่องจากสามารถแสดงถึงการทำงานของอวัยวะภายในร่างกายที่เกิดจากการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีในอวัยวะเป้าหมายที่เราสนใจ ทำให้สามารถตรวจพบความผิดปกติได้ก่อนที่จะมีความผิดปกติทางด้านกายวิภาค ประกอบกับการที่ได้มีการพัฒนาเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ให้มีความทันสมัยและมีประสิทธิภาพมากขึ้น มีคุณภาพของภาพที่ดีขึ้น ใช้เวลาในการตรวจที่สั้นลง มีโปรแกรมสำหรับวิเคราะห์ข้อมูลเชิงปริมาณเพื่อช่วยแพทย์เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในการแปลผล รวมถึงการผลิตสารเภสัชรังสีชนิดใหม่ๆ เพื่อนำมาใช้ในการวินิจฉัย การรักษาโรคต่างๆ ตลอดจนการวินิจฉัยบำบัด หรือที่เรียกว่า “Theranostic Imaging” จึงทำให้การตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ได้รับความนิยมมากขึ้นเป็นลำดับ อย่างไรก็ตามการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพที่ดีเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค จำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีความรู้และความเข้าใจเกี่ยวหลักการทำงานของเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจ ซึ่งในบทนี้จะกล่าวถึงหลักการทำงานของเครื่องมือที่ใช้ในการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่นิยมใช้ในปัจจุบัน อันได้แก่ เครื่องสเป็ค (Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) และเครื่องเพ็ท (Positron Emission Tomography, PET)

เครื่องสเป็ค (Single Photon Emission Computed Tomography: SPECT)

เป็นเครื่องมือพื้นฐานเพื่อถ่ายภาพรังสีแกมมา สามารถแสดงภาพในแนวตัดขวางหรือในระนาบอื่นตามที่ต้องการได้ ซึ่งมีข้อดีเหนือกว่าการถ่ายภาพแบบสองมิติ (Planar imaging) คือ สามารถจัดปัญหาในเรื่องการซ้อนทับกันของอวัยวะที่อยู่ภายในร่างกาย หรืออวัยวะอื่นที่อยู่ด้านหน้าและด้านหลังของอวัยวะที่ต้องการจะถ่ายภาพ โดยที่หัววัดรังสีจะหมุนรอบตัวผู้ป่วยในขณะที่ทำการตรวจเพื่อทำการเก็บข้อมูล แล้วนำข้อมูลที่ได้อีกมาผ่านกระบวนการสร้างภาพด้วยอัลกอริทึมเพื่อแสดงภาพในแนวระนาบตัดขวางหรือในระนาบอื่นๆได้ตามต้องการ (รูปที่ 1)



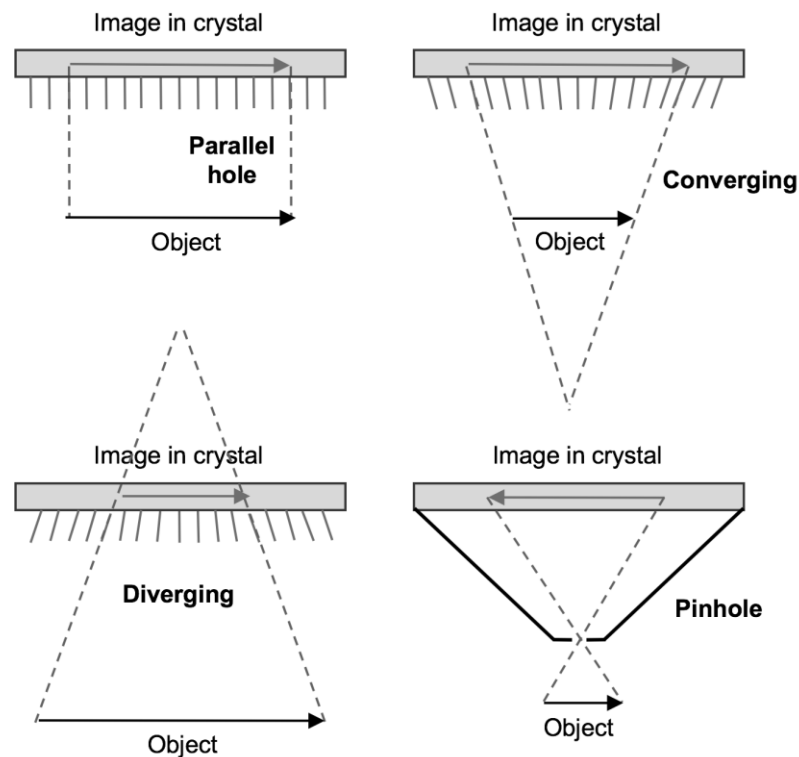
รูปที่ 1 เครื่องสเป็คทีฮอซีเมนส์ รุ่น Symbia Evo Excel (ซ้าย) และเครื่องสเป็ค-ซีทีฮอจีอี รุ่น NM/CT 670 (ขวา) ณ สาขาเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ส่วนประกอบและหลักการทำงานของเครื่องสเป็ค

คอลลิเมเตอร์ (Collimator) (รูปที่ 2)

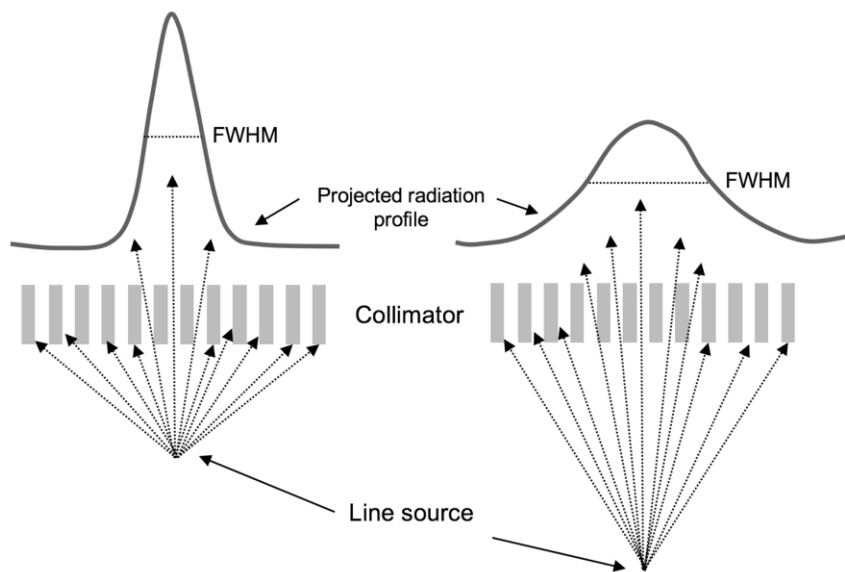
เป็นอุปกรณ์ที่อยู่ด้านหน้าสุด ทำหน้าที่ดักคลื่นรังสีที่ไม่อยู่ในทิศทางที่ต้องการ ซึ่งจะมีผลต่อรายละเอียดของภาพ โดยจะยอมให้รังสีหรือโฟตอนที่ทิศทางในแนวเดียวกันกับรูคอลลิเมเตอร์ผ่านเข้าไปได้นั้น และทำให้เกิดการเรืองแสงขึ้นในผลึก แต่ถ้ามีรังสีโฟตอนเข้ามาในทิศทางอื่นจะถูกดักกลืนในผนังของคอลลิเมเตอร์ โดยทั่วไปคอลลิเมเตอร์จะทำมาจากสารที่มีเลขอะตอมและความหนาแน่นสูง เช่น ตะกั่ว เป็นต้น คอลลิเมเตอร์ที่ใช้สำหรับเครื่องสเป็คมีหลายชนิดขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ของการถ่ายภาพ ซึ่งจะแตกต่างกันออกไปตามลักษณะของรูปร่าง ความยาวและขนาดของรู

คอลลิเมเตอร์ที่มีการใช้งานสำหรับเครื่องสเป็ค ได้แก่ Diverging collimator ภาพที่ได้จะมีขนาดเล็กกว่าวัตถุ ซึ่งจะตรงกันข้ามกับ Converging collimator ภาพที่ได้จะมีขนาดขยายใหญ่กว่าวัตถุและกลับด้านวัตถุจะมีการขยายมากขึ้นเมื่อระยะห่างระหว่างคอลลิเมเตอร์และวัตถุมากขึ้น แต่มีข้อเสียคือ Field of View (FOV) จะลดลง ส่วน Pinhole collimator จะมีรูปร่างคล้ายรูปกรวย (Cone-shaped) และมีรูคอลลิเมเตอร์เพียงรูเดียว ภาพที่ได้จะมีขนาดขยายเช่นกัน ใช้สำหรับถ่ายภาพอวัยวะที่มีขนาดเล็ก เช่น ต่อมธัยรอยด์ บริเวณข้อต่อ หรือใช้สำหรับการถ่ายภาพสัตว์ขนาดเล็กในห้องทดลองหรือเพื่อใช้ในการวิจัย ซึ่งในปัจจุบันได้มีการพัฒนาให้เป็นแบบ Multi-pinhole collimator ซึ่งจะให้รายละเอียดที่ดีขึ้น ในปัจจุบันเราสามารถใช้ฟังก์ชันการขยายภาพจากการตั้งค่าพารามิเตอร์ที่อยู่ในเครื่องสเป็คตั้งแต่เริ่มเก็บข้อมูล ทำให้คอลลิเมเตอร์ชนิดนี้นิยมใช้น้อยลงสำหรับการตรวจในผู้ป่วย ¹



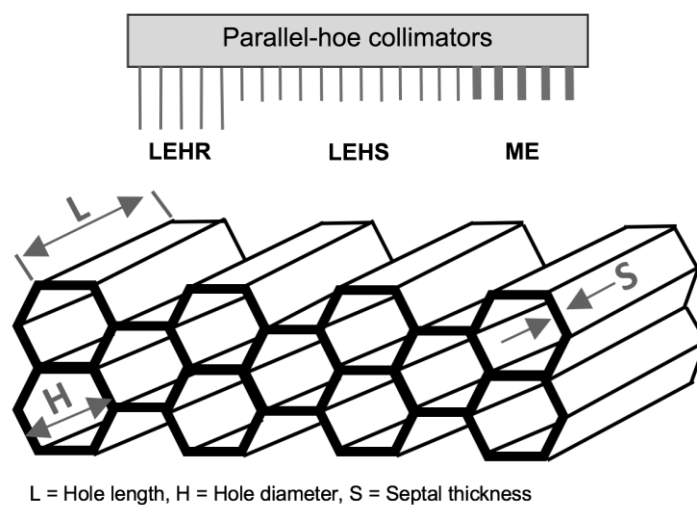
รูปที่ 2 ตัวอย่างลักษณะของคอลลิเมเตอร์สำหรับเครื่องสเป็ค

ส่วนคอลลิเมเตอร์ที่นิยมใช้กันมากที่สุดสำหรับการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในปัจจุบันคือแบบรูขนาน (Parallel hole) ซึ่งจะมีลักษณะเป็นท่อเหลี่ยมคล้ายกับรังผึ้งเรียงขนานกันและตั้งฉากกับผิวหน้าของผลึก ทำให้ขนาดของภาพที่ได้จะเหมือนกับขนาดของวัตถุ คอลลิเมเตอร์แบบนี้จะให้ภาพที่มีเรโซลูชันของภาพที่ดีที่สุดเมื่อวัตถุอยู่ชิดผิวคอลลิเมเตอร์ (รูปที่ 3) ส่วนความไว (Sensitivity) จะไม่เปลี่ยนแปลงแม้ระยะทางระหว่างคอลลิเมเตอร์กับวัตถุจะอยู่ใกล้หรือไกล เนื่องจากถึงจะอยู่ห่างออกไปแต่รังสีแกมมาผ่านจำนวนรูของคอลลิเมเตอร์ได้มากขึ้น¹ เพราะฉะนั้นค่านับวัดรวมของรังสีโฟตอนจะยังคงเท่าเดิม ดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 ลักษณะโปรไฟล์ข้อมูลค่านับวัดเมื่อวัดอยู่ห่างจากคอลลิเมเตอร์ในตำแหน่งต่างกัน

คอลลิเมเตอร์แบบรูขนานถูกออกแบบมีขนาด ความยาว และความหนาของรูคอลลิเมเตอร์ที่แตกต่างกัน ขึ้นอยู่กับพลังงานของสารกัมมันตรังสีที่ใช้ในการตรวจ ความไวและรายละเอียดที่ต้องการ ซึ่งได้แก่ Low Energy All-Purpose (LEAP), Low Energy High-Resolution (LEHR), Low Energy Ultra-High-Resolution (LEUHR), Medium Energy (ME) และ High Energy (HE) (รูปที่ 4)

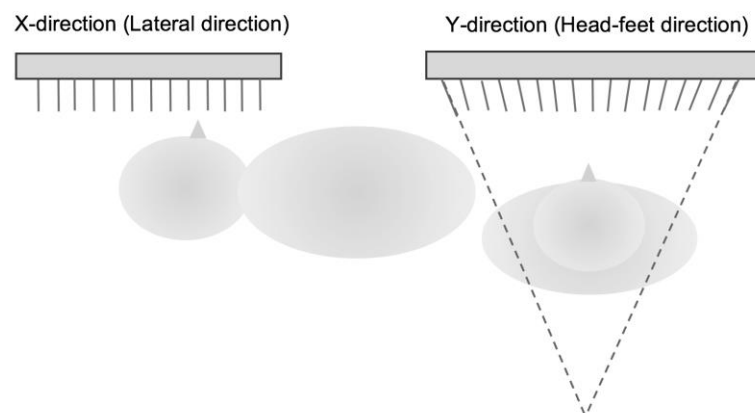


รูปที่ 4 คอลลิเมเตอร์แบบ LEHR, LEHS และ ME (บน) และภาพในแนวตัดขวาง (ล่าง)

คอลลิเมเตอร์แบบ LEAP จะมีรูขนาดกว้าง มีความไวที่สูง แต่จะมีเรโซลูชันในระดับปานกลาง เนื่องจากมีรังสีกระเจิงปะปนเข้ามาได้มากกว่า ความไวโดยเฉลี่ยของคอลลิเมเตอร์อยู่ที่ประมาณ 500,000 cpm/ μ Ci โดยให้เรโซลูชันประมาณ 1 เซนติเมตร ที่ระยะห่าง 10 เซนติเมตร ส่วนคอลลิเมเตอร์แบบ LEHR จะให้เรโซลูชันที่ดีกว่า LEAP เนื่องจากขนาดของรูแคบและยาวมากกว่า แต่จะให้ความไวต่ำกว่า โดยเฉลี่ย

อยู่ที่ประมาณ 185,000 cpm/ μ ci และมีเรโซลิวชันอยู่ที่ 0.65 เซนติเมตร ในส่วนของ Medium Energy และ High Energy จะมีผนังรูคอลลิเมเตอร์ที่หนากว่าเพื่อป้องกันการทะลุผ่านของรังสีแกมมาพลังงานสูง หลักในการออกแบบโดยทั่วไปของคอลลิเมเตอร์แบบรูขนาน ควรมีเส้นผ่านศูนย์กลางของรูไม่น้อยกว่า 1.2 มิลลิเมตร และมีความหนาไม่น้อยกว่า 0.15 มิลลิเมตร ¹

นอกจากนั้นแล้วยังมีคอลลิเมเตอร์ที่มีความพิเศษอีกประเภทหนึ่งซึ่งเริ่มเป็นที่นิยมมากขึ้นสำหรับการถ่ายภาพสมอง นั่นคือคอลลิเมเตอร์แบบรูปใบพัด (Fan-beam collimator) ซึ่งเป็นคอลลิเมเตอร์ลูกผสมระหว่าง Converging collimator และ Parallel collimator โดยที่แนว y-direction (Head-feet direction) จะเป็นแบบ Parallel collimator ส่วนแนว x-direction (Lateral direction) จะออกแบบให้เป็น Converging collimator แต่เนื่องจากระยะห่างจากวัตถุที่มากขึ้นจะมีผลทำให้ FOV ลดลง คอลลิเมเตอร์ชนิดนี้จึงไม่เป็นที่นิยมสำหรับการใช้ถ่ายภาพส่วนลำตัว เพราะจะทำให้เกิด Truncation artifacts ในขั้นตอนการสร้างภาพ ² (รูปที่ 5)



รูปที่ 5 คอลลิเมเตอร์แบบ Fan-beam

ดังนั้นจะเห็นได้ว่าผู้ปฏิบัติงานควรต้องเลือกชนิดของคอลลิเมเตอร์ให้เหมาะสมกับวัตถุประสงค์ของการตรวจ เพื่อให้ได้ภาพถ่ายที่มีคุณภาพตามที่ต้องการ โดยจะต้องพิจารณาทั้งในส่วนของการฉายรังสีที่ต้องการและประสิทธิภาพของคานับวัดรังสีโฟตอนที่ต้องการซึ่งจะส่งผลต่อระยะเวลาในการตรวจ ทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องนอนอยู่บนเตียงนานจนเกินไป รวมทั้งคำนึงถึงช่วงพลังงานของเรดิโอนิวไคลด์ที่ใช้ (ตารางที่ 1) เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค

ตารางที่ 1 ช่วงของพลังงานที่เหมาะสมสำหรับคอลลิเมเตอร์แบบรูขนาน ³

ชนิดคอลลิเมเตอร์	ช่วงพลังงาน (keV)	ตัวอย่างเรดิโอไอโซโทปที่ใช้
Low-energy	0-200	Tc-99m, Tl-201, I-123
Medium-energy	200-300	Y-90, Lu-177
High-energy	300-400	I-131

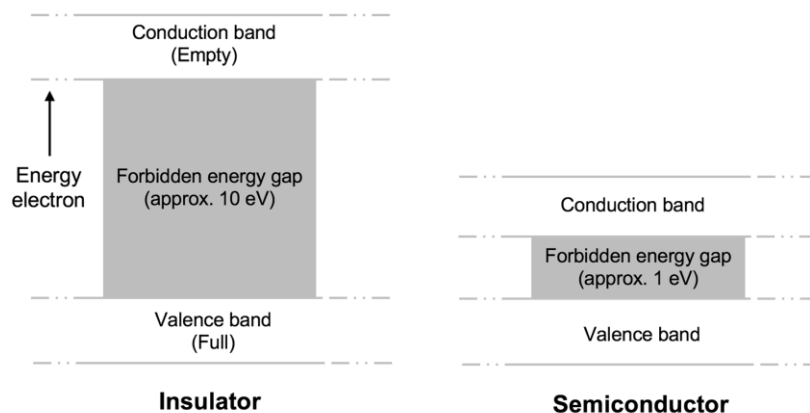
ผลึกเรืองแสง (Scintillator crystal)

เป็นส่วนประกอบที่อยู่ถัดจากคอลลิเมเตอร์ ทำหน้าที่ในการเปลี่ยนรังสีแกมมาเมื่อผ่านคอลลิเมเตอร์เข้ามาให้กลายเป็นโฟตอนแสง โดยจะเกิดปฏิกิริยาเรืองแสงเกิดขึ้นภายในผลึกโดยมีขอบเขตของการเรืองแสงเหมือนกับการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีในตัวผู้ป่วย ⁴

ผลึกเรืองแสงที่นิยมใช้สำหรับเครื่องสเปกส่วนใหญ่จะทำมาจากผลึกโซเดียมไอโอไดด์ (Sodium Iodide: NaI) ที่เติมสารปนเปื้อนด้วยเทลเลียม (Thallium: Tl) จะมีความหนาประมาณ 6-12.5 มิลลิเมตร ผลึกยิ่งหนาประสิทธิภาพในการนับวัดรังสียิ่งมากในขณะที่เรโซลิชันของภาพจะลดลงเนื่องจากเกิดรังสีกระเจิง (Scatter) ในผลึกมากขึ้น ความผิดพลาดในการคำนวณหาตำแหน่งจึงมีมากขึ้น เนื่องจากผลึกโซเดียมไอโอไดด์บริสุทธิ์จะสามารถเรืองแสงได้เฉพาะที่อุณหภูมิเย็นจัดซึ่งต้องใช้ไนโตรเจนเหลวในการควบคุม ดังนั้นจึงต้องมีการเติมสารปนเปื้อน (Impurity) เข้าไปเพื่อรบกวนโครงสร้างของผลึกซึ่งเป็นสารอนินทรีย์ เช่นเทลเลียม เพื่อให้ผลึกสามารถเรืองแสงที่สภาวะอุณหภูมิห้อง ซึ่งจำนวนโฟตอนแสงที่ปล่อยออกมาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพลังงานของรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้ในผลึก การเรืองแสงที่เกิดขึ้นในผลึกจะถูกบันทึกโดยหลอดขยายสัญญาณ ผลึกเรืองแสงและหลอดขยายสัญญาณจะมี Light guide ทำด้วยพลาสติกใสหรือซิลิโคนเหลวซึ่งมีค่าดัชนีหักเหของแสงใกล้เคียงกับผลึกโซเดียมไอโอไดด์ ทำหน้าที่ในการช่วยลดการสูญเสียโฟตอนแสงที่ผ่านไปยังหลอดขยายสัญญาณอีกเช่นกัน

ผลึกโซเดียมไอโอไดด์อาจมีรูปร่างเป็นรูปวงกลมหรือสี่เหลี่ยม มีเส้นผ่าศูนย์กลางตั้งแต่ 15 เซนติเมตรไปจนถึง 50 เซนติเมตร ดังนั้นจะสังเกตได้ว่าผลึกจะมีขนาดใหญ่แต่บางทำให้แตกง่าย นอกจากนี้ยังไวต่อความชื้น เป็นเหตุทำให้เกิดเสื่อมสภาพเร็วขึ้น ด้วยเหตุนี้จึงนิยมเอาผลึกมาบรรจุไว้ในแผ่นอะลูมิเนียมที่ปิดผนึกไม่ให้อากาศเข้าและมีแผ่นแก้วประกบไว้ระหว่างผลึกและหลอดขยายสัญญาณ เนื่องจากอะลูมิเนียมจะดูดกลืนอนุภาคอัลฟาและอนุภาคบีตาไว้ จึงทำให้หัววัดรังสีโซเดียมไอโอไดด์วัดได้เฉพาะรังสีเอกซ์และรังสีแกมมาเท่านั้น ¹

การเรืองแสงที่เกิดขึ้นในผลึกสามารถอธิบายได้โดยทฤษฎีแถบพลังงาน (Band theory) ² ในของแข็ง (รูปที่ 6) ซึ่งประกอบไปด้วย 3 ช่วงแถบพลังงาน คือ Valence band, Forbidden band และ Conduction band เมื่ออิเล็กตรอนในวงโคจรรอบนอกมีพลังงานในช่วง Valence band หรือเรียกอีกอย่างว่า Ground state ได้รับพลังงานจากรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้ในผลึกทำให้อิเล็กตรอนอยู่ในสถานะการถูกกระตุ้น (Excitation) ทำให้อิเล็กตรอนมีพลังงานเพิ่มขึ้นและกระโดดไปอยู่ในช่วง Conduction band ทำให้เกิดเป็นช่องว่างที่ Valence band เมื่ออิเล็กตรอนกลับสู่สถานะปกติจะกลับไปที่ Valence band และคายพลังงานออกมาในรูปของโฟตอนแสง แต่การที่จะทำให้สารบริสุทธิ์เรืองแสงได้ต้องอาศัยการใส่สารปนเปื้อนเข้าไปเพื่อทำหน้าที่เป็นตัว Activator ซึ่งจะทำให้เกิดช่องว่างระหว่าง Valence band และ Conduction band ซึ่งเรียกว่า Forbidden band หรือ F-Center เมื่ออิเล็กตรอนถูกกระตุ้นมาที่ชั้น Forbidden band และกลับสู่สถานะปกติจะปล่อยโฟตอนแสงออกมา สารเรืองแสงที่นำมาใช้ส่วนมากจะให้แสงที่มีความยาวคลื่นเท่ากัน และจำนวนโฟตอนแสงที่ปล่อยออกมาจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพลังงานของรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้ในผลึก

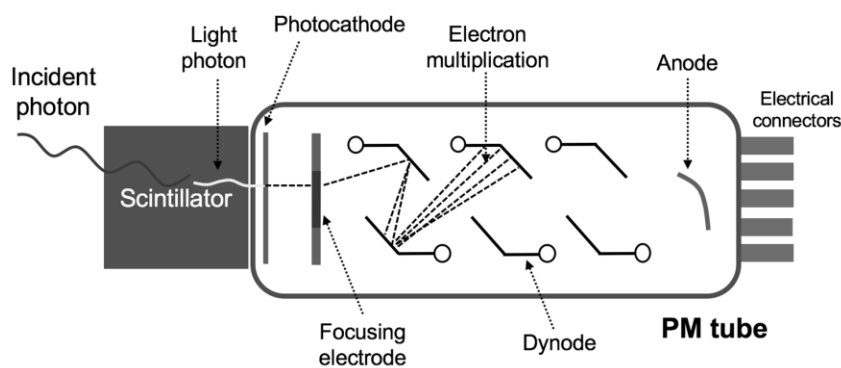


รูปที่ 6 ตัวอย่างโครงสร้างของแถบพลังงานใน Insulator และ Semiconductor ซึ่งประกอบด้วย Valence band, Forbidden band และ Conduction band

หลอดขยายสัญญาณ (Photomultiplier tubes)

ส่วนที่อยู่ต่อจากผลึกเรืองแสงเรียกว่าหลอดขยายสัญญาณ (รูปที่ 7) ทำหน้าที่เปลี่ยนโฟตอนแสงในผลึกเรืองแสงให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าเพื่อนำไปใช้ในการวิเคราะห์สัญญาณ หลอดขยายสัญญาณหรือมีลักษณะเป็นหลอดแก้วสุญญากาศมีด้านหน้าซึ่งประกบติดกับผลึกเรืองแสง มีหน้าต่างให้โฟตอนแสงเข้ามาโดยเป็นแผ่นโลหะผสมที่ปล่อยอิเล็กตรอนออกง่าย เช่น ซีเซียมแอนติโมนี (Caesium-Antimony) ซึ่งส่วนนี้จะเรียกว่าโฟโตแคโทด (Photocathode) อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจะถูกเรียกว่าโฟโตอิเล็กตรอน (Photoelectron) และพลังงานรังสีแกมมาทุกๆ 1 keV ทำให้เกิดแสงในผลึกโดยประมาณ 20-30 โฟตอน ดังนั้นเทคนิคเซียม-99m (Tc-99m) ซึ่งมีพลังงาน 140 keV จะทำให้มีโฟตอนแสงเกิดขึ้นประมาณ 2800 – 4200 โฟตอนแสง ²

กระบวนการขยายสัญญาณที่เกิดขึ้นภายในหลอดขยายสัญญาณเกิดจากโฟโตอิเล็กตรอนวิ่งมาชนแผ่นโลหะที่มีความต่างศักย์เป็นบวกซึ่งอยู่ถัดไปจากโฟโตแคโทด เรียกว่า ไดโนด (Dynode) โดยมี Focusing cup ทำหน้าที่คอยบังคับทิศทาง เมื่อโฟโตอิเล็กตรอนวิ่งมาชนไดโนดจะเกิดเป็น Secondary electron 3-4 อิเล็กตรอน และอิเล็กตรอนเหล่านี้จะถูกเร่งไปยังไดโนดที่อยู่ถัดไปซึ่งมีความต่างศักย์ที่สูงกว่า ทำให้จำนวนอิเล็กตรอนเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ และจะเกิดกระบวนการแบบนี้ไปจนกระทั่งถึงไดโนดแผ่นสุดท้ายที่อยู่ในหลอดขยายสัญญาณ ทำให้มีอิเล็กตรอนใหม่เกิดขึ้นประมาณ 10^6 - 10^8 อิเล็กตรอนที่มาถึงแอโนดซึ่งเป็นขั้วบวกและทำให้เกิดกระแสไฟฟ้าเกิดขึ้น จากนั้นจะถูกส่งไปยังส่วน Pre-amplifier ซึ่งจะทำหน้าที่ปรับรูปร่างของสัญญาณให้เหมาะสมและ amplifier จะขยายสัญญาณให้มีขนาดพอเหมาะและนำไปแสดงผลที่จอภาพ



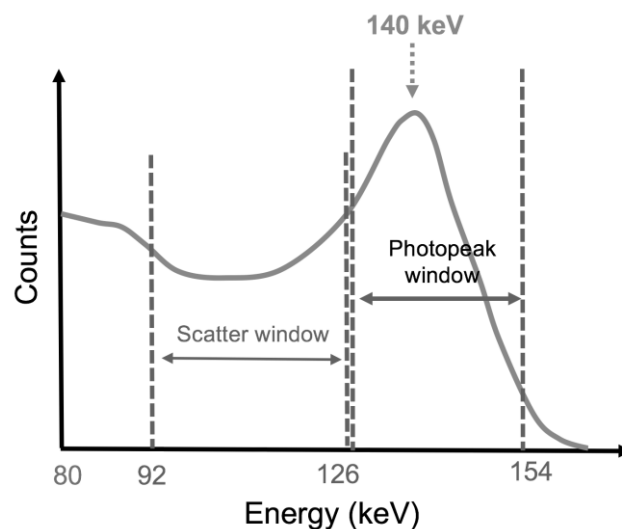
รูปที่ 7 องค์ประกอบภายในหลอดขยายสัญญาณ

โดยทั่วไปสัญญาณที่ได้จากหลอดขยายสัญญาณแต่ละหลอดจะไม่เท่ากัน ขึ้นอยู่กับตำแหน่งของรังสีฟोटอนที่มาตกกระทบว่าจะอยู่ใกล้กับหลอดใดมากที่สุด หลอดนั้นจะให้สัญญาณที่มีความสูงมากที่สุด ซึ่งจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับฟोटอนแสงที่ได้รับ หลังจากนั้นจะทำการวิเคราะห์หาตำแหน่งของการเรืองแสงโดยวงจร Position logic circuit ซึ่งจะให้สัญญาณ x และ y เป็นการแสดงถึงตำแหน่งของสัญญาณในแนวแกน x และแกน y หรือตำแหน่งของ co-ordinate x และ y นอกจากนี้จะมีสัญญาณ z ซึ่งจะแสดงถึงระดับของพลังงานที่เข้ามาตกกระทบ โดยจะถูกส่งไปวิเคราะห์ในส่วนของการคัดเลือกสัญญาณ Pulse height analyzer (PHA) โดยที่ผู้ใช้งานเครื่องสเปกโตรสโกปีจะต้องกำหนดช่วงขอบเขตของพลังงาน (Energy window) ที่ต้องการจะนับวัด ซึ่งควรจะตั้งค่าให้แคบมากที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ เพื่อแยกรังสีกระเจิงและแบ็คกราวนด์ออกจากสัญญาณที่ต้องการจะวัด แต่จะต้องไม่แคบจนเกินไปซึ่งจะทำให้สูญเสียความสม่ำเสมอ (Uniformity) ของภาพอันเนื่องมาจากจำนวนของคาน์นับวัดที่ต่ำเกินไป โดยทั่วไปจะนิยามกำหนดขอบเขตของ Energy window ประมาณ 15-20 เปอร์เซ็นต์ ตัวอย่างเช่น เทคนิคซีม-99m ที่มีพลังงานเท่ากับ 140 keV (รูปที่ 8) เมื่อใช้การตั้งค่านหน้าต่างพลังงาน 20% แบบ symmetry ($140 \pm 10\%$) ทำให้ได้ Upper discriminator level เท่ากับ 154 keV และ Lower discriminator level เท่ากับ 126 keV และเมื่อสัญญาณเหล่านี้ถูกคัดเลือกเรียบร้อยแล้วจะถูกส่งไปแสดงยังจอแสดงผลภาพเพื่อแสดงผลต่อไป³

โดยปกติการตั้ง PHA จะแบ่งออกได้เป็นสองแบบคือ แบบสมมาตร (Symmetry window) และแบบไม่สมมาตร (Asymmetry window) มีหลักในการตั้งค่าดังนี้

Symmetry window เป็นการเปิดรับพลังงานต่ำกว่า Photopeak และสูงกว่า Photopeak ในช่วงที่เท่ากัน เช่น การเปิดหน้าต่างพลังงาน 20% แสดงว่าจะรับรังสีที่พลังงานต่ำกว่า Photopeak 10% และระดับพลังงานสูงกว่า Photopeak 10% ซึ่งการเปิด PHA แบบนี้จะทำให้ได้ค่านับวัดมาก เนื่องจากมีรังสีกระเจิงเข้ามาปะปน แต่จะทำให้รายละเอียดของภาพลดลง ในทางตรงกันข้ามถ้าเปิดรับพลังงานในช่วงที่แคบลงเพื่อต้องการลดรังสีกระเจิง ก็จะทำให้ได้ภาพที่มีรายละเอียดดีขึ้น แต่ค่านับวัดจะลดลง ทำให้ต้องเพิ่มเวลาในการถ่ายภาพนานมากขึ้น

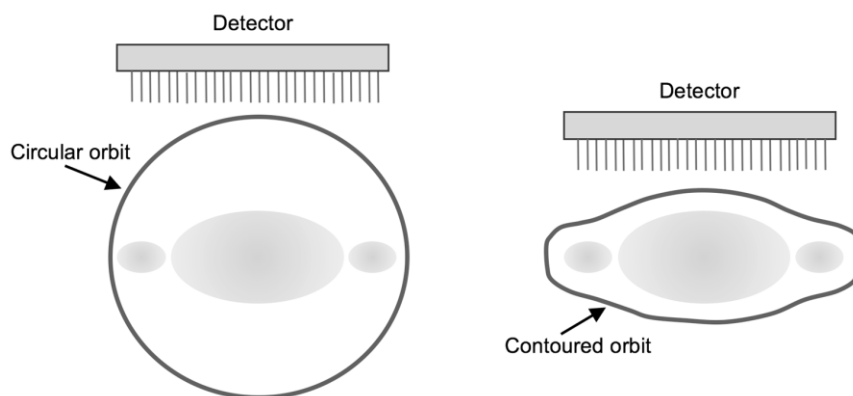
Asymmetry window เป็นการเปิดรับพลังงานต่ำกว่า Photopeak และสูงกว่า Photopeak ไม่เท่ากัน เช่น ต้องการเปิด window 20% Asymmetry โดยเปิดพลังงานที่สูงกว่า Photopeak 15% และเปิดรับรังสีพลังงานต่ำกว่า Photopeak เพียงแค่ 5% เพื่อเป็นการลดรังสีกระเจิงในช่วงรังสีพลังงานต่ำ ทำให้ได้ภาพที่มีเรโซลิวชันดีขึ้น แต่ได้ค่านับวัดน้อยลง (รูปที่ 8)



รูปที่ 8 ตัวอย่างการตั้งค่า Energy window สำหรับ ^{99m}Tc ซึ่งมีค่า Photopeak ที่ 140 keV

การเก็บข้อมูล (Data acquisition)

เครื่องสเป็คตรัมเรียกได้อีกอย่างว่า Rotating gamma camera เนื่องจากอาศัยหลักการทางฟิสิกส์ที่เหมือนกันเพียงแต่หัววัดรังสีของเครื่องสเป็คตรัมจะสามารถหมุนไปตามมุมที่ต้องการและหยุดเพื่อทำการเก็บข้อมูลและหมุนไปอีกด้วยมุมที่เท่ากัน การเก็บข้อมูลในลักษณะนี้จะเรียกว่า step and shoot เช่น เมื่อหัววัดรังสีหมุนไปทำมุม 6 องศา จะหยุดเพื่อถ่ายภาพ หลังจากนั้นจะหมุนต่อไปถึงมุม 12 องศา และหยุดถ่ายภาพอีกครั้ง ทำอย่างนี้จนครบ 360 องศา ส่วนการถ่ายภาพแบบต่อเนื่อง หัววัดรังสีทำการหมุนและถ่ายภาพอย่างต่อเนื่อง ความเร็วของการหมุนและมุมของการหมุนต่อภาพขึ้นกับผู้ใช้งาน ซึ่งจะถ่ายภาพแบบต่อเนื่อง 360 องศา โดยที่ภาพแต่ละภาพจะมีข้อมูลตามขนาดของมุมที่ตั้งค่าไว้ เช่น หัววัดรังสีถ่ายภาพอย่างต่อเนื่องและจะหมุนครบ 1 รอบใช้เวลาประมาณ 2 นาที ซึ่งอาจต้องใช้ทั้งหมด 10 รอบ ข้อมูลทั้งหมดจะนำมารวมกันก่อนนำไปสร้างภาพ ลักษณะการหมุนของหัววัดของเครื่องสเป็คตรัมจะมีสองแบบด้วยกัน คือ หมุนแบบวงกลม (Circular orbit) ซึ่งรัศมีของการหมุนจะคงที่ตลอดเป็นวงกลม และแบบวงรี (Ellipse orbit) ซึ่งรัศมีในแนวแกน x จะยาวกว่ารัศมีในแนวแกน y หรือตามแนวรูปร่างของร่างกายผู้ป่วย (Contour) ทำให้บางครั้งเรียกการหมุนในลักษณะนี้ว่า “Contoured orbit” ทำให้รัศมีของการหมุนแต่ละมุมจะเปลี่ยนไปเพื่อให้มีรัศมีที่สั้นที่สุด ทำให้คุณภาพของภาพดีขึ้น เช่น การถ่ายภาพส่วนสมองซึ่งมีลักษณะทรงกลมควรจะใช้การหมุนแบบ Circular ส่วนบริเวณทรวงอกซึ่งมีลักษณะแบบวงรีควรเลือกใช้การหมุนแบบ Ellipse เป็นต้น (รูปที่ 9)



รูปที่ 9 ตัวอย่างการเก็บข้อมูลแบบวงกลมและแบบตามลักษณะรูปร่างของผู้ป่วย