

DEVELOPMENT OF A CALIBRATION TECHNIQUE FOR DOSE CALIBRATOR IN ^{99m}Tc MODE
USING ^{131}I STANDARD SOURCE

Miss Tunyatawn Nunthawarasilp

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Nuclear Technology

Department of Nuclear Technology

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2008

Copyright of Chulalongkorn University

การพัฒนาเทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานสำหรับโคสคาลิเบรเตอร์ในโหมด ^{99m}Tc
โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

นางสาวรัชชธรณ์ นันทวรศิลป์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาควิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2551
ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ธัญธรณ์ นันทวรศิลป์ : การพัฒนาเทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานสำหรับโดสคาลิเบรเตอร์ในโหมด ^{99m}Tc โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I . (DEVELOPMENT OF A CALIBRATION TECHNIQUE FOR DOSE CALIBRATOR IN ^{99m}Tc MODE USING ^{131}I STANDARD SOURCE) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. อรรถพร ภัทรสุมันต์, 73 หน้า.

ได้พัฒนาเทคนิคการสอบเทียบเครื่องโดสคาลิเบรเตอร์ (Dose calibrator) สำหรับวัดสารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc เมื่อใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I โดยหาความสัมพันธ์ระหว่างความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{99m}Tc และโหมด ^{131}I และความสัมพันธ์ระหว่างค่าการสอบเทียบในโหมด ^{99m}Tc และโหมด ^{131}I แล้วจึงออกแบบวิธีการสอบเทียบและทดสอบวิธีการนั้นกับโดสคาลิเบรเตอร์ จำนวน 20 เครื่อง ผลการสอบเทียบทั้งในโหมด ^{99m}Tc และโหมด ^{131}I แสดงว่าโดสคาลิเบรเตอร์ ที่เข้าร่วมทดสอบร้อยละ 95 มีค่าร้อยละความแตกต่างของความแรงรังสีไม่เกินร้อยละ ± 5 และโดสคาลิเบรเตอร์ ที่เข้าร่วมทดสอบร้อยละ 5 มีค่าความไม่แน่นอนของการสอบเทียบเกินร้อยละ ± 10 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ซึ่งมีปัจจัยมาจากความซับซ้อนของการสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์ที่พัฒนาขึ้นใหม่และความไม่คงที่ของโดสคาลิเบรเตอร์

ภาควิชา.....นิวเคลียร์เทคโนโลยี..... ลายมือชื่อนิสิต.....
 สาขาวิชา.....นิวเคลียร์เทคโนโลยี..... ลายมือชื่ออ. ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

ปีการศึกษา2551.....

4970354621 : MAJOR NUCLEAR TECHNOLOGY

KEYWORDS : calibration / Tc-99m / I-131 / dose calibrator / nuclear medicine services

Tunyatawn Nunthawarasilp : CALIBRATION TECHNIQUE FOR DOSE CALIBRATOR
 IN ^{99m}Tc MODE USING ¹³¹I IN NUCLEAR MEDICINE. ADVISOR : ASST.PROF.
 ATTAPORN PATARASUMUNT, 73 pp.

A calibration technique for dose calibrator in ^{99m}Tc mode using ¹³¹I standard source was designed by determine the relation between the reading activity in ^{99m}Tc and ¹³¹I modes, relation between calibration values in ^{99m}Tc and ¹³¹I modes. Then the calibration technique was designed and tested with 20 dose calibrators. From the test result, 95% of all dose calibrators were within ± 5% difference in both ^{99m}Tc and ¹³¹I modes. About 5% of dose calibrators had the uncertainties more than ± 10% at the 95% confidence level due to the complex of the technique and instability of dose calibrators.

Department : Nuclear Technology Student's Signature:.....
 Field of Study: Nuclear Technology Advisor's Signature:.....
 Academic Year : 2008

กิตติกรรมประกาศ

ข้าพเจ้าขอขอบพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์อรรถพร ภัทรสุมันต์ อาจารย์ที่ปรึกษา เป็นอย่างสูงยิ่ง ที่คอยช่วยเหลือให้คำปรึกษา อนุเคราะห์ตำรา และเอกสารเชิงวิชาการ ตลอดจน ช่วยตรวจทานและแก้ไขวิทยานิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

ขอขอบพระคุณนายธงชัย สุกประเสริฐ ผู้อำนวยการกลุ่มมาตรฐานด้าน กัมมันตภาพรังสีและสารอ้างอิงรังสี สำนักสนับสนุนการกำกับดูแลความปลอดภัยจากพลังงานปรมาณู สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำ คำปรึกษา สนับสนุนและช่วยเหลือ ในทุกด้าน ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณนายชนพงษ์ ทองประพาพ กลุ่มงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โรงพยาบาลศิริราช ที่ให้ข้อมูลด้านสารกัมมันตรังสีที่เป็นประโยชน์ในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณนางสาวนาฏนลิน ศาสตร์ นายสุพล คันฉ่อง นายปพน เผือกคะเชนทร์ สำนักสนับสนุนการกำกับดูแลความปลอดภัยจากพลังงานปรมาณู สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ และ นายโกมล เชียสกุล นางประภัสสร ใจใส นายสัมฤทธิ์ เกิดแก้ว นายสัญญา เทศทอง สำนักกำกับดูแลความปลอดภัยทางรังสี สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ที่ให้ความช่วยเหลือทุกอย่างที่เป็นประโยชน์ในงานวิจัยครั้งนี้

ขอขอบคุณสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน) และกระทรวง วิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ที่ได้สนับสนุนทุนวิจัยและทุนการศึกษา ในการทำวิจัยมา ณ ที่นี้

สารบัญ

บทที่	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ญ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 คำจำกัดความที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.6 วิธีดำเนินการวิจัย.....	3
1.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
บทที่ 2 เอกสารที่เกี่ยวข้อง แนวคิด และทฤษฎี.....	6
2.1 โดสคาลิเบรเตอร์.....	6
2.2 ค่าคงที่ของการสลายตัว ค่าครึ่งชีวิต และความแรงรังสี.....	8
2.3 สารเภสัชรังสี.....	10
2.4 การสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์.....	14
2.5 การตอบสนองและความไวของโดสคาลิเบรเตอร์.....	15
บทที่ 3 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	
3.1 โดสคาลิเบรเตอร์.....	18
3.2 สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$	19
3.3 ฐานข้อมูลค่าการสอบเทียบของโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$	23
3.4 ฐานข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพียงชนิดเดียว.....	25

	หน้า
บทที่ 4 วิธีการสอบเทียบและผลการสอบเทียบ	
4.1 การวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อพัฒนาวิธีการสอบเทียบ.....	28
4.1.1 เงื่อนไขที่เหมาะสมสำหรับการออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัด.....	28
4.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูลค่าการสอบเทียบ.....	32
4.1.3 การวิเคราะห์ข้อมูลค่าความแรงรังสี.....	35
4.2 การออกแบบวิธีการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์.....	41
4.3 การทดสอบโดสคาไลเบรเตอร์ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่และการประเมินผล.....	45
4.3.1 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์.....	45
4.3.2 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯทั่วไป.....	47
4.3.3 การประเมินผล.....	48
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ	
5.1 การวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อพัฒนาวิธีการสอบเทียบ.....	53
5.2 การออกแบบวิธีการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์.....	55
5.3 การทดสอบโดสคาไลเบรเตอร์ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่และการประเมินผล.....	55
5.4 ข้อเสนอแนะ.....	57
รายการอ้างอิง.....	58
ภาคผนวก.....	61
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	73

สารบัญตาราง

ฉ

ตาราง	หน้า
2.1 ค่าครึ่งชีวิตของสารกัมมันตรังสีที่ใช้บ่อยในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์.....	12
2.2 ตัวอย่างราดิไอโนวไคลด์ หรือ Radiopharmaceuticals ที่ใช้เพื่อการตรวจวินิจฉัย.....	13
2.3 ตัวอย่าง Radiopharmaceuticals ที่ใช้สำหรับ Radionuclide therapy.....	14
3.1 เครื่องวัดฯ ที่ใช้งานประจำแต่ละหน่วยงานฯ.....	18
3.2 ความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่ใช้ทดสอบ.....	22
3.3 ชนิดของสารรังสีที่ใช้ในการทดลอง.....	23
3.4 ข้อมูลค่าการสอบเทียบของโหมค ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากห้องปฏิบัติการฯ.....	24
3.5 ข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้.....	26
4.1 รายละเอียดของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I	28
4.2 ผลการทดลองค่าความแรงรังสีที่อ่านได้เมื่อเปลี่ยนภาชนะบรรจุ และเปลี่ยนตำแหน่งการวัด.....	29
4.3 อัตราส่วนค่าการสอบเทียบคำนวณตามสมการ 4.1.....	32
4.4 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ทรานซินค้ำ A.....	35
4.5 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ทรานซินค้ำ B.....	36
4.6 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมค ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ A ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมคด้วย สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I	37
4.7 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมค ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ B ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมคด้วย สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I	39
4.8 สรุปผลการทดลองเพื่อสร้างเงื่อนไขการออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ.....	41
4.9 ผลการทดสอบซ้ำด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โหมค $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วย สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I	46
4.10 สรุปผลค่าร้อยละของความแตกต่าง (%Difference).....	50
4.11 สรุปผลค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (%U _p).....	51

สารบัญภาพ

ภาพประกอบ	หน้า
2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของพัลส์กับความต่างศักย์ที่ให้กับหัววัดรังสี.....	6
2.2 แผนผังหัววัดรังสีแบบบรรจุแก้ว.....	7
2.3 ความสัมพันธ์ของค่าครึ่งชีวิตและความแรงรังสี.....	9
2.4 ระบบการวัดของโดสคาลิเบรเตอร์.....	14
2.5 โดสคาลิเบรเตอร์ทั้ง 4 ทรานซินค้ำ.....	15
2.6 ความสัมพันธ์การตอบสนองของโดสคาลิเบรเตอร์กับช่วงพลังงานต่างๆ.....	16
2.7 วิธีการสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์ของห้องปฏิบัติการฯ.....	17
3.1 โดสคาลิเบรเตอร์ทรานซินค้ำ Biodex หรือ A และทรานซินค้ำ Capintec หรือ B	18
3.2 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบหลอดแก้ว (Ampoule).....	20
3.3 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบขวดแก้ว (Vial).....	20
3.4 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบกระบอกฉีดยา (Syringe).....	21
3.5 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบแคปซูล (Capsule).....	21
3.6 ตำแหน่งการจัดวางสารตัวอย่างรังสี.....	22
3.7 ระบบวัด 4π Ion chamber	24
4.1 การลดลงแบบฟังก์ชันเส้นตรงของความแรงรังสีจากสารรังสี ¹³¹ I และ ^{99m} Tc.....	30
4.2 การลดลงแบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของความแรงรังสีจากสารรังสี ¹³¹ I.....	30
4.3 การลดลงแบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของความแรงรังสีจากสารรังสี ^{99m} Tc.....	31
4.4 แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของสารรังสี เมื่อป้อนค่าการสอบเทียบ ตั้งแต่ 10 ถึง 970 ทรานซินค้ำ A.....	31
4.5 แสดงแนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของสารรังสี เมื่อป้อนค่าการสอบเทียบ ตั้งแต่ 10 ถึง 970 ทรานซินค้ำ B.....	32
4.6 ความสัมพันธ์แบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของค่าความแรงรังสี ที่ลดลงในเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ A.....	36
4.7 ความสัมพันธ์แบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของค่าความแรงรังสี ที่ลดลงในเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ B.....	37
4.8 สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ¹³¹ I และ ^{99m} Tc จากเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ A.....	39

ภาพประกอบ	หน้า
4.9 สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีไอโอดีน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ B.....	40
4.10 ขั้นตอนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในไอโอดีน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สำหรับทรานซินค้ำ A.....	43
4.11 ขั้นตอนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในไอโอดีน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สำหรับทรานซินค้ำ B.....	44
4.12 ผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ A ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ ปรากฏว่ามีค่า ร้อยละ ความแตกต่างของความแรงรังสีระหว่างไอโอดีน ^{131}I ที่อ่านได้ในไอโอดีน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ หลังจากปรับค่า การสอบเทียบตามสมการที่ 4.2 ไม่เกิน $\pm 5\%$	45
4.13 ผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ A ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ ปรากฏว่ามีค่า ร้อยละ ความแตกต่างของความแรงรังสีระหว่างไอโอดีน ^{131}I ที่อ่านได้ในไอโอดีน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ หลังจากปรับค่า การสอบเทียบตามสมการที่ 4.1 ไม่เกิน $\pm 5\%$	46
4.14 ผลการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์ไอโอดีน ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ในเครื่องวัดฯ จำนวน 20 เครื่องวัด.....	48
4.15 ผลการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์ไอโอดีน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I จำนวน 17 เครื่องวัด และอีก 3 เครื่องวัด ที่ไม่ได้รายงานผลเนื่องจากความไม่เข้าใจ ในวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่พัฒนาขึ้นใหม่ และเครื่องวัดฯ รหัส D มีค่าความไม่ แน่นอนของการวัดเกินร้อยละ ± 10 ซึ่งเป็นผลมาจากความไม่คงที่ของเครื่องวัดฯ.....	48

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

โดสคาลิเบรเตอร์ (Dose calibrator) ต่อไปจะเรียกว่า เครื่องวัดฯ เป็นเครื่องวัดความแรงรังสีของสารเภสัชรังสีที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในงานทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์^[1] มีประมาณ 25 หน่วยงานในประเทศไทย ซึ่งส่วนใหญ่จะตั้งอยู่ในสถานพยาบาลขนาดใหญ่ มหาวิทยาลัย และ ศูนย์มะเร็งประจำจังหวัด

^{99m}Tc เป็นสารรังสีที่มักจะถูกนำมาใช้ประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัยมากกว่าการรักษา เพราะจะปล่อยรังสีแกมมา (γ) เพียงอย่างเดียว และ ¹³¹I ที่นิยมใช้เพื่อการวินิจฉัยและการรักษา เพราะจะให้ทั้งรังสีแกมมาและรังสีบีตา (β) ดังนั้นความถูกต้องของค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากเครื่องวัดฯ จึงมีความสำคัญและถือเป็นการบ่งบอกถึงสมรรถภาพของเครื่องวัดฯ นั้นอีกทางหนึ่งด้วย ในการจัดหาสารเภสัชรังสีสำหรับหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ตั้งอยู่ในเขตกรุงเทพฯ และปริมณฑล นิยมสั่งซื้อสารเภสัชรังสี ¹³¹I และ ^{99m}Tc ในปริมาณที่พอดีกับปริมาณที่ต้องใช้งานในแต่ละครั้ง (Unit Dose) จากสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติหรือบริษัทเอกชนที่แบ่งจำหน่ายสารเภสัชรังสีเหล่านั้นตามความสะดวกในการใช้งานและข้อจำกัดของงบประมาณแต่ละหน่วยงาน นอกจากนี้แล้วสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc นั้น ยังมีค่าครึ่งชีวิตที่สั้นเพียง 6.02 ชั่วโมง การขนส่งทางบกไปเป็นระยะทางไกลและใช้เวลานานจะทำได้ เพราะสารเภสัชรังสีเหล่านั้นจะสลายตัวหมดไปก่อน ดังนั้น หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ตั้งอยู่ห่างไกลจากผู้จำหน่ายมาก เช่น ในภาคเหนือ ตอนบนหรือภาคใต้ตอนล่าง จึงนิยมสั่งซื้อเป็น ^{99m}Tc-Generator เพื่อให้สามารถแบ่งดวงใช้ได้ทุกวันในระยะเวลาประมาณ 2 สัปดาห์ก่อนหมดอายุ ด้วยเหตุนี้จึงทำให้หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ใช้ ^{99m}Tc ทั้งสองกลุ่มนี้ ประสบปัญหาในด้านความไม่สอดคล้องกันของปริมาณความแรงรังสีของ ^{99m}Tc เนื่องจากจะไม่ทราบค่าความแรงรังสีที่แท้จริงถ้าเครื่องวัดฯ ไม่ได้รับการสอบเทียบด้วย ^{99m}Tc ที่ทราบค่าหรือมีมาตรฐาน ปัญหาเหล่านี้ไม่ได้เกิดแต่เฉพาะกับหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่ตั้งอยู่ห่างไกลจากห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและสารอ้างอิงรังสี ต่อไปจะเรียกว่า ห้องปฏิบัติการฯ เท่านั้น แต่ยังเกิดกับสารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc ที่ผ่านการสอบเทียบมาตรฐานแล้ว แต่ติดปัญหาด้านการขนส่งไปสอบเทียบที่ต้องใช้เวลานานกว่าจะไปถึงเครื่องวัดฯ ตามสถานพยาบาลเหล่านั้นด้วย เพราะการขนส่งทางบกที่ต้องใช้เวลานานกว่า 8 ชั่วโมง^[2] และไม่สามารถใช้การขนส่งทางอากาศ ได้สะดวก เนื่องจากมาตรการขนส่งวัสดุกัมมันตรังสีและกากกัมมันตรังสี ตามพระราชบัญญัติพลังงานปรมาณูเพื่อสันติ พ.ศ. ๒๕๐๔ กล่าวไว้ถือเป็นการขนส่งในประเทศภายใต้ “การปฏิบัติการเฉพาะ”^[3]

ในงานวิจัยนี้ จึงมุ่งหมายหาเทคนิคการสอบเทียบแนวใหม่ ที่ไม่ต้องใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc ในการสอบเทียบมาตรฐานเครื่องวัดฯ เพื่อให้สามารถวัดค่าความแรงรังสีของสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc ได้อย่างถูกต้อง ซึ่งเทคนิคการสอบเทียบแนวใหม่จะใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I มาแทน ^{99m}Tc เพื่อให้สามารถใช้สอบเทียบมาตรฐานเครื่องวัดฯ และสามารถวัดค่าความแรงรังสีของสารเภสัชรังสี ^{99m}Tc ได้อย่างถูกต้องครอบคลุมทั่วประเทศ

1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

1. เพื่อพัฒนาเทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานสำหรับโดสคาไลเบรเตอร์ในโหมด ^{99m}Tc โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I
2. เพื่อเพิ่มศักยภาพการให้บริการการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์ของห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี

1.3 ขอบเขตของการวิจัย

1. พัฒนาเทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานสำหรับเครื่องวัดฯ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I แทนสารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc ในโหมด ^{99m}Tc
2. ทดสอบเทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องวัดฯ ที่ใช้งานตามหน่วยงานต่างๆ
3. หาเงื่อนไขทางเทคนิคที่สามารถนำไปใช้งานได้ถูกต้อง

1.4 คำจำกัดความที่ใช้ในการวิจัย

โดสคาไลเบรเตอร์

หมายถึง เครื่องวัดปริมาณรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ในงานวิจัยนี้เรียกว่า เครื่องวัดฯ

ห้องปฏิบัติการฯ

หมายถึง ห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี สำนักสนับสนุนการกำกับดูแลความปลอดภัยจากพลังงานปรมาณู สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้แนวทางในการพัฒนาเทคนิคการสอบเทียบเครื่องวัดฯ เพื่อนำไปใช้เป็นวิธีมาตรฐาน สำหรับการสอบเทียบโดยการใช้อาหารรังสีมาตรฐานอื่นๆ แทนต่อไป

1.6 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ศึกษาและค้นคว้างานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. ศึกษาหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า Calibration Value (CV) กับค่าความแรงรังสี ที่อ่านได้ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่ความแรงรังสีต่างๆ แทนสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$
3. ออกแบบเทคนิคการสอบเทียบ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I แทนสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$
4. ทดสอบเทคนิคการสอบเทียบ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่ผ่านการรับรองจากห้องปฏิบัติการฯ แทนสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ กับเครื่องวัดฯ ที่ใช้งานจริงตามสถานพยาบาลต่างๆ
5. หาเงื่อนไขทางเทคนิคที่สามารถนำไปใช้งานได้
6. วิเคราะห์ ประเมินผล และปรับปรุงเทคนิคการสอบเทียบ เพื่อให้มีความถูกต้องมากขึ้น
7. สรุป วิเคราะห์ผลที่ได้จากงานวิจัยและเขียนวิทยานิพนธ์

1.7 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. นภาพงษ์ พงษ์นภางค์, 1996^[1] ได้ทำการวิจัยเรื่อง การประเมินสมรรถนะของเครื่องปรับเทียบปริมาณรังสีจากสารรังสี รุ่น Atomlab 200 ซึ่งเป็นเครื่องที่ใช้ในการปฏิบัติงานปกติของโรงพยาบาลรามธิบดี โดยวิจัยถึงความน่าเชื่อถือของการวัด เสถียรภาพของเครื่องวัดฯ และปัจจัยที่มีผลต่อการตอบสนองของหัววัดอันได้แก่ผลจากตัวสารรังสีเองและผลจากภาชนะบรรจุ ผลการวิจัยพบว่า ความสม่ำเสมอของการตอบสนองของหัววัดต่อสารรังสี เทคนิคเนียม-99 เอ็ม และไอโอดีน-131 ในช่วงความแรงของสารรังสีจาก 500 mCi (18.5 GBq) ถึง 0.2 μCi (7.4 kBq) จะมีความผิดพลาดประมาณ 20% เมื่อสารรังสีมีความแรงต่ำ ซึ่งสามารถปรับปรุงความน่าเชื่อถือของการปรับเทียบให้ดีขึ้นได้โดยการอ่านค่าความแรงของสารรังสีอย่างต่อเนื่องในระยะเวลาหนึ่ง การตอบสนองของหัววัดในแนวตั้งจะมีความสม่ำเสมอเป็นระยะ 10.4 ซม. และ 11.4 ซม. สำหรับการปรับเทียบความแรงของสารรังสีเทคนิคเนียม-99 เอ็ม และไอโอดีน-131 ตามลำดับ ส่วนในแนวระนาบนั้น การตอบสนองของหัววัดในบริเวณขอบโดยรอบมีค่ามากกว่าค่าที่อ่านจากตรงกลาง หลุมวัดประมาณ 5% นอกจากนี้ปริมาณและชนิดของภาชนะบรรจุก็มีผลต่อการตอบสนองของหัววัดทั้งในลักษณะที่เพิ่มขึ้นหรือลดลงแล้วแต่กรณี

2. Akira Iwahara, Anotonio E. De Oliverira, Luiz Tauhata, Carlos J. da Silva, Ricardo T. Lopes, 2001^[2] ได้ทำการวิจัยเรื่อง การเปรียบเทียบมาตรฐานการวัดความแรงรังสีของสารรังสีไอโอดีน-131 และ เทคนิคเนียม-99 เอ็ม ในหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของประเทศบราซิล โดยจัดส่งสารรังสีไอโอดีน-131 และเทคนิคเนียม-99 เอ็ม ที่ไม่บอกความแรงรังสีให้กับทุกหน่วยงาน

และให้ทำการวัดโดยใช้วิธีการตามการปฏิบัติงานปกติ แล้วจัดส่งสารรังสีพร้อมทั้งข้อมูลผลการวัดกลับมายังห้องปฏิบัติการ สำหรับการประเมินสมรรถนะของเครื่องวัดชนิดนั้น อาศัยการวิเคราะห์ทางสถิติจากค่าความคลาดเคลื่อน และค่าความไม่แน่นอนของการวัด เป็นหลักเพื่อนำมาประเมินสมรรถนะของเครื่องวัดฯ ผลการวิจัยพบว่า มีหน่วยงานกว่า 65% ที่วัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 คลาดเคลื่อนเกิน $\pm 10\%$ ในทางตรงกันข้าม มีหน่วยงานกว่า 85% ที่วัดความแรงรังสีของเทคนิคซีสม-99 เอ็ม ได้ถูกต้อง ความคลาดเคลื่อนไม่เกิน $\pm 10\%$ และเมื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์ประเมินสมรรถนะ พบว่าในการวัดสารรังสีไอโอดีน-131 นั้น 50% ของเครื่องวัดทั้งหมดมีสมรรถนะที่ดีมาก 10% ยอมรับได้ และ 40% ที่สมควรปรับปรุงเครื่องวัดฯ ให้มีความถูกต้องมากขึ้น และสำหรับการวัดสารรังสีเทคนิคซีสม-99 เอ็ม สรุปได้ว่า 53% ของเครื่องวัดทั้งหมดมีสมรรถนะที่ดีมาก 27% ยอมรับได้ และมีเพียง 20% ที่สมควรปรับปรุงเครื่องวัดฯ ให้มีความถูกต้องในการวัดสารรังสีเทคนิคซีสม-99 เอ็มมากขึ้น

3. B.E. Zimmerman, J.T. Cessna, 2001^[3] ได้ทำการวิจัยเรื่อง การคำนวณค่า Calibration factor (Dial setting) ของเครื่องวัดโดสคาติเบรเตอร์ สำหรับสารรังสีที่ใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ทดลองในเครื่องวัดชนิดหือ Capintec รุ่น CRC-12 แบ่งการทดลองหาค่า Calibration factor ออกเป็น 2 วิธี ทางหนึ่งจาก Calibration curve และอีกทางหนึ่งจากสมการ $\text{Correct activity} = \text{reading activity} \times \text{dial setting}$ นอกจากนี้ยังทำการทดลองกับสารรังสีที่ทราบความแรงรังสีและไม่ทราบความแรงรังสี ทั้งในภาชนะบรรจุที่เหมือนกันและแตกต่างกัน ผลการวิจัยพบว่า การตั้งค่า Calibration factor ไม่ว่าจะตั้งตามมาตรฐานของ NIST หรือตามคู่มือที่บริษัทผู้ผลิตให้มานั้น ก็ยังต้องคำนึงถึงภาชนะที่บรรจุสารรังสีนั้นด้วย เพราะสารรังสีแต่ละตัวจะปล่อยพลังงานไม่เท่ากัน และมีคุณสมบัติเฉพาะตัวต่างกัน ทั้งนี้ในการเลือกใช้ค่า Calibration factor ต้องเลือกค่าที่ทำให้ความแรงรังสีที่อ่านได้มีความถูกต้อง คลาดเคลื่อนไม่เกิน $\pm 10\%$ ซึ่งเป็นไปตามข้อกำหนดขององค์การอาหารและยาแห่งประเทศสหรัฐอเมริกา (The United States Food and Drug Administration)

4. อรรถโกวิท สงวนสัตย์, 2002^[4] ได้ทำการวิจัยเรื่อง การพัฒนาชุดตรวจสอบคุณภาพเครื่องผลิตรังสีเอกซ์วินิจัย โดยได้พัฒนาชุดตรวจสอบคุณภาพมาตรฐานตัวประกอบเทคนิคที่สำคัญ เช่น ความต่างศักย์สูงสุด เวลาในการฉายรังสีและเอกซ์โพไซเมอร์ ของเครื่องผลิตรังสีเอกซ์วินิจัย ผลการวิจัยพบว่าอัตราส่วนสัญญาณของทีแอลดี 200 ที่ผ่านแผ่นกรองรังสีทองแดงที่มีความหนา 0.2 และ 1.5 มิลลิเมตร จะแปรผันตรงกับความต่างศักย์สูงสุด ในขณะที่สัญญาณของทีแอลดี 700 ที่ผ่านแผ่นกรองรังสีอะลูมิเนียมความหนา 1.3 , 2.6 , 4.0 มิลลิเมตร และสัญญาณที่ไม่ผ่านแผ่นกรองรังสี สามารถใช้วิเคราะห์ความหนาครึ่งค่าและเอกซ์โพไซเมอร์ได้ ชุดตรวจสอบคุณภาพนี้สามารถวิเคราะห์ความต่างศักย์สูงสุดของเครื่องผลิตรังสีเอกซ์วินิจัยได้ทั้งระบบ 1 เฟส 3 เฟส และ

ระบบความถี่สูง โดยสามารถวิเคราะห์พบเครื่องที่ไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน โดยแยกเป็นกรณีของความต่างศักย์สูงสุด จำนวน 4 เครื่อง ส่วนความหนาครึ่งค่าจำนวน 1 เครื่อง ซึ่งผลการวิเคราะห์สอดคล้องกับการตรวจโดยใช้เครื่องตรวจสอบคุณภาพมาตรฐาน ขนาดของชุดตรวจสอบคุณภาพที่พัฒนาขึ้นมาไม่เหมาะสำหรับการใช้เพื่อวิเคราะห์ความหนาครึ่งค่าและเอกซโพเชอร์สำหรับเครื่องผลิตรังสีเอกซ์วินิจฉัยโรคฟันเนื่องจากข้อจำกัดด้านอุปกรณ์จำกัดลำรังสีและความหนาของแผ่นกรองรังสีอะลูมิเนียมในชุดตรวจสอบคุณภาพที่พัฒนาขึ้น

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

แนวคิดและทฤษฎี

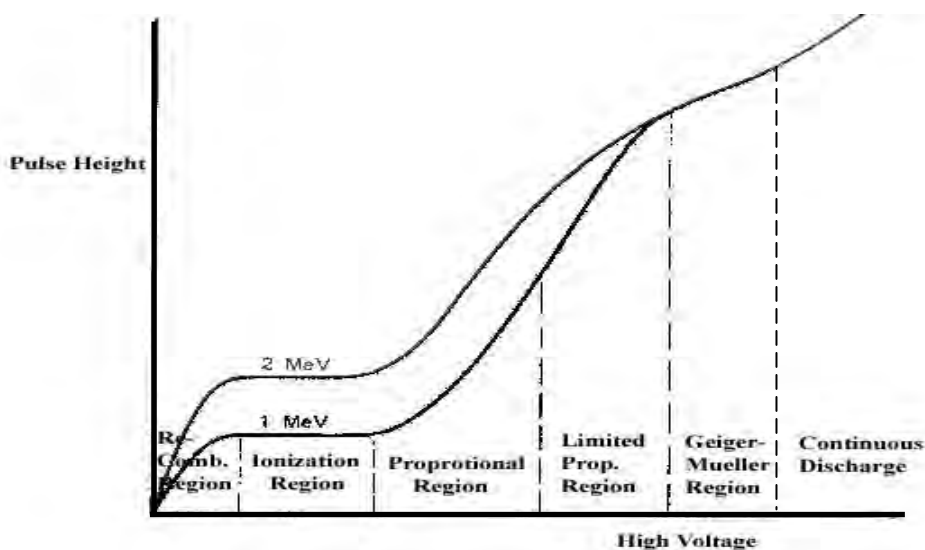
2.1 โดสคาลิเบรเตอร์ (Dose calibrator)

2.1.1 แหล่งจ่ายไฟ (Voltage supply for ion collection)¹⁴¹

เมื่อเพิ่มค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงขึ้น คู่ไอออนที่เกิดขึ้นหนึ่งคู่ถูกเร่งความเร็วด้วยสนามไฟฟ้าในการเคลื่อนที่ จนมีพลังงานจลน์มากขึ้น เมื่อไปชนกับโมเลกุลอื่นของก๊าซทำให้เกิดการแบ่งประจุได้ต่อไปแบบต่อเนื่อง จนได้ประจุเพิ่มขึ้นจากคู่ไอออนหนึ่งคู่เดิมจำนวนมาก เรียกว่าเกิดการทวีคูณของก๊าซ (gas multiplication)

หัววัดรังสีบรรจุก๊าซชนิดหัววัดไอออนไนเซชัน (ionization chamber) หัววัดแบบนี้ประกอบด้วยโลหะทรงกระบอกทำหน้าที่เป็นแนวขั้วไฟฟ้าลบ ในขณะที่แนวขั้วไฟฟ้าบวกจะอยู่ตรงกลางทำด้วยเส้นลวดเล็กๆ เสียบทะลุผนังสองอันซึ่งอยู่ในแนวแกนของทรงกระบอก การวัดสัญญาณจากหัววัดไอออนไนเซชันทำได้ทั้งแบบวัดกระแสตรงหรือวัดโดยแปลงประจุให้เป็นพัลส์

จำนวนอิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นทั้งหมดในขั้นสุดท้าย จะได้เป็นจำนวนทวีคูณโดยตรงกับคู่ไอออนเริ่มแรก ขนาดของพัลส์ที่ได้จึงเป็นสัดส่วนโดยตรงกับขนาดพลังงานรังสีที่มาตกกระทบบหัววัด (รูปที่ 2.2) เรียกหัววัดชนิดนี้ว่าหัววัดแบบสัดส่วน (Proportional counter)



รูปที่ 2.1 ความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของพัลส์กับความต่างศักย์ที่ให้กับหัววัดรังสี

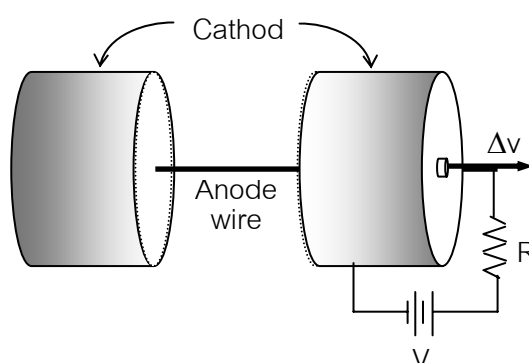
ถ้าขนาดของความต่างศักย์ไฟฟ้าที่จ่ายให้มีค่าสูงยิ่งขึ้นไป ทำให้คู่ประจุ (โดยเฉพาะอิเล็กตรอน) เคลื่อนที่ด้วยความเร็วมากขึ้น จนถึงจุดที่ว่าเมื่อรังสีตกกระทบจะทำให้ก๊าซทุกโมเลกุลในหัววัดแตกตัวเป็นคู่อิออนทั้งหมด เนื่องจากเกิดการชนกันแบบต่อเนื่อง จึงทำให้ขนาดของสัญญาณพัลส์ที่ได้มีค่าเกือบคงที่ เรียกหัววัดที่ทำงานในลักษณะนี้ว่า หัววัดไกเกอร์มูลเลอร์ (Geiger-Muller counter) และเรียกย่อๆ ว่า GM counter

เมื่อเพิ่มความต่างศักย์มากขึ้นไปอีกจะมีคู่อิออนเกิดขึ้นอย่างต่อเนื่อง จะมีกระแสไหลแม้จะไม่มีรังสีจากภายนอกวิ่งเข้ามาสู่หัววัด ถ้ากระแสที่เกิดขึ้นนี้มีค่ามากจนเกินขีดจำกัด จะทำให้หัววัดเสียหายแน่นอน ในการใช้งานหัววัดเป็นประจําจึงไม่ควรเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้าจนถึงช่วงนี้โดยไม่จำเป็น เรียกช่วงนี้ว่าบริเวณแตกตัวต่อเนื่อง (Continuous discharge region)

2.1.2 หลักการของหัววัดไอออนไนซ์เซชัน (Principle of Ionization chamber)^[4]

โดสคาลิเบรเตอร์ เป็นหัววัดแบบ well-type Ionization chamber ซึ่งถือเป็นประเภทหนึ่งของหัววัดชนิดบรรจุก๊าซ ที่มีความสำคัญและนิยมใช้กันอย่างมากในงานทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์และงานทางการวัดรังสี เช่น เครื่องวัดรังสีประจำตัวบุคคล โดสคาลิเบรเตอร์ และเครื่องมือในห้องปฏิบัติการด้านรังสี

เครื่องมือทั้ง 3 ประเภทอาศัยหลักการทำงานเดียวกัน คือ เมื่อรังสีที่เป็นอนุภาคมีประจุผ่านไปใ้ในอากาศหรือก๊าซ ผลการตึงดูของประจุตรงกันข้าม หรือจากการผลัดกันของประจุเหมือนกัน ก่อให้เกิดการหลุดออกไปของอิเล็กตรอนในวงโคจรของอะตอมของก๊าซ เมื่อมีแนวของขั้วไฟฟ้าตรงกันข้ามอยู่ในบริเวณนั้น และมีความต่างศักย์ไฟฟ้าที่แนวของขั้วไฟฟ้า จะเกิดมีสนามไฟฟ้ามีทิศทางจากแนวขั้วไฟฟ้าบวกไปยังขั้วไฟฟ้าลบ การเคลื่อนที่ของประจุที่เกิดขึ้นข้างต้นจะเป็นไปในแนวทิศทางของสนามไฟฟ้า และมีกระแสไหลในวงจรที่ต่อครบ ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.2 แผนผังของหัววัดรังสีแบบบรรจุก๊าซ

ในขณะที่สนามไฟฟ้ามีความเข้มไม่พอคู่ของประจุที่เกิดขึ้นกลับไปรวมตัวกันได้ (Recombination) แต่เมื่อเพิ่มความต่างศักย์ไฟฟ้าให้มากขึ้น สนามไฟฟ้ามีความเข้มมากขึ้นจนทำให้คู่ประจุที่เกิดขึ้นทั้งหมดเคลื่อนที่ไปยังขั้วไฟฟ้าตรงกันข้าม เรียกว่าเกิด ion saturation กระแสที่วัดได้มีค่าสูงสุด และถึงแม้จะเพิ่มค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าขึ้นอีก จะไม่ทำให้ขนาดของกระแสที่วัดได้เพิ่มขึ้น ขนาดของกระแสอิ่มตัวนี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามขนาดความเข้มของสนามรังสี ถ้าสนามรังสีต่ำก็จะได้ขนาดของกระแสอิ่มตัวต่ำ ถ้าสนามรังสีสูงก็จะได้ขนาดของกระแสอิ่มตัวสูง

2.2. ค่าคงที่ของการสลายตัว ค่าครึ่งชีวิต และ ความแรงรังสี (Decay constant, Half-life and Activity)

2.2.1 การสลายตัวของสารรังสี ^[5]

สารกัมมันตรังสีหรือสารรังสี (Radioactive Material) มีสมบัติประการหนึ่ง คือ มีการสลายตัวตลอดเวลา อัตราการสลายตัวนี้ไม่ขึ้นกับอิทธิพลต่างๆ เช่น สถานะทางเคมี อุณหภูมิ ความดัน และอายุของนิวเคลียส อัตราการสลายตัวของสารกัมมันตรังสีใดๆ เป็นปฏิกิริยาโดยตรงกับจำนวนอะตอมของกัมมันตรังสีในขณะนั้น

ถ้า N คือจำนวนอะตอมของกัมมันตรังสี และ $-\frac{dN}{dt}$ คืออัตราการสลายตัวที่เวลา t ใดๆ จะได้ความสัมพันธ์ดังนี้

$$-\frac{dN}{dt} \propto N(t) \quad \dots\dots\dots 2.1$$

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N(t) \quad \dots\dots\dots 2.2$$

เมื่อ λ คือค่าคงที่การสลายตัว (Decay Constant)

ทำการอินทิเกรต (Integral) สมการ 2.2 จะได้

$$\int -\frac{dN}{N} = \lambda \int dt$$

$$-\ln N(t) = \lambda t + C$$

∴ เมื่อ $t = 0$,

$$-\ln N_0 = C$$

ดังนั้นที่ $t = t$,

$$-\ln N = \lambda t - \ln N_0$$

$$-\ln \frac{N}{N_0} = \lambda t$$

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad \dots\dots\dots 2.3$$

เมื่อ N_0 คือ จำนวนนิวเคลียสของสารรังสีที่เวลาเริ่มต้น ($t=0$)

N คือ จำนวนนิวเคลียสของสารรังสีที่เหลือเมื่อเวลา t ใดๆ

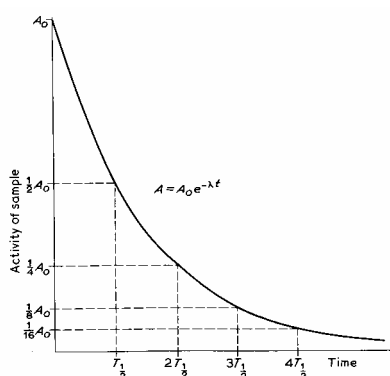
λ คือ ค่าคงที่ของการสลายตัว (Decay constant) มีหน่วยเป็นส่วนกลับ

$$\text{ของเวลา } (t^{-1}) = 0.693/T_{1/2} \text{ , } T_{1/2} \text{ คือ ค่าครึ่งชีวิต} = \frac{0.693}{\lambda}$$

2.2.2 ค่าครึ่งชีวิต (Half life) ^[5]

ค่าครึ่งชีวิต ($T_{1/2}$) หมายถึงเวลาที่สารกัมมันตรังสีใช้ในการสลายตัวจนเหลือครึ่งหนึ่งของปริมาณเริ่มต้น ค่าครึ่งชีวิตของสารกัมมันตรังสีแต่ละชนิดจะมีค่าเดียวไม่เปลี่ยนแปลง ค่าครึ่งชีวิตที่แสดงไว้ในตารางนิวไคลด์นั้นได้จากการทดลองตรวจวัด โดยนักวิทยาศาสตร์จากหลายสถาบันจนกระทั่งได้ผลที่ตรงกันจึงบันทึกไว้ในฐานข้อมูล ตัวอย่างเช่น คาร์บอน-14 (^{14}C) มีค่าครึ่งชีวิต 5715 ปี เป็นต้น

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0.693}{\lambda} \dots\dots\dots 2.4$$



รูปที่ 2.3 ความสัมพันธ์ของค่าครึ่งชีวิตและความแรงรังสี

2.2.3 ความแรงรังสี (Activity, A) ^[5]

ในการป้องกันอันตรายจากรังสี จำเป็นต้องทราบว่าสารกัมมันตรังสีมีการแผ่รังสีมาก หรือน้อยเพียงใด เพื่อกำหนดวิธีการป้องกันให้เหมาะสม ดังนั้นจึงมีการกำหนดวิธีการวัดค่าความแรงรังสี โดยการวัดความแรงรังสี (Activity) ของสารกัมมันตรังสี

คำจำกัดความของกัมมันตภาพคือ ปริมาณหรือจำนวนการเปลี่ยนแปลงของสารกัมมันตรังสีต่อวินาที (Disintegration per second, dps) หรือหมายถึง อัตราการสลายตัวของนิวเคลียสของสารกัมมันตรังสีนั่นเอง ใช้อักษร A เป็นสัญลักษณ์ จะเขียนค่ากัมมันตภาพเป็นรูปสมการทางคณิตศาสตร์ได้ดังนี้

$$A = -\frac{dN}{dt} \dots\dots\dots 2.5$$

ดังนั้นจากสมการ 2.2 และ 2.5 จะได้ว่า

$$A = \lambda N \dots\dots\dots 2.6$$

และจากสมการ 2.3 เมื่อนำ λ คูณทั้งสองข้างของสมการจะได้

$$\lambda N(t) = \lambda N_0 e^{-\lambda t}$$

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \dots\dots\dots 2.7$$

2.3 สารเภสัชรังสี¹⁶⁾

สารเภสัชรังสีประกอบด้วย ส่วนประกอบหลักที่สำคัญ 2 ส่วน คือ สารรังสี (radionuclide) และสารประกอบทางยา (pharmaceutical) สารรังสีจะเป็นส่วนที่ทำให้เราสามารถติดตามการกระจายตัวของสารประกอบทางยา และเป็นตัวกำหนดปริมาณรังสี ในขณะที่สารประกอบทางยาเป็นส่วนที่กำหนดตำแหน่งการกระจายตัวของสารเภสัชรังสีในร่างกาย

สารรังสีที่ถูกนำมาใช้งานทางด้านการตรวจและรักษาในรูปของธาตุโดยตรง มีเพียง 3 ชนิดคือ ไอโอดีน (¹²³I และ ¹³¹I) ก๊าซ Xenon (¹³³Xe) และ krypton (^{81m}Kr) ส่วนสารเภสัชรังสีนั้น จะต้องอาศัยการติดฉลากสารรังสีกับการประกอบที่มีคุณสมบัติการกระจายตัวอยู่เฉพาะในเนื้อเยื่อที่ต้องการตรวจ จึงเรียกรวมกันว่าสารเภสัชรังสี

2.3.1 คุณสมบัติเฉพาะของสารเภสัชรังสี

การเตรียมสารเภสัชรังสีในโรงพยาบาลต้องทำโดยเทคนิคปราศจากเชื้อโรค ในต่างประเทศจะต้องมีการจดทะเบียนสารเภสัชรังสีและมีการบันทึกผลข้างเคียงของยาที่เกิดขึ้น (แม้ว่าพบได้น้อยมาก) โดยองค์กรรวมของประเทศ การทำงานเกี่ยวกับสารเภสัชรังสีนี้ต้องเป็นไปภายใต้หลักความปลอดภัยทางรังสีและการปราศจากเชื้อโรค แม้ว่าสารเภสัชรังสีจะไม่มีผลทางเภสัชวิทยา แต่ก็ยังถือว่าเป็นสารเภสัชรังสีที่ควรมีการควบคุมคุณภาพทั้งในแง่ของความปลอดภัยและการปราศจากเชื้อ สารเภสัชรังสีที่ใช้ควรมีคำแนะนำขั้นตอนการเตรียม batch numbers และชื่อของ qualified staff ที่เตรียมสารเภสัชรังสี อาจเตรียมเป็น multi-dose vial หรือถ้าเตรียมเฉพาะผู้ป่วยแต่ละรายก็จะต้องมีการติดชื่อให้ชัดเจน เนื่องจากสารเภสัชรังสีมีครึ่งชีวิตสั้น ดังนั้นการทดสอบสารเภสัชรังสีก่อนใช้จึงทำได้อย่างจำกัด เช่น การทำ chromatography เพื่อตรวจสอบความบริสุทธิ์ของสารเภสัชรังสีเป็นต้น ส่วนการตรวจที่ต้องใช้เวลานาน เช่น การทดสอบความปลอดภัยและ pyrogenicity มักทำเป็น retrospective study

การเลือกชนิดของสารเภสัชรังสีจะขึ้นกับลักษณะของเทคนิคการตรวจส่วนใหญ่ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์มักใช้ ^{99m}Tc ในการติดฉลากสารประกอบต่างๆ แต่เนื่องจากไม่สามารถใช้ ^{99m}Tc ติดฉลากสารประกอบได้ทุกชนิด ดังนั้นจึงอาจต้องใช้สารรังสีตัวอื่นด้วย ปัจจัยของการพิจารณาเลือกสารเภสัชรังสีขึ้นกับ

1. Effective half-life ควรมีค่าใกล้เคียงกับระยะเวลาที่ทำการตรวจ
2. สารรังสีนั้นควรมีให้รังสีแกมมา หรือเอกซเรย์โดยไม่มีอนุภาคที่เป็นประจุ (charged particle)
3. photon energy ควรอยู่ระหว่าง 50-400 keV

4. เมื่อติดฉลากสารรังสีกับสารประกอบแล้ว ควรมีความสมบัติทางเคมีดั้งเดิมโดยไม่กระทบกระเทือนต่อขั้นตอนทางชีววิทยาในร่างกาย
5. สารเภสัชรังสีควรหาและเตรียมได้ง่าย
6. สารเภสัชรังสีควรกระจายตัวอยู่เฉพาะในตำแหน่งที่ต้องการ

2.3.2 ผลแทรกซ้อนจากสารเภสัชรังสี

สำหรับผลแทรกซ้อนจากสารเภสัชรังสีนั้นพบได้ยากมาก เนื่องจากการตรวจทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ อาศัยหลักการของ tracer studies ดังนั้นจึงมีปริมาณของสารประกอบในสารเภสัชรังสีเพียงปริมาณเล็กน้อย (tracer dose) ซึ่งมักจะไม่ทำให้เกิดฤทธิ์ทางเภสัชวิทยา จึงไม่เกิดอาการจากสารประกอบนั้น นอกจากนี้ปริมาณรังสีที่ใช้ก็มีขนาดต่ำและอยู่ในเกณฑ์ปลอดภัย อย่างไรก็ตามหากมีผลแทรกซ้อนเกิดขึ้นก็ควรจะต้องมีการทำบันทึกและรายงานต่อองค์กรที่มีหน้าที่ควบคุม ซึ่งอาจแบ่งประเภทของผลแทรกซ้อนออกได้เป็น 3 กลุ่ม คือ

1. adverse reactions
2. drug interactions
3. maladministration / misadministration

2.3.3 Iodine-131 (^{131}I)

^{131}I เป็นผลผลิตจากธาตุ ^{127}I สลายตัวเป็นสารรังสี ^{131}Xe และให้รังสีบีตาพลังงาน 606 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (89% ในธรรมชาติ) กับรังสีแกมมา พลังงาน 364 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (81% ในธรรมชาติ) ด้วยค่าครึ่งชีวิต 8.02 วัน

^{131}I มีบทบาทสำคัญในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์มาตั้งแต่ยุคบุกเบิกของการศึกษามตามอลิซึมของธาตุไอโอดีน การถ่ายภาพต่อมธัยรอยด์และการตรวจการทำหน้าที่ของต่อมธัยรอยด์ ^{131}I สามารถติดฉลากเป็นสารเภสัชรังสี สำหรับถ่ายภาพอวัยวะได้เกือบทุกระบบในร่างกาย แต่ปัจจุบันถูกแทนที่ด้วย $^{99\text{m}}\text{Tc}$

2.3.4 Technetium-99m ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ มีสมบัติทางชีววิทยาค้ำย ^{131}I แต่มีสมบัติทางฟิสิกส์เหมาะสมกับการใช้ในคนมากกว่าเพราะมีเวลาครึ่งชีวิตสั้น (6.04 ชั่วโมง) มีพลังงาน 140 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์เหมาะสมกับการตรวจด้วยเครื่องมือที่ใช้อยู่ในปัจจุบัน สามารถนำไปติดฉลากเป็นสารเภสัชรังสีได้หลายชนิด สำหรับตรวจอวัยวะได้ทุกระบบในร่างกายดังตัวอย่างในตารางที่ 2.2

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ เป็นสารรังสีที่มีการใช้อย่างแพร่หลายมากที่สุดในการถ่ายภาพทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เนื่องจากคุณสมบัติต่างๆ ดังนี้

1. ให้เฉพาะรังสีแกมมา

2. ให้รังสีแกมมาพลังงานเดียว (monoenergetic) ที่ 140 keV
3. มีครึ่งชีวิต สั้น 6 ชั่วโมง
4. เตรียมได้จาก molybdenum-99 generator โดยการ elute ด้วยน้ำเกลือ
5. สามารถนำไปติดฉลากกับโมเลกุลหรือสารประกอบอื่นๆ ที่ใช้ศึกษา

ทางคลินิกได้ง่าย

ตารางที่ 2.1 ค่าครึ่งชีวิตของสารกัมมันตรังสีที่ใช้บ่อยในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์

Radionuclide	Half-life	Energy (keV)
^{99m}Tc	6 hours	140
^{201}Tl	73 hours	Gamma : 167, X-ray : 69,71,80,83
^{125}I	60 days	35
^{131}I	8 days	364
^{67}Ga	78.3 hours	93, 185, 300
^{59}Fe	45 days	1100, 1290
^{57}Co	270 days	122, 136

2.3.5 ประโยชน์ทางการแพทย์

2.3.5.1 เพื่อการตรวจวินิจฉัย เช่น การถ่ายภาพอวัยวะ จะเลือก ไรดิโอไอโซทอป ที่ให้รังสีแกมมา พลังงานไม่สูงมาก มีเวลาครึ่งชีวิตทางฟิสิกส์และเวลาครึ่งชีวิตทางชีววิทยาสั้น ไม่ตกค้างอยู่ในร่างกายนาน ผู้ป่วยได้รับรังสีน้อย ตัวที่ใช้บ่อยคือ ^{131}I , ^{201}Tl และ ^{99m}Tc ไรดิโอไอโซทอปที่นำมาติดฉลากเป็นสารเภสัชรังสี (Radiopharmaceuticals) มีทั้งที่ผลิตจากเครื่องปฏิกรณ์นิวเคลียร์ (Nuclear Reactor) และเครื่องเร่งอนุภาค (Cyclotron และ linear accelerators) เครื่องปฏิกรณ์นิวเคลียร์สำหรับผลิตไรดิโอไอโซทอป ส่วนใหญ่เป็นแบบ Fission reactor ให้ Thermal neutron ในประเทศไทยมีเครื่องปฏิกรณ์นิวเคลียร์วิจัย ที่สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน) เป็นแบบ Training, Research and Isotope production General Atomics (TRIGA) reactor แต่ยังไม่มีการเร่งอนุภาคสำหรับผลิตไรดิโอไอโซทอป

ตารางที่ 2.2 ตัวอย่างราดิไอนิวไคลด์ หรือ Radiopharmaceuticals ที่ใช้เพื่อการตรวจวินิจฉัย

Target organ	Radiopharmaceuticals / Radionuclide
Liver	^{99m}Tc -Sulphur colloid
Bone	^{99m}Tc -Pyrophosphate, ^{99m}Tc -Diphosphonate ^{99m}Tc -Methylenediphosphonate (MDP)
Heart	^{201}Tl , ^{99m}Tc Pyrophosphate, ^{99m}Tc -MIBI
Lung	^{99m}Tc -MAA
Thyroid	^{131}I , ^{99m}Tc -Pertechnetate

2.3.5.2 เพื่อการรักษา การเลือก Radionuclide หรือ Radiolabel ที่เหมาะสมสำหรับ Radionuclide therapy จะพิจารณาจากสมบัติทางฟิสิกส์ เช่นเลือก Radionuclide ที่ให้รังสี บีตา มีพลังงานเหมาะสมกับขนาดของ Tumor ไม่มี Radiation toxicity, มีสมบัติทางเคมีที่เหมาะสมสำหรับ Tumor localization มี uptake และ retention นานพอที่ Tumor จะได้รับรังสีในปริมาณที่กำหนดดังตัวอย่างในตารางที่ 2.3

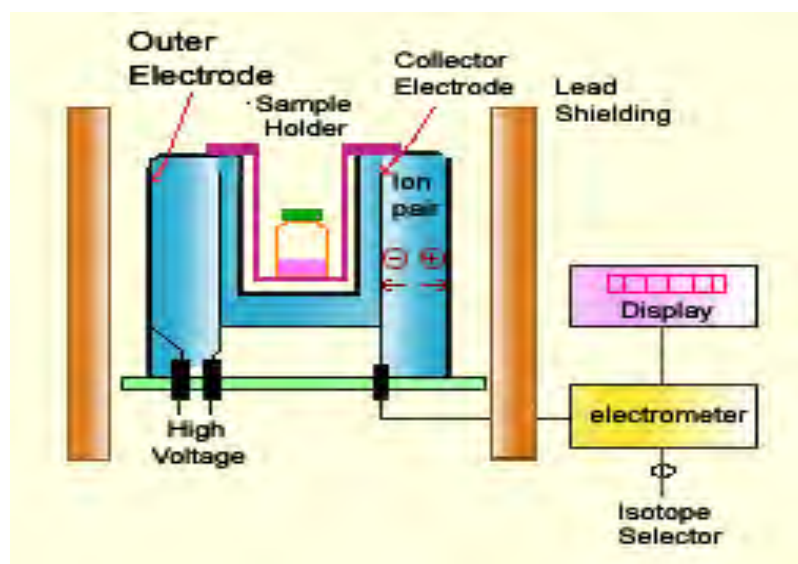
ตารางที่ 2.3 ตัวอย่าง Radiopharmaceuticals ที่ใช้สำหรับ Radionuclide therapy

Radiolabel	Indication
^{131}I Sodium iodide	Toxic goitre, Thyroid carcinoma
^{131}I -MIBG	Pheochromocytoma, Neuroblastoma Medullary thyroid carcinoma
^{131}I -Lipiodol	Liver malignancy
^{32}P -Phosphate colloid	Malignant effusion
^{89}Sr -chloride	Bone metastasis (palliation)
^{153}Sm -EDTMP	Bone metastasis (palliation)
^{186}Re -Diphosphonate	Bone metastasis (palliation)

2.4. การสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์

2.4.1 โดสคาลิเบรเตอร์^{[7],[8]}

เมื่อนำสารรังสีใส่เข้าไปในเครื่องวัดแล้ว ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จะอยู่ในรูปของกระแสที่นับวัดได้จากการแผ่รังสีของสารรังสีที่ทำอันตรกริยากับก๊าซในหัววัดรังสี การจัดระบบวัดเป็นไปดังรูปที่ 2.4



รูปที่ 2.4 แผนภาพระบบการวัดของโดสคาลิเบรเตอร์

รูปที่ 2.4 แสดงโดสคาลิเบรเตอร์ที่มีหัววัดแบบ well-type high pressurized ionization chamber ซึ่งประกอบด้วย electrodes แบบทรงกระบอก 2 ชั้น วางซ้อนกันอยู่ภายในหัววัด มีการจ่ายแรงดันไฟฟ้าให้กับ electrodes ทั้งสอง ในหัววัดจะบรรจุก๊าซด้วยปริมาตรประมาณ 1000 cm^3 และผนังของหัววัดมักทำด้วยทองเหลืองหรือเหล็ก ส่วนแผ่น electrode ภายในมักทำจากแผ่นอลูมิเนียมบางๆ หรือแผ่นทองแดง ซึ่งจะต้องคำนึงถึงการไม่ลดทอนพลังงานของรังสี การเลือกใช้ชนิดแผ่น electrode ยังมีผลต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาณของก๊าซในหัววัดเมื่อได้รับแรงดันไฟฟ้า ตัวอย่างเช่น หัววัดหนึ่งมีปริมาตร 10000 cm^3 จะวัดปริมาณกระแสได้เป็น 10^{-13} A เมื่อใช้สารรังสี ^{60}Co ความแรงรังสี $1 \mu\text{Ci}$

สำหรับฉากกำบังตะกั่วรอบตัวหัววัด จะทำหน้าที่ป้องกันอันตรายจากรังสีให้กับผู้ปฏิบัติงานและลดผลกระทบจากค่าแบ็คกราวด์ (Background) ในการวัดความแรงรังสีอีกด้วย นอกจากนี้แล้ว ฉากกำบังตะกั่วยังทำหน้าที่ลดโอกาสในการเกิดการกระเจิงกลับของโฟตอน (Backscattering of photon) ภายในหัววัดด้วย การเกิดการกระเจิงของโฟตอนมักจะเกิดในช่วงพลังงานที่มากกว่า 250 keV และโฟตอนจะถูกลดทอนโดยผนังด้านนอกของหัววัดเมื่อเกิดในช่วงพลังงานต่ำ

การตั้งค่าของเครื่องให้เป็นศูนย์ (Zero control adjustment) จะทำให้ปัญหาการเพิ่มขึ้นของค่ากัมมันตภาพรังสีพื้นฐานขณะทำการทดลองสารรังสีอื่นหายไป ดังนั้นการตอบสนองของหัววัดจากสารรังสีต่างชนิดกันจะแปรผันตามชนิดของการแผ่พลังงานรังสีและความเข้มข้นของสารรังสีตัวนั้น

ในปัจจุบัน มีการใช้งานโดสคาไลเบรเตอร์ตามหน่วยงานทางด้านเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของไทย ประมาณ 27 เครื่อง แบ่งออกเป็น 4 ตรายีนค้า คือ VICTOREEN, AMERSHAM, BIODIX และ CAPINTEC ดังรูปที่ 2.5

2.4.2 เทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานโดสคาไลเบรเตอร์

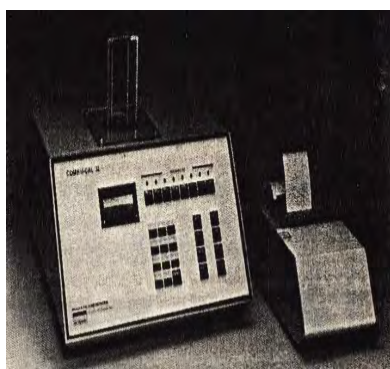
การสอบเทียบมาตรฐานเครื่องมือวัดเครื่องใดๆ คือการกระทำเพื่อตรวจสอบหรือปรับแต่งให้เครื่องมือ นั้น ให้สามารถรายงานผลการวัดได้อย่างถูกต้องแม่นยำเมื่อเทียบกับมาตรฐานอ้างอิง เทคนิคการสอบเทียบมาตรฐานโดสคาไลเบรเตอร์ตามคู่มือการสอบเทียบฯ (Standard manual) ของห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี มีรายละเอียดดังรูปที่ 2.7

2.5 การตอบสนอง (Response) และความไว (Sensitivity) ของโดสคาไลเบรเตอร์^[9]

เทคนิคง่ายที่สุดที่จะคำนวณค่าการตอบสนองของโดสคาไลเบรเตอร์สำหรับสารรังสีชนิดหนึ่ง (Radioisotope, A) เมื่อวัดเทียบกับสารรังสีมาตรฐาน (Standard reference material; SRM) เช่น ^{60}Co

คำนวณได้จากสมการการตอบสนอง (R_A) ของโดสคาไลเบรเตอร์

$$R_A = \frac{\left(\frac{\text{Detector Output due to Sample A}}{\text{Activity of Sample A}} \right)}{\left(\frac{\text{Detector Output due to SRM } ^{60}\text{Co}}{\text{Certified Activity of SRM } ^{60}\text{Co}} \right)} \quad \dots\dots\dots(2.8)$$



(ก) โดสคาไลเบรเตอร์ VICTOREEN



(ข) โดสคาไลเบรเตอร์ AMERSHAM

รูปที่ 2.5 โดสคาไลเบรเตอร์ทั้ง 4 ตรายีนค้า



(ค) โดสคาลิเบรเตอร์ BIODEx



(ง) โดสคาลิเบรเตอร์ CAPINTEC

รูปที่ 2.5(ต่อ) โดสคาลิเบรเตอร์ทั้ง 4 ตราสินค้า

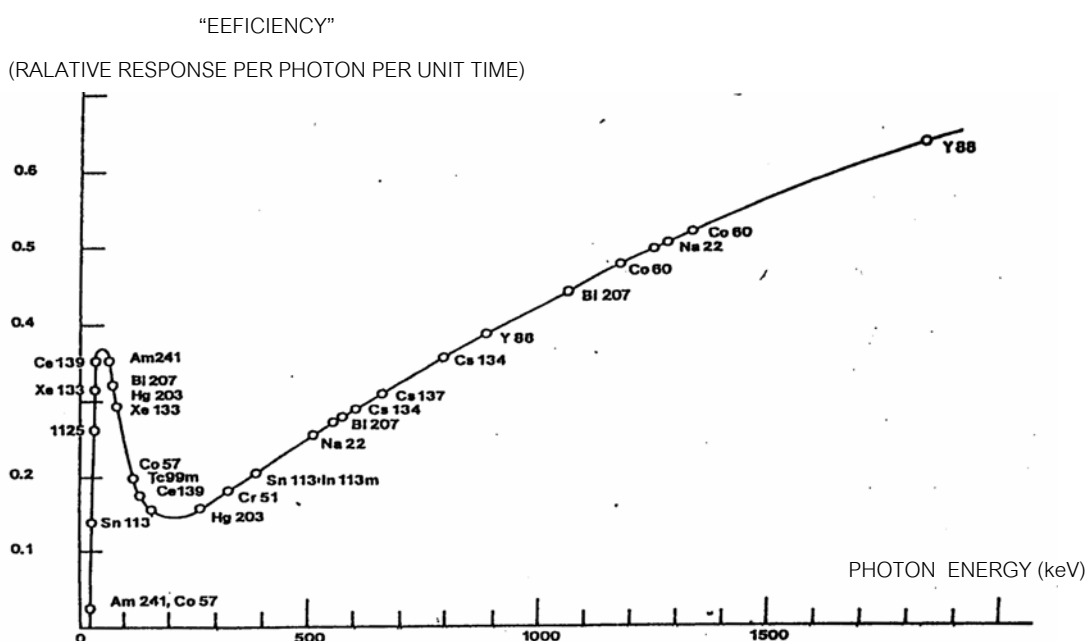
ในขณะที่ความไว (S_i) ของโดสคาลิเบรเตอร์สำหรับโฟตอนที่พลังงานต่างๆ คำนวณได้จากสมการ

$$S_i = \frac{\text{Detector Output due to } 3.7 \times 10^{10} \text{ Photon of } E_i}{\text{Detector Output due to one curie of } ^{60}\text{Co}} \dots\dots\dots(2.9)$$

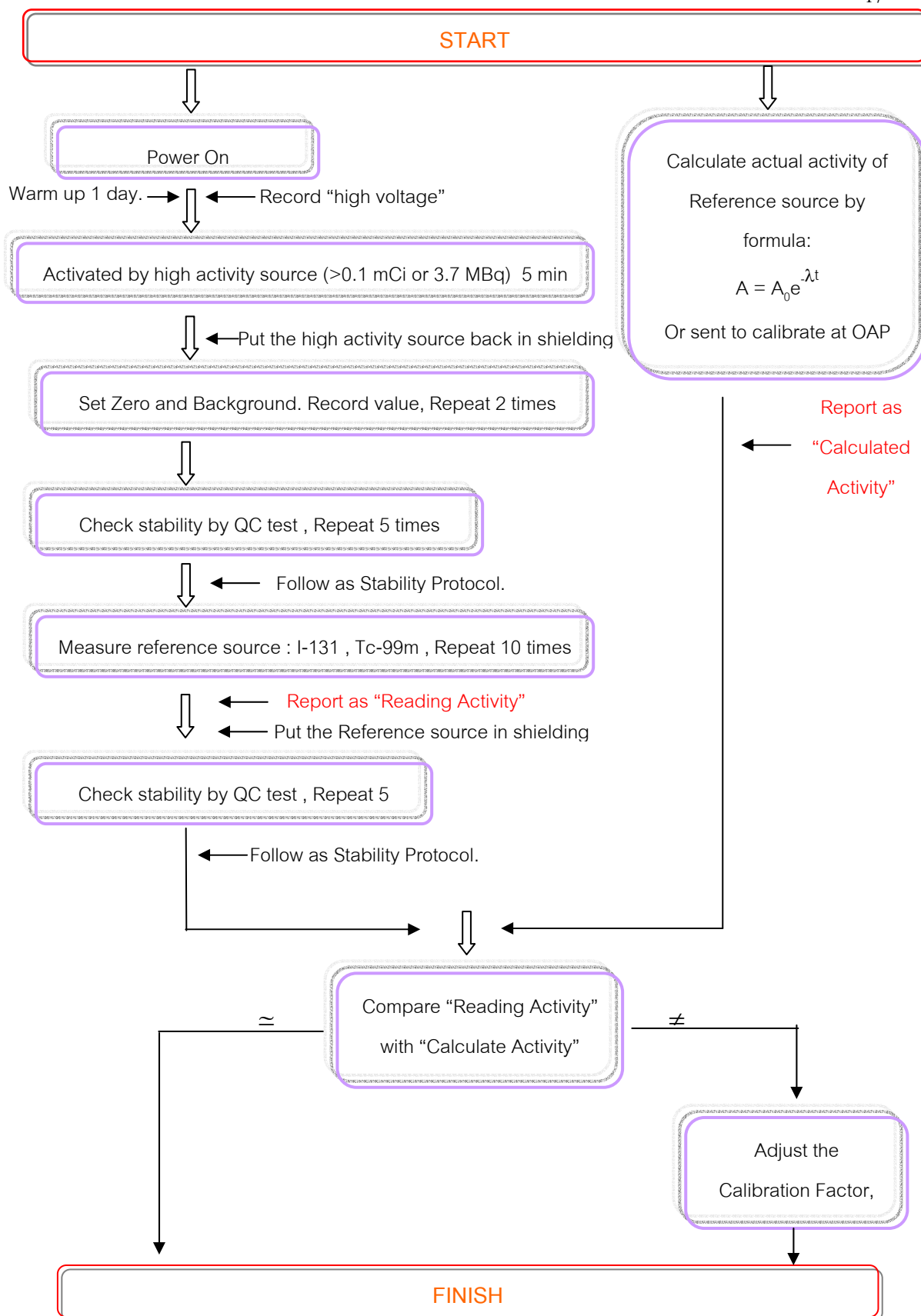
นอกจากนี้แล้ว ค่าการตอบสนองและค่าความไวของโดสคาลิเบรเตอร์ ยังมีความเกี่ยวข้องสัมพันธ์กันเอง เป็นไปตามสมการที่ 2.10 และมีความสัมพันธ์ดังรูปที่ 2.6

$$R_A = \sum_i I_i S_i \dots\dots\dots(2.10)$$

เมื่อ I_i คือ ค่าความเข้มของโฟตอนที่พลังงาน E_i



รูปที่ 2.6 ความสัมพันธ์การตอบสนองของโดสคาลิเบรเตอร์กับช่วงพลังงานต่างๆ



รูปที่ 2.7 ฟังงานวิธีการสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์ของห้องปฏิบัติการฯ

บทที่ 3

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

3.1 โดสคาลิเบรเตอร์

ปกติแล้วในประเทศไทยนิยมใช้อยู่ 2 ตรายี่ห้อ คือ BIODEX และ CAPINTEC มีจำนวนรวมทั้งสิ้น 27 เครื่อง ซึ่งในงานวิจัยนี้ขอเรียกแทนว่า ตรายี่ห้อ A และ ตรายี่ห้อ B ตามลำดับ



ตรายี่ห้อ A



ตรายี่ห้อ B

รูปที่ 3.1 เครื่องวัดโดสคาลิเบรเตอร์ ตรายี่ห้อ BIODEX หรือ A และของ CAPINTEC หรือ B

สำหรับการทดสอบวิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่นั้น เลือกดำเนินการที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เนื่องจากการใช้งานเครื่องวัดฯ ทั้งสองตรายี่ห้อ อยู่ใกล้กับสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติทำให้ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายในการทำวิจัย และทำให้ไม่ต้องเตรียมสารรังสีมาตรฐาน¹³¹I และสารรังสีมาตรฐาน^{99m}Tc ที่มีความแรงรังสีสูงมากเกินความจำเป็น

สำหรับการทดสอบกับเครื่องวัดฯ ทั่วไปด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่นั้น ผู้วิจัยได้จัดส่งสารรังสีมาตรฐาน¹³¹I ที่มีความแรงรังสีประมาณ 5 mCi/ml ให้กับหน่วยงานฯ ทั่วประเทศ รวมเครื่องวัดฯ ทั้งสิ้น 27 เครื่อง แยกเป็นตรายี่ห้อ A จำนวน 11 เครื่อง ตรายี่ห้อ B จำนวน 16 เครื่อง

ตารางที่ 3.1 เครื่องวัดโดสคาลิเบรเตอร์ที่ใช้งานประจำแต่ละหน่วยงาน

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	เครื่องโดสคาลิเบรเตอร์	
	ตรายี่ห้อ BIODEX หรือ A	ตรายี่ห้อ CAPINTEC หรือ B
โรงพยาบาลกลาง	✓	
โรงพยาบาลรามธิบดี	✓	
โรงพยาบาลศิริราช		✓

ตารางที่ 3.1 เครื่องวัดโคสคาลิเบรเตอร์ที่ใช้งานประจำแต่ละหน่วยงาน(ต่อ)

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	เครื่องโคสคาลิเบรเตอร์	
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A	ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B
ศูนย์มหาวิทยาลัยราชภัฏธนบุรี	✓	
โรงพยาบาลศิริพยาบาล	✓	✓
โรงพยาบาลมงกุฎเกล้า		✓
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	✓	✓
X-ray Computer Urupong Co.,Ltd.		✓
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์		✓
มหาวิทยาลัยขอนแก่น	✓	
โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์		✓
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา	✓	✓
ศูนย์มะเร็งลพบุรี		✓
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์		✓
Global Medical Solution Thailand Co., Ltd.		✓
โรงพยาบาลราชวิถี		✓
โรงพยาบาลแพทยพร พิษณุโลก	✓	
คณะเทคนิคการแพทย์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	✓	
โรงพยาบาลสุราษฎร์ธานี		✓
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 1	✓	
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 2	✓	
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (ห้อง HPLC)		✓
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กศ.2 ชั้น1)		✓
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กศ.3 ชั้น1)		✓

3.2 สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$

สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ ได้ผ่านการรับรองมาตรฐานของค่าความแรงรังสีจากห้องปฏิบัติการฯ ทั้งนี้ผู้วิจัยเลือกใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่บรรจุในภาชนะแบบหลอดแก้ว (Ampoule) ตำแหน่งการวัดเป็นตำแหน่งหลอดแก้ว (Ampoule position) และความแรงรังสีสูงสุดต่อหลอดแก้วไม่เกิน

3.00 mCi/ml เพราะเป็นตำแหน่งที่อ่านค่าความแรงรังสีจากเครื่องวัดฯ ได้ใกล้เคียงกับค่าความแรงรังสีที่ผ่านการรับรองมากที่สุด และไม่เกินค่าขีดจำกัดของการขนส่งสำหรับสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ตามความหนาของกระปุกตะกั่ว

3.2.1 เครื่องมือที่ใช้ในการทดสอบภาชนะบรรจุ ตำแหน่งการวัดที่เหมาะสม และความสัมพันธ์ของความแรงรังสีได้

ภาชนะบรรจุ

ในการทดลองนี้ เลือกภาชนะบรรจุทั้งหมด 4 แบบ โดยอาศัยหลักการเลือกภาชนะบรรจุจากการปฏิบัติงานจริง คือ

แบบที่ 1 ภาชนะแบบหลอดแก้ว (Ampoule) ห้องปฏิบัติการฯ จะใช้เป็นภาชนะมาตรฐานสำหรับบรรจุสารรังสีมาตรฐานเมื่อต้องการสอบเทียบเครื่องโดสคาลิเบรเตอร์



รูปที่ 3.2 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบหลอดแก้ว (Ampoule)

แบบที่ 2 ภาชนะแบบขวดแก้ว (Vial) เป็นภาชนะมาตรฐานสำหรับบรรจุสารรังสี (Check Source) ที่ใช้สำหรับตรวจสอบเครื่องโดสคาลิเบรเตอร์ บรรจุสารรังสี 3 ชนิด คือ ^{137}Cs ^{59}Co และ ^{133}Ba และในบางกรณียังใช้บรรจุสารเภสัชรังสี ก่อนนำไปฉีดให้กับผู้ป่วย



รูปที่ 3.3 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบขวดแก้ว (Vial)

แบบที่ 3 ภาชนะแบบกระบอกฉีดยา (Syringe) สำหรับบรรจุสารเภสัชรังสีชนิดให้กับผู้ป่วย นิยมใช้อย่างมากสำหรับการบริหารสารเภสัชรังสีชนิด ^{99m}Tc เพื่อวินิจฉัยโรคมะเร็งกระดูก



รูปที่ 3.4 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบกระบอกฉีดยา (Syringe)

แบบที่ 4 ภาชนะแบบแคปซูล (Capsule) ในปัจจุบันเป็นรูปแบบบรรจุภัณฑ์ใหม่ที่นิยมมากขึ้น เพราะสามารถบรรจุสารเภสัชรังสีได้ถึง 100 mCi/capsule และยังสะดวกต่อการบริหารสารเภสัชรังสีเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยได้ง่ายขึ้น



รูปที่ 3.5 ลักษณะภาชนะบรรจุแบบแคปซูล (Capsule)

ตำแหน่งการวัด

โดยปกติแล้ว การใช้สารเภสัชรังสีทั้งเพื่อการวินิจฉัยและการรักษาโรคนิยมจัดวางตำแหน่งการวัดไว้ 2 ตำแหน่งใน Sample holder คือ ตำแหน่ง Ampoule (ตำแหน่งล่างสุดของ Sample holder) และ ตำแหน่ง Syringe (ตำแหน่งที่ $\frac{3}{4}$ ของ Sample holder) ดังรูปที่ 3.6 การทดลองนี้จึงจัดวางตำแหน่งของภาชนะบรรจุไว้ที่เดียวกัน



รูปที่ 3.6 ตำแหน่งการจัดวางสารตัวอย่างรังสีจาก Sample Holder ของเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A

ความสัมพัทธ์ของความแรงรังสี

❖ ความแรงรังสี

ในการเลือกใช้ความแรงรังสีสำหรับการทดลองครั้งนี้ เลือกใช้ตามข้อมูลการบริหารสารเภสัชรังสีเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วย ซึ่งนิยมใช้ความแรงรังสีในระดับสูง ประกอบกับข้อมูลการสอบเทียบมาตรฐานเครื่องวัดโดสกาลิเบเตอร์ ซึ่งมักใช้ในระดับต่ำ ความแรงรังสีที่ใช้ในการทดลอง จึงเลือกใช้ที่ 5.27 mCi, 108.0 mCi สำหรับสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และ 3.13 mCi, 55.80 mCi สำหรับสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ โดยได้รับการสอบเทียบความแรงรังสีมาตรฐานจากระบบวัด 4π Ion Chamber จากห้องปฏิบัติการฯ

ตารางที่ 3.2 ความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่ใช้ทดสอบ

สารรังสีมาตรฐาน (ในภาชนะบรรจุแบบ Ampoule)	ความแรงรังสี ณ 23/1/2007 16:45:00 (mCi)
^{131}I	5.27
	108.0
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	3.13
	55.80

❖ ชนิดของสารตัวอย่างรังสี

เพื่อเป็นการยืนยันในสมมุติฐานของการทดลอง คือ สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สามารถใช้สอบเทียบความแรงรังสีแทนสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ได้ถูกต้อง การหาความสัมพันธ์ระหว่างสารรังสีทั้งสองตัวนี้กับค่าการสอบเทียบจะเป็นการยืนยันสมมุติฐานดังกล่าว ซึ่งในการทดลองนี้

ใช้สารรังสีมาตรฐาน 3 ชนิด คือ ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และ ^{137}Cs เทียบกับการเปลี่ยนค่าการสอบเทียบซึ่งเริ่มตั้งแต่ 10 จนถึง 970 รายละเอียดของสารรังสีมาตรฐาน มีดังนี้

ตารางที่ 3.3 ชนิดของสารรังสีที่ใช้ในการทดลอง

สารรังสีมาตรฐาน (ในภาชนะบรรจุแบบ Ampoule)	ความแรงรังสี ณ 23/1/2007 16:45:00 (mCi)
^{131}I	5.27
	108.0
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	3.13
	55.80
^{137}Cs	0.192

3.2.2 การรับรองมาตรฐานค่าความแรงรังสีของห้องปฏิบัติการฯ โดยระบบวัด

4 π Ion chamber

เมื่อได้รับสารรังสี ^{131}I ตามจำนวนและความแรงรังสีรวมตามที่จัดซื้อแล้ว จะนำไปแบ่งใส่ภาชนะทั้ง 4 แบบ คือ หลอดแก้ว (Ampoule) ขวดแก้ว (Vial) กระบอกฉีดยา (Syringe) แคปซูล (Capsule) และ ความแรงรังสีแต่ละภาชนะมีค่าประมาณ 100 mCi จากนั้นนำไปสอบเทียบความแรงรังสีด้วยระบบวัด 4 π Ion Chamber เป็นระบบการวัดที่ใช้สำหรับรับรองค่าความแรงรังสีที่ห้องปฏิบัติการฯ ซึ่งให้บริการกับประชาชนทั่วไปโดยไม่คิดค่าบริการ เป็นระบบวัดความแรงรังสีที่มีมาตรฐานสามารถสอบย้อนกลับ (Traceability) ไปยังมาตรฐานปฐมภูมิของประเทศญี่ปุ่นได้ รูปที่ 3.7 แสดงระบบวัด 4 π Ion chamber รายละเอียดวิธีการรับรองมาตรฐานค่าความแรงรังสีของห้องปฏิบัติการฯ โดยระบบวัด 4 π Ion chamber อ่านเพิ่มเติมได้จากภาคผนวก ก-1

3.3 ฐานข้อมูลค่าการสอบเทียบ (Calibration Value) ของโหนด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$

รวบรวมข้อมูลค่าการสอบเทียบของโหนด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ เพื่อนำมาหาอัตราส่วนของทั้งสองโหนด และหาค่าเฉลี่ยเป็นตัวแทนของแต่ละโหนด แล้วจึงนำข้อมูลที่ได้ออกไปสร้างสมการความสัมพันธ์ระหว่างโหนด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ตารางที่ 3.4 เป็นข้อมูลค่าการสอบเทียบของโหนด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากห้องปฏิบัติการฯ



รูปที่ 3.7 แสดงระบบวัด 47C Ion chamber

ตารางที่ 3.4 ค่าการสอบเทียบของโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากห้องปฏิบัติการฯ

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	ค่าการสอบเทียบ (Calibration value; CV)			
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A		ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B	
	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
โรงพยาบาลกลาง	24.1	37.2		
โรงพยาบาลรามธิบดี	22.2	33.6		
โรงพยาบาลศิริราช			151	80
ศูนย์มหาวชิราลงกรณ์ชัยบุรี	22.9	32.6		
โรงพยาบาลวชิรพยาบาล	29.9	41.3	136	87
โรงพยาบาลมงกุฎเกล้า			151	83
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	23.6	36.7	165	80
X-ray Computer Urupong Co.,Ltd.			151	80
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์			151	80
โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์			151	80
มหาวิทยาลัยขอนแก่น	23.7	33.7		

ตารางที่ 3.4 ค่าการสอบเทียบของโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากห้องปฏิบัติการฯ(ต่อ)

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	ค่าการสอบเทียบ (Calibration value; CV)			
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A		ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B	
	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา	24.4	35.1	151	80
ศูนย์มะเร็งลพบุรี			163	79
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์			151	84
Global Medical Solution Thailand Co., Ltd.			151	80
โรงพยาบาลราชวิถี			151	80
โรงพยาบาลแพทยพร พิษณุโลก	33.5	48.4		
คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	22.2	32.2		
โรงพยาบาลสุราษฎร์ธานี			151	80
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 1	30.5	43.2		
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 2	22.8	31.9		
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (ห้อง HPLC)			151	80
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กฟ.2 ชั้น1)			151	80
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กฟ.3 ชั้น1)			151	80
ค่าการสอบเทียบอ้างอิง	25.44	36.90	151.00	80.54

3.4 ฐานข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ (Reading Activity) ในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพียงชนิดเดียว

รวบรวมข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ เมื่อใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เป็นสารตั้งต้นเพียงชนิดเดียว เพื่อหาอัตราส่วนความสัมพันธ์ของความแรงรังสีที่อ่านได้จากทั้งสองโหมด และสร้างสมการเพื่อทดสอบความถูกต้องของค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ใน

โหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ตารางที่ 3.5 แสดงค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{131}I และ ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพียงชนิดเดียว จากเครื่องวัดฯ ตามที่ห้องปฏิบัติการฯ รวบรวมไว้ เพื่อใช้ในการหาอัตราส่วนความสัมพันธ์ค่าความแรงรังสีระหว่างโหมด ^{99m}Tc และ ^{131}I

ตารางที่ 3.5 ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{131}I และ ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ (Reading Activity) ในโหมด ^{131}I และ โหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพียงชนิดเดียว			
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A		ตราสินค้าCAPINTEC หรือ B	
	โหมด ^{131}I	โหมด ^{99m}Tc	โหมด ^{131}I	โหมด ^{99m}Tc
โรงพยาบาลกลาง	2.87	1.87		
โรงพยาบาลรามธิบดี	3.25	2.15		
โรงพยาบาลศิริราช			1.35	1.83
ศูนย์มหาวิทยาลัยวงษ์ชวลิตกุลบุรี	0.56	0.40		
โรงพยาบาลวชิรพยาบาล	2.91	2.11		
โรงพยาบาลมงกุฎเกล้า			0.50	0.70
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	0.97	0.63		
X-ray Computer Urupong Co.,Ltd.			0.46	0.64
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์			2.08	2.84
มหาวิทยาลัยขอนแก่น	2.95	2.08		
โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์			1.82	2.51
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา	2.59	1.81	1.81	2.59
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์			2.00	2.79
Global Medical Solution Thailand Co., Ltd.			2.13	3.02
โรงพยาบาลราชวิถี			2.31	3.30
โรงพยาบาลแพทยพร พิษณุโลก	2.10	1.46		
คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	2.19	1.50		

ตารางที่ 3.5 ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I (ต่อ)

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ (Reading Activity) ในโหมด ^{131}I และ โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพียงชนิดเดียว			
	ตราสินค้า BIODIX หรือ A		ตราสินค้าCAPINTEC หรือ B	
	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$	โหมด ^{131}I	โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
โรงพยาบาลสุราษฎร์ธานี			2.08	2.97
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 1	2.38	1.69		
มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เครื่องที่ 2	2.37	1.70		
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (ห้อง HPLC)			2.24	3.21
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กผ.2 ชั้น1)			2.28	3.26
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กผ.3 ชั้น1)			2.28	3.24

บทที่ 4

วิธีการสอบเทียบและผลการสอบเทียบ

4.1 การวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อพัฒนาวิธีการสอบเทียบ

4.1.1 เงื่อนไขที่เหมาะสมสำหรับการออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ

4.1.1.1 ภาชนะบรรจุ และตำแหน่งการวัดที่เหมาะสม

ในการทดสอบตามเงื่อนไขนี้ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบกับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B ของโรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ เป็นเครื่องวัดฯที่สั่งซื้อใหม่ ซึ่งส่งมายังห้องปฏิบัติการฯ เพื่อทำการสอบเทียบก่อนใช้งาน

วิธีการทดสอบ

นำสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่ผ่านการรับรองค่าความแรงรังสีจากห้องปฏิบัติการฯ ทั้ง 4 รูปแบบภาชนะบรรจุ ทดลองอ่านค่าความแรงรังสีในเครื่องวัดฯ ทั้งสองตราสินค้าที่ตำแหน่งการวัดทั้งสองตำแหน่ง โดยทำการทดลองซ้ำตำแหน่งละ 10 ครั้ง

ผลการทดสอบ

ปรากฏว่า ภาชนะบรรจุแบบหลอดแก้ว (Ampoule) เมื่ออ่านค่าความแรงรังสีที่ตำแหน่ง Ampoule จะให้ความถูกต้องมากที่สุด ร้อยละความแตกต่างจากค่าจริงมีค่าเท่ากับ 0.87% ถ้าภาชนะบรรจุเป็นแบบกระบอกฉีดยา วัดในตำแหน่ง Syringe จะมีค่าร้อยละความแตกต่างจากค่าจริงเท่ากับ 2.24% ถ้าภาชนะบรรจุแบบขวดแก้ว ควรวัดในตำแหน่ง Ampoule ค่าร้อยละความแตกต่างจากค่าจริงที่คำนวณได้มีค่าเท่ากับ 2.40% และถ้าภาชนะบรรจุแบบแคปซูล ควรวัดในตำแหน่ง Ampoule ค่าร้อยละความแตกต่างจากค่าจริงที่คำนวณได้มีค่าเท่ากับ 3.48%

ตารางที่ 4.1 รายละเอียดของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

ภาชนะบรรจุ	ความแรงรังสี ณ วันที่ 23 มค. 2551 (mCi)	ตำแหน่งการวัด	
1. หลอดแก้ว (Ampoule)	5.27	Ampoule	Syringe
2. ขวดแก้ว (Vial)	5.34	Ampoule	Syringe
3. กระบอกฉีดยา (Syringe)	5.29	Ampoule	Syringe
4. แคปซูล (Capsule)	5.40	Ampoule	Syringe

ตารางที่ 4.2 ผลการทดลองค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ เมื่อเปลี่ยนภาชนะบรรจุและตำแหน่งการวัด

ครั้งที่	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ (Reading Activity) , mCi							
	ตำแหน่งการวัด Ampoule				ตำแหน่งการวัด Syringe			
	หลอดแก้ว	ขวดแก้ว	แคปซูล	กระบอกฉีดยา	หลอดแก้ว	ขวดแก้ว	แคปซูล	กระบอกฉีดยา
1	5.22	5.21	5.21	5.5	4.83	4.89	4.91	5.41
2	5.23	5.21	5.21	5.5	4.83	4.89	4.92	5.42
3	5.22	5.21	5.21	5.51	4.83	4.89	4.92	5.41
4	5.22	5.21	5.22	5.5	4.84	4.89	4.92	5.41
5	5.22	5.22	5.21	5.51	4.83	4.88	4.92	5.41
6	5.22	5.21	5.21	5.5	4.84	4.89	4.92	5.41
7	5.23	5.21	5.21	5.5	4.83	4.89	4.91	5.41
8	5.22	5.22	5.21	5.5	4.84	4.89	4.92	5.41
9	5.23	5.21	5.22	5.5	4.83	4.88	4.92	5.41
10	5.23	5.21	5.21	5.51	4.83	4.89	4.92	5.41
ค่าเฉลี่ย	5.223	5.212	5.212	5.503	4.833	4.888	4.918	5.411
ร้อยละความแตกต่าง (%Difference)	0.87	2.40	3.48	3.87	8.29	8.46	8.93	2.24

4.1.1.2 ความสัมพันธ์ของค่าความแรงรังสี

สำหรับการทดสอบตามเงื่อนไขนี้ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบกับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B ของโรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ และ ทดสอบกับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A จากโรงพยาบาลกลางและโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

4.1.1.2.1 ความแรงรังสี

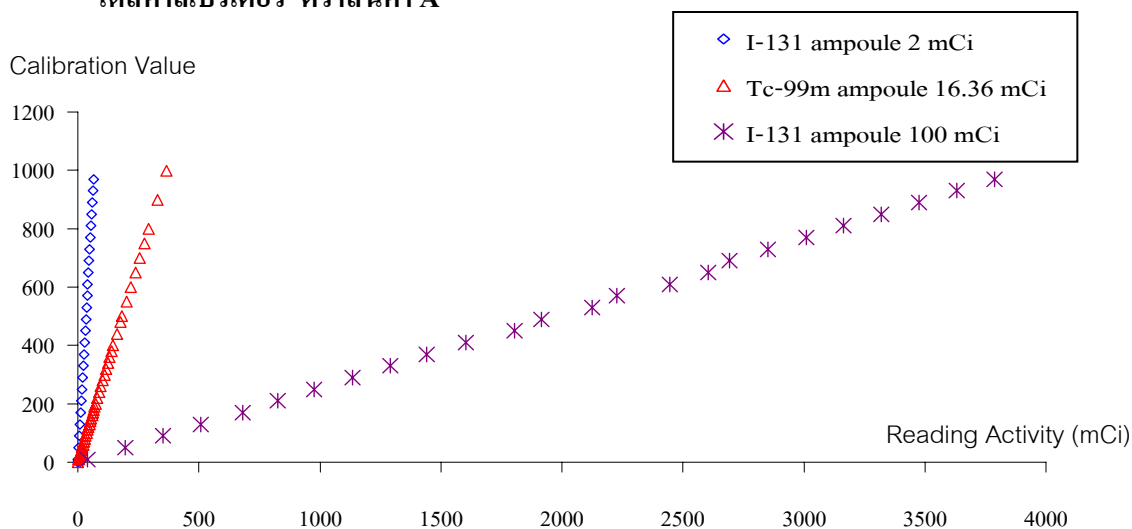
วิธีการทดสอบ

นำสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่มีค่าความแรงรังสีตามตารางที่ 3.2 ไปอ่านค่าความแรงรังสีจากเครื่องวัดฯ ในตำแหน่ง Ampoule และป้อนค่าการสอบเทียบที่ต่างกันไปเริ่มตั้งแต่ 10 ถึง 970 เพื่อดูแนวโน้มความแตกต่างของการใช้สารรังสีมาตรฐานที่มีความแรงรังสีระดับสูงและระดับต่ำจะมีการเปลี่ยนแปลงอย่างไรเมื่อค่าการสอบเทียบเปลี่ยนแปลงไป

ผลการทดสอบ

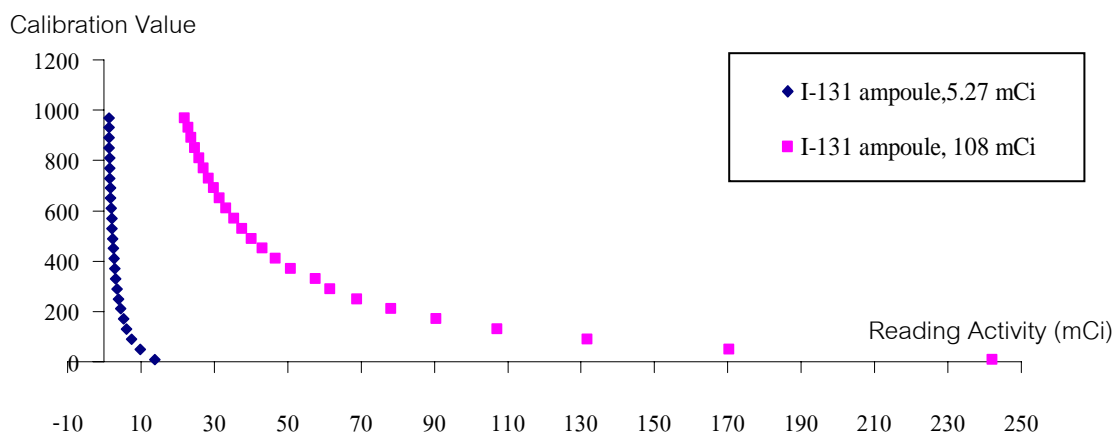
แนวโน้มการลดลงของค่าความแรงรังสีที่อ่านได้เมื่อมีการป้อนค่าการสอบเทียบที่ต่างกันไปตั้งแต่ 10 ถึง 970 เป็นไปในทางเดียวกัน กล่าวคือ ไม่ว่าจะใช้สารรังสีมาตรฐานที่มีความแรงรังสีสูงหรือต่ำ จะทำให้การลดลงของค่าความแรงรังสีเป็นไปตามฟังก์ชันแบบเส้นตรง สำหรับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A และมีลักษณะคล้ายฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียล (Exponential Function) สำหรับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B ตามรูปที่ 4.1 และ 4.2 ตามลำดับ นอกจากนี้ระดับความแรงรังสีทั้งสูงและต่ำ ยังไม่ได้มีผลกระทบที่มีนัยสำคัญจนทำให้เกิดความแตกต่างกัน แต่การเลือกใช้ระดับความแรงรังสีเพื่อการสอบเทียบยังจำเป็นต้องอยู่ภายใต้ขีดจำกัดของหีบห่อการขนส่ง ซึ่งก็คือ 1.89 mCi สำหรับสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

โดสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า A

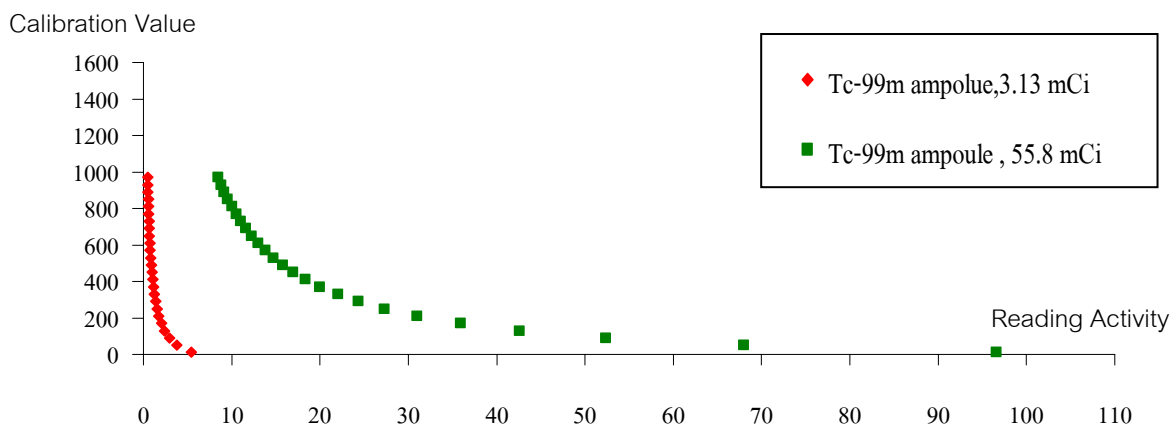


รูปที่ 4.1 การเพิ่มขึ้นแบบฟังก์ชันเส้นตรงของความแรงรังสีจากสารรังสี ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$

โดสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า B



รูปที่ 4.2 การลดลงคล้ายฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของความแรงรังสีจากสารรังสี ^{131}I



รูปที่ 4.3 การลดลงคล้ายฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของค่าการสอบเทียบของเครื่องวัดความเข้มรังสีจากสารรังสี ^{99m}Tc

4.1.1.2.2 ชนิดของสารตัวอย่างรังสี

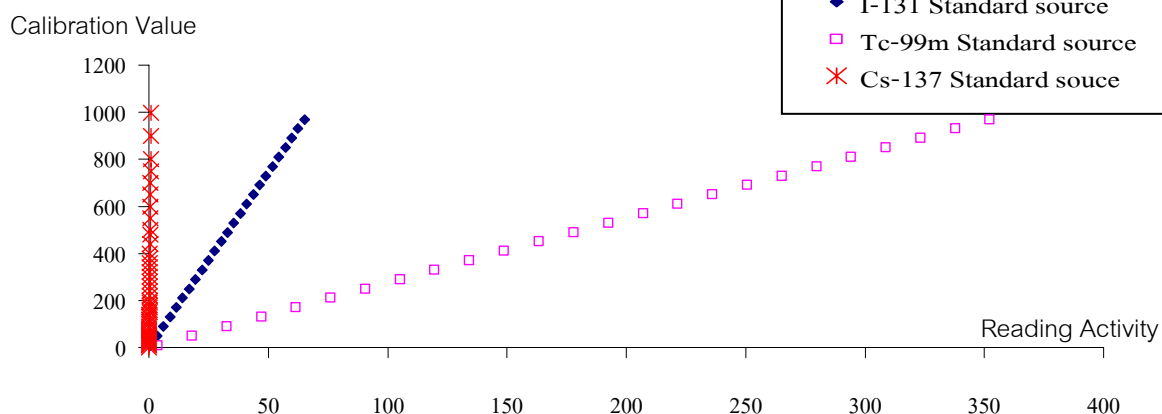
วิธีการทดสอบ

นำสารรังสีมาตรฐานทั้งสามชนิด (^{131}I , ^{99m}Tc และ ^{137}Cs) ความเข้มรังสีตามตารางที่ 3.3 มาอ่านค่าความเข้มรังสีจากเครื่องวัดฯ ในตำแหน่ง Ampoule และป้อนค่าการสอบเทียบที่ต่างกันไปเริ่มตั้งแต่ 10 ถึง 970 เพื่อทดสอบสมมุติฐานที่ว่า สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สามารถใช้เป็นตัวแทนของสารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc สำหรับการสอบเทียบในโหมด ^{99m}Tc ได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

ผลการทดลอง

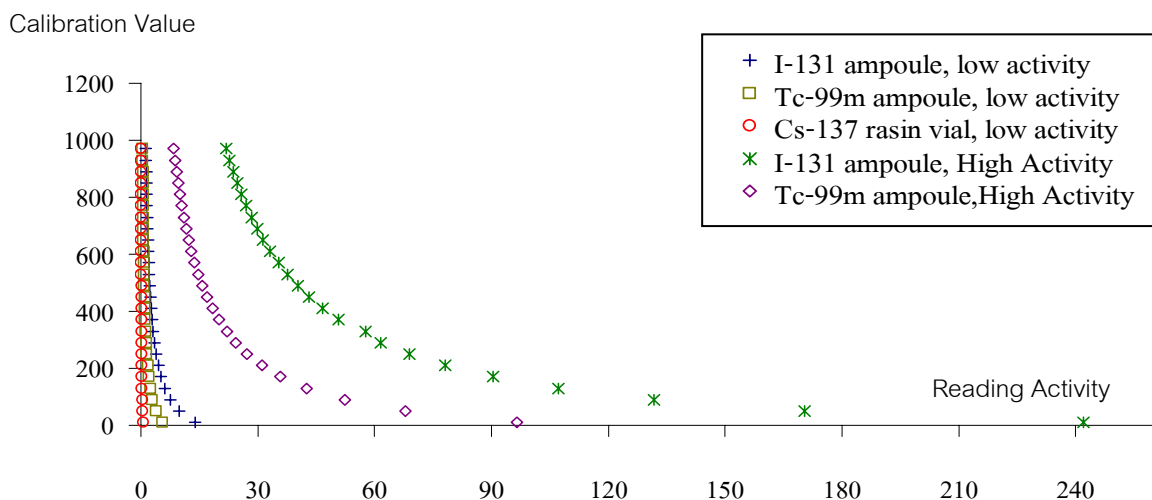
ค่าความเข้มรังสีที่อ่านได้จากเครื่องวัดฯ เป็นไปในทางเดียวกันคือค่าการสอบเทียบที่เปลี่ยนไป หรืออีกนัยหนึ่งก็คือการเปลี่ยนโหมด จะตอบสนองต่อชนิดของสารรังสีมาตรฐาน หรือก็คือพลังงานของรังสี (Energy) ที่ต่างกันได้คล้ายคลึงกันแต่แตกต่างกันที่ความชันของกราฟเพราะความเข้มรังสีเริ่มต้นไม่เท่ากัน

โดสคาลิเบรเตอร์ ทรานซินค้ำ A



รูปที่ 4.4 แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของสารรังสี เมื่อป้อนค่าการสอบเทียบตั้งแต่ 10 ถึง 970

โดสคาลิเบรเตอร์ ทรานซีน้า B



รูปที่ 4.5 แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างชนิดของสารรังสี เมื่อป้อนค่าการสอบเทียบตั้งแต่ 10 ถึง 970

4.1.2 การวิเคราะห์ข้อมูลค่าการสอบเทียบ

การทดสอบตามเงื่อนไขนี้ ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบและเก็บข้อมูลจากเครื่องวัดฯ ทรานซีน้า A และ B ของหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ตามโรงพยาบาล ศูนย์มะเร็ง และมหาวิทยาลัยต่างๆ ซึ่งทางห้องปฏิบัติการฯ ได้รวบรวมข้อมูลไว้ตั้งแต่ปี 2548

วิธีการทดสอบ

นำข้อมูลค่าการสอบเทียบจากเครื่องวัดทรานซีน้า A และ B ทั้งในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ตามตารางที่ 3.4 มาหาอัตราส่วนค่าการสอบเทียบระหว่างทั้งสองโหมด และหาค่าเฉลี่ยเพื่อเป็นตัวแทนของแต่ละโหมดซึ่งจะเรียกว่า ค่าการสอบเทียบอ้างอิง

$$\text{Ratio of CV} = \frac{CV_{^{131}\text{I}}}{CV_{^{99\text{m}}\text{Tc}}} \dots\dots\dots(4.1)$$

ตารางที่ 4.3 อัตราส่วนค่าการสอบเทียบคำนวณตามสมการ 4.1

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	อัตราส่วนค่าการสอบเทียบ (Calibration value; CV)	
	ทรานซีน้า BIODEX หรือ A	ทรานซีน้า CAPINTEC หรือ B
	<i>Ratio of CV</i>	<i>Ratio of CV</i>
โรงพยาบาลกลาง	1.544	
โรงพยาบาลรามธิบดี	1.514	
โรงพยาบาลศิริราช		1.888
ศูนย์มหาชิราลงกรณ์ชัยบุรี	1.424	

ตารางที่ 4.3 อัตราส่วนค่าการสอบเทียบคำนวณตามสมการ 4.1(ต่อ)

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	อัตราส่วนค่าการสอบเทียบ (Calibration value; CV)	
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A	ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B
	<i>Ratio of CV</i>	<i>Ratio of CV</i>
โรงพยาบาลวชิรพยาบาล	1.381	
โรงพยาบาลมงกุฎเกล้า		1.819
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	1.555	
X-ray Computer Urupong Co.,Ltd.		1.888
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์		1.888
มหาวิทยาลัยขอนแก่น	1.422	
โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์		1.888
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา	1.439	1.888
ศูนย์มะเร็งลพบุรี		
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์		1.798
Global Medical Solution Thailand Co., Ltd.		1.888
โรงพยาบาลราชวิถี		1.888
โรงพยาบาลแพทยพร พิษณุโลก	1.445	
คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	1.450	
โรงพยาบาลสุราษฎร์ธานี		1.888
โรงพยาบาลมหาราชนคร เชียงใหม่ เครื่องที่ 1	1.416	
โรงพยาบาลมหาราชนคร เชียงใหม่ เครื่องที่ 2	1.399	
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (ห้อง HPLC)		1.888
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กพ.2 ชั้น1)		1.888

ตารางที่ 4.3 อัตราส่วนค่าการสอบเทียบคำนวณตามสมการ 4.1(ต่อ)

หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	อัตราส่วนค่าการสอบเทียบ (Calibration value; CV)	
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A	ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B
	<i>Ratio of CV</i>	<i>Ratio of CV</i>
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กพ.3 ชั้น1)		1.888
ค่าเฉลี่ย <i>Ratio of CV</i>	1.453	1.875

โดสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า A

สำหรับการคำนวณหาค่าการสอบเทียบโหมด ^{99m}Tc จะแตกต่างจากการหาค่าการสอบเทียบของโหมด ^{99m}Tc ของเครื่องวัดฯตราสินค้า B เนื่องจากความสัมพันธ์ระหว่างค่าการสอบเทียบที่เปลี่ยนแปลงไปกับค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ของเครื่องวัดฯ ทั้งสองตราสินค้านั้นต่างกัน การคำนวณหาค่าการสอบเทียบโหมด ^{99m}Tc จึงคำนวณได้จากวิธีการที่ต่างกันด้วย กล่าวคือ ในเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A มีความสัมพันธ์เป็นฟังก์ชันเพิ่มแบบเส้นตรง ดังนั้นค่าการสอบเทียบของโหมด ^{99m}Tc จึงคำนวณได้จากการนำค่าการสอบเทียบอ้างอิงที่คำนวณได้จากตารางที่ 4.3 มาคูณกับค่าการสอบเทียบของโหมด ^{131}I ตัวอย่างเช่น เครื่องวัดฯ ของโรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ #1 สอบเทียบโหมด ^{131}I ได้ค่าการสอบเทียบเท่ากับ 26 แสดงว่า ค่าการสอบเทียบโหมด ^{99m}Tc ที่คาดการณ์ได้จากสมการที่ 4.2 ควรจะเป็น 37.78

$$CV_{^{99m}\text{Tc}} = CV_{^{131}\text{I}} \times \text{Ratio of CV} \dots\dots\dots(4.2)$$

$$CV_{^{99m}\text{Tc}} = 26 \times 1.453$$

$$CV_{^{99m}\text{Tc}} = 37.78$$

โดสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า B

แต่สำหรับเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B มีความสัมพันธ์ระหว่างค่าการสอบเทียบที่เปลี่ยนแปลงไปกับค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ เป็นฟังก์ชันลดแบบเอกซ์โพเนนเชียล การคำนวณหาค่าการสอบเทียบของโหมด ^{99m}Tc จึงต่างจากแบบตราสินค้า A คือ ให้นำค่าการสอบเทียบอ้างอิงที่คำนวณได้จากตารางที่ 4.3 มาหารออกจากค่าการสอบเทียบของโหมด ^{131}I ตัวอย่างเช่น เครื่องวัดฯ ของสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (กพ.3ชั้น1) สอบเทียบโหมด ^{131}I ได้ค่าการสอบเทียบเท่ากับ 152 แสดงว่า ค่าการสอบเทียบโหมด ^{99m}Tc ที่คาดการณ์ได้จากสมการที่ 4.1 ควรจะเป็น 81.07

$$\begin{aligned} \text{Ratio of CV} &= \frac{CV_{^{131}\text{I}}}{CV_{^{99m}\text{Tc}}} \\ 1.875 &= \frac{152}{CV_{^{99m}\text{Tc}}} \end{aligned}$$

$$CV_{^{99m}\text{Tc}} = \frac{152}{1.875} = 81.07$$

4.1.3 การวิเคราะห์ข้อมูลค่าความแรงรังสี

การทดสอบตามเงื่อนไขนี้ ผู้วิจัยอาศัยข้อมูลจากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A และ B จากห้องปฏิบัติการฯ และทำการทดสอบเพิ่มเติมกับเครื่องวัดฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

วิธีการทดสอบ

นำสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ภาชนะบรรจุแบบหลอดแก้ว ที่ผ่านการรับรองค่าความแรงรังสีจากห้องปฏิบัติการฯ แล้วมาทดลองอ่านค่าความแรงรังสีจากเครื่องวัดฯ โดยวางในตำแหน่ง Ampoule ทำการทดลองตลอด 1 เดือน โดยปล่อยให้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I นั้นสลายตัว ค่าความแรงรังสีเริ่มต้นที่ 104.25 mCi ณ วันที่ 29/5/2007 เวลา 16:35:30 และทดลองอ่านค่าความแรงรังสีจากเครื่องวัดฯ ทั้งในโหมด ^{131}I และ ^{99m}Tc แล้วหาอัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ ^{99m}Tc

ผลการทดลอง

4.1.3.1. ความสัมพันธ์ของค่าความแรงรังสีที่ลดลง

การลดลงของความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I นั้นเป็นไปตามทฤษฎีการสลายตัวของวัสดุกัมมันตรังสีไม่ว่าจะทำการทดสอบในโหมดใดๆ

โศคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า A

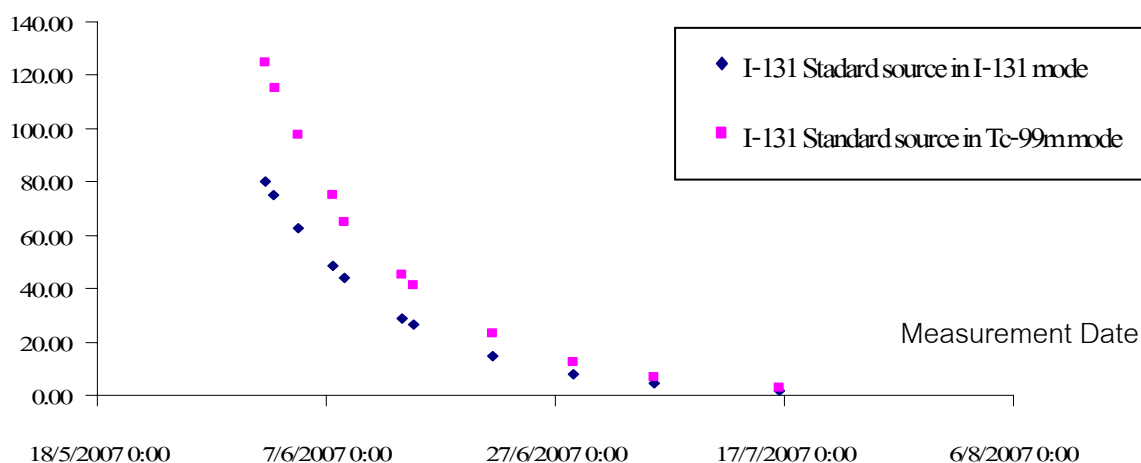
ตารางที่ 4.4 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

ครั้งที่	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{99m}Tc (mCi), CV=36.7		ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I (mCi), CV=23.6	
	1	124.65	1/6/2007 16:52	80.40
2	115.43	2/6/2007 14:32	75.27	2/6/2007 10:34
3	97.51	4/6/2007 13:41	62.65	4/6/2007 13:44
4	75.20	7/6/2007 14:44	48.37	7/6/2007 14:45
5	64.85	8/6/2007 15:30	43.88	8/6/2007 15:31
6	44.89	13/6/2007 15:46	28.80	13/6/2007 15:47
7	41.18	14/6/2007 15:45	26.53	14/6/2007 15:46
8	22.93	21/6/2007 12:43	14.75	21/6/2007 12:41
9	12.47	28/6/2007 15:27	8.02	28/6/2007 15:28
10	6.88	5/7/2007 16:20	4.42	5/7/2007 16:21

ตารางที่ 4.4 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I (ต่อ)

ครั้งที่	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi) ,CV=36.7		ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I (mCi) ,CV=23.6	
	11	2.70	16/7/2007 12:53	1.74

Reading Activity



รูปที่ 4.6 ความสัมพันธ์แบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของค่าความแรงรังสีที่ลดลงในเครื่องวัดฯ
ตราสินค้า A

โดสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า B

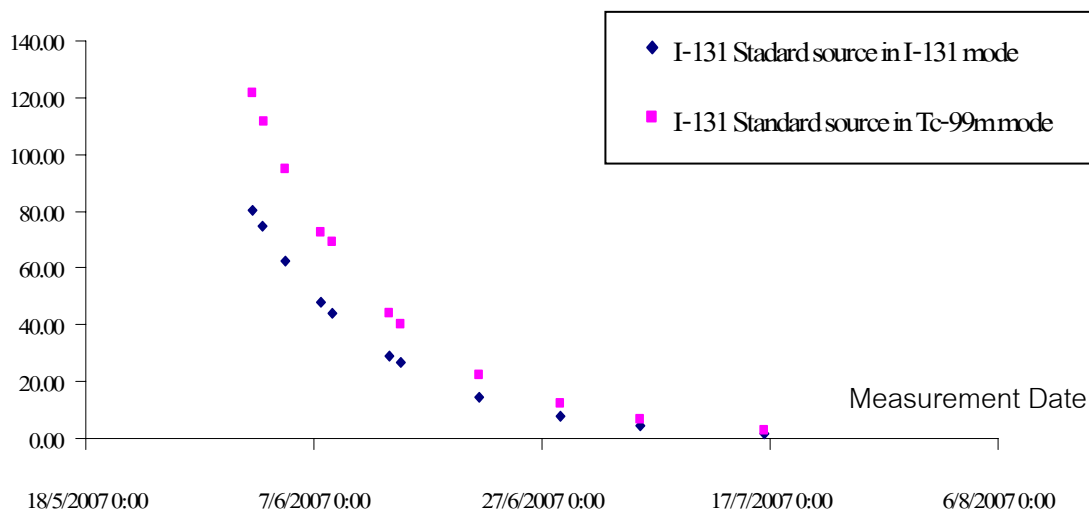
ตารางที่ 4.5 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

ครั้งที่	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi) ,CV=80		ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I (mCi) ,CV=165	
	1	121.50	1/6/2007 15:28	80.30
2	111.76	2/6/2007 15:02	74.92	2/6/2007 11:07
3	94.78	4/6/2007 12:36	62.68	4/6/2007 12:38
4	72.28	7/6/2007 15:26	47.80	7/6/2007 15:28
5	68.97	8/6/2007 15:01	44.30	8/6/2007 15:09
6	43.83	13/6/2007 15:22	28.89	13/6/2007 15:23
7	40.10	14/6/2007 16:06	26.50	14/6/2007 16:07
8	22.30	21/6/2007 13:00	14.73	21/6/2007 13:01
9	12.15	28/6/2007 15:43	8.03	28/6/2007 15:44
10	6.70	5/7/2007 15:43	4.42	5/7/2007 15:40

ตารางที่ 4.5 ผลการอ่านค่าความแรงรังสีที่ลดลงของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I (ต่อ)

ครั้งที่	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi) ,CV=80	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I (mCi) ,CV=165
11	2.68	1.77

Reading Activity(mCi)



รูปที่ 4.7 ความสัมพันธ์แบบฟังก์ชันเอกซ์โพเนนเชียลของค่าความแรงรังสีที่ลดลงในเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B

4. 1.3.2 ความสัมพันธ์ของค่าความแรงรังสีระหว่างโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$

เมื่อได้ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากทั้งสองโหมดแล้ว นำข้อมูลที่ได้มาหาอัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ตามสมการที่ 4.3

$$\text{Ratio of Activity} = \frac{\text{Reading activity}_{^{131}\text{I}}}{\text{Reading activity}_{^{131}\text{I}/^{99\text{m}}\text{Tc}}} \quad \dots\dots\dots(4.3)$$

โตนาคลิเบรเตอร์ ตราสินค้า A

ตารางที่ 4.6 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมด ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

หน่วยงานที่ให้ข้อมูล	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi), CV=36.90	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I (mCi), CV=25.44	Ratio of Activity
โรงพยาบาลกลาง	1.85	3.03	0.61
โรงพยาบาล มหาราชนครราชสีมา	1.91	2.71	0.71

ตารางที่ 4.6 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมด ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I (ต่อ)

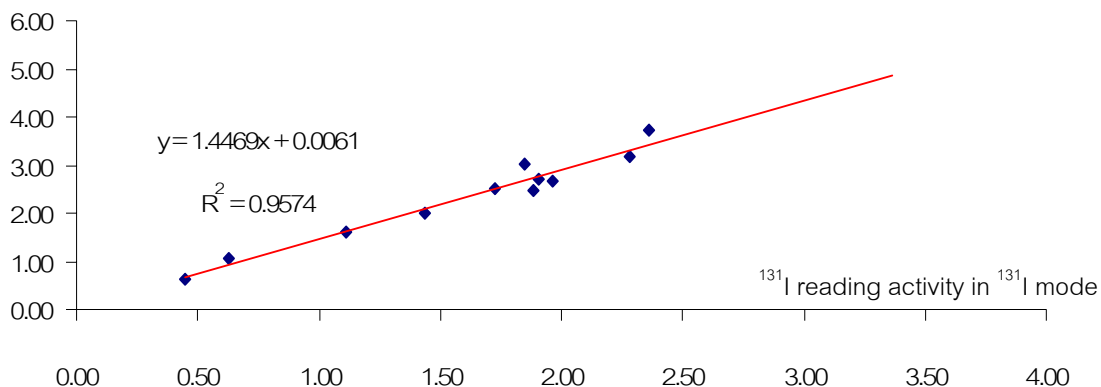
หน่วยงานที่ให้ข้อมูล	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi), CV=36.90	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ จากโหมด ^{131}I (mCi), CV=25.44	Ratio of Activity
โรงพยาบาลรามาริบัติ	2.36	3.73	0.63
ศูนย์มหาวิทยาลัยราชภัฏ ชลบุรี	0.45	0.63	0.72
มหาวิทยาลัยขอนแก่น	2.28	3.17	0.72
โรงพยาบาลวชิรพยาบาล	1.88	2.47	0.76
โรงพยาบาล แพทยพร พิษณุโลก	1.11	1.60	0.69
คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่	1.72	2.51	0.69
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	0.63	1.05	0.60
โรงพยาบาลมหาราชนคร เชียงใหม่ เครื่อง 1	1.44	1.99	0.72
โรงพยาบาลมหาราชนคร เชียงใหม่ เครื่อง 2	1.96	2.65	0.74
ค่าเฉลี่ย อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสี โหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$			0.690

เมื่อนำข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และโหมด ^{131}I มาหาสมการเพื่อเป็นตัวแทนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และโหมด ^{131}I จะเป็นไปตามสมการที่ 4.4

$$y = 1.4469x + 0.0061 \quad \dots\dots\dots(4.4)$$

เมื่อ y คือ ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi)
 X คือ ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด ^{131}I (mCi)

^{131}I reading activity in $^{99\text{m}}\text{Tc}$ mode



รูปที่ 4.8 สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีไอโอดีน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A

โศสคาลิเบรเตอร์ ตราสินค้า B

ตารางที่ 4.7 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีไอโอดีน ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมด ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

หน่วยงานที่ให้ข้อมูล	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi), CV=80.54	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด ^{131}I (mCi), CV=151	Ratio of Activity
โรงพยาบาลศิริราช	1.82	1.35	0.74
โรงพยาบาลมงกุฎเกล้า	0.70	0.50	0.72
X-ray Computer Urupong Co.,Ltd.	0.63	0.46	0.73
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์	2.82	2.08	0.74
โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์	2.49	1.82	0.73
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา	2.58	1.81	0.70
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์	2.77	2.00	0.72
Global Medical Solution Thailand Co., Ltd.	3.00	2.13	0.71
โรงพยาบาลราชวิถี	3.28	2.31	0.71

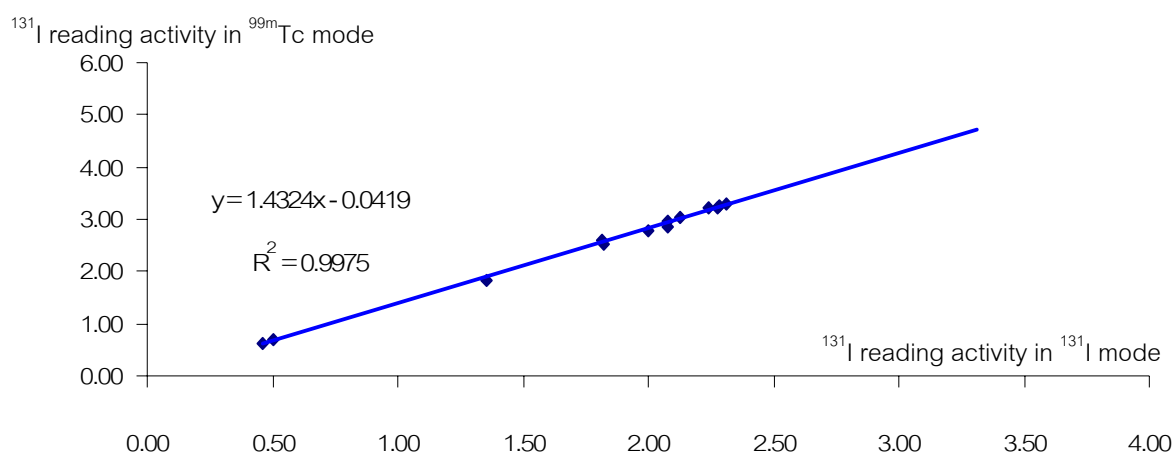
ตารางที่ 4.7 อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B ที่ค่าการสอบเทียบอ้างอิงของทั้งสองโหมด ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I (ต่อ)

หน่วยงานที่ให้ข้อมูล	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi), CV=80.54	ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด ^{131}I (mCi), CV=151	Ratio of Activity
โรงพยาบาลสุราษฎร์ธานี	2.95	2.08	0.71
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (ห้อง HPLC)	3.18	2.24	0.70
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กพ.2 ชั้น1)	3.24	2.28	0.71
สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์ (กพ.3 ชั้น1)	3.22	2.28	0.71
ค่าเฉลี่ย อัตราส่วนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$			0.718

เมื่อนำข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และโหมด ^{131}I จากตารางที่ 4.7 มาหาสมการเพื่อเป็นตัวแทนความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และโหมด ^{131}I จะเป็นไปตามสมการที่ 4.5

$$y = 1.4324x - 0.0419 \quad \dots\dots\dots(4.5)$$

เมื่อ y คือ ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (mCi)
 X คือ ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด ^{131}I (mCi)



รูปที่ 4.9 สมการความสัมพันธ์ระหว่างค่าความแรงรังสีโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ จากเครื่องวัดฯ ตราสินค้า B

4.2 การออกแบบวิธีการสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์ (Calibration Technique)

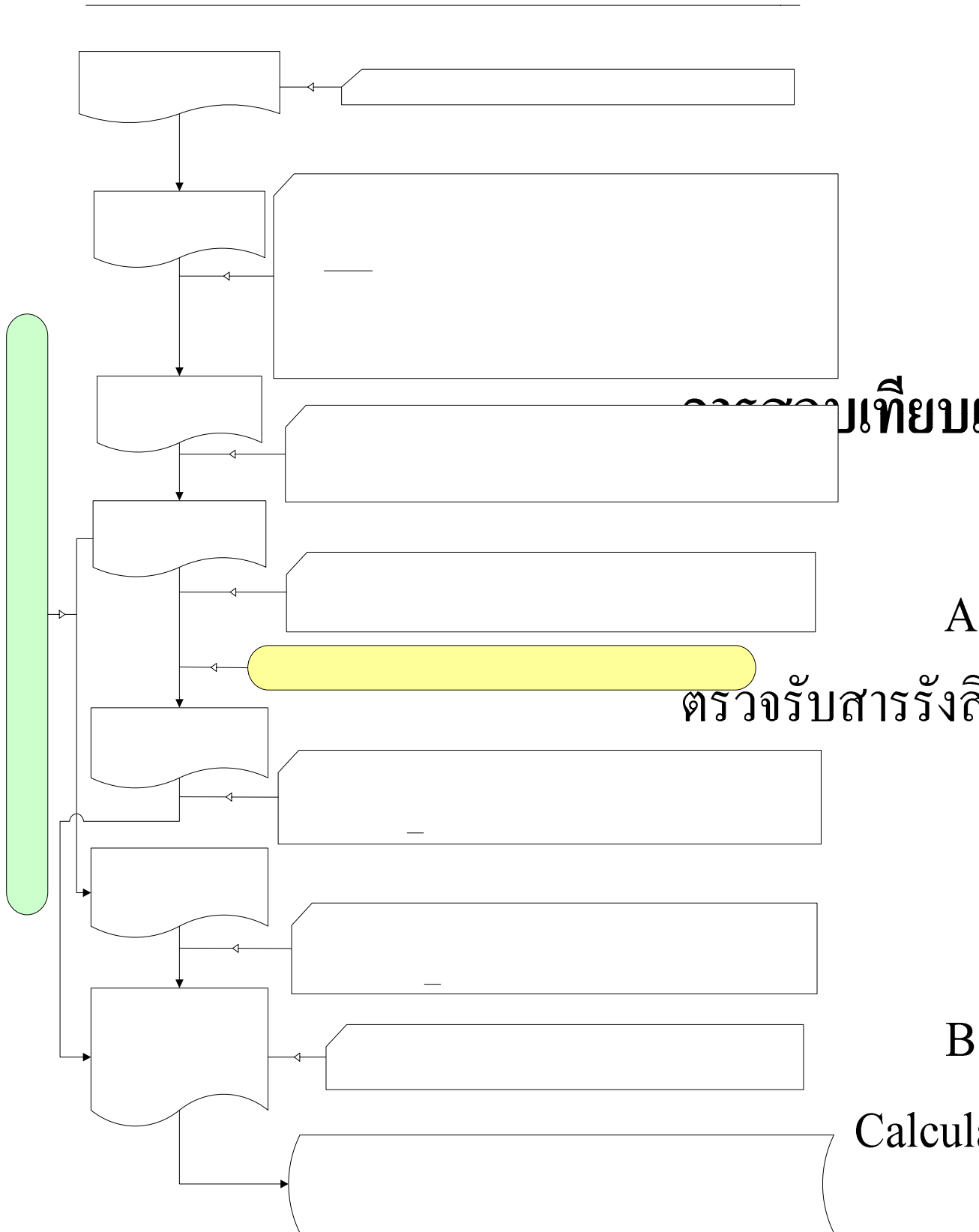
การออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่ใช้สารรังสีมาตรฐานคนละชนิดกับ โหมดการวัด จะอาศัยผลการทดสอบที่กล่าวมาแล้วทั้งหมด ซึ่งสรุปดังตารางที่ 4.8 และขั้นตอน การสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สำหรับตราสินค้า A และ B ไปเป็นตามรูปที่ 4.10 และ 4.11

ตารางที่ 4.8 สรุปผลการทดสอบเพื่อสร้างเงื่อนไขการออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ

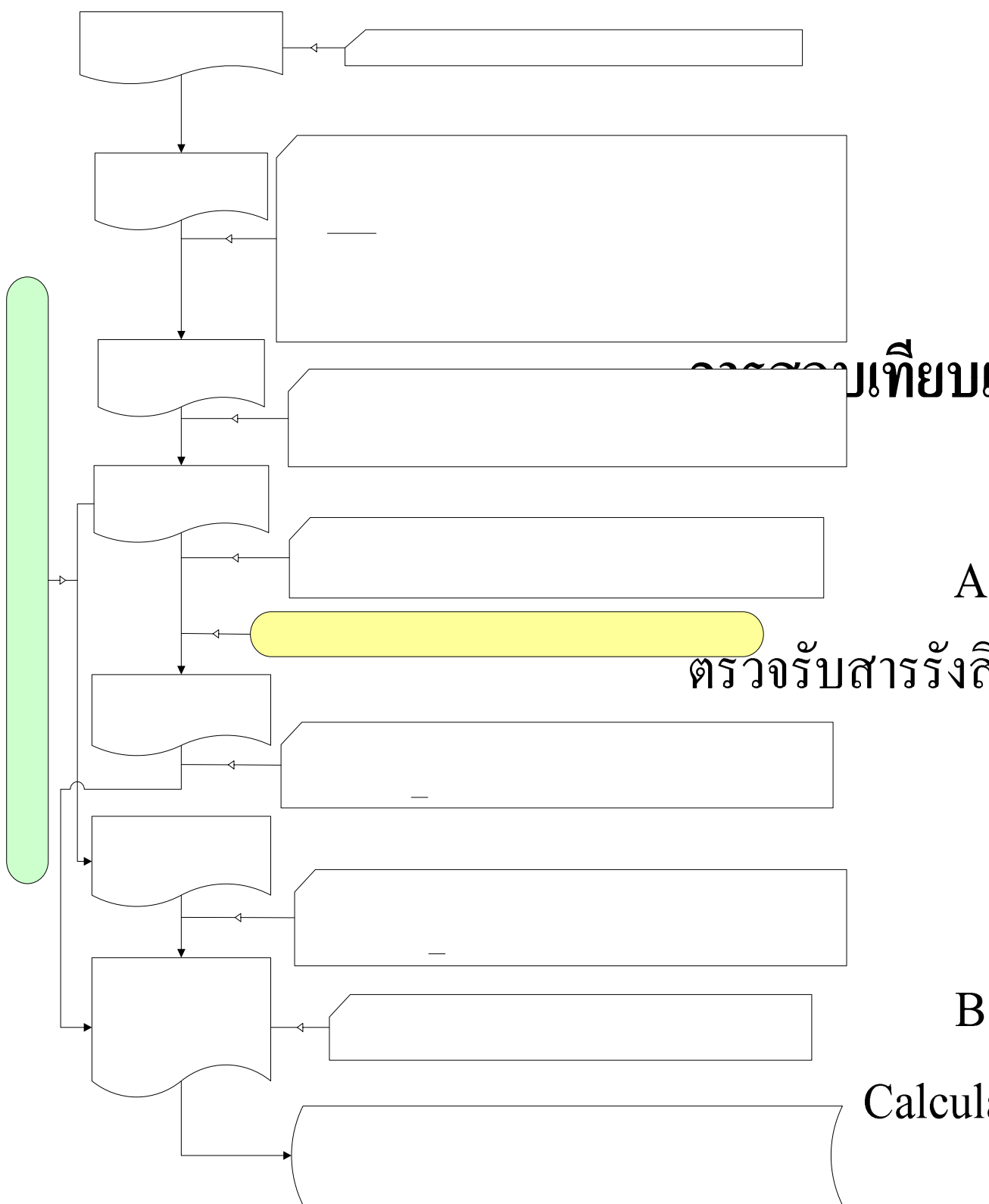
รายการทดสอบ	โดสคาลิเบรเตอร์	
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A	ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B
1. ภาชนะบรรจุ	หลอดแก้ว (Ampoule)	หลอดแก้ว (Ampoule)
2. ตำแหน่งการวัด	Ampoule	Ampoule
3. ระดับความแรงรังสี	โหมด ^{131}I 1.75 – 80 mCi โหมด ^{99m}Tc 2.65 – 120 mCi	โหมด ^{131}I 1.75 – 80 mCi โหมด ^{99m}Tc 2.65 – 120 mCi
4. ค่าการสอบเทียบ อ้างอิง	โหมด ^{131}I 25.44 โหมด ^{99m}Tc 36.90	โหมด ^{131}I 151.00 โหมด ^{99m}Tc 80.54
5. อัตราส่วน ค่าการสอบเทียบ	1.453	1.875
6. สมการ ความสัมพันธ์ ค่าการสอบเทียบ	$CV_{^{99m}\text{Tc}} = CV_{^{131}\text{I}} \times 1.453$ เมื่อ Calibration value _{Tc-99m} คือ ค่าการสอบเทียบในโหมด ^{99m}Tc Calibration value _{I-131} คือค่าการสอบเทียบในโหมด ^{131}I	$CV_{^{99m}\text{Tc}} = CV_{^{131}\text{I}} / 1.875$ เมื่อ Calibration value _{Tc-99m} คือค่าการสอบเทียบในโหมด ^{99m}Tc Calibration value _{I-131} คือค่าการสอบเทียบในโหมด ^{131}I
7. อัตราส่วน ค่าความแรงรังสี	0.690	0.718

ตารางที่ 4.8 สรุปผลการทดสอบเพื่อสร้างเงื่อนไขการออกแบบวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ(ต่อ)

รายการทดสอบ	โดสคาลิเบรเตอร์	
	ตราสินค้า BIODEX หรือ A	ตราสินค้า CAPINTEC หรือ B
8. สมการ ความสัมพันธ์ ค่าความแรงรังสี	$Y_A = 1.4469X_A + 0.0061$ <p>เมื่อ</p> <p>Y_A คือ ความแรงรังสีที่อ่านได้ใน โหมด ^{99m}Tc</p> <p>X_A คือ ความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I</p>	$Y_B = 1.4324X_B - 0.0419$ <p>เมื่อ</p> <p>Y_B คือ ความแรงรังสีที่อ่านได้ใน โหมด ^{99m}Tc</p> <p>X_B คือ ความแรงรังสีที่อ่านได้จาก โหมด ^{131}I</p>



รูปที่ 4.10 ฟังงานขั้นตอนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สำหรับตราสินค้า A



รูปที่ 4.11 ฟังงานขั้นตอนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I สำหรับตราสินค้า B

4.3 การทดสอบโดสคาลิเบรเตอร์ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ (Calibration Technique) และการประเมินผล

4.3.1 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

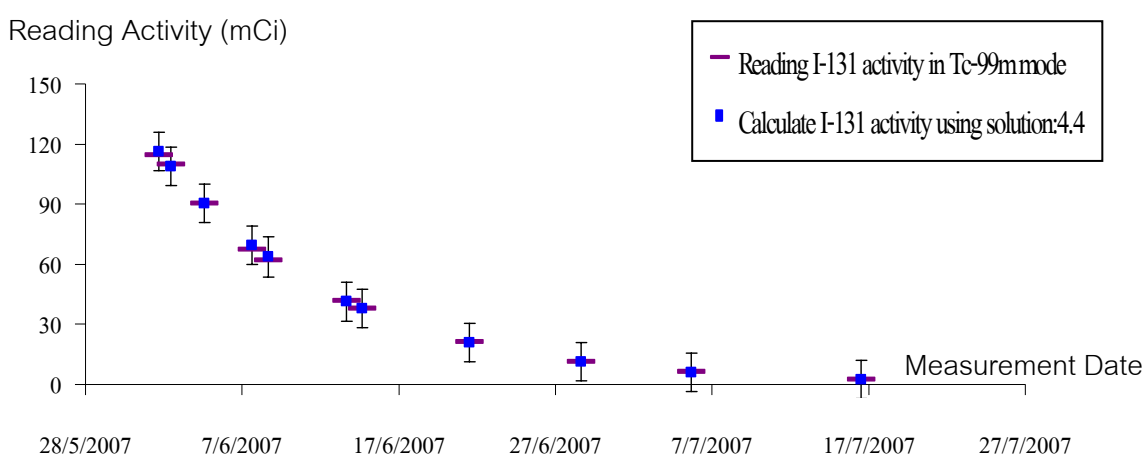
วิธีการทดสอบ

ในการทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์นั้น เริ่มจากการตรวจสอบความคงที่ของเครื่องวัดฯ การสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I (ธงชัย สุก ประเสริฐ, 2548) การสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ตามวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่พัฒนาขึ้นใหม่ ดังรูปที่ 4.10 และ 4.11 เรียงตามตราสินค้า และทดสอบซ้ำเพื่อยืนยันความถูกต้องด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (ธงชัย สุกประเสริฐ, 2549 และ NCRP Report No.58, 1994) ดังตารางที่ 4.9 เรียงตามตราสินค้า

ผลการทดสอบ

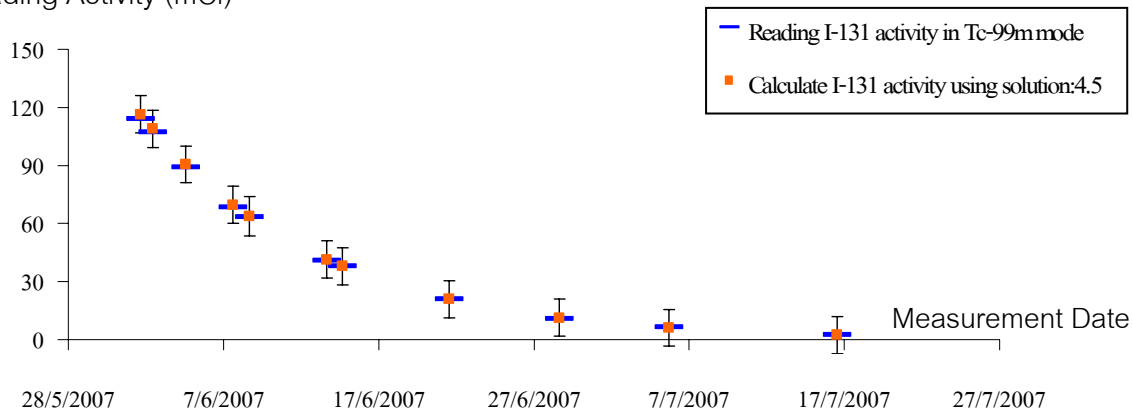
จากรูปที่ 4.12 และ 4.13 พบว่า การสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่ได้ดำเนินการที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ โดยใช้วิธีที่พัฒนาขึ้นใหม่นั้น ค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่อ่านได้ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ หลังจากปรับค่าการสอบเทียบตามสมการที่ 4.2 และ 4.1 เรียงตามตราสินค้า มีความแตกต่างไม่เกินร้อยละ ± 5 จากค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ที่คำนวณตามสมการในรูปที่ 4.8 และ 4.9 เรียงตามตราสินค้า

ผลการทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์



รูปที่ 4.12 ผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ตราสินค้า A ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ ปรากฏว่ามีค่าร้อยละความแตกต่างของความแรงรังสีระหว่างโหมด ^{131}I ที่อ่านได้ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ หลังจากปรับค่าการสอบเทียบตามสมการที่ 4.2 ไม่เกิน $\pm 5\%$

Reading Activity (mCi)



รูปที่ 4.13 ผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ทรานซินค้ำ B ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ ปรากฏว่ามีค่าร้อยละความแตกต่างของความแรงรังสีระหว่างโหมด ^{131}I ที่อ่านได้ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ หลังจากปรับค่าการสอบเทียบตามสมการที่ 4.1 ไม่เกิน $\pm 5\%$

ผลการทดสอบซ้ำเพื่อยืนยันความถูกต้องด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ โดยใช้สารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ปรากฏตามตารางที่ 4.9 กล่าวคือ หลังจากปรับค่าการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ตามสมการที่ 4.2 สำหรับทรานซินค้ำ A และ สมการที่ 4.1 สำหรับทรานซินค้ำ B เครื่องวัดฯ สามารถอ่านค่าความแรงรังสีจากสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ได้ถูกต้อง โดยมีค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (U_E) ไม่เกินร้อยละ ± 10 ตารางที่ 4.9 ผลทดสอบซ้ำด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$

โศสกาลิเบรเตอร์							
ทรานซินค้ำ BIODEX หรือ A				ทรานซินค้ำ CAPINTEC หรือ B			
วันที่ทดสอบ	ความแรงรังสีอ้างอิง (mCi)	ความแรงรังสีที่อ่านได้ (mCi)	ความไม่แน่นอนรวม (U_E)	วันที่ทดสอบ	ความแรงรังสีอ้างอิง (mCi)	ความแรงรังสีที่อ่านได้ (mCi)	ความไม่แน่นอนรวม (U_E)
1/6/2007 15:50	81.54	80.20	3.01	1/6/2007 17:11	81.90	80.94	3.00
1/6/2007 19:33	55.21	52.36	3.00	1/6/2007 19:16	65.01	63.73	3.01
2/6/2007 8:57	11.29	11.25	3.02	2/6/2007 9:35	12.55	12.31	3.00
2/6/2007 13:26	6.76	6.74	3.01	2/6/2007 14:15	7.36	7.22	3.00

4.3.2 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯทั่วไป

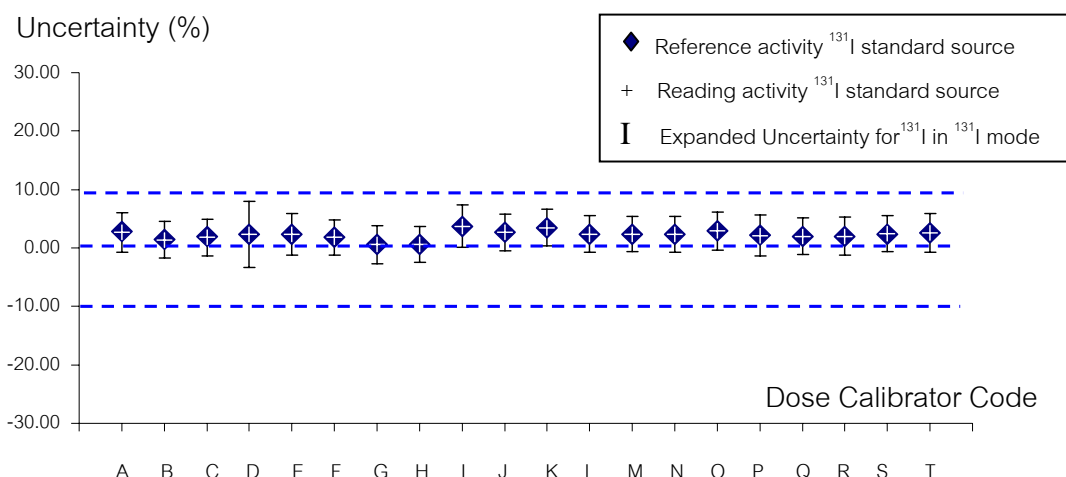
วิธีการทดสอบ

การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯทั่วไปมุ่งเป้าหมายไปที่เครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์จำนวน 27 เครื่องตามหน่วยงานต่างๆ ทั่วประเทศ และให้ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานเป็นผู้ดำเนินการตามวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯที่พัฒนาขึ้น โดยผู้วิจัยได้จัดส่งสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ที่ผ่านการรับรองความแรงรังสีจากห้องปฏิบัติการฯ ไปให้ พร้อมทั้งเอกสารขั้นตอนวิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่ และกำหนดช่วงเวลาในการทำการทดลองให้กับผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงาน โดยก่อนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานจะสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I เสียก่อน ทั้งนี้ขั้นตอนการดำเนินการจะเป็นเช่นเดียวกับขั้นตอนการทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

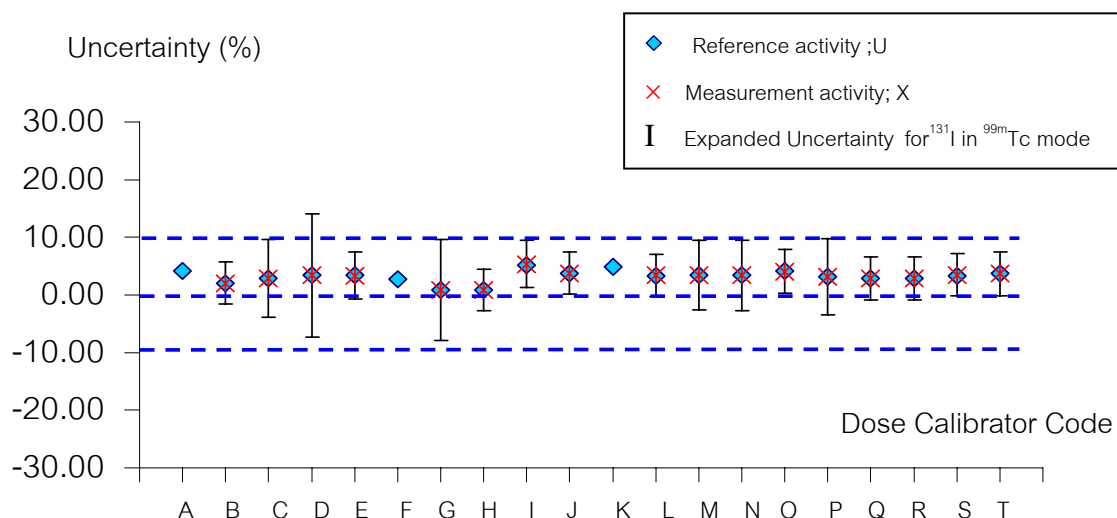
ผลการทดสอบ

จากเครื่องวัดฯ ทั้งหมดมีเพียง 20 เครื่องวัดที่ส่งรายงานกลับมายังห้องปฏิบัติการฯ รูปที่ 4.14 แสดงผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ทั่วไป ในโหมด ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I พบว่าเครื่องวัดฯ รหัส D มีค่าความไม่แน่นอนของการวัดความคงที่ของเครื่องวัดฯ (U_{TypeA}) สูงถึงร้อยละ 2.34 ในขณะที่เครื่องวัดฯ อื่นๆ ไม่เกินร้อยละ 1.00 จึงทำให้ค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (U_E) ของเครื่องวัดฯ นี้สูงกว่าเครื่องวัดฯ อื่น แต่ถึงอย่างไรค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (U_E) ของเครื่องวัดฯ ทุกเครื่อง นั้นไม่เกินร้อยละ ± 10 สำหรับ รูปที่ 4.15 พบว่า มีเครื่องวัดฯ จำนวน 3 เครื่องที่ไม่มีผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพราะประสบปัญหาความไม่เข้าใจในวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่พัฒนาขึ้นใหม่ และมีบางราย ที่มีค่าความไม่แน่นอนของการวัดเกินร้อยละ ± 10 คือเครื่องวัดฯ รหัส D ซึ่งเป็นผลมาจากความไม่คงที่ของเครื่องวัดฯ นั้น และสอดคล้องกับผลการทดสอบตามรูปที่ 4.14

การสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I จำเป็นต้องรักษาความคงที่ของเครื่องวัดฯ ไว้เป็นอย่างดี และก่อนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ด้วยวิธีการดังกล่าว ยังจำเป็นต้องทำการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ให้สามารถอ่านค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ได้ถูกต้องและแม่นยำ จึงจะทำให้ผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I นั้นมีความถูกต้องและแม่นยำเช่นเดียวกัน



รูปที่ 4.14 แสดงผลการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์โหมด ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ในเครื่องวัดฯ จำนวน 20 เครื่องวัด



รูปที่ 4.15 ผลการสอบเทียบโดสคาไลเบรเตอร์โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I จำนวน 17 เครื่องวัด และอีก 3 เครื่องวัด ที่ไม่ได้รายงานผลเนื่องจากความไม่เข้าใจในวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่พัฒนาขึ้นใหม่ และเครื่องวัดฯ รหัส D มีค่าความไม่แน่นอนของการวัดเกินร้อยละ ± 10 ซึ่งเป็นผลมาจากความไม่คงที่ของเครื่องวัดฯ

4.3.3 การประเมินผล

วิธีการประเมินผลที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เลือกใช้การประเมินจากค่าร้อยละของความแตกต่าง (%Difference) (Barry N.Taylor, 1994) และค่าความไม่แน่นอนของการวัด (Uncertainty; U) (L'Annunziata, 2003) ซึ่งจะใช้กับการทดสอบทั้งสองเงื่อนไขดังกล่าวข้างต้น

4.3.3.1 ค่าร้อยละของความแตกต่าง (% Difference)

$$\% \text{ Difference} = \frac{|X - U|}{U} \times 100 \quad \dots\dots\dots (4.6)$$

เมื่อ % Difference คือ ร้อยละของความแตกต่างของค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากเครื่องวัดฯของหน่วยงานเทียบกับกับค่าอ้างอิงจากห้องปฏิบัติการฯ

X คือ ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากเครื่องวัดฯ (Measurement Activity)

U คือ ค่าอ้างอิงจากห้องปฏิบัติการฯ (Reference Activity)

4.3.3.2 ค่าความไม่แน่นอนของการวัด (Uncertainty; U)

สำหรับการประเมินผลความไม่แน่นอนของการวัด ทำโดยการคำนวณตามกฎของ Law of propagation of uncertainty (root – sum – of squares) ตามขั้นตอนดังนี้

U_{TypeA} (**k=1, ระดับความเชื่อมั่น 68%**)

U_{TypeA} หมายถึง ค่าความไม่แน่นอนของการวัดที่เกิดจากปัจจัยของการทดลอง

โดยที่
$$U_{\text{TypeA}} = \frac{(T_v \times SD)}{\sqrt{n}} \quad \dots\dots\dots (4.7)$$

T_v คือ ค่า T distribution ลำดับที่ v (v = n-1)

SD คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation)

n คือ จำนวนครั้งที่ทำการทดลอง

และ
$$\% U_{\text{TypeA}} = \frac{U_{\text{TypeA}}}{\text{Average of Reading Activity} \times 100} \quad \dots\dots\dots (4.8)$$

U_{TypeB} (**k=1, ระดับความเชื่อมั่น 68%**)

U_{TypeB} หมายถึง ค่าความไม่แน่นอนของการวัดที่เกิดจากปัจจัยของอุปกรณ์หรือเครื่องมือ ซึ่งการทดลองนี้เลือกเพียงปัจจัยเดียว คือ ค่าความไม่แน่นอนของสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

โดยที่
$$\% U_{\text{TypeB}} = \frac{U_E \text{ of } ^{131}\text{I standard source}}{2} \quad \dots\dots\dots (4.9)$$

Combine Uncertainty; U_C (k=1, ระดับความเชื่อมั่น 68%)

U_C หมายถึง ค่าความไม่แน่นอนรวมของการวัด คำนวณจากผลรวมของ U_{TypeA}

และ U_{TypeB} โดยที่

$$\text{Combine Uncertainty; } U_C = \sqrt{\sum_{i=1}^n U_{TypeA}^2 + \sum_{i=1}^n U_{TypeB}^2} \quad \dots\dots(4.10)$$

Expanded Uncertainty; U_E ($k=2$, ระดับความเชื่อมั่น 95%)

U_E หมายถึง ค่าความไม่แน่นอนขยายของการวัด คำนวณจากจำนวนสองเท่าของ U_C โดยที่

$$\text{Expanded Uncertainty; } U_E = U_C \times 2 \quad \dots\dots\dots(4.11)$$

ตารางที่ 4.10 สรุปผลค่าร้อยละของความแตกต่าง (% Difference)

ลำดับ ที่	รหัส โศกคาลิ เบรเตอร์	รหัสสาร รังสี มาตรฐาน ^{131}I	ตราสินค้า	ค่าร้อยละของความแตกต่าง (% Difference)	
				^{131}I ในโหมด ^{131}I	^{131}I ในโหมด ^{99m}Tc
1	A	029 /08	AtomLab 100	7.38	-
2	B	027 /08	CRC-15R	1.79	1.74
3	C	025 /08	AtomLab 100+	10.82	1.90
4	D	026 /08	AtomLab 200	0.36	0.39
5	E	026 /08	CRC-15R	3.18	0.82
6	F	028 /08	AtomLab 100+	0.11	-
7	G	023 /08	AtomLab 200	8.57	5.36
8	H	023 /08	CRC-15R	0.77	5.36
9	I	021 /08	CRC-12	1.55	2.19
10	J	018 /08	CRC-15 β	0.44	0.25
11	K	020 /08	CRC-15R	2.81	-
12	L	022 /08	CRC-15R	0.07	1.37
13	M	010 /08	AtomLab 200	0.06	0.05
14	N	010 /08	AtomLab 200	0.19	0.04
15	O	014 /08	CRC-15R	0.73	1.05
16	P	016 /08	AtomLab 100	2.86	2.55
17	Q	012 /08	CRC-15R	0.46	0.64
18	R	012 /08	CRC-15R	0.32	0.81

ตารางที่ 4.10 สรุปผลค่าร้อยละของความแตกต่าง (% Difference) (ต่อ)

ลำดับ ที่	รหัส โคสคาลิ เบรเตอร์	รหัสสาร รังสี มาตรฐาน ^{131}I	ตราสินค้า	ค่าร้อยละของความแตกต่าง (% Difference)	
				^{131}I ในโหมด ^{131}I	^{131}I ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
19	S	008 /08	CRC-15R	8.50	8.34
20	T	013 /08	CRC-15R	0.27	0.33

ตารางที่ 4.11 สรุปผลค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (U_E)

ลำดับ ที่	รหัส โคสคาลิ เบรเตอร์	รหัสสาร รังสี มาตรฐาน ^{131}I	ตราสินค้า	ค่าความไม่แน่นอนของการวัด ขยาย (U_E)	
				^{131}I ในโหมด ^{131}I	^{131}I ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
1	A	029 /08	AtomLab 100	3.42	9.65
2	B	027 /08	CRC-15R	3.12	3.66
3	C	025 /08	AtomLab 100+	3.14	9.56
4	D	026 /08	AtomLab 200	5.69	10.68
5	E	026 /08	CRC-15R	3.54	4.09
6	F	028 /08	AtomLab 100+	3.02	9.52
7	G	023 /08	AtomLab 200	3.28	9.60
8	H	023 /08	CRC-15R	3.05	3.60
9	I	021 /08	CRC-12	3.61	4.09
10	J	018 /08	CRC-15 β	3.11	3.65
11	K	020 /08	CRC-15R	3.10	3.64
12	L	022 /08	CRC-15R	3.11	3.66
13	M	010 /08	AtomLab 200	3.06	9.53
14	N	010 /08	AtomLab 200	3.04	9.53
15	O	014 /08	CRC-15R	3.26	3.78
16	P	016 /08	AtomLab 100	3.56	9.70
17	Q	012 /08	CRC-15R	3.14	3.71

ตารางที่ 4.11 สรุปผลค่าความไม่แน่นอนของการวัดขยาย (U_E) (ต่อ)

ลำดับ ที่	รหัส โคสคาติ เบรเตอร์	รหัสสาร รังสี มาตรฐาน ^{131}I	ตราสินค้า	ค่าความไม่แน่นอนของการวัด ขยาย (U_E)	
				^{131}I ในโหมด ^{131}I	^{131}I ในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$
18	R	012 /08	CRC-15R	3.24	3.78
19	S	008 /08	CRC-15R	3.07	3.62
20	T	013 /08	CRC-15R	3.28	3.81

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

สรุปผลการวิจัยและอภิปรายผลการวิจัย

5.1 การวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อพัฒนาวิธีการสอบเทียบ

โดยปกติแล้วการสอบเทียบเครื่องวัดฯ นั้น ห้องปฏิบัติการฯ จะใช้การสอบเทียบโดยตรง กล่าวคือ จะเลือกสารรังสีให้ตรงกับโหมดที่ต้องการสอบเทียบ แต่สำหรับงานวิจัยชิ้นนี้นั้น วัตถุประสงค์สำคัญคือ การสอบเทียบเครื่องวัดฯ แบบต่างโหมดหรือก็คือการใช้สารรังสีชนิดอื่นที่ไม่ตรงกับโหมดที่ต้องการสอบเทียบ และทดสอบความถูกต้องแม่นยำของค่าการสอบเทียบและค่าความแรงรังสีที่อ่านได้

เพื่อให้บรรลุวัตถุประสงค์ จึงจำเป็นต้องลดปัจจัยเสี่ยงที่จะทำให้ความถูกต้องแม่นยำลดลง เช่น ภาชนะบรรจุ ตำแหน่งการวัดที่เหมาะสม ความสัมพันธ์ของค่าความแรงรังสีและค่าการสอบเทียบระหว่างโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ เป็นต้น ซึ่งเงื่อนไขที่เหมาะสมสำหรับปัจจัยดังกล่าวจะช่วยลดความเสี่ยงของความผิดพลาดที่จะเกิดขึ้นได้

จากผลการทดสอบสรุปได้ว่า วิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่นี้ ควรอยู่ภายใต้เงื่อนไขดังนี้

1. สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I บรรจุในภาชนะแบบหลอดแก้ว (Ampoule)
2. ตำแหน่งการวัด เป็นตำแหน่ง Ampoule
3. ความแรงรังสีที่ใช้ สามารถใช้ได้ตั้งแต่ 1.75 – 80 mCi แต่ทั้งนี้ต้องเลือกใช้ความแรงรังสีภายใต้ข้อกำหนดของหีบห่อการขนส่งวัสดุกัมมันตรังสี คือ 1.89 mCi
4. ความสัมพันธ์ของค่าความแรงรังสีระหว่างโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ เป็นไปตามอัตราส่วนความแรงรังสี ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.690 สำหรับตราสินค้า A และ 0.718 สำหรับตราสินค้า B
5. ความสัมพันธ์ของค่าการสอบเทียบระหว่างโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ มีค่าเท่ากับ 1.453 สำหรับตราสินค้า A และ 1.875 สำหรับตราสินค้า B

ถึงแม้ว่าสารรังสีแต่ละชนิดจะตอบสนองต่อหัววัดต่างกัน เพราะระดับพลังงานที่ต่างกัน แต่งานวิจัยนี้ใช้อัตราส่วนระหว่างทั้งสองโหมดเพื่อแก้ไขปัญหาดังกล่าว นอกจากนี้แล้วการตอบสนองของหัววัดที่ต่างกัน ยังทำให้ค่าการสอบเทียบและค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ของทั้งสองโหมคนั้นไม่เท่ากัน ดังนั้นการค้นหาเงื่อนไขที่ใช้สำหรับอ้างอิงจึงแสดงในรูปของอัตราส่วนเช่นเดียวกัน ดังตารางสรุปที่ 4.8

โดยปกติแล้วค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากเครื่องวัดฯ ได้มาจากค่าความแรงรังสีจริงของสารรังสีคูณกับค่าการสอบเทียบของโหมคนั้นๆ หากนำไปตั้งเป็นสมการจะเป็นไปตามสมการที่ 5.1 และ 5.2

$$\text{Reading Activity}_{131I} = CV_{131I} \times \text{Real Activity}_{131I} \quad \dots\dots\dots(5.1)$$

$$\text{Reading Activity}_{131I/99mTc} = CV_{99mTc} \times \text{Real Activity}_{131I} \quad \dots\dots\dots(5.2)$$

ซึ่งจะเห็นได้ว่า ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จะแปรผันตามปัจจัยสองตัวคือ ค่าการสอบเทียบของโหมคนั้นๆ และค่าความแรงรังสีจริงของสารรังสีนั้นๆ ดังนั้น หากต้องการทราบค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมค ^{99m}Tc เมื่อใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ($\text{Reading Activity}_{131I/99mTc}$) ก็สามารถหาได้จากอัตราส่วนของค่าการสอบเทียบและอัตราส่วนของค่าความแรงรังสีจากทั้งสองโหมค ประกอบกัน ดังนี้

$$\text{Ratio of CV} = \frac{CV_{131I}}{CV_{99mTc}} \quad \dots\dots\dots(5.3)$$

อัตราส่วนของค่าการสอบเทียบคำนวณจากการนำข้อมูลค่าการสอบเทียบโหมค ^{131}I และ ^{99m}Tc ที่ห้องปฏิบัติการฯ เก็บรวบรวมไว้ เมื่อได้อัตราส่วนนี้แล้วสามารถนำไปคำนวณค่าการสอบเทียบโหมค ^{99m}Tc ให้กับเครื่องวัดฯ อื่นๆ แต่จะถูกต้องหรือไม่ขึ้นอยู่กับค่าการสอบเทียบโหมค ^{131}I ว่าถูกต้องเพียงใด และการทำให้ค่าการสอบเทียบโหมค ^{131}I มีความถูกต้องก็จะขึ้นอยู่กับ การสอบเทียบในโหมค ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ซึ่งผู้ดูแลเครื่องวัดฯ จะต้องดำเนินการให้มีความถูกต้องแม่นยำ มีค่าร้อยละความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 1 และมีค่าความไม่แน่นอนของการวัดไม่เกินร้อยละ 10

$$\text{Ratio of Activity} = \frac{\text{Reading activity}_{131I}}{\text{Reading activity}_{131I/99mTc}} \quad \dots\dots\dots(5.4)$$

อัตราส่วนค่าความแรงรังสีคำนวณจากข้อมูลค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมค ^{131}I และ ^{99m}Tc ที่ห้องปฏิบัติการฯ เก็บรวบรวมไว้เช่นกัน และทดสอบเพิ่มเติมที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ด้วยค่าอัตราส่วนนี้จะช่วยในการตรวจสอบผลค่าการสอบเทียบโหมค ^{99m}Tc กล่าวคือ เมื่อมีการปรับค่าการสอบเทียบโหมค ^{99m}Tc ให้เป็นไปตามสมการที่ 5.3 แล้ว ค่าความแรงรังสีที่อ่านได้ในโหมค ^{99m}Tc เมื่อวัดด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I ($\text{Reading Activity}_{131I/99mTc}$) จะต้องมีค่าเป็นไปตามสมการที่ 5.4

5.2 การออกแบบวิธีการสอบเทียบโดสคาลิเบรเตอร์ (Calibration Technique)

ผู้วิจัยได้ออกแบบวิธีการสอบเทียบภายใต้เงื่อนไขในข้อ 5.1 การตรวจสอบความคงที่ของเครื่องวัดฯ และอาศัยหลักการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I ซึ่งเครื่องวัดฯ นั้น จะต้องผ่านการสอบเทียบวิธีนี้ก่อนจึงจะสามารถสอบเทียบในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ได้ นอกจากนี้ในวิธีการที่ออกแบบยังได้บรรจุวิธีการตรวจสอบผลค่าการสอบเทียบและค่าความแรงรังสีในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ในเบื้องต้นไว้ให้กับผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานได้ตรวจสอบด้วยตนเองก่อนส่งผลมายังห้องปฏิบัติการฯ

แต่วิธีการที่ออกแบบและพัฒนาขึ้นนี้ มีข้อจำกัดคือ ผู้นำไปใช้จะต้องทราบขั้นตอนการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I ขั้นตอนการปรับค่าการสอบเทียบของเครื่องวัดฯ ให้สามารถอ่านค่าความแรงรังสีได้ถูกต้อง ซึ่งเครื่องวัดฯ ทั้งสองตราสินค้านั้นก็มีการปรับค่าการสอบเทียบที่แตกต่างกันออกไป นอกจากนี้แล้วผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ส่วนใหญ่ก็คือผู้ใช้งานเครื่องวัดฯ ไม่ใช่ผู้ที่มีความชำนาญในการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ดังนั้นผู้วิจัยจึงมีความกังวลเกี่ยวกับขั้นตอนการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นนั้นจะยุ่งยากเกินไปสำหรับบุคคลกลุ่มนี้

5.3 การทดสอบโดสคาลิเบรเตอร์ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่ (Calibration Technique)

และการประเมินผล

5.3.1 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

การทดสอบกับเครื่องวัดฯ ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ด้วยวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่นั้นดำเนินการโดยผู้วิจัยเอง เริ่มจากการตรวจสอบความพร้อมของเครื่องวัดฯ และสภาพแวดล้อมโดยรอบด้วยสายตา จากนั้นตรวจสอบความคงที่ของเครื่องวัดฯ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{137}Cs (^{137}Cs Check source) ประจำหน่วยงาน สอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I โดยมีข้อจำกัดว่า ค่าร้อยละความแตกต่างของค่าความแรงรังสีต้องไม่เกินร้อยละ ± 1 และค่าความไม่แน่นอนของการวัดต้องไม่เกินร้อยละ ± 5 เมื่อเป็นไปตามเงื่อนไขแล้วจึงดำเนินการสอบเทียบในโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยการใช้สารรังสีมาตรฐาน ^{131}I แทนสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ การทดสอบด้วยวิธีการนี้จะอาศัยสมการที่ 5.3 ช่วยในการหาค่าการสอบเทียบของโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ และตรวจสอบค่าความแรงรังสีที่อ่านได้จากโหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสมการที่ 5.4 แต่ทั้งนี้การดำเนินการทั้งหมดจะต้องมีค่าร้อยละความแตกต่างของค่าความแรงรังสีต้องไม่เกินร้อยละ ± 5 และค่าความไม่แน่นอนของการวัดต้องไม่เกินร้อยละ ± 10 สุดท้ายทดสอบซ้ำด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โหมด $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ด้วยสารรังสีมาตรฐาน $^{99\text{m}}\text{Tc}$ เพื่อตรวจสอบค่าการสอบเทียบที่ปรับค่าตามสมการที่ 5.3 ว่าสามารถทำให้เครื่องวัดฯ แสดงค่าความแรงรังสีได้ถูกต้องตามใบรับรองสารรังสีมาตรฐาน (Source Certificate) หรือไม่

การดำเนินการทั้งหมดกระทำกับทั้งสองตราสินค้า ซึ่งผลที่ได้ถึงแม้มีความแตกต่างกัน แต่ไม่เกินเงื่อนไขที่ห้องปฏิบัติการฯ กำหนดไว้ แต่การทดสอบกับเครื่องวัดฯ ทั้งสองตราสินค้า ยังมีบางส่วนที่แตกต่างกันคือ การปรับและบันทึกค่าการสอบเทียบของโหมดแต่ละโหมด ซึ่งมีขั้นตอนต่างกันโดยสิ้นเชิง อาจเป็นเพราะลักษณะของแต่ละตราสินค้า คู่มือการปรับและบันทึกค่าการสอบเทียบของเครื่องวัดฯ แต่ละตราสินค้าได้ในภาคผนวก ก-2

5.3.2 การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ทั่วไป

การทดสอบวิธีการที่พัฒนาขึ้นใหม่กับเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ต่างๆ ที่ตั้งอยู่ทั่วประเทศนั้น ได้ให้เวลาทดสอบประมาณ 1 สัปดาห์ และคำนวณผลอีก 2 สัปดาห์ ก่อนส่งผลให้กับห้องปฏิบัติการฯ สำหรับขั้นตอนที่แต่ละหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ดำเนินการ จะเหมือนกับที่ผู้วิจัยดำเนินการที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ แต่ไม่ต้องทดสอบซ้ำด้วยการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{99m}Tc ด้วยสารรังสีมาตรฐาน ^{99m}Tc

ผลการทดสอบพบว่า เครื่องวัดฯ ที่เข้าร่วมทดสอบร้อยละ 95 หรือ 19 เครื่อง ยกเว้นรหัส C มีค่าร้อยละความแตกต่างของความแรงรังสีไม่เกินร้อยละ ± 10 และเครื่องวัดปริมาณรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่เข้าร่วมทดสอบร้อยละ 5 หรือ 1 เครื่อง (รหัส D) มีค่าความไม่แน่นอนของการสอบเทียบเกินร้อยละ ± 10 ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95 ดังนั้นจากผลที่หน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ส่งกลับมา รวมทั้งจำนวนรายงานที่กลับมายังห้องปฏิบัติการฯ และการโทรสอบถามระหว่างการดำเนินการทดสอบ มีหลายหน่วยงานที่ไม่เข้าใจวิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่ที่ห้องปฏิบัติการฯ จัดส่งให้ จึงทำให้ไม่ส่งผลการสอบเทียบและมีความผิดพลาดในข้อมูลที่จัดส่งกลับมาหลายจุด เช่น ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานบางแห่งไม่สามารถสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I ให้มีค่าร้อยละความแตกต่างของค่าความแรงรังสีไม่เกินร้อยละ ± 1 และค่าความไม่แน่นอนของการวัดต้องไม่เกินร้อยละ ± 5 ได้ หรือคำนวณความแรงรังสี ณ วันที่สอบเทียบผิดพลาด จำนวนค่าการสอบเทียบโหมด ^{99m}Tc ผิดพลาด และการคำนวณค่าความแรงรังสีในโหมด ^{99m}Tc ผิดพลาด นอกจากนี้แล้วยังมีปัจจัยอื่นๆ ได้แก่ การที่หน่วยงานต่างๆ เปลี่ยนผู้ดูแลเครื่องวัดฯ โดยมีได้แจ้งล่วงหน้าและส่งต่องานอย่างละเอียด ซึ่งส่งผลอย่างมากต่อการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมด ^{131}I

นอกจากนี้แล้ว การใช้ภาชนะบรรจุแบบหลอดแก้ว วัดในตำแหน่ง Ampoule ซึ่งมีค่าร้อยละความแตกต่างอยู่ในช่วงบวก จะทำให้ความไม่แน่นอนของการวัด (U_E) อยู่ในด้านบวกทั้งหมด ลักษณะทางกายภาพของภาชนะบรรจุที่แตกต่างกัน เช่น ความหนาของแก้วที่ใช้ทำหลอดแก้วกับขวดแก้ว ยังทำให้ค่าความไม่แน่นอนของการวัด (U_E) แตกต่างกัน และวิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่นี้ ถึงแม้จะทำให้ประหยัดค่าใช้จ่ายและเวลาในการสอบเทียบแต่จะส่งผล

ให้ค่าความไม่แน่นอนของการวัด(U_E) มีค่ามากกว่าการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โดยการใช้สารรังสีมาตรฐานที่ตรงกับโหมคนั้นๆ

5.4 ข้อเสนอแนะ

ถึงแม้ว่าผลการสอบเทียบเครื่องวัดฯ โดยรวมจะเป็นที่น่าพอใจ เครื่องวัดฯ ส่วนใหญ่ผ่านการสอบเทียบทั้งในโหมด ^{131}I และ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ประจำหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ประมาณร้อยละ 80 สามารถปฏิบัติตามได้ถูกต้อง แต่ยังมีส่วนที่บกพร่องอีกมากมายไม่ว่าจะเป็นการแก้ปัญหาเกี่ยวกับความไม่เข้าใจในขั้นตอนของวิธีการสอบเทียบที่พัฒนาขึ้นใหม่ ซึ่งส่งผลให้ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ตัดสินใจไม่ส่งรายงานผลกลับมายังห้องปฏิบัติการฯ รวมทั้งปัญหาอื่นๆ ตามมา

เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว นอกจากจะต้องให้ความรู้ทั้งภาคทฤษฎีและภาคปฏิบัติกับผู้ดูแลเครื่องวัดฯ ทั้งคนใหม่และคนเก่าแล้ว ทางด้านห้องปฏิบัติการฯ คงต้องพัฒนาวิธีการสอบเทียบให้สามารถเข้าใจได้ง่ายขึ้น มีรูปภาพประกอบ อาจมีโปรแกรมการคำนวณผลและโปรแกรมการประเมินผลการสอบเทียบส่งไปพร้อมกับสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I เพื่อให้ผู้ดูแลเครื่องวัดฯ สามารถประเมินผลการสอบเทียบด้วยตนเองได้ในเบื้องต้น และสามารถเข้าใจวิธีการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ที่พัฒนาขึ้นใหม่นี้ได้มากขึ้นด้วย

นอกจากนี้แล้ว เพื่อให้เป็นประโยชน์อย่างต่อเนื่อง ห้องปฏิบัติการฯ ควรมีการถ่ายทอดเทคนิคนี้ไปใช้กับการสอบเทียบเครื่องวัดฯ ในโหมดอื่นๆ ที่นิยมใช้งานตามหน่วยงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ต่างๆ เช่น โหมด ^{153}Sm และ ^{18}F ซึ่งเป็นโหมดที่นิยมใช้งานอย่างมากในเครื่องวัดฯ สำหรับงาน PET Scan

รายการอ้างอิง

- [1] Akira Iwahara, and others. Intercomparison of ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ activity measurements in Brazilian nuclear medicine services. Applied Radiation and Isotopes, 2001: 489-496.
- [2] ชงชัย สุกประเสริฐ. การเปรียบเทียบเครื่องวัดโดสคาลิเบรเตอร์ด้วยไอโอดีน-131 ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของประเทศไทย. สมาคมเวชศาสตร์นิวเคลียร์แห่งประเทศไทย, 2003
- [3] สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ. พปส.10 มาตรการขนส่งวัสดุกัมมันตรังสีและกากกัมมันตรังสีราชกิจจานุเบกษา ฉบับประกาศทั่วไป. เล่มที่ 120. ตอนพิเศษ 82ง. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์ตราสิน , 1982
- [4] ไพฑูรย์ วรรณพงษ์. หัววัดรังสี ระบบวัดรังสีและสถิติการนับวัดรังสี. กรุงเทพมหานคร : โรงพิมพ์คุรุสภาลาดพร้าว, 2003
- [5] สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ. การป้องกันอันตรายจากรังสี ระดับ 2. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์คุรุสภา, ๒๕๔๖
- [6] ภavana ภูสุวรรณ. Radiation Safety Management in Nuclear Medicine. สมาคมเวชศาสตร์นิวเคลียร์แห่งประเทศไทย. กรุงเทพมหานคร : พี.เอ.ลีฟวิ่ง , 2006
- [7] นภาพงษ์ พงษ์นภางค์. Assessing performances of the AtomLab 200 Dose calibrator วิทยานิพนธ์ปริญญาโทบริหารบัณฑิต ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล , 1996
- [8] ชงชัย สุกประเสริฐ. คู่มือการสอบเทียบเครื่องวัดโดสคาลิเบรเตอร์ประจำห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี. , 2004
- [9] Capintec. Radioisotope Calibrator Owner's manual, Capintec, Inc. USA., 1983;6:78-80.

บรรณานุกรม

- [1] ชงชัย สุดประเสริฐ. การเปรียบเทียบเครื่องวัดโคสคาติเบรเตอร์ด้วยไอโอดีน-131 ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของประเทศไทย. สมาคมเวชศาสตร์นิวเคลียร์แห่งประเทศไทย, 2003
- [2] ชงชัย สุดประเสริฐ. คู่มือการสอบเทียบเครื่องวัดโคสคาติเบรเตอร์ประจำห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี, 2004
- [3] นภาพงษ์ พงษ์นภางค์. Assessing performances of the AtomLab 200 Dose calibrator วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล, 1996
- [4] ภาวนา ภูสุวรรณ. Radiation Safety Management in Nuclear Medicine. สมาคมเวชศาสตร์นิวเคลียร์แห่งประเทศไทย. กรุงเทพมหานคร : บริษัท พี.เอ.ลีฟวิ่ง จำกัด, 2006
- [5] ไพฑูรย์ วรรณพงษ์. หัววัดรังสี ระบบวัดรังสีและสถิติการนับวัดรังสี. กรุงเทพมหานคร : โรงพิมพ์คุรุสภาลาดพร้าว, 2003
- [6] สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ. การป้องกันอันตรายจากรังสี ระดับ 2. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์คุรุสภา, ๒๕๔๖
- [7] สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ. พปส.10 มาตรการขนส่งวัสดุกัมมันตรังสีและกากกัมมันตรังสีราชกิจจานุเบกษา ฉบับประกาศทั่วไป. เล่มที่ 120. ตอนพิเศษ 82ง. กรุงเทพฯ: สำนักพิมพ์ตราสิน, 1982
- [8] อรรถโกวิท สงวนศักดิ์. การพัฒนาชุดตรวจสอบคุณภาพเครื่องผลิตรังสีเอกซ์วินิจฉัย. วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต ภาควิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, 2002.
- [9] Akira Iwahara, and others. Intercomparison of ¹³¹I and ^{99m}Tc activity measurements in Brazilian nuclear medicine services. Applied Radiation and Isotopes. 2001: 489-496.
- [10] Capintec. Radioisotope Calibrator Owner's manual, Capintec, Inc. USA., 1983;6:78-80.

- [11] Louis Costrell and Davic C. Cook. American national standard calibration and usage of “Dose Calibrator” Ionization chambers for the assay of radionuclides. Nuclear IEEE Standards, American National Standard Institute, ANSI N42.13-1978, Volume 2, October 1978
- [12] NCRP. A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures. National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP Report No.58, 2nd ed. Betesda Maryland, pp 291-298, 1984

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก-1

วิธีการรับรองมาตรฐานค่าความแรงรังสีด้วยระบบวัด 4π Ion Chamber

1. วิธีการสอบเทียบ

เมื่อได้รับสารรังสี ^{131}I ตามจำนวนและความแรงรังสีรวมตามที่จัดซื้อ จะนำไปแบ่งใส่ภาชนะใหม่ คือ หลอดฉีดยา (Syringe) ขวดแก้วทรงกระบอก (Ampoule) แคปซูล (Capsule) และขวดแก้ว (Vial) ความแรงรังสีแต่ละภาชนะมีค่าประมาณ 100 mCi จากนั้นนำไปสอบเทียบความแรงรังสีด้วยระบบวัด 4π Ion Chamber

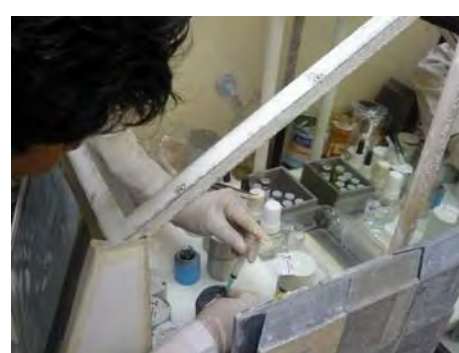
1.1 การเตรียมสารรังสีมาตรฐาน ^{131}I

1.1.1 จัดซื้อสารรังสี ^{131}I จาก ศูนย์ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ



รูปที่ ก-1 รูปแบบหีบห่อสารรังสี ^{131}I ที่จัดซื้อจาก ศูนย์ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ(องค์การมหาชน)

1.1.2 แบ่งใส่ภาชนะที่จัดเตรียมไว้ โดยทำในตู้ควัน (Fume Hood) ของ ศูนย์ ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ ทั้งนี้ได้รับความช่วยเหลือจากเจ้าหน้าที่ ศูนย์ ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ จากนั้นปิดผนึกภาชนะ ตรวจสอบความแรง รังสีเบื้องต้นและความเปราะเปื้อนของภาชนะ

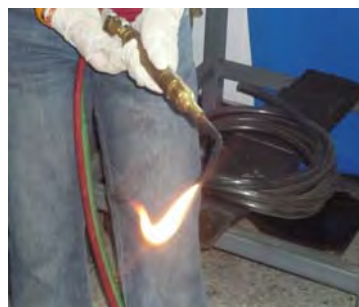




รูปที่ ก-2 การแบ่งสารรังสี ^{131}I ในภาชนะที่จัดเตรียมไว้ ซึ่งทำในตู้ควัน (Fume Hood) ของ ศูนย์ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน) โดยได้รับความช่วยเหลือจากเจ้าหน้าที่ ศูนย์ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ(องค์การมหาชน)



รูปที่ ก-3 การตรวจสอบความแรงรังสีเบื้องต้นจากเครื่องโคสคาไลเบรเตอร์ของ ศูนย์ไอโซโทปรังสี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ(องค์การมหาชน) ซึ่งผ่านการสอบเทียบมาตรฐานจากห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและสารอ้างอิงรังสี ปส.





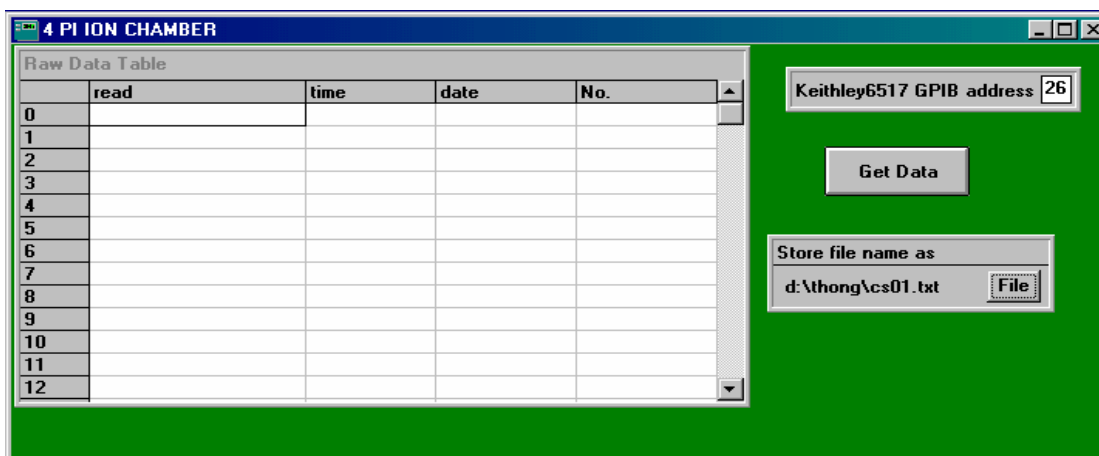
รูปที่ ก-4 ขั้นตอนการปิดผนึกภาชนะ

1.2 การสอบเทียบความแรงรังสีด้วยระบบวัด 4π Ion Chamber

หลังจากตรวจสอบความเปราะและปิดผนึกภาชนะทั้งหมดแล้ว จะนำสารรังสี ^{131}I ในภาชนะทุกรูปแบบมาสอบเทียบความแรงรังสีจากระบบวัด 4π Ion Chamber ซึ่งใช้หัววัดรังสี 4π Ion Chamber เป็นอุปกรณ์หลัก ร่วมกับเครื่อง Electrometer , digital thermometer , digital

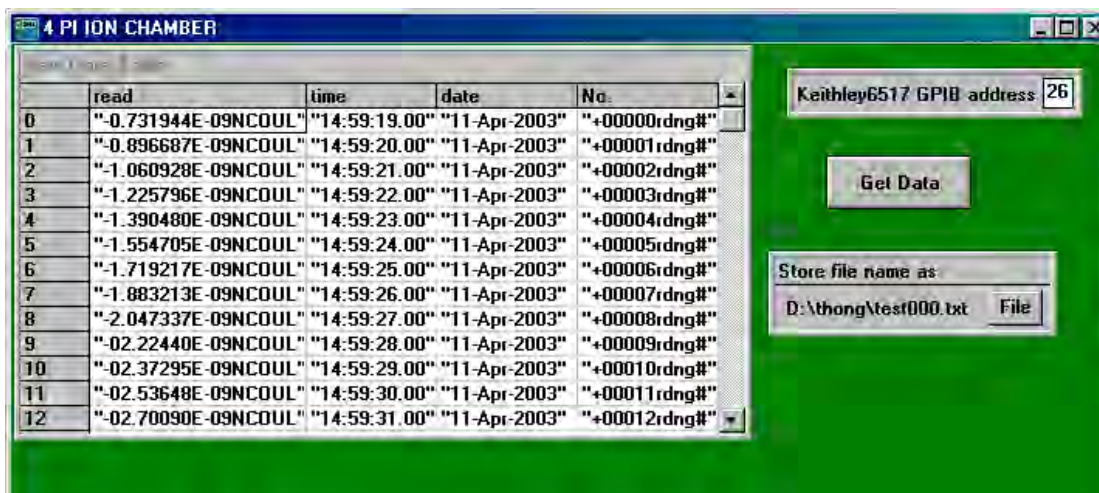
manometer และห้องปฏิบัติการทางรังสีที่ควบคุมอุณหภูมิและความชื้น วิธีการรับรองมาตรฐานค่าความแรงรังสีของห้องปฏิบัติการฯ ดังรูปที่ ก-7

1.2.1 ทำการวัดค่า background ก่อนการวัดสารรังสีมาตรฐาน ซึ่งก็คือ Ho-166m โดยใช้เครื่อง electrometer เก็บผลค่ากระแสแล้ว load ข้อมูลเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์โดยโปรแกรม TESTPOINT



รูปที่ ก-5 หน้าจอโปรแกรม TESTPOINT ก่อนการ load ข้อมูล

1.2.2 นำสารรังสีมาตรฐาน (Ho-166m) ไปใส่ในหัววัด แล้วเก็บข้อมูลค่ากระแสของสารรังสีมาตรฐาน (Ho-166m) โดยทำวิธีการเดียวกับการเก็บข้อมูลค่ากระแสของ background



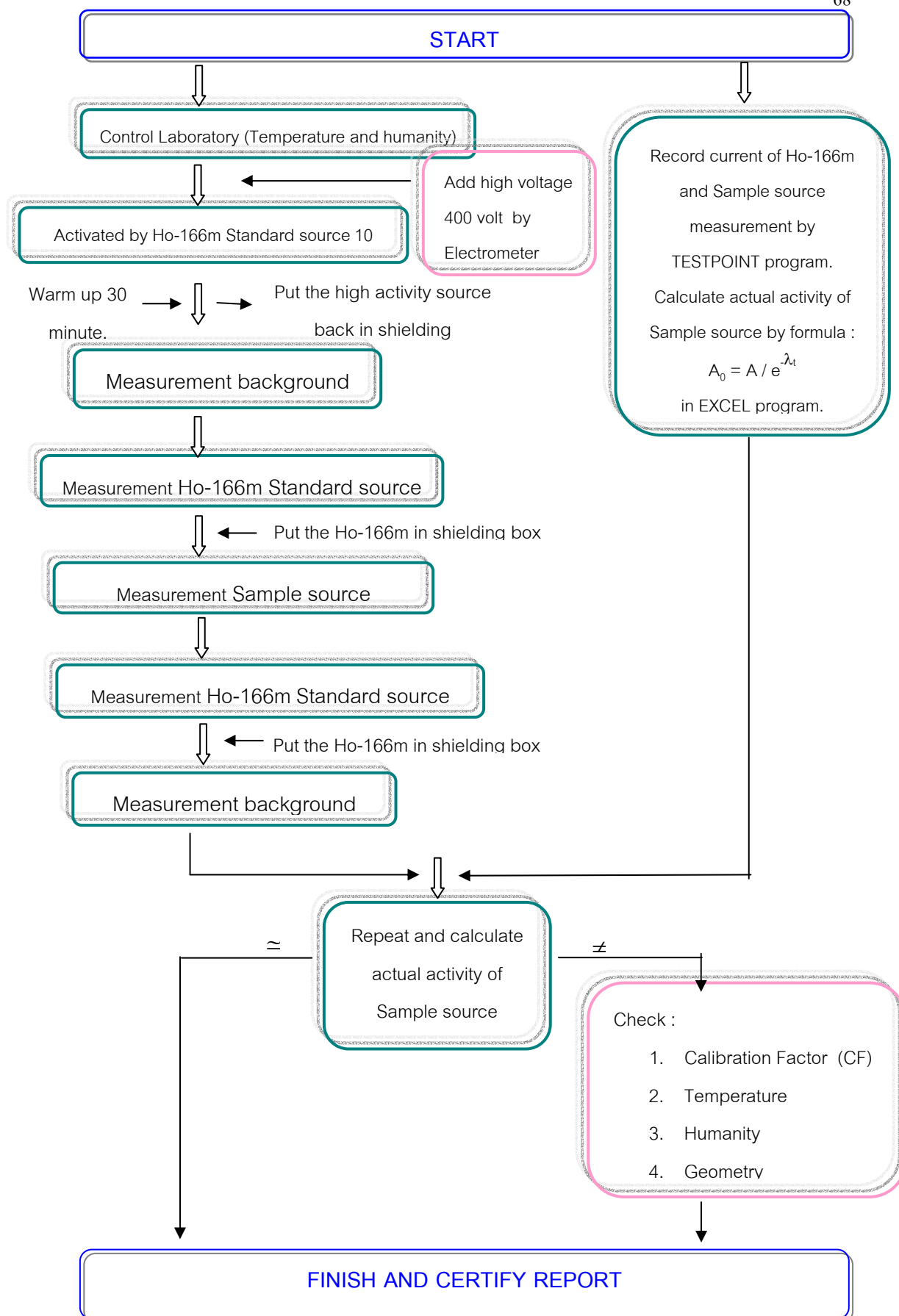
รูปที่ ก-6 หน้าจอโปรแกรม TESTPOINT หลังการ load ข้อมูล

1.2.3 นำสารรังสีมาตรฐาน (Ho-166m) ออกจากหัววัด แล้วเก็บข้อมูลค่ากระแสของ background อีกครั้ง เพื่อนำไปเป็นข้อมูลส่วนตัวของข้อมูลค่ากระแสของสารรังสีมาตรฐาน

1.2.4 นำสารตัวอย่างรังสี (Sample source) ไปใส่ในหัววัด แล้วเก็บข้อมูลค่ากระแสของสารตัวอย่างรังสี โดยทำวิธีการเดียวกันกับการเก็บข้อมูลค่ากระแสของ background

1.2.5 นำสารตัวอย่างรังสี (Sample source) ออกจากหัววัด แล้วเก็บข้อมูลค่ากระแสของ background อีกครั้ง เพื่อนำไปเป็นข้อมูลส่วนตัวของข้อมูลค่ากระแสของสารตัวอย่างรังสี

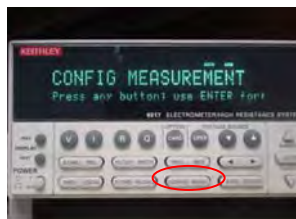
1.2.6 บันทึกข้อมูลทั้งหมดเข้าสู่โปรแกรม excel แล้วคำนวณผลหาค่าความแรงรังสีจากรูปความสัมพันธ์ระหว่างค่ากระแสกับค่าเวลาที่ผ่านไปคูณด้วยค่าตัวแปรการปรับเทียบ (calibration factor)



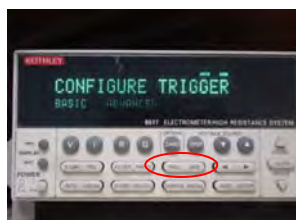
รูปที่ ก-7 ขั้นตอนการสอบเทียบความแรงรังสีด้วยระบบวัด 4π Ion Chamber

2. ขั้นตอนการตั้งค่าสำหรับการเก็บข้อมูลค่ากระแสของสารรังสีชนิดต่างๆ ในเครื่อง Electrometer

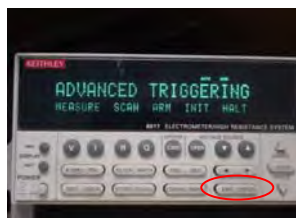
1. ก่อนทำการเก็บข้อมูลจะต้องตรวจสอบค่าเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลเสียก่อน กล่าวคือ ถ้าต้องการเก็บข้อมูลทุกๆ 1 วินาที จะต้องตั้งค่าเวลาการเก็บข้อมูลเป็น 1 วินาทีเช่นกัน ซึ่งมีขั้นตอนในการตั้งค่าต่างๆ ดังรูปด้านล่าง



1.1 เลือก Config



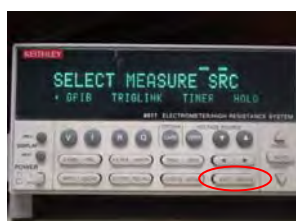
1.2 เลือก Trigger



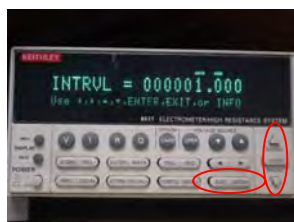
1.3 กด Enter เพื่อเลือก Measure



1.4 กด Enter เพื่อเลือก Source

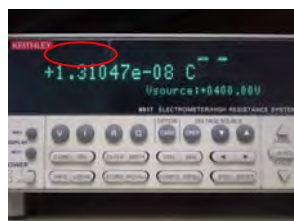


1.5 กด Enter เพื่อเลือก Timer

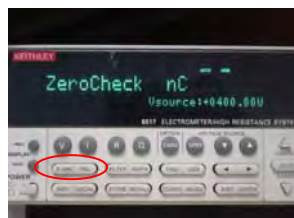


1.6 ปรับค่าเวลา โดยใช้ลูกศรปรับค่า

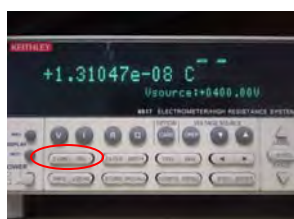
2. เมื่อตั้งค่าเวลาในการวัดเรียบร้อยแล้ว ให้ตรวจสอบว่าที่หน้าจอ electrometer มีคำว่า “REM” อยู่หรือไม่ ถ้ามี ให้เลือก LOCAL เพื่อทำการยกเลิกสถานะการจำค่าเก่าของเครื่องก่อน แต่ถ้าไม่มีก็สามารถเก็บข้อมูลได้ ซึ่งมีวิธีการดังรูปด้านล่าง



2.1 ตรวจสอบว่าที่หน้าจอไม่มีคำว่า “REM”



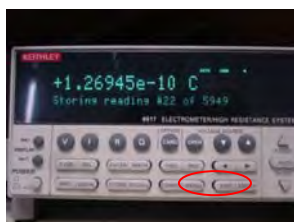
2.2 เลือก Z chk เพื่อเคลียร์ข้อมูลเก่าทั้งหมด



2.3 เลือก Z chk อีกครั้งเพื่อเริ่มต้นเก็บข้อมูล



2.4 เลือก Store เพื่อเก็บข้อมูลค่ากระแส



2.5 เลือก Enter เพื่อเริ่มเก็บข้อมูล

ภาคผนวก ก-2

การปรับค่าการสอบเทียบ (Calibration value)

การปรับค่าการสอบเทียบ (Calibration value)

เครื่องวัดฯ รุ่น BIODEX

1. ใส่สารรังสี I-131 ในหัววัด
2. กดเลือก Isotope : I-131
3. กด Set Up 4 ครั้ง
4. ค่า Dial Value จะแสดงบนจอภาพ
5. ออกจากการอ่านค่า Dial Value โดยการกด Set Up 1 ครั้ง

เครื่องวัดฯ รุ่น CAPINTEC

1. กดปุ่ม UTIL เลือก SETUP จากนั้นเลือก OTHER
2. ใส่ Password ซึ่งเป็นเลข 3 หลักลงไป
อาจเป็น 3 หลักแรก หรือ 3 หลักหลังของหมายเลขเครื่อง
3. เลือก Nuclide Data จากนั้นเลือก Cal Number
4. เลือก Nuclide ที่ต้องการจะเปลี่ยนค่า CF (I-131)
ในกรณีที่เคยเปลี่ยนค่ามาก่อน เครื่องจะถามว่าต้องการกลับไปใช้ค่าเดิมหรือไม่ ให้ตอบใช่ โดยการกดปุ่มเลข 9 หรือ Y จากนั้นหน้าจอจะกลับไปข้อ 4 อีกครั้ง
5. เครื่องจะถามว่าเราต้องการเปลี่ยนค่าใช่หรือไม่ ให้ตอบใช่ โดยการกดปุ่มเลข 9 หรือ Y
6. หน้าจอจะปรากฏคำว่า Enter calibration ให้ใส่ ค่า CF ใหม่ลงไป
7. เครื่องจะให้เรายืนยันค่า CF ใหม่อีกครั้ง ให้กด 9 หรือ Y
8. หน้าจอจะกลับมาที่ Choose Nuclide อีกครั้ง กด Home เพื่อออกจากเมนู

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาวชั้นยรรณ นันทวรศิลป์ เกิดวันที่ 23 พฤษภาคม 2520 ณ จังหวัดพิษณุโลก สำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี วิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขาฟิสิกส์ จากมหาวิทยาลัยนเรศวร ในปีการศึกษา 2542 และระดับปริญญาโท วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาการจัดการทรัพยากรธรรมชาติและสิ่งแวดล้อม จากมหาวิทยาลัยนเรศวร ในปีการศึกษา 2544 เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขานิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2550

ประสบการณ์ ได้รับการฝึกอบรมด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี ระดับ 2 ฝึกอบรม Radiation protection for radiation safety supervisor ฝึกอบรม Nuclear Technology and Its Diverse Applications และ ฝึกอบรม Nuclear and Radiological Emergency Preparedness ซึ่งจัดโดยสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติและสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน)

ผลงานทางวิชาการ มีดังต่อไปนี้

1. การเปรียบเทียบเครื่องวัดโดสคาไลเบรเตอร์ด้วยไอโอดีน-131 ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของประเทศไทย. สมาคมเวชศาสตร์นิวเคลียร์แห่งประเทศไทย, 2003
2. คู่มือการสอบเทียบเครื่องวัดโดสคาไลเบรเตอร์ประจำห้องปฏิบัติการมาตรฐานด้านกัมมันตภาพรังสีและวัสดุอ้างอิงรังสี. , 2004
3. การเปรียบเทียบเครื่องวัดโดสคาไลเบรเตอร์ในโหมด Tc-99m ด้วยสารรังสีมาตรฐาน Cs-137. การประชุมวิชาการมหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ครั้งที่ 45, 2007

ปัจจุบันรับราชการที่ กลุ่มกำกับดูแลความปลอดภัยทางรังสีด้านอุตสาหกรรม สำนักกำกับดูแลความปลอดภัยทางรังสี สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ตำแหน่งนักฟิสิกส์รังสี ระดับปฏิบัติการ