บทที่ 11
การวัดรังสีแบบ อิน-วิโว
ตอนที่ 2
เครื่องแกมมาคาเมรา

"แกมมาคาเมรา" หรือ "ซินทิเลชันคาเมรา" (scintillation camera) เป็นหัวใจของอุปกรณ์ในเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ซึ่งการทำงานตรงกันข้ามกับเครื่องสแกน เนื่องจากเครื่องสแกนนั้นอวัยวะจะถูกสแกนแบบจุดต่อจุด แต่เครื่องแกมมาคาเมราสามารถสร้างภาพอวัยวะหรือร่างกายส่วนอื่นที่ต้องการในเวลาเดียวกันทันทีทันใด เครื่องแกมมาคาเมราทำหน้าที่เสมือนกล้องถ่ายรูปทั่วไป แต่การสร้างและการใช้งานต่างกัน นอกจากนี้รังสีเอ็กซ์หรือรังสีแกมมายังต่างจากแสงธรรมชาติทั่วไป กล่าวคือแสงจากกัมมันตรังสีไม่สามารถใช้กระจก เลนส์ หรือปริซึมทำให้เกิดการสะท้อนหรือหักเหได้ ดังนั้น ไม่สามารถใช้ทฤษฎีการถ่ายภาพแบบสามัญทั่วไปได้ การถ่ายภาพวัตถุที่เปล่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาต้องเลือกวัสดุที่จะเป็นตัวดูดกลืน (absorption) หรือส่งผ่าน (transmission) พลังงานกัมมันตภาพรังสี ซึ่งมีหลายชนิดหลายแบบ เช่น ตะกั่ว อากาศ เป็นต้น เป็นพื้นฐานการสร้างภาพด้วยเครื่องแกมมาคาเมรา

คุณภาพเด่นของแกมมาคาเมราคือ สามารถมองเห็นภาพถ่ายอวัยะทันทีได้ทั่วทั้งหมด (อาจ 1 หรือมากกว่า 1 อวัยวะก็ได้) ในเวลาเดียวกัน ซึ่งนับเป็นข้อได้เปรียบที่เหนือกว่าเครื่องสแกน เนื่องจากสามารถใช้ศึกษาหรือประมวลผลข้อมูลแบบไดนามิกส์ที่เร็วได้ มีความสามารถสร้างภาพได้มากกว่า 10 – 20 ภาพต่อวินาที ใช้ในการศึกษาเอาท์พุทของหัวใจและหาส่วนที่ถูกขับออก (ejection fraction) จากหัวใจได้ซึ่งนับว่ามีประโยชน์มากในการศึกษาผู้ป่วยที่มีอาการผิดปกติของหัวใจ

ในการพัฒนาเครื่องแกมมาคาเมราตามสถาบันวิจัยต่าง ๆ นั้น มีเพียง 2 หลักการใหญ่ ๆ ที่ได้รับการพัฒนา คือ scintillation camera แบบของ Anger และ Autofluoroscope แบบของ Bender และ Blau ซึ่งเหมาะสมในการใช้งานทางคลีนิกเวชศาสตร์นิวเคลียร์

ซินทิลเลชันคาเมรา

ซินทิลเลชันคาเมรารู้จักทั่วไปในนามของ "แองเกอร์ คาเมรา" (Anger Camera) ประกอบด้วยผลึกเดี่ยว NaI(Tl) มีขนาดใหญ่ลักษณะเป็นรูปจาน (disc) แต่มีหลอด PM หลายหลอด หลอด PM ดังกล่าวมีหน้าที่ตรวจจับปริมาณแสงทั้งหมดที่เกิดจากปฏิกิริยาของรังสีแกมมาและบอกตำแหน่งผลึกที่ผลิตแสงขึ้น

เครื่องซินทิลเลชันคาเมรา แบ่งออกได้ 2 ส่วนคือ :

(1) หัววัดประกอบด้วยคอลลิเมเตอร์ ผลึกโซเดียมไอโอไดด์ หลอด PM และส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์อื่น ๆ ติดตั้งบนขาตั้ง (stand) ซึ่งสามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงหรือหมุนได้ตามความต้องการ (การเคลื่อนที่อาจใช้มือกดปุ่ม หรืออุปกรณ์บังคับ)

(2) "คอนโซล" (console) คือส่วนเครื่องมือที่เป็นแหล่งจ่ายกำลังไฟฟ้าและการควบคุมการทำงานของซินทิลเลชันคาเมรา รวมทั้งอุปกรณ์แสดงผลด้วย

ซินทิลเลชันคาเมราบางเครื่องมีส่วนที่ (1) และ (2) ติดเป็นชิ้นเดียวกันซึ่งสะดวกในการเคลื่อนย้าย ดังนั้นเรียกชื่อเป็น "portable scintillation camera"

องค์ประกอบของเครื่องซินทิลเลชันคาเมราประกอบด้วย :

(1) คอลลิเมเตอร์ (Collimator)

(2) หัววัด (Detector)

(3) วงจรหาตำแหน่งในแนวแกน X หรือ Y (Positioning Circuit)
วงจรวิเคราะห์สัญญาณ Z

(4) ส่วนแสดงผล

ในบทนี้จะกล่าวเฉพาะการทำงานของเครื่องแกมมาคาเมราเท่านั้นส่วน ลักษณะสมบัติของระบบ เช่น เรโซลูชัน ความไว และ ยูนิฟอร์มิตีย์ (uniformity) รวมทั้งการควบคุมคุณภาพจะกล่าวถึงในบทที่ 12

คอลลิเมเตอร์ :

วัตถุประสงค์ของการใช้คอลลิเมเตอร์ในแองเกอร์ (Anger) คาเมราคือ เพื่อทำหน้าที่ส่งรังสีเอ็กซ์หรือแกมมาจากพื้นที่บนอวัยวะที่ต้องการตรวจไปยังหัววัด คอลลิเมเตอร์เป็นตัวสร้างความสมนัยระหว่างสัญญาณจากอวัยวะไปยังหัววัดแบบหนึ่งต่อหนึ่ง (one to one correspondence) และสำหรับแกมมาคาเมราแล้วคอลลิเมเตอร์มีสนามการมองเห็นกว้างจนสามารถคลุมอวัยวะได้ทั่วถึง (อาจเป็นบริเวณใดบริเวณหนึ่งของร่างกายก็ได้)

คอลลิเมเตอร์ที่นิยมใช้มี 4 ชนิด คือ :

(1) แบบรูเข็ม (pinhole collimator)

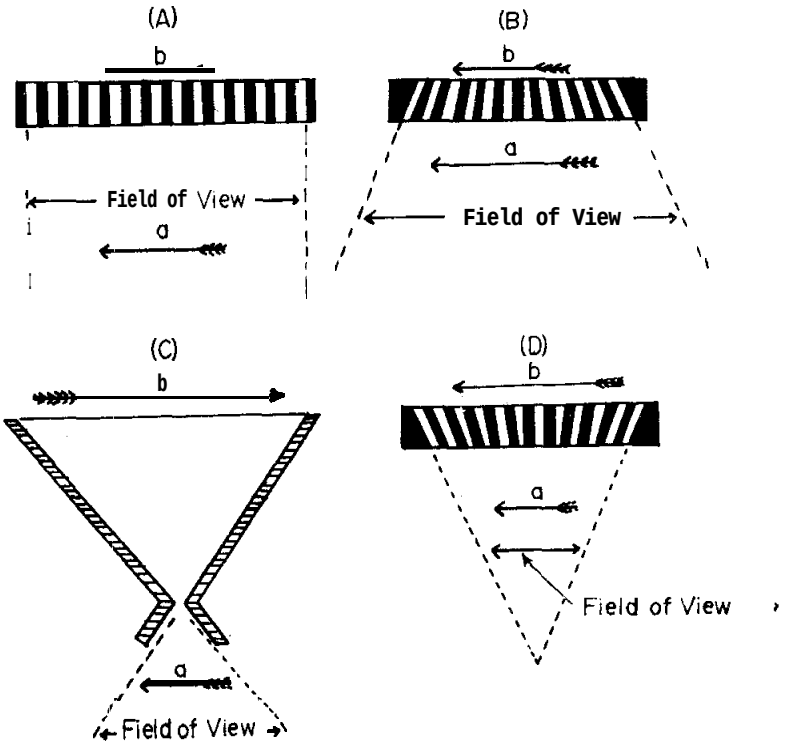
(2) แบบรูขนาน (parallel holes collimator)

(3) แบบรวมแสง (converging collimator)

(4) แบบกระจายแสง (diverging collimator)

พิจารณาตามแผนภาพในรูปที่ 11 – 1 เห็นได้ว่า รังสีแกมมาจากบริเวณหนึ่งในลูกศร (เปรียบเสมือนวัตถุ) จะเดินทางไปสู่บริเวณที่กำหนดไว้โดยเฉพาะในผลึก ดังนั้นรังสีแกมมาจากหัวลูกศรจึงเข้าสู่หัววัด

ณ บริเวณที่ต่างจากรังสีแกมมาจากบริเวณครึ่งหลังของลูกศร สิ่งที่น่าสนใจคือขนาดของภาพที่ได้ ผลึกจะสร้างภาพขนาดเท่าใดนั้น ขึ้นอยู่กับชนิดของคอลลิเมเตอร์และระยะของวัตถุที่อยู่ห่างจากคอลลิเมเตอร์



รูป 11-1 คอลลิเมเตอร์ที่ใช้ในซิลทิลเลชันคาเมรา รูป (A) คือคอลลิเมเตอร์แบบรูขนานซึ่งภาพ b จะมีขนาดเดียวกับวัตถุ a บนผิวหน้าของผลึก สนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์จะไม่แปรตามระยะห่างจากคอลลิเมเตอร์เท่าใดนัก (B) คอลลิเมเตอร์แบบกระจายแสงขนาดของภาพ B จะเล็กกว่าขนาดวัตถุ a และสนามการมองเห็นจะเพิ่มค่าเมื่อเลื่อนห่างจากคอลลิเมเตอร์ (C) คอลลิเมเตอร์แบบรูเข็ม รูปวัตถุ b ถูกขยายหรือย่อนั้นขึ้นกับระยะห่างจากรูเข็ม สนามการมองเห็นจะเพิ่มอย่างรวดเร็วถ้าเคลื่อนห่างจากคอลลิเมเตอร์ (D) คอลลิเมเตอร์แบบรวมแสง ภาพ b จะถูกขยายใหญ่กว่าวัตถุ a สนามการมองเห็นจะลดค่าลงถ้าเคลื่อนห่างจากหัววัด คอลลิเมเตอร์ชนิดนี้ทำให้ซินทิลเลชันคาเมรามีความไว และเรโซลูชันพอเหมาะกรณีวัตถุมีขนาดเล็กกว่าผลึก

หลักในการเลือกใช้คอลลิเมเตอร์ ขึ้นกับขนาดของอวัยวะที่ต้องการตรวจวินิจฉัย ถ้าอวัยวะมีขนาดใกล้เคียงกับหัววัด (คือผลึก NaI(Tl)ควรเลือกใช้คอลลิเมเตอร์แบบรูขนานเนื่องจากมีความไวและเรโซลูชันดีที่สุด (เมื่อเทียบกับชนิดอื่น) ถ้าอวัยวะมีขนาดใหญ่กว่าขนาดของผลึกควรใช้คอลลิเมเตอร์ แบบกระจายและถ้าอวัยวะเล็กกว่าผลึกควรใช้คอลลิเมเตอร์แบบรวมแสง เมื่อขนาดของอวัยวะมีขนาดเล็กมาก ๆ เช่นต่อมธัยรอยด์ควรใช้คอลลิเมเตอร์แบบรูเข็มในการถ่ายภาพ (หมายเหตุ : คำว่า "converging" และ "diverging" ในที่นี้หมายถึงลักษณะโครงสร้างของรูคอลลิเมเตอร์ สำหรับ "diverging" จะเป็นคอลลิเมเตอร์ที่มีรูเปิดในลักษณะลู่ออก ทั้งนี้เพื่อขยายหน้ารับแสงของผลึกให้กว้างพอที่จะคลุมอวัยวะที่ต้องการตรวจได้ทั้งหมด ส่วน "converging" ความหมายตรงข้ามกับ "diverging" ซึ่งความหมายจะตรงข้ามกับคำที่ใช้สำหรับเลนส์ทั่วไป, ผู้แปล)

อย่างไรก็ตาม สำหรับงานที่ต้องการดูอวัยวะแบบ 3 มิติ คอลลิเมเตอร์แบบรูขนานค่อนข้างจะเหมาะสมที่สุด เนื่องจากการสร้างภาพ 3 มิตินั้น อวัยวะถูกตรวจวัดหลายระนาบ เช่น ด้านหน้า ด้านหลังหรือตรงกลางอวัยวะเป็นต้น ถ้าเป็นคอลลิเมเตอร์แบบรูเข็ม แบบกระจาย หรือแบบรวมแสง จะมีการขยายหรือย่อวัตถุ (คืออวัยวะ) แต่ละส่วนด้วยองศาต่าง ๆ กัน ผลคือภาพที่ได้อาจผิดเพี้ยนไปหรือที่เรียกว่าเกิดการ "distortion"

คอลลิเมเตอร์ที่มีใช้อยู่ในปัจจุบันนี้นอกจากจะถูกจำแนกออกเป็นแบบต่าง ๆ ทั้ง 4 แบบแล้ว ยังถูกแยกออกตามคุณสมบัติเฉพาะอื่น ๆ อีก เช่น เรโซลูชัน ความไวและความเหมาะสมของคอลลิเมเตอร์ที่จะใช้กับพลังงานรังสีแกมมา (จะกล่าวรายละเอียดอีกครั้งในบทที่ 12)

หัววัดและผลึกโซเดียมไอโอไดด์ :

ในที่นี้ผลึกโซเดียมไอโอไดด์จะต้องถูกเจือด้วยธัลเลียมเสมอ (คำว่า "เจือ" หมายถึงโด้ป (doping) หรือแอ็คติเวต (activate) นั่นเอง, ผู้แปล) และสำหรับแองเกอร์คาเมราที่มีหัววัดขนาดใหญ่ รูปทรงผลึกแบบแผ่นจาน (disc) และด้านตรงข้ามกับระนาบที่รับรังสีจากอวัยวะจะถูกเชื่อมกับหลอด PM จำนวนมาก ผลึกจะมีเส้นผ่าศูนย์กลางได้ตั้งแต่ 11″ ถึง 22″ ถ้าเป็นแองเกอร์คาเมรามาตรฐานจะมีผลึกขนาด 11″ แต่ถ้าเป็นแองเกอร์คาเมรามีสนามการมองเห็นกว้าง (LFOW = large field of view) จะใช้ผลึกเส้นผ่าศูนย์กลาง 16″ ถึง 22″ (อย่างไรก็ตามในปัจจุบันนี้มีบางบริษัทที่ได้ผลิตผลึกโซเดียมไอโอไดด์เป็นแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า (rectangular) ซึ่งสามารถคลุมพื้นที่ได้ขนาด 35 × 50 ซม. หรือมากกว่า, ผู้แปล) ข้อได้เปรียบที่เด่นของการใช้ผลึกขนาดใหญ่คือเพิ่มความไวในการตรวจอวัยใหญ่ ๆ เช่น ปอดหรือการตรวจทั่วร่างกาย (whole body) สิ่งที่น่าสนใจคือ ความหนาของผลึกจะส่งผลในการตรวจวัดหรือไม่? ในทางปฏิบัติความหนาของผลึกมีผลต่อ intrinsic resolution ซึ่งลดความหนาจะยิ่งเพิ่ม intrinsic resolution แต่การมี intrinsic resolution ดีเลิศย่อมลดความไวลง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการใช้แกมมาพลังงานสูง ๆ (> 150 keV) โดยทั่วไปผลึกที่ใช้มีความหนา 1/2″ หรือรุ่นใหม่มักใช้ผลึกหนา 3/8″ หรือ 1/4″ (ความหนาลดลง)

การวัดพลังงานของรังสีแกมมาด้วยระบบหัววัด NaI(Tl) แบบทั่วไปมักไม่ยุ่งยากซับซ้อนเนื่องจากมี PM เพียงหลอดเดียวแต่แองเกอร์คาเมรามีหลอด PM หลายหลอด ในการหาค่าพลังงานรังสีแกมมานั้นจะต้องหาปริมาณแสงทั้งหมดที่ถูกผลิตขึ้นภายในผลึก ซึ่งปฏิบัติโดยหาผลบวกของเอาท์พุทจากหลอด PM ทุกหลอด สัญญาณที่เกิดจากการรวมค่าดังกล่าวรู้จักกันว่าเป็นสัญญาณ Z ซึ่งอุปกรณ์วิเคราะห์สัญญาณ (PHS = pulse-height selector) จะเลือกความสูงของสัญญาณ Z ที่อยู่ในช่วงที่กำหนดไว้เท่านั้น จึงจะทำการนับวัด ดังนั้นในแองเกอร์คาเมราจึงมีปุ่มควบคุม 4 ปุ่มเช่นเดียวกับในหัววัด NaI(Tl) ทั่วไป ปุ่มเหล่านี้สัมพันธ์กับการนับวัดรังสีแกมมา ได้แก่ค่าแรงดันไฟฟ้าขนาดสูง (High Voltage) ที่ป้อนเข้าสู่หลอด PM อัตราขยาย (Gain of Amplifier) พลังงานพีค (Peak energy E) และความกว้างหน้าต่าง ΔE หรือ %E โดยทั่วไป การเลือกพลังงานในแองเกอร์คาเมราเป็นแบบอัตโนมัติ ถ้าต้องการเลือกพลังงานแกมมาที่ต้องการผู้ใช้ต้องกดปุ่มที่ออกแบบโดยเฉพาะในเครื่อง

ดังกล่าว จากนั้นสัญญาณที่ถูกต้องจะถูกเลือกโดยอัตโนมัติ แองเกอร์คาเมราสมัยใหม่สามารถเลือกวัดพลังงานแกมมาได้ 2 –3 ค่าในเวลาเดียวกัน (ต้องเป็นค่าพลังงานต่างกันแน่นอน) ซึ่งต้องใช้ PHS 2 –3 ตัว เรียกว่าเป็นการบันทึกรังสีแกมมาแบบหลายพีค ซึ่งเป็นประโยชน์ในการสร้างภาพ เพื่อการศึกษาการกระจายของนิวไคลด์รังสีที่เปล่งรังสีแกมมามากกว่า 1 ค่า เช่น ^{67}Ga, ^{111}In หรือ ^{201}Tl

หลังจากนั้น สัญญาณที่ PHS เลือกไว้จะถูกส่งต่อไปยังสเกลเลอร์เวลา (scaler timer) ซึ่งจะเอื้ออำนวยให้ซินทิลเลชันคาเมราเหมาะจะใช้แบบกำหนดช่วงเวลา (pre-selected time) หรือแบบกำหนดปริมาณรังสีแกมมา (pre-selected counts) โดยไม่คำนึงถึงเวลา อย่างไรก็ตามแองเกอร์คาเมราบางเครื่องอาจหยุดทำงานเมื่อถึงช่วงเวลาหรือเมื่อค่านับวัดครบก็ได้ ขึ้นกับว่าค่าใดจะถึงกำหนดให้เครื่องหยุดก่อน อย่างไรก็ตามสามารถบังคับให้เครื่องทำงานแบบ manual ตามที่ต้องการได้ นอกจากนี้อาจมีบางเครื่องที่ใช้ค่า information density ในบริเวณที่กำหนดในภาพเป็นค่าการเลือกกำหนดก็ได้ กล่าวคือถ้าบริเวณที่กำหนดไว้ในภาพมีค่าปริมาณนับวัดมากตามกำหนดจะทำให้เครื่องหยุดทำงาน

วงจรหาตำแหน่ง X, Y :

คอลลิเมเตอร์ในแองเกอร์คาเมรา เป็นตัวช่วยส่งให้รังสีเอ็กซ์หรือแกมมาจากอวัยวะเข้าสู่ผลึกโซเดียมไอโอไดด์ตามความสมนัยแบบหนึ่งต่อหนึ่ง รูปที่ 11 –2 แสดงระบบนับวัดซึ่งประกอบด้วยหลอด PM 5 หลอด รายละเอียดต่อไปนี้จะอธิบายถึงการหาตำแหน่งภายในผลึกที่กัมมันตภาพรังสีตกกระทบ ณ จุด a ในผลึก หลอด PM 1 อยู่ใกล้จุด a มากที่สุด ดังนั้นจะรับแสงปริมาณสูงสุด และในทำนองเดียวกันเหตุการณ์ดังกล่าวนี้จะเกิด ณ จุด b และ c เช่นกัน ซึ่งหลอด PM 2 และ PM 3 ตามลำดับจะรับแสงมากที่สุด ดังนั้นถ้าทราบว่าหลอด PM ใดรับแสงได้มากที่สุดก็สามารถจะหาตำแหน่งโดยประมาณได้ (ความหมายของค่า "โดยประมาณ" ในที่นี้คือบอกจากหลอด PM ที่รับแสงได้มากที่สุด) แต่ถ้าต้องการทราบตำแหน่งให้แน่ชัดจะต้องหาว่า PM แต่ละหลอดรับแสงมากกว่ากันเท่าใด (กล่าวคือหาผลต่างของปริมาณแสงที่กระจายไปยังหลอด PM แต่ละหลอด) ซึ่งปริมาณแสงที่กระจายอยู่ในหลอด PM ต่าง ๆ จะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับมุมโซลิด (solid angle) ที่รองรับโดย PM แต่ละหลอด ณ ตำแหน่งที่ก่อกำเนิดแสง

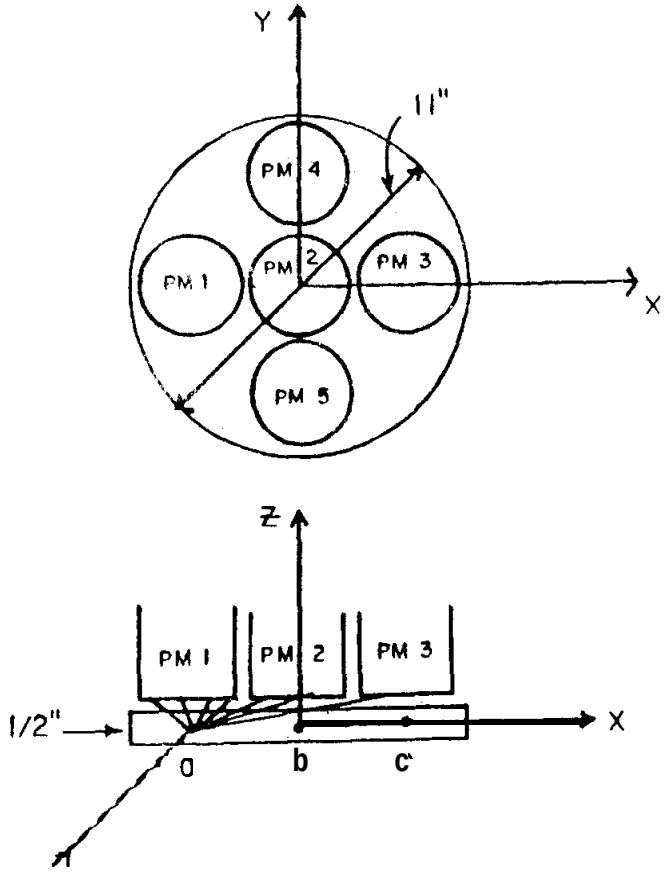
ในทางปฏิบัติเอาท์พุทของ PM แต่ละหลอดจะถูกรวมค่าโดยอาศัย weighting factors ที่เหมาะสมเพื่อจะก่อให้เกิดสัญญาณอนาลอก (analog signal) 4 สัญญาณด้วยกันคือ X^+, X^-, Y^+, และ Y^- แผนภาพแสดงในรูปที่ 11 –3 แสดงการจัด PM แบบ 5 หลอด แองเกอร์คาเมราที่ใช้ทั่วไปจะมีจำนวนหลอด PM ตั้งแต่ 19 ถึง 96 หลอดและวงจรรวมสัญญาณจะซับซ้อนกว่าที่แสดงในที่นี้มากและแต่ละโรงงานผู้ผลิตยังมีวงจรแตกต่างกันอีกด้วย อย่างไรก็ตาม ทุก ๆ วงจรจะต้องมีการกำหนดแรงดันไฟฟ้า X, Y และ Z จากแรงดันไฟฟ้า ณ ขั้วทั้งสี่คือ X^+, X^-, Y^+ และ Y^- ดังนี้

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^- \qquad (1)$$

$$X = \frac{K}{Z}(X^{+} - X^{-}) \quad (2)$$

$$Y = \frac{K}{Z}(Y^{+} - Y^{-}) \quad (3)$$

โดย K เป็นค่าคงที่

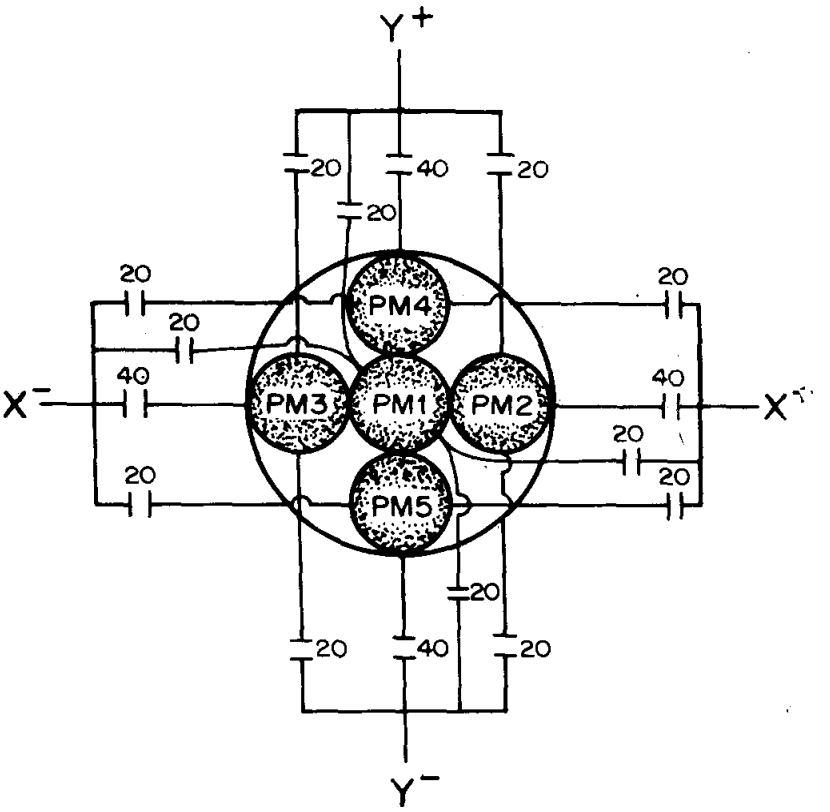


รูป 11-2 แองเกอร์คาเมรา เมื่อรังสีแกมมาชนกับผลึกที่ตำแหน่ง a หลอด PM 1 จะได้รับแสงปริมาณมากสุด จึงบอกตำแหน่งของการจุดกำเนิดแสงได้อย่างถูกต้อง ในทำนองเดียวกัน เมื่อเกิดอันตรกิริยาที่จุด b และ c หลอด PM 2 และ PM 3 จะได้รับปริมาณแสงมากสุด ตามลำดับ ถ้าทราบปริมาณแสงที่แต่ละหลอด PM ได้รับย่อมบอกตำแหน่งกำเนิดแสงได้ถูกต้องมากขึ้น

สัญญาณ X และ Y เป็นสัดส่วนโดยตรงกับระยะในแนวแกน x และ y ของจุดกำเนิดแสงในผลึกและเป็นตัวหักเบนจุดแสงบนหลอดแคโธดเรย์หรือออสซิลโลสโคปให้เป็นสัดส่วนโดยตรงกับอำพน (magnitude หรือ amplitude) ของ X และ Y

อย่างไรก็ตาม แม้จะพิจารณาปริมาณแสงที่หลอด PM ทั้งหลายได้รับทั้งหมดก็ยังมีข้อผิดพลาดในการหาตำแหน่งของจุดกำเนิดแสงอยู่เสมอ ข้อผิดพลาดนี้เกิดจากการวัด intrinsic resolution ของแองเกอร์คาเมรา

intrinsic resolution เป็นฟังค์ชันเชิงซ้อนของความหนาของผลึก จำนวนหลอด PM ที่ใช้ในการหาตำแหน่ง ชนิดและรูปร่างของหลอด PM และความหนาของสารนำแสงถ้ามีการเชื่อมหลอด PM กับผลึก ถ้าลดความหนาของผลึก จะทำให้มีค่า intrinsic resolution เพิ่มขึ้นแต่จะลดความไวของการนับวัดและยังจะก่อให้มีปริมาณแกมมาที่ตกกระทบภายในผลึกน้อยลงด้วย ดังนั้นต้องตัดสินใจเลือกระหว่าง intrinsic resolution และความไวของ



รูป 11-8 *ผังอย่างง่ายแสดงการสร้างสัญญาณบอกตำแหน่ง x,y ของหลอด PM 5 หลอด ได้แก่ตำแหน่ง x^-,x^+,y^- และ y^+*

แองเกอร์คาเมราด้วย ความหนาที่พอเหมาะของผลึกคือ ⅛" จนถึง ½" สำหรับแกมมาพลังงาน 140 keV องค์ประกอบอื่นที่มีผลต่อ intrinsic resolution ของแองเกอร์คาเมราคือพลังงานของรังสีแกมมา ทั้งนี้เนื่องจากรังสีแกมมาพลังงานสูง ย่อมผลิตแสงในผลึกได้มากกว่า (ซึ่งหมายถึงการผลิตแสงตามขบวนการโฟโตอิเล็กทริคนั่นเอง) ยิ่งแสงมีปริมาณมากยิ่งบอกตำแหน่งที่รังสีแกมมาชนกับผลึกได้ถูกต้องดียิ่งขึ้น ซึ่งสุดท้ายสรุปได้ว่าการบอกตำแหน่งได้ดีขึ้นหมายถึงการมี intrinsic resolution ที่ดีขึ้นนั่นเอง

อุปกรณ์แสดงผล :

รังสีแกมมาที่อยู่ในสนามการมองเห็นของคอลลิเมเตอร์จะชนกับผลึก ณ ตำแหน่งต่าง ๆ กัน และลักษณะการชนกันดังกล่าวเป็นไปแบบสุ่ม อุปกรณ์แสดงผลต้องมีความสามารถที่จะบอกตำแหน่ง (x,y) ของข้อมูลได้อย่างรวดเร็ว (อย่างน้อยที่สุดคือ 10^5 เหตุการณ์ต่อนาที) และแม่นยำ หลอดแคโธดเรย์หรือออส-

ซิสโลสโคป ซึ่งมีหลอดแคโธดเรย์เป็นส่วนรวมผล มักจะเป็นที่นิยมใช้เนื่องจากมีประสิทธิภาพดีนั่นเอง

หลอดแคธโธดเรย์หรือเรียกย่อเป็น CRT เป็นหลอดแก้วสูญญากาศ ภายในประกอบด้วยส่วนต่าง ๆ 5 ส่วนดังนี้

(1) ปืนอิเล็กตรอน (electron gun)

(2) โฟคัสซิงอิเล็กโทรด (focusing electrode)

(3) แผ่นเบนรังสีในแนวแกนนอน (แกน X)

(4) แผ่นเบนรังสีในแนวแกนตั้ง (แกน Y)

(5) ฉากเรืองแสง (phosphor Screen)

แผนภาพแสดงในรูป 11 –4 กลไกการทำงานเริ่มจากปืนอิเล็กตรอนผลิตอิเล็กตรอนความเร็วสูง ซึ่งปริมาณของอิเล็กตรอนในกระแสอิเล็กตรอนนั้นแปรค่าได้ตามต้องการ โดยใช้ปุ่มควบคุมความเข้ม I (อิเล็กตรอน) โฟคัสซิงอิเล็กโทรดทำหน้าที่รวมลำอิเล็กตรอนดังกล่าวให้เป็นลำแคบ ๆ (ประมาณเส้นผ่าศูนย์กลาง 1 มม.) เมื่อป้อนสัญญาณแรงดันไฟฟ้าให้กับแผ่นเบนรังสีทั้งแนวแกนตั้งและแกนนอนมีผลให้ลำอิเล็กตรอนเคลื่อนในแนวตั้งและแนวนอน เป็นสัดส่วนโดยตรงกับขนาดของแรงดันไฟฟ้าที่ป้อนให้กับแผ่นดังกล่าวตามลำดับ ปัญหาคือลำอิเล็กตรอนจะยังคงตำแหน่งเดิมที่ถูกยิงไปนั้นนานเท่าใด? ช่วงเวลาที่ลำอิเล็กตรอนจะคงอยู่ ณ ตำแหน่งใด ๆ หรือจะย้ายไปตำแหน่งใหม่นั้น ขึ้นกับช่วงเวลาที่ป้อนแรงดันไฟฟ้าให้กับแผ่นเบนรังสีทั้งแนวตั้งและแนวนอน โดยทั่วไปต่ำกว่า 1 μsec ถ้าไม่มีการป้อนแรงดันไฟฟ้าให้กับแผ่นทั้งสองแนวดังกล่าว ลำอิเล็กตรอนจะยังคงอยู่ที่ศูนย์กลางของฉากเรืองแสง ส่วนการที่ลำอิเล็กตรอนจะอยู่ตำแหน่งใดบนฉากนั้น สามารถมองเห็นได้จากฉากเรืองแสง ซึ่งจะเป็นจุด (หรือวงกลมก็ตาม) แสงสว่าง ณ ตำแหน่งที่ลำอิเล็กตรอนวิ่งชน ด้วยกลไกดังกล่าว ถ้าป้อนแรงดันไฟขนาดต่าง ๆ กันให้กับแผ่นเบนรังสีทั้งสองแนวบนจอ CRT จะปรากฏจุดแสงเคลื่อนจากตำแหน่งหนึ่งไปยังอีกตำแหน่งหนึ่ง แต่จะคงคุณสมบัติเป็นสัดส่วนโดยตรงกับขนาดของแรงดันไฟฟ้าที่ป้อนเข้าเสมอ

การแสดงผลข้อมูลตำแหน่งต่าง ๆ นั้น ได้จากเครื่องตรวจจับการเรืองแสง สัญญาณ Z เป็นพาหะของข้อมูลพลังงาน จะทำการรวมข้อมูลทั้งแนว X และ Y ตามลักษณะที่สัญญาณป้อนเข้าสู่แผ่นเบนแสงทั้งสองแนวของ CRT และจะตรวจวัดต่อเมื่อสัญญาณ Z อยู่ในช่วงของ PHS เท่านั้น ถ้า Z อยู่นอกช่วงการเลือกของ PHS จะมีผลอย่างไร? ผลคือสัญญาณ X และ Y จะไม่ถูกป้อนเข้า CRT ทั้งแนวนอนและแนวตั้งตามลำดับ สรุปได้ว่า การเปล่งแสงให้ปรากฏบนจอ CRT จะเกิดต่อเมื่อรังสีแกมมาที่ชนผลึกได้ปลดปล่อยพลังงานไว้ในผลึก โดยพลังงานดังกล่าวต้องมีค่าอยู่ในช่วงที่ PHS เลือกไว้เพื่อทำการนับวัดเท่านั้น

ขั้นตอนของ display function มีดังนี้ :

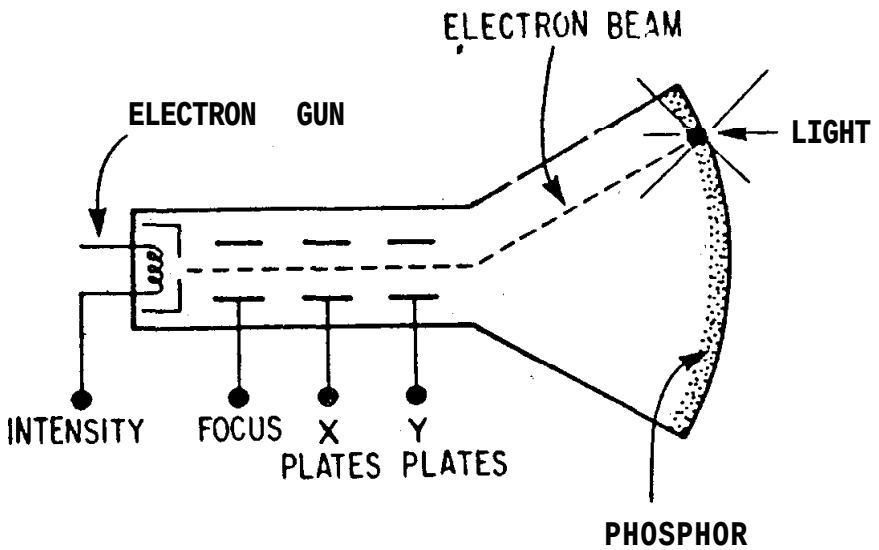
(1) รังสีแกมมาชนกับผลึก (คือหัววัดนั่นเอง)

(2) หัววัดผลิต 3 สัญญาณซึ่งบ่งถึงตำแหน่งที่รังสีแกมมาชนกับผลึก (x,y) และการส่งผ่านพลังงานที่รังสีแกมมาปลดปล่อยไว้ (สัญญาณ Z)

(3) สัญญาณ Z จะถูกเลือกถ้ามันมีค่าในช่วงที่ถูกเลือกวัด สัญญาณ x และ y (บางครั้งเรียกเป็นสัญญาณบอกตำแหน่ง) จะถูกป้อนไปยังแผ่นใน CRT

(4) แผ่นใน CRT จะหักเบนจุดแสงจากศูนย์กลางของฉาก ไปสู่ตำแหน่งซึ่งมีระยะห่างเป็นสัดส่วนกับแรงดันไฟฟ้า x และ y

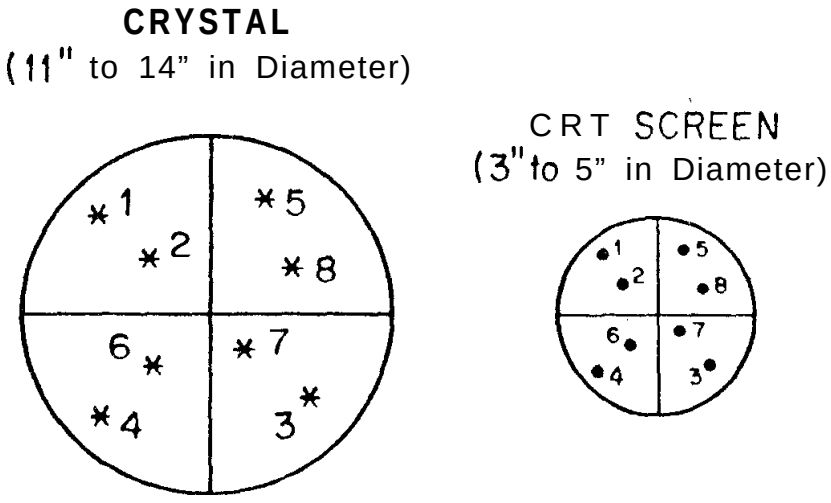
(5) เมื่อมีรังสีแกมมาตัวใหม่วิ่งมาชนผลึก กลุ่มสัญญาณใหม่ของ x,y และ z จะถูกสร้างขึ้นใหม่ ซึ่งมีผลให้จุดแสงนั้นถูกเบนไปสู่ตำแหน่งใหม่



รูป 11-4 แผนภาพอย่างง่ายของหลอดเคโธดเรย์ (CRT)

แผนภาพของขั้นตอนดังกล่าวแสดงในรูปที่ 11 –5. ซึ่งถ้ามีรังสีแกมมาอื่น ๆ อีกหลาย ๆ ค่าพลังงานวิ่งชนผลึก จุดแสงบน CRT จะเคลื่อนตามตำแหน่งต่าง ๆ ดังกล่าวแล้วในขั้นตอนที่ (5) ทั้งนี้จะสมนัยกับตำแหน่งที่รังสีแกมมาชนกับผลึกโดยทั่วไปใช้ CRT ขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 3″ - 5″ ภาพบนจอ CRT ที่ปรากฏจะมีขนาดเล็กกว่าขนาดแท้จริงของอวัยวะหรือส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย

ถ้าจุดแสงสอยบนฉากของ CRT จะไม่ทำให้เกิดภาพใด ๆ ภาพที่ถูกสร้างนั้นเป็นการรวบรวมข้อมูลแบบจุดต่อจุดลงสู่แผ่นฟิล์ม (อาจมีขนาด 35 มม., 70 มม. หรือพวกฟิล์มโพลารอยด์) ซึ่งมีกล้องถ่ายรูปเป็นองค์ประกอบสำคัญ ชนิดและขนาดของฟิล์มที่ใช้นั้นขึ้นกับการตัดสินใจพิจารณาจากองค์ประกอบต่าง ๆ เช่น contrast ของฟิล์ม latitude, จำนวนระดับ gray levels ที่มีให้เลือกสุดท้ายคือราคา อย่างไรก็ตามพอจะวิจารณ์กว้าง ๆ ได้ว่า ฟิล์มโพลารอยด์สะดวกต่อการใช้ เนื่องจากไม่ต้องการส่วนประกอบของงานอื่นได้แก่การล้างและอัดฟิล์ม สามารถเห็นภาพได้ภายใน 15 –20 วินาที หลังจากทำการถ่ายภาพแต่ฟิล์มโพลารอยด์ก็มี contrast ต่ำซึ่งจัดเป็นขีดจำกัดการใช้ประโยชน์วิธีแก้ไขหรือชดเชยส่วนบกพร่องดังกล่าวทำโดยใช้กล้องชนิดที่มี 3 เลนส์ ซึ่งมี 3 รูเปิดเพื่อผลิตภาพ 3 ภาพที่ถูกเอ็กซ์โพเซอร์จากแสงต่างกัน



รูป 11-5 ลักษณะสมนัยของตำแหน่งการเกิดอันตรกิริยาของรังสีแกมมาในลิขวิดซินทิลเลชันกับจุดแสงบนจอ CRT

(เป็นภาพเดียวกันแต่ถ่ายโดยการเปิดหน้ากล้องต่างกัน ดังนั้น ภาพที่ได้ออกมาจึงถูกแสงต่างกัน, ผู้แปล)

ถ้าเป็นแผ่นใสขนาด 35 หรือ 70 มม. จะมี contrast ดีและมี gray levels มากพอสมควร แต่ต้องมีอุปกรณ์ล้างฟิล์ม น้ำยาล้างและห้องมืด ฟิล์มที่ถูกฉายแสงแล้วนั้นจะต้องรอเป็นเวลาหลายนาที บางกรณีอาจเกิดผิดพลาดในการล้างฟิล์มก็ได้ ในปัจจุบันมีการใช้ระบบที่เรียกว่า "multiformat" เป็นระบบการบันทึกภาพแบบใหม่ ซึ่งภาพหลาย ๆ ภาพจะถูกบันทึกบนฟิล์มเอ็กซ์เรย์แผ่นเดียว โดยทั่วไปมีขนาด 8" × 10" หรือ 11" × 14" ผู้ใช้สามารถเลือกจำนวนและขนาดของภาพที่จะทำการบันทึกบนฟิล์มแผ่นเดียวได้ หมายความว่าฟิล์ม 1 แผ่นอาจมีรูปปรากฏอยู่ถึง 64 รูปก็ได้ ข้อได้เปรียบที่เด่นของอุปกรณ์นี้คือภาพทั้งหมดของผู้ป่วย (รวมทั้งการศึกษาทางไดนามิกส์) จะถูกรวบรวมไว้บนฟิล์มแผ่นเดียว นับเป็นการสะดวกและประหยัดแผ่นฟิล์ม ตัวอย่างภาพจากการสแกนกระดูก (bone scan) แสดงในรูปที่ 11 – 6.

ภาพจากซินทิลเลชันคาเมราอาจมองจุด "hot" ไม่ได้สะดวกนัก (แล้วแต่กรณี) ถ้าเปรียบเทียบกับเครื่องสแกน โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการศึกษา fast dynamic นั้น การตั้งระดับแสงที่จะฉายลงบนฟิล์มได้จากการคาดคะเน ซึ่งบางครั้งอาจผิดพลาดได้ วิธีแก้ปัญหาดีที่สุดสำหรับกรณีนี้คือ ต่อซินทิลเลชันคาเมรากับเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อทำการบันทึกภาพอย่างสม่ำเสมอ (แล้วแต่จะเลือกกำหนดให้มีการบันทึกอย่างไร, ผู้แปล) ไปพร้อม ๆ กัน ซึ่งถ้ามีการฉายแสงผิดพลาดบนฟิล์มก็สามารถจะทำใหม่ได้และทำการปรับแสงให้ถูกต้องตามต้องการ

การสร้างภาพด้วยเครื่องซินทิลเลชันคาเมรา

ขั้นตอนทั่วไปในการสร้างภาพด้วยซินทิลเลชันคาเมราสรุปได้ดังนี้

(1) เลือกอวัยวะที่ต้องการศึกษา เช่น สมอง ตับ เป็นต้น

(2) เลือกเภสัชรังสีและปริมาณโดสของเภสัชรังสี โดยทั่วไป การให้เภสัชรังสีกับผู้ป่วยมักกระทำ

นอกบริเวณหรือบริเวณห่างจากเครื่องมือ ยกเว้นในกรณีต้องการศึกษาแบบ dynamic จะต้องฉีดเภสัชรังสีให้แก่ผู้ป่วยใต้เครื่องมือ (ขั้นตอนที่ 7)

รูป 11-6 ภาพด้านหน้าของโบนสแกนซึ่งบันทึกด้วยอุปกรณ์มัลติฟอรแมต ในตัวอย่างมีเพียง 8 รูปจากจำนวนที่สามารถบันทึกได้ 9 รูป

(3) เลือกพารามีเตอร์ PHS (คือพลังงานพีคและ % หน้าต่าง (window) ให้สมนัยกับรังสีแกมมาที่ใช้ในขณะนั้น)

(4) เลือกใช้คอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม (ต้องพิจารณาถึงพลังงานของรังสีและเรโซลูชัน)

(5) เลือกกลไกการทำงาน ได้แก่ศึกษาปริมาณนับวัดเป็นค่าสะสมหรือศึกษาเอ็กซ์โพเชอร์ในช่วงเวลาหนึ่ง ๆ

(6) เลือกกำหนดความเข้มบน CRT โดยประมาณค่านับวัดที่คาดว่าจะบันทึกได้

(7) จัดตำแหน่งผู้ป่วยภายใต้เครื่อง ซึ่งต้องคำนึงถึงเมื่อให้เภสัชรังสี และกรณียังไม่ให้เภสัชรังสีต่อผู้ป่วย

(8) ทำการบันทึกโดยกดปุ่ม start เตรียมหยุดโดยการกดปุ่ม stop

(9) การล้างฟิล์มถ้าต้องการถ่ายหลายท่าบนฟิล์มแผ่นเดียวกันต้องทำการล้างฟิล์มเมื่อเสร็จสิ้นการบันทึก

การต่อเครื่องแกมมาคาเมรากับเครื่องคอมพิวเตอร์

ดิจิตอลคอมพิวเตอร์มีบทบาทสูงในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในยุคปัจจุบัน ข้อได้เปรียบที่เด่นชัดของเครื่องคอมพิวเตอร์คือความเร็ว และสะดวกในการวิเคราะห์เก็บข้อมูลและแสดงผลข้อมูลปริมาณมากและซับซ้อน การวิเคราะห์ข้อมูลจากเครื่องซินทิลเลชันคาเมรา (หมายถึงการที่คอมพิวเตอร์จะทำการสร้างภาพจากซินทิลเลชันคาเมรา) จะต้องทำการแปลงข้อมูลให้มีลักษณะเป็นดิจิตอล เรียกวิธีการนี้ว่า "ดิจิไตซ์" (digitized)

กลไกการแปลงสัญญาณข้อมูลได้แก่ ดิจิตอลคอมพิวเตอร์รับข้อมูลเป็นตัวเลข (ที่เรียกว่า "ดิจิต" (digit)) เท่านั้น ซึ่งล้วนอยู่ในรูปของเลขฐาน 2 (มักเรียกว่า "ไบนารี" (binary form) แทนที่จะเป็นฐาน 10 ดังที่เคยเห็นทั่วไป) ดังนั้นข้อมูลที่ได้จากเครื่องมือหรืออุปกรณ์ใด ๆ ที่จะให้เครื่องคอมพิวเตอร์ทำการวิเคราะห์จะต้องส่งข้อมูลให้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ในรูปของตัวเลขฐาน 2 แต่เท่าที่ปรากฏทั่วไป เครื่องมือนิวเคลียร์มักผลิตข้อมูลในรูปของสัญญาณอนาลอก (analog) สัญญาณอนาลอกจะแปรค่าอย่างต่อเนื่องและไม่มีการผลิตข้อมูลเป็นตัวเลข ตัวอย่างเช่น เข็มในเครื่องวัดรอบความเร็วรถยนต์จะเคลื่อนในลักษณะต่อเนื่อง เริ่มจากมุมหนึ่งของหน้าปัดไปยังอีกด้านหนึ่งถ้าความเร็วเพิ่มขึ้น ยิ่งความเร็วสูงขึ้นเข็มจะยิ่งเปลี่ยนไปมากขึ้น ข้อมูลดังกล่าวนี้จะแปลงเป็นรูปของตัวเลขได้โดยอนุมานจากสเกลบนหน้าปัด กล่าวได้ว่า สเกลที่พิมพ์บนหน้าปัดถูกดิจิไตซ์อย่างไม่อัตโนมัติ (เป็นการแปลงข้อมูลจากอนาลอกเป็นดิจิตอล) ต่อไปทำการเชื่อมเครื่องวัดความเร็วรถยนต์ดังกล่าวกับคอมพิวเตอร์วัตถุประสงค์คือเพื่อบันทึกความเร็วเป็นตัวเลขอย่างอัตโนมัติ ในการนี้ย่อมแน่นอนว่า จะต้องอาศัยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์เพื่อทำหน้าที่ดิจิไตซ์ ข้อมูลที่ได้จากเครื่องวัดความเร็วดังกล่าว เรียกอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่แปลงสัญญาณอนาลอกให้เป็นดิจิตอล (ฐาน 2) ว่า ADC (ย่อจากคำว่า analog to digital converter) พารามิเตอร์สำคัญของ ADC ได้แก่ ความถูกต้องและความเร็ว ซึ่งความถูกต้องของ ADC จะเป็นข้อบ่งชี้ได้ว่าข้อมูล numeric ใกล้เคียงกับสัญญาณอนาลอกเพียงใด ย้อนพิจารณาตัวอย่างเดิมใหม่ คือรายละเอียดเกี่ยวกับเครื่องวัดความเร็วรถยนต์นั่นเอง แต่ครั้งนี้สมมุติให้ความเร็วต่ำสุดของรถยนต์คือ 0 และค่าสูงสุดคือ 100 ไมล์/ชม. ปัญหาคือต้องกวรอ่านค่าระหว่าง 0–100 ไมล์/ชม. วิธีการทั่วไปคือแบ่งช่วงในบริเวณหน้าปัด (ให้ช่วงห่างแต่ละช่วงเท่ากัน) ถ้ามีเพียง 10 ช่วง แสดงว่าสามารถวัดความเร็วรถยนต์ได้ความถูกต้องอยู่ในช่วง 10 ไมล์/ชม. แต่ถ้าแบ่งเป็น 100 ช่องเท่า ๆ กัน จะสามารถอ่านค่าความเร็วได้ถูกต้องในระดับ 1 ไมล์/ชม. และถ้าแบ่งเป็น 1,000 ช่วง จะได้ค่าความถูกต้อง 0.1 ไมล์/ชม. ฯลฯ สรุปได้ว่า ยิ่งแบ่งจำนวนช่องได้มาก (คือแบ่งละเอียด) จะยิ่งมีความถูกต้องสูงมากขึ้น ในทำนองเดียวกัน ภายในอุปกรณ์ ADC จะมีช่วงพิสัยของสัญญาณจำกัดค่าไว้เป็นช่วง ๆ และยิ่งมีช่วงมากหลายช่วงยิ่งจะเพิ่มความถูกต้องมากขึ้น ต่างกันที่กรณี ADC นั้นมีหน่วยของช่องดังกล่าวเป็น "บิท" (bit) เครื่อง ADC 1 บิท (2^1) จะแบ่งพิสัยใด ๆ ที่กำหนดไว้นั้นได้เพียง 2 ส่วนเท่า ๆ กัน ถ้าเป็น 2 บิท ($2^2 = 4$) หมายถึงแบ่งพิสัยเป็น 4 ส่วนเท่า ๆ กัน ทำนองเดียวกับเครื่อง 3 บิท ($2^3 = 8$) จะแบ่งพิสัยได้ 8 ส่วนเท่า ๆ กัน ฯลฯ สรุปได้ว่ายิ่ง ADC มีจำนวนบิทมากเท่าใด จะยิ่งมีความถูกต้องดีมากขึ้นตามกัน อย่างไรก็ตาม ยิ่ง ADC มีมากบิท ย่อมต้องใช้เวลาในการแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลมากขึ้น ซึ่งโยงเข้าสู่พารามิเตอร์ตัวที่สอง

คือความเร็ว ยิ่ง ADC มีความเร็วสูงจะยิ่งมีอัตราการแปลงเป็นดิจิตอลได้สูง โดยไม่มีการสูญเสียข้อมูล ดังนั้น ความเร็วและความถูกต้องจึงมีความสัมพันธ์แบบกลับกัน กล่าวคือ ความถูกต้องเพิ่มขึ้นหมายถึงความเร็วลดลง หรือยิ่งความเร็วสูงจะหมายถึงความถูกต้องลดลง

สำหรับเครื่องซินทิลเลชันคาเมรา สัญญาณ X และ Y ถูกสร้างจากวงจรแสดงตำแหน่งซึ่งปกติเป็นอนาลอกจึงต้องมีการดิจิไตซ์ก่อนที่จะทำการบันทึกด้วยดิจิตอลคอมพิวเตอร์ โดยทั่วไปใช้ ADC ขนาด 6 – 7 บิท เพื่อทำการดิจิไตซ์สัญญาณ X และ Y ในซินทิลเลชันคาเมรา กล่าวได้ว่าพิสัยของ X และ Y จะถูกแบ่งเป็นช่วงเท่า ๆ กัน $2^6 = 64$ หรือ $2^7 = 128$ ช่องตามลำดับและซินทิลเลชันคาเมราจะมีพิสัยลัพธ์ของสัญญาณ X และ Y เท่ากับเส้นผ่าศูนย์กลางของผลึก ดังนั้นแต่ละช่องของ ADC จะสมนัยกับระยะความยาว $d/64$ หรือ $d/128$ ซม. (ขึ้นกับว่า ADC นั้นมีจำนวน 6 หรือ 7 บิท) ถ้าผลึกมีเส้นผ่าศูนย์กลาง 28 ซม. (11") จะมีค่าดังกล่าวเป็น 0.44 และ 0.22 ซม. ตามลำดับ และจากการที่ intrinsic resolution ของซินทิลเลชันคาเมราในยุคปัจจุบันมีค่าอยู่ในพิสัยนี้จึงไม่จำเป็นต้องมีความถูกต้องสูงกว่านี้ ถ้าจะกล่าวในแง่ความเร็วของ ADC ควรจะมีค่าได้สูงสุดเป็น 100,000 สัญญาณต่อวินาที เนื่องจากอัตรานับวัดค่าสูงกว่านี้มักไม่นิยมใช้ในเวชศาสตร์นิวเคลียร์

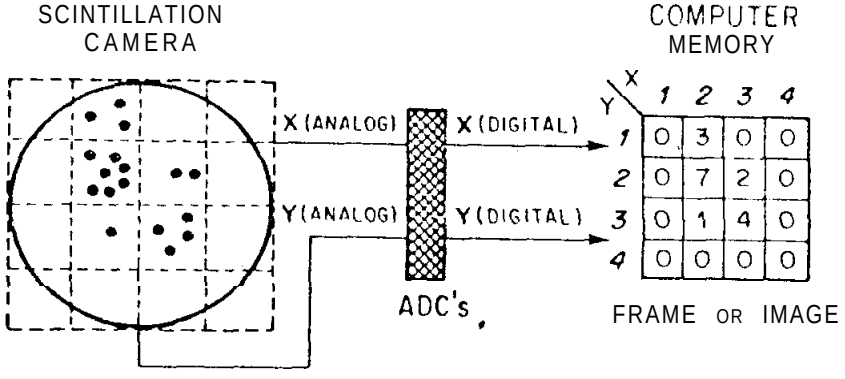
การดิจิตไตซ์สัญญาณ X และ Y เป็น 64 หรือ 128 ช่อง ซึ่งสร้างแมทริกซ์ (matrix) เป็น 64×64 หรือ 128×128 ดังนั้น ภาพอนาลอก (ซึ่งเป็น 2 มิติ หรือมีการกระจายแบบพื้นที่) จะถูกแบ่งย่อยเป็น $64 \times 64 = 4096$ หรือ $128 \times 128 = 16384$ บริเวณเท่า ๆ กันเรียกชื่อเป็น "พิกเซล" (pixels = picture elements) บริเวณพื้นที่จำเพาะบนผลึกซึ่งสมนัยกับ specific pixel และแต่ละ pixel จะถูกกำหนดเป็น ตำแหน่งจำเพาะในคอมพิวเตอร์ ดังนั้นเมื่อรังสีแกมมาชนกับผลึกจะหาตำแหน่งพิกเซล โดยใช้ ADC และค่านับวัดจะถูกเก็บอยู่ในตำแหน่งที่สมนัยกันภายในคอมพิวเตอร์นั่นเอง ยิ่งมีรังสีแกมมาวิ่งมาชนจำนวนมากขึ้น ๆ บรรดารังสีแกมมาดังกล่าวจะถูกเก็บไว้ในบริเวณที่เหมาะสม และท้ายสุดจะสร้างเป็นภาพซึ่งถูกดิจิไตซ์แล้วนั่นเอง ตัวอย่างที่แสดงในรูปที่ 11 – 7 ใช้แมทริกซ์ 4×4 แทน 64×64 หรือ 128×128 ซึ่งเป็นค่าที่ใช้ทั่วไปในทางปฏิบัติ

ในเวชศาสตร์นิวเคลียร์มีหลายบริเวณที่ต้องอาศัยคอมพิวเตอร์ช่วย ดังนี้ :

การบันทึกภาพถ่ายแบบอัตโนมัติ :

การบันทึกผลภาพถ่ายโดยอัตโนมัติ ถ้าเป็นการสร้างภาพ (imaging) ประเภทภาพนิ่ง (static) บทบาทของคอมพิวเตอร์จะน้อยกว่าในกรณีของ fast dynamic ซึ่งต้องสร้างภาพที่เร็วอาจทุก ๆ 1/2 วินาที ตลอดช่วงเวลา 100 วินาที หรืออาจมากกว่าและในการศึกษาด้านไดนามิกส์ จำต้องอาศัยคอมพิวเตอร์ในการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณมากอย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพ การบันทึกข้อมูลอีกชนิดหนึ่งได้แก่ "มัลติเพิล เกต" (multiple gate acquisition) หรือรู้จักทั่วไปในชื่อ MUGA ซึ่งมีการออกแบบให้อวัยวะที่ต้องการถ่ายภาพนั้นเคลื่อนที่ในลักษณะมีคาบเวลา เช่น หัวใจ ทั้งนี้เพื่อสร้างภาพหัวใจเต้นในเฟสต่าง ๆ เช่น systole หรือ diastole เป็นต้น การเต้นของหัวใจจะถูกแบ่งเป็นจำนวน time-segments โดยทั่วไปคือ 16 time-segment แรกที่เริ่มตรวจจะถูก triggered โดยสัญญาณ R-wave จากเครื่อง EKG ซึ่งต่อกับตัวผู้ป่วย ข้อมูลที่ซินทิลเลชันคาเมราบันทึกไว้ในช่วงของแต่ละ time-

segment จะถูกเครื่องคอมพิวเตอร์เก็บบันทึกไว้ในส่วนความจำ เมื่อเริ่มมีสัญญาณ R-wave ใหม่เข้ามา ข้อมูลใหม่ที่เข้ามาจะถูกเพิ่มเติมเข้าไปในส่วนความจำเดิมในบริเวณที่สมนัยกับข้อมูลที่ถูกบันทึกในครั้งแรก ขบวนการนี้จะต่อเนื่องกับการเต้นหลาย ๆ ครั้ง โดยทั่วไปอาจถึง 1,000 หรือมากกว่า การรวบรวมข้อมูลจากแต่ละ time-segment ของการเต้นของหัวใจซึ่งมีการเต้นหลาย ๆ ครั้ง จะต้องอาศัยค่านับวัดปริมาณมากในภาพของแต่ละ time-segment (บางครั้งเรียกเป็น "gate") ต่อไปพิจารณาจากหลักความจริงว่าหัวใจเต้นหนึ่งครั้งจะใช้เวลาน้อยกว่า



รูป 11-7 การดิจิไตซ์ภาพ แองเกอร์คาเมราผลิตภาพอนาลอกซึ่งจะถูกแบ่งเป็นเซลล์สี่เหลี่ยมหรือปิกเซลปริมาณหนึ่ง (4,000 หรือ 16,000) ค่านับวัดจากแต่ละปิกเซลล์จะถูกเก็บอยู่ในตำแหน่งต่าง ๆ ในคอมพิวเตอร์ ในตัวอย่างนี้ พิสัย x,y ถูกแบ่งเป็น 4 ส่วน ขนาดแมทริกซ์ 4 × 4 คือ 16 ปิกเซลล์

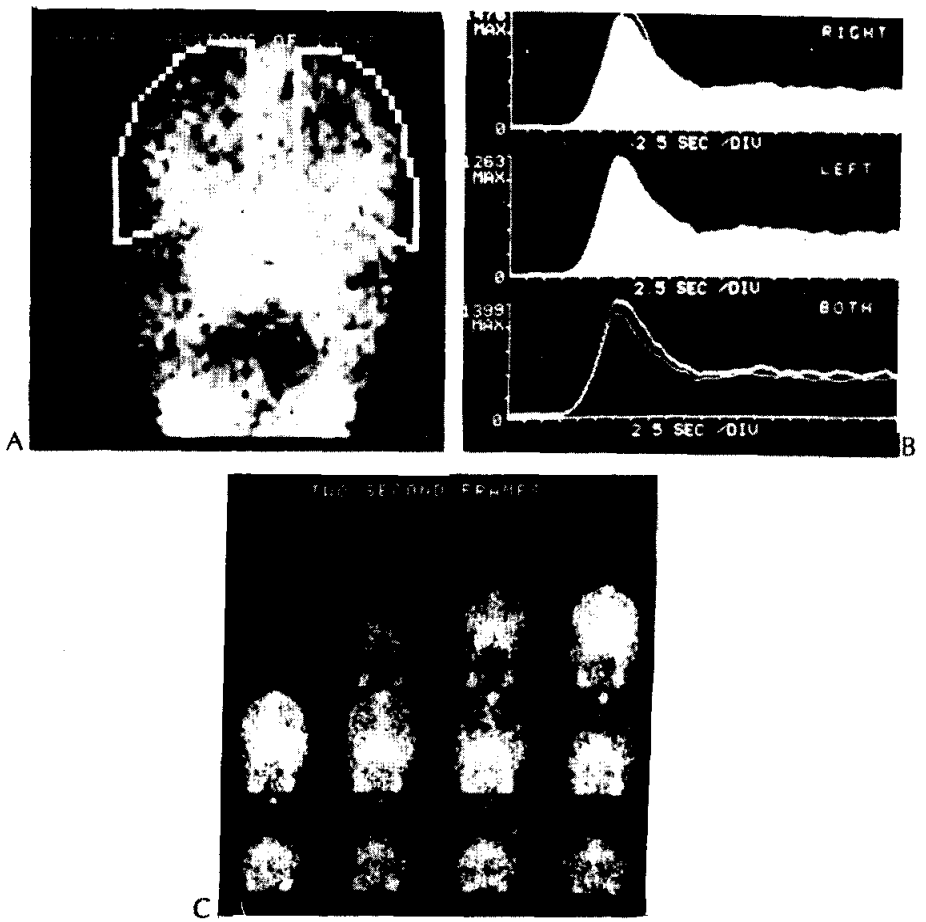
1 วินาที ถ้าจะตัดสินใจแบ่งเป็น 16 time-segment แต่ละ time-segment จะมีค่าเป็น 30-50 msec (ขึ้นกับเวลาทั่วไปที่หัวใจเต้นหนึ่งครั้ง) ค่านับวัดที่ซินทิลเลชันคาเมราตรวจวัดได้ในช่วงระหว่าง 30-50 msec จะมีค่าน้อยมาก แม้จะใช้ ^{99m}Tc ประมาณ 20 mCi ก็ตาม ดังนั้นควรเลือกสร้างภาพโดยการเพิ่มค่านับวัดจากการเต้นของหัวใจหลาย ๆ ครั้ง ในแต่ละ time-segment จะได้ค่าประมาณ $2 \times 10^5 - 10^6$ counts ซึ่งภาพดังกล่าวจะเป็นภาพจากแต่ละ time-segment ของ heart-cycle หรือเฟส (phase)

การแสดงผลภาพถ่าย :

ปัญหาหลักในการสร้างภาพของเครื่องแกมมาคาเมรา รวมทั้งกรณี multi-imager ได้แก่ การตั้งค่าความเข้มแต่ถ้าใช้คอมพิวเตอร์สร้างภาพแบบดิจิตอลก็ไม่เป็นปัญหาใด ๆ ซึ่งภาพจะสามารถถูกเก็บไว้ในแผ่นดิสค์ทั้งแบบชั่วคราวหรือถาวรก็ได้ (บางเครื่องอาจเป็นเทปแม่เหล็ก) ถ้าเก็บภาพไดนามิกส์หลาย ๆ ภาพจากหลาย ๆ วิว จะสามารถสร้างภาพเคลื่อนที่ (cine) ได้เช่นเดียวกับภาพยนตร์ จึงเป็นการสะดวกที่จะติดตามการเคลื่อนที่ของกลุ่มกัมมันตภาพรังสีที่ฉีดให้แก่ผู้ป่วยแบบ bolus ภาพถ่ายหัวใจแบบ MUGA สามารถแสดงได้และแสดงให้เห็นการเต้นของหัวใจซึ่งเป็นรายละเอียดเกี่ยวกับ motion ของหัวใจผู้ป่วย

การวิเคราะห์ภาพถ่าย :

ภาพที่ถูกทำให้เป็นข้อมูลดิจิตอลอาจถูกนำมาวิเคราะห์ตามที่ต้องการได้หรืออาจต่อกับคอมพิวเตอร์อื่นเพื่อเป็นการแลกเปลี่ยนข้อมูลหรือการเปรียบเทียบ ภาพที่ทำการเก็บไว้แล้วเราสามารถนำมาทำการวิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ได้ เช่น การลบภาพ การรวมภาพ การคูณ และการหาร เพื่อสร้างภาพอีกภาพหนึ่งซึ่งอาจบ่งชี้รายละเอียดด้านคลีนิคได้ชัดแจ้งกว่า (เช่นการหาตำแหน่งของพาราธัยรอยด์หรือการตรวจตับอ่อน, ผู้แปล) นอกจากนี้สามารถทราบค่านับวัดบริเวณที่สนใจศึกษา (area of interest = ROI) หรืออาจเปรียบเทียบกันหลาย ๆ ภาพก็ได้ (ในช่วงเวลาต่าง ๆ กัน) ตัวอย่างแสดงการใช้ดิจิตอลคอมพิวเตอร์ในการศึกษาไดนามิกส์ และอื่น ๆ ดังที่ได้กล่าวแล้วข้างต้นแสดงในรูปที่ 11 -8.



รูป 11-8 การใช้คอมพิวเตอร์ในการบันทึกข้อมูล วิเคราะห์และแสดงภาพด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ภาพถ่ายสมองแบบซีเควน-เชียล ซึ่งใช้ช่วง 1 วินาที ในการบันทึกเป็นเวลา 50 วินาที จากข้อมูลเหล่านี้ กลุ่มภาพรวมซึ่งประกอบด้วย 50 ภาพจากแต่ละภาพใช้เวลา 1 วินาที จะถูกสร้างในภาพ A บริเวณที่สนใจ (ซีกซ้ายและซีกขวาของสมอง) จะถูกกำหนดขึ้นจากนั้นคอมพิวเตอร์จึงทำการสร้างกราฟไดนามิกซึ่งแสดงถึงเวลาที่แปรไปในทั้งสองบริเวณที่สนใจในภาพ B และภาพ C เป็น 16 ภาพแรกแต่ละภาพใช้เวลา 2 วินาที ซึ่งสร้างโดยรวม 2 ภาพ จากภาพละ 1 วินาที

ออโตฟลูออโรสโคป :

Autofluoroscope เครื่องมือชนิดนี้จะใช้ผลึกโซเดียมไอโอไดด์ NaI(Tl) ที่มีขนาดเล็กจำนวนมาก (ซึ่งแตกต่างจากแบบ แองเกอร์) จะใช้ผลึกจำนวน 294 ชิ้น (มีเส้นผ่าศูนย์กลาง 3/8″ ความหนา 2″) แต่ละชิ้นจะยึดติดกับคอลลิเมเตอร์แบบ single-bore โดยจัดเรียงอยู่ในลักษณะแมททริกซ์แบบ 14 × 21

เนื่องจากผลึกแต่ละชิ้นสามารถมองในขอบเขตเล็ก ๆ การมองเห็นของหัววัดถูกแบ่งออกเป็น 294 ส่วน ผลึกแต่ละชิ้นถูกต่อเข้ากับตัวนำแสง (light pipes) 2 ตัว โดยแต่ละตัวที่ออกจากผลึกในแนวนอนแต่ละแถวจะต่อกับหลอด PM 1 ตัว ดังนั้นจะต้องใช้หลอด PM ทั้งหมด 14 หลอดในการบอกจำนวนแถวของผลึกตามแนวนอนที่แสงเกิดขึ้น ในทำนองเดียวกันตัวนำแสงอันที่สองจากผลึกแต่ละชิ้นในแนวตั้งเดียวกันจะถูกต่อเข้ากับหลอด PM 1 หลอด ในการนี้จะต้องใช้หลอด PM ทั้งหมด 21 หลอด เพื่อบอกจำนวนแนวตั้งของผลึกที่แสงจะเกิดขึ้นได้ ตำแหน่งแนวนอนและแนวตั้ง (row and column) ของหลอด PM สามารถบอกตำแหน่งของการเกิดแสงช่วงเวลาใด ๆ ในผลึก ซึ่งสามารถต่อเข้ากับออสซิลโลสโคป เพื่อแสดงภาพที่เกิดขึ้น

เครื่องถ่ายภาพอวัยวะออโตฟลูออโรสโคปยังไม่เป็นที่นิยมและยอมรับมากนักในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในปัจจุบัน เนื่องจากขอบเขตจำกัดของหัววัดในการมองเห็นและถ้าถ่ายภาพแบบ dynamic mode จะได้เรโซลูชันที่ไม่ดีนัก