

การพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้



นางศรีสวรรค์ สมคิด

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาดำเนินการตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

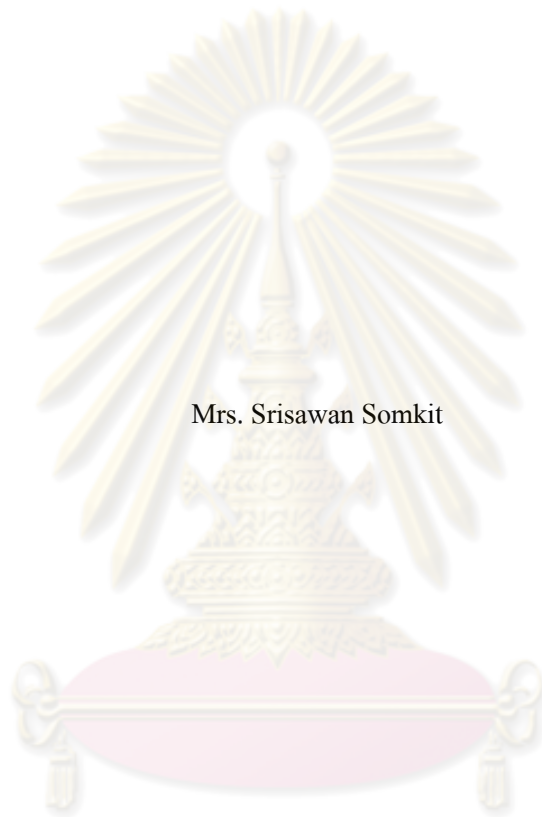
สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาควิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ปีการศึกษา 2552

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

DEVELOPMENT OF DOSE MEASURING TECHNIQUE FOR I-131
UPTAKE IN HUMAN BODY USING PORTABLE DOSEMETER



Mrs. Srisawan Somkit

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Engineering Program in Nuclear Technology

Department of Nuclear Technology

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2009

Copyright of Chulalongkorn University

ศรีสุวรรณ ศรีสมคิด : การพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสี I-131 จากร่างกายมนุษย์โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ (DEVELOPMENT OF DOSE MEASURING TECHNIQUE FOR I-131 UPTAKE IN THE HUMAN BODY USING PORTABLE DOSEMETER) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ. อรรถพร ภัทรสมันต์, 60 หน้า.

งานวิจัยนี้เป็นการพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยการวัดจากรังสีแกมมาพลังงาน 365 keV ที่ตำแหน่งต่อมไทรอยด์ ด้วยระบบวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ที่มีระดับเบกกราวด์ต่ำที่ประกอบด้วยหัววัดรังสี NaI (TI) ขนาด 3 นิ้ว×3 นิ้ว และระบบวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดียว

จากการทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133, ไอโอดีน-131 ที่บรรจุในหุ่นจำลองคอมาตรฐานและในการวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ในกลุ่มคนที่ทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 เปรียบเทียบกับผลการวัดโดยวิธีของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ พบว่าค่าที่ได้มีความแตกต่างไม่เกิน $\pm 12\%$ และ $+8.7\%$, -14.1% ตามลำดับซึ่งอยู่ในระดับที่ยอมรับได้สำหรับงานด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาควิชา นิวเคลียร์เทคโนโลยี

สาขาวิชา นิวเคลียร์เทคโนโลยี

ปีการศึกษา 2552

ลายมือชื่อนิสิต

ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

507062221 : MAJOR NUCLEAR TECHNOLOGY

KEYWORDS : THYROID COUNTING / IODINE-131 / INTERNAL EXPOUSURE

SRISAWAN SOMKIT : DEVELOPMENT OF DOSE MEASURING TECHNIQUE
FOR I-131 UPTAKE IN HUMAN BODY USING PORTABLE DOSEMETER.

THESIS ADVISOR : ASST. PROF. ATTAPORN PATTARASUMUN, 60 pp.

This research aims to develop a dose measuring technique for I-131 uptake in human body by measure 365 keV gamma-ray at thyroid position using a portable low background counting system consist of 3"×3" NaI (Tl) detector and single channel analyze system.

From the tests of the developed technique in measuring the activities of standard Ba-133, I-131 sources contained in standard neck phantom and the I-131 uptake in persons working with I-131 compared to the results from Office of Atoms for Peace, the differents were found to be within $\pm 12\%$ and $+8.7\%$, -14.1% respectively which are in acceptable level for radiation protection application.

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Department : Nuclear Technology.....

Field of Study : Nuclear Technology.....

Academic Year : 2009.....

Student's Signature

Advisor's Signature

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ อรรถพร ภัทรสุมันต์ และ คุณดารุณี พิขุนทด รวมถึงคณาจารย์ ของภาควิชาวิศวกรรมเทคโนโลยี ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้ต่าง ๆ ตลอดจนให้คำปรึกษาชี้แนะ และถ่ายทอดประสบการณ์ อีกทั้งให้โอกาสในการศึกษาและทำวิทยานิพนธ์นี้ให้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน) สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ และเพื่อนร่วมงานกลุ่มงานประเมินค่าปริมาณรังสี จากภายในร่างกาย ที่อำนวยความสะดวกต่าง ๆ และช่วยเหลือในการใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกาย ทำงานวิจัย

ขอขอบคุณ โครงการผลิตบัณฑิตวิจัยและพัฒนาด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี กระทรวงวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ที่ได้สนับสนุนทุนวิจัยวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณพนักงานสถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติทุกท่านที่ให้ความร่วมมือ ในการทดสอบระบบวัดในงานวิจัย

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่ นิติตรุ่นพี ของภาควิชาวิศวกรรมเทคโนโลยี ที่ได้อำนวยความสะดวก แนะนำ ให้การช่วยเหลือต่าง ๆ ในการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบพระคุณ คุณพ่อ คุณแม่ น้องชาย ลูกสาวและสามีที่คอยเป็นกำลังใจ ให้คำปรึกษา และให้โอกาสในการศึกษา

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
กิตติกรรมประกาศ.....	ฉ
สารบัญ.....	ช
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฎ
บทที่	
1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย.....	2
1.3 ขอบเขตของการวิจัย.....	2
1.4 ขั้นตอนและวิธีดำเนินการวิจัย.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย.....	3
1.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1 ไอโซโทปรังสี.....	5
2.2 รังสีแกมมา.....	6
2.3 การวิเคราะห์พลังงานอนุภาคนิวเคลียร์.....	7
1. สัญญาณพัลส์นิวเคลียร์.....	8
2. หลักการวิเคราะห์ความสูงของพัลส์.....	8
2.4 ประสิทธิภาพในการวัด (detection efficiency).....	9
2.5 ไอโอดีน-131 (I-131).....	10
1. ค่าประมาณการของการอับเทคไอโอดีน-131.....	12
2. ความแปรปรวนของการอับเทคไอโอดีน-131.....	13
3. สาเหตุต่างๆที่มีผลกระทบต่อ การจับ ไอโอดีน-131 ของต่อมไทรอยด์.....	14
4. เส้นทางการเข้าสู่ร่างกายของสารกัมมันตรังสี.....	15
5. การวัดปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย.....	16
6. การกำจัดสารกัมมันตรังสีออกจากร่างกาย (Elimination, Excretion).....	17
7. วัดหาปริมาณรังสีไอโอดีน-131 จากร่างกายมนุษย์บริเวณต่อมไทรอยด์.....	17

8. การคำนวณปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate).....	20
3 การพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้ เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้.....	24
3.1 การออกแบบระบบวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้.....	24
1. ข้อมูลพื้นฐานในการพัฒนาเทคนิคการวัด.....	24
2. การออกแบบระบบวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้.....	26
4 การดำเนินงานและผลการวิจัย.....	30
4.1 วิธีการดำเนินการวิจัยเพื่อพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับ จากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้.....	30
4.2 ขั้นตอนการทดลองและผลการทดลอง.....	31
1. อุปกรณ์สำหรับใช้ในการทดสอบ.....	31
2. การหาประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น โดยใช้สาร รังสีมาตรฐานไอโอดีน-131.....	32
3. การหาอัตรานับรังสีต่ำสุด (Minimum Detectable Countrate) ของระบบวัดรังสี.....	34
4. การทดสอบความถูกต้องของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น โดยการวัดความแรงรังสี มาตรฐานแบบเรียม-133 เปรียบเทียบกับการวัดใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของ สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ.....	35
5. ทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 ที่ระดับ ความแรงรังสีต่าง ๆ.....	35
6. การวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ในกลุ่มคนที่ทำงาน เกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 โดยใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับการวัดโดย ใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ.....	37
5. สรุปผลและข้อเสนอแนะ.....	43
5.1 สรุปผลการวิจัย.....	43
5.2 วิเคราะห์ผลการวิจัย.....	44
5.3 ข้อเสนอแนะ.....	44
รายการอ้างอิง.....	45
ภาคผนวก ก.....	47
ภาคผนวก ข.....	53
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์.....	60

สารบัญญัตราจ

ตารางที่		หน้า
2.1	การอ้พเทค I-131 (Vapour) จากการไ้รับทางการหายใจ (Routine monitoring)	12
2.2	การอ้พเทคไอ โอโคิน-131 (Vapour) จากการไ้รับทางการหายใจ (Special monitoring).....	13
2.3	สาเหตุต่างๆที่ไ้ทำให้ค่าไอ โอโคิน-131 ไ้ทรอยค้้พเทคผิคปกติ	15
2.4	แสดงค่า weighting factor ของอ้ววะและเนือเยือต่างๆ.....	21
3.1	ประสิทธิภาพการลดระดับแบคกราวค้ของอุปกรณ้กำบังรังสี.....	25
4.1	ผลการทดลองหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัดค้วด้วยเทคนิคที่พัฒนาขึ้น.....	31
4.2	ค่าอัตราันับรังสีต่ำสุดของระบบที่พัฒนาขึ้น	34
4.3	ผลการทดลองวัดสารรังสีมาตรฐาน Ba-133 ชนิด Solution.....	35
4.4	ผลทดลองวัดความแรงของสารรังสีมาตรฐาน ไอ โอโคิน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่างๆ	36
4.5	ผลการวัดความแรงรังสี I-131 โดยไ้ใช้เครื่องวัดรังสีด้วยเทคนิคที่พัฒนาขึ้น.....	37
4.6	ผลการวัดความแรงรังสีไอ โอโคิน-131 โดยไ้ใช้เครื่องวัดรังสีท้วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ.....	38
4.7	ปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ไ้รับจากไอ โอโคิน-131 จากเทคนิคที่พัฒนาขึ้น....	40
4.8	ปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ไ้รับจากไอ โอโคิน-131 จากการวัดโดยเครื่องวัดรังสีท้วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ.....	40
4.9	ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ไ้รับจากไอ โอโคิน-131 ที่วัดไ้จากเครื่องวัดรังสีท้วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติและจากระบบที่พัฒนาขึ้น	42

สารบัญญภาพ

ภาพที่		หน้า
2.1	การวิเคราะห์พลังงานด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์ความสูงของพัลส์	7
2.2	แผนภาพของระบบวิเคราะห์ของอนุภาคนิวเคลียร์	8
2.3	การวิเคราะห์ความสูงของพัลส์ชนิดวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยว ..	9
2.4	สเปกตรัมรังสีแกมมาของไอโอดีน-131	11
2.5	Decay scheme ของไอโอดีน-131	11
2.6	Biokinetic model สำหรับไอโอดีนในผู้ใหญ่	12
2.7	การอัมพลไอโอดีน-131 ของคนปกติและโรคต่าง ๆ	14
2.8	เส้นทางการได้รับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย	16
2.9	วิธีหาปริมาณการได้รับรังสีเข้าสู่ร่างกาย	16
2.10	การขับถ่ายสารรังสีของร่างกาย	17
2.11	บริเวณของไทรอยด์ที่ทำการวัดหาปริมาณรังสีไอโอดีน-131ของมนุษย์	18
3.1	อุปกรณ์กำบังรังสีด้วยตะกั่ว	25
3.2	อุปกรณ์วัดระยะและตัวอย่างการใช้งาน	26
3.3	อุปกรณ์สำหรับวัดรังสีแกมมาที่สลายตัวจากไอโอดีน-131	26
3.4	วิธีวัดปริมาณรังสีบริเวณต่อมไทรอยด์ของผู้มาตรวจวัด	27
3.5	เตียงสำหรับให้คนมานอนวัด	28
3.6	รถเข็นสำหรับจัดอุปกรณ์กำบังรังสี สำหรับจัดวางหัววัดรังสี	28
3.7	ชุดอุปกรณ์วัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้	29
3.8	เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายและหุ่นจำลองคน (Phantom)	29
4.1	สารรังสีมาตรฐานที่ใช้ในงานทดลอง	30
4.2	หุ่นจำลองคอมาตรฐาน (Neck Phantom)	30
4.3	การจัด Geometry เพื่อหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัดรังสี	32
4.4	กราฟแสดงค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของระบบที่พัฒนาขึ้นที่ ระยะห่างต่าง ๆ	34
4.5	กราฟแสดงค่าความแรงรังสีที่วัดได้ จากการใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบ กับค่า ความแรงรังสี ที่วัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณู เพื่อสันติ	39

4.6	กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Committed Effective Dose Equivalents (CEDE)	41
4.7	กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Committed Dose Equivalent (CDEthy).....	41



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของปัญหาและความสำคัญของปัญหา

ปัจจุบันไอโอดีน-131 ($I-131$) เป็นสารรังสีที่ถูกใช้ในงานด้านเกษตรกรรมอย่างแพร่หลาย และมีบุคคลที่เกี่ยวข้องเป็นจำนวนมาก ซึ่งบุคคลเหล่านี้ได้แก่ กลุ่มผู้ผลิตไอโอดีน-131 กลุ่มผู้ปฏิบัติงานใช้สารรังสีและกลุ่มผู้ที่ไม่ทำงานเกี่ยวข้องกับสารรังสีแต่อยู่ในบริเวณที่มีการใช้สารรังสี ซึ่งบุคคลเหล่านี้มีโอกาสที่จะรับสารรังสีเข้าสู่ร่างกายได้หลายทาง เช่น ทางการหายใจเนื่องจากสารรังสีประเภทนี้เป็นสารรังสีชนิดที่ระเหยไปในอากาศได้ ซึมผ่านเข้าทางผิวหนังหรือแผลได้ในกรณีสัมผัสโดยตรง หรือการรับประทานเข้าไป ซึ่งการรับสารรังสีเหล่านี้ผู้ได้รับรังสีมักไม่รู้ตัวเพราะจะไม่เกิดอาการผิดปกติใด ๆ กับร่างกายของผู้ได้รับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย ทำให้ผู้ปฏิบัติงานเหล่านั้นไม่ทราบถึงอันตรายที่อาจจะเกิดขึ้นได้ในกรณีที่ปริมาณรังสีสะสมนั้นสูงถึงระดับที่เป็นอันตรายต่อร่างกาย

วิธีการตรวจวัดและประเมินค่าปริมาณรังสีจากร่างกายสามารถทำได้หลายวิธีได้แก่ การตรวจวัดจากสิ่งขับถ่ายเช่น ปัสสาวะหรืออุจจาระของผู้ได้รับรังสีหรือการตรวจวัดจากตัวอย่างอื่น ๆ เช่น วัดตัวอย่างอากาศในบริเวณที่ปฏิบัติงานกับสารรังสี หรือการตรวจวัดโดยตรงจากร่างกายของผู้ได้รับรังสีโดยใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกาย (Whole body counter) ซึ่งเป็นวิธีการตรวจวัดที่สามารถประเมินค่าปริมาณรังสีภายในร่างกายที่ได้รับความเชื่อถือจาก The International Commission on Radiological Protection (ICRP) และเป็นที่ยอมรับในความแม่นยำและความถูกต้องของผลที่ได้รับ ซึ่งสามารถสอบกลับความถูกต้องได้จากการสอบเทียบเครื่องวัด การคำนวณ และมาตรฐานที่ใช้อ้างอิงต่าง ๆ

ในงานวิจัยนี้ต้องการพัฒนาเทคนิคการตรวจวัดปริมาณรังสีและประเมินค่าปริมาณรังสีจากร่างกายในร่างกายนของผู้ปฏิบัติงานเกี่ยวข้องกับสารรังสีไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีแบบเคลื่อนย้ายได้ชนิดวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยว (Single Channel Analyzer : SCA) เพื่อนำผลที่ได้มาวิเคราะห์และพัฒนาเทคนิคการวัดเพื่อให้ได้ค่าที่อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานเดียวกันกับที่ใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ เนื่องจากเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายเป็นเครื่องที่จะต้องติดตั้งอยู่ในห้องปฏิบัติการที่ได้มาตรฐานและมีอยู่เพียงแห่งเดียวคือที่สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ซึ่งไม่สะดวกสำหรับผู้ที่อยู่ไกลที่จะต้องเดินทางมาเพื่อทำการตรวจวัด ด้วยเหตุนี้การพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีไอโอดีน-131 จากร่างกายมนุษย์โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ที่มีประสิทธิภาพ

และผลการวัดที่ดี โดยการสอบเทียบกับผลการวัดด้วยเครื่องวัดรังสีที่รูปร่างกายของสำนักงานปรมาณู เพื่อสันติ จะเป็นประโยชน์อย่างมากในด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่รูปร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ สำหรับใช้ประโยชน์ในงานด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. พัฒนาเทคนิคและระบบวัดปริมาณรังสีจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ชนิด SCA
2. สอบเทียบมาตรฐานระบบวัดปริมาณรังสีที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องวัดรังสีที่รูปร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติโดยใช้สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 (Ba-133) ที่เป็นของเหลวและหุ่นจำลองคอมาตรฐาน
3. ทดลองใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นวัดหาปริมาณรังสีจากไอโอดีน-131 ที่รูปร่างกายของบุคลากรซึ่งปฏิบัติงานเกี่ยวข้องได้รับไอโอดีน-131 เข้าสู่รูปร่างกายเปรียบเทียบกับผลการวัดด้วยเครื่องวัดรังสีที่รูปร่างกาย

1.4 ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

1. ศึกษาค้นคว้าเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. พัฒนาเทคนิคและระบบวัดปริมาณรังสีจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ ประเภท SCA
3. สอบเทียบมาตรฐานระบบวัดปริมาณรังสีที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องวัดรังสีที่รูปร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติโดยใช้สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ที่เป็นของเหลวและหุ่นจำลองคอมาตรฐาน
4. ใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นทดสอบการวัดจริงกับบุคคลที่ทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 และเปรียบเทียบกับผลที่ได้จากการวัดโดยเครื่องวัดรังสีที่รูปร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ ที่ห้องปฏิบัติการ
5. สรุปผลการทดลองและเขียนวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากงานวิจัย

ได้เทคนิคการวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้เพื่อนำผลที่ได้มาเป็นข้อมูลในการวางแผนสำหรับการป้องกันอันตรายจากรังสี

1.6 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1. ปีพ.ศ. 2548 กนกฤษต์ ตีพันธ์^[1] ได้ทำการวิจัยเรื่อง **การวัดปริมาณรังสีจาก I-131 ภายในร่างกายโดยใช้ Whole body counter** ปริมาณรังสีที่ผู้ปฏิบัติงานที่ทำงานทางด้านรังสีได้รับ (CEDE) ไม่ควรเกินค่าที่กำหนดโดย The International Commission on Radiological Protection (ICRP60) จากการคำนวณปริมาณรังสีจากทั้งภายในร่างกาย และภายนอกในร่างกาย (ผลจากกองการวัดกัมมันตรังสีเดิม) พบว่าไม่มีผู้ปฏิบัติงานในโครงการผลิตไอโซโทปรังสี ได้รับปริมาณรังสีเกินค่าที่กำหนดไว้โดย ICRP 60 และเมื่อทำการเปรียบเทียบกับ dose limit พบว่าไม่มีผู้ปฏิบัติงานคนใดได้รับปริมาณรังสีเกินค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้ร่างกายรับได้ในหนึ่งปีมีหน่วยเป็น Bq

2. ปี พ.ศ. 2549 คารุณี พิขุนทด^[2] ได้ทำการวิจัยเรื่อง **ความแรงรังสีต่ำสุดของไอโซโทปต่างๆที่มีการใช้ในลักษณะต่างๆที่คนทำงานเกี่ยวข้องต้องทำการตรวจวัดปริมาณรังสีภายในร่างกายรายบุคคล** ในการพิจารณาคัดเลือกบุคคลที่มีความเสี่ยงในการได้รับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย มาทำการตรวจวัดปริมาณรังสีจากภายในร่างกายรายบุคคล นั้นมีเกณฑ์การพิจารณาหลายเกณฑ์ด้วยกัน แต่มีเกณฑ์การพิจารณาเกณฑ์หนึ่งที่ใช้ค่าความแรงรังสีของสารรังสีที่ใช้งานในลักษณะต่าง ๆ มาพิจารณาดัดสันใจคัดเลือกบุคคลที่ทำงานเกี่ยวข้องมาตรวจวัด ซึ่งเกณฑ์ดังกล่าวเป็นเกณฑ์ที่ง่ายและสะดวกในการพิจารณาดัดสัน ค่าปริมาณรังสีจากภายในร่างกายที่ตรวจวัดได้จะถูกบันทึกไว้ และนำไปพร้อมกับค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากภายนอกในร่างกาย โดยผลรวมที่ได้ต้องมีค่าไม่เกินค่าขีดจำกัดการได้รับรังสี (dose limit) เราสามารถคำนวณค่าความแรงรังสีต่ำสุดในการใช้สารรังสีแบบไม่ปิดผนึกเพียงชนิดเดียวในห้องปฏิบัติงานได้ง่ายและสะดวก เพียงแทนค่า dose per unit intake for inhalation ($Sv Bq^{-1}$) from BSS(1996a) ($e(g)_{j,inh}$) ของสารรังสีที่ใช้งานลงใน สมการของแต่ละกระบวนการเท่านั้น นั่นคือถ้าใช้สารรังสีในห้องปฏิบัติงานที่มีค่าความแรงรังสีเท่ากับหรือมากกว่าค่าความแรงรังสีต่ำสุดตามที่คำนวณได้จากสมการต่าง ๆ นี้ผู้ปฏิบัติงานสมควรตรวจวัดปริมาณรังสีจากภายในร่างกายเนื่องจากมีความเสี่ยงสูงที่จะได้รับสารรังสีชนิดนั้นเข้าสู่ร่างกาย

3. ปี ค.ศ. 2008 A. Ulanovsky^[3] ได้ทำการวิจัยเรื่อง **Methods for calculating dose conversion coefficients for terrestrial and aquatic biota.** เป็นการวิจัยการได้รับรังสีทั้งภายในและภายนอกของพืชและสัตว์โดยใช้หุ่นจำลองที่เกี่ยวกับการได้รับรังสีของสัตว์ที่มีรูปร่างที่แตกต่างกันอาศัยอยู่ในสถานที่ต่างๆซึ่งเป็นหุ่นจำลองที่เป็นที่นิยมใช้อย่างแพร่หลายและสามารถมาปรับใช้เป็นสัมประสิทธิ์ในการคำนวณหาปริมาณรังสีกับสัตว์ที่อาศัยอยู่ในน้ำหรือกับสัตว์ที่หายาก ซึ่ง Dose Conversion Coefficients (DCC) เกิดจากการแปลงสูตรการได้รับรังสีทั้งที่เป็นแบบภายในและภายนอก รวมถึงสถานการณ์ที่สมมติขึ้นจากสภาพสิ่งแวดล้อมหรือเหตุการณ์ที่เกิดขึ้น Cosmetic model จะสัมพันธ์กับการสลายตัวของรังสีแต่ละชนิด ซึ่งตรงกับข้อมูลของ The International Commission on Radiological Protection (ICRP 38) ซึ่งเพียงพอสำหรับการคำนวณหาสัมประสิทธิ์การได้รับรังสี และนำมารวบรวมให้อยู่ในรูปของ ERICA โดยใช้เป็นเครื่องมือที่ใช้ประเมินการได้รับรังสีหรือใช้เป็นเครื่องมือเฉพาะงานได้

4. ปี ค.ศ. 2006, J. Willegaignon^[4] ได้ทำการวิจัยเรื่อง **I-133 Effective Half-Life for patients with Thyroid cancer.** เป็นการวิจัยกระบวนการทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ซึ่งใช้สารรังสีไอโอดีน-131 เป็นต้นกำเนิดรังสีที่สำคัญที่แสดงถึง potential absorbed dose ที่เจ้าหน้าที่ทางการแพทย์ อาสาสมัคร และประชาชนทั่วไปได้รับ ซึ่งดูได้จากปริมาณรังสีที่จับถ่ายและปริมาณรังสีคงเหลือในร่างกายของคนไข้ โดยทั่วไปอัตราการได้รับรังสีจะลดลงในรูปของ Simple exponential ค่าเฉลี่ยของ effective half life ที่พบจากคนไข้มะเร็งต่อมไทรอยด์ทั้งหมดจากรายงานการศึกษาวิจัยมีค่าอยู่ที่ 11.41 ± 0.02 ชั่วโมงโดยข้อมูลนี้จะใช้เป็น guide line ในการบริหารจัดการสำหรับคนไข้มะเร็งต่อมไทรอยด์รวมถึงการบำบัดรักษาและใช้เป็นข้อมูลในการวางแผนสำหรับการป้องกันอันตรายจากรังสี

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 ไอโซโทปรังสี

ไอโซโทปรังสีของธาตุ เป็นอะตอมที่มีจำนวนโปรตอน (เลขอะตอม) เท่ากัน แต่มีจำนวนนิวตรอนต่างกัน อิเล็กตรอนจะเป็นส่วนที่แสดงคุณสมบัติทางเคมีของอะตอมในอะตอมที่ปีนกลางจะมีจำนวนอิเล็กตรอนเท่ากับเลขอะตอม มวลอะตอมเป็นผลรวมของโปรตอนกับนิวตรอนถ้าผลิตไอโซโทปขึ้นมาโดยมีผลรวมของโปรตอนกับนิวตรอนไม่เหมือนกับไอโซโทปที่มีในธรรมชาติ อะตอมนั้นจะไม่เสถียรและเรียกว่าไอโซโทปกัมมันตรังสี (Radioactive isotope) หรือไอโซโทปรังสี (Radioisotope) ไอโซโทปกัมมันตรังสีในธรรมชาติที่ไม่เสถียร เช่น ไอโซโทปที่เกิดจากการสลายตัวของยูเรเนียม และทอเรียม ไอโซโทปรังสีมีทั้งหมดประมาณ 1800 ไอโซโทป ปัจจุบันมีการนำไอโซโทปมาใช้ประมาณ 200 ชนิด เกือบทั้งสิ้นเป็น ไอโซโทปที่เกิดจากการผลิตขึ้นโดยมนุษย์

ไอโซโทปรังสีสามารถผลิตได้หลายวิธี วิธีการทั่วไปคือการอาบด้วยรังสีนิวตรอน (neutron activation) ในเครื่องปฏิกรณ์ปรมาณูวิจัย (Nuclear research reactor) เมื่อนิวเคลียสของอะตอมจับนิวตรอนจะทำให้อะตอมนั้นมีนิวตรอนมากเกินไป (neutron rich) ไอโซโทปรังสีบางชนิดผลิตด้วยไซโคลตรอน (cyclotron) โดยการยิงด้วยโปรตอนทำให้นิวเคลียสนั้นมีนิวตรอนน้อยเกินไป (proton rich) นิวเคลียสของไอโซโทปรังสีจะกลับคืนสู่สถานะเสถียรเมื่อคายรังสีออกมา เช่น รังสีแอลฟา รังสีบีตา หรือรังสีโพซิตรอน ไอโซโทปรังสีอาจคายอนุภาคเหล่านี้ออกมา โดยอาจจะออกมาพร้อมกับพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าเช่น รังสีแกมมา กระบวนการนี้เรียกว่าการสลายตัวของกัมมันตรังสี (radioactive decay) ผลิตภัณฑ์ที่มีกัมมันตภาพรังสีที่ใช้ในทางการแพทย์นี้เรียกว่า เภสัชภัณฑ์รังสี กลุ่มงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ใช้เภสัชภัณฑ์รังสีนี้ ในการตรวจสอบการทำงานของอวัยวะในร่างกายเพื่อใช้เป็นข้อมูลช่วยในการวินิจฉัยหรือการรักษาในปัจจุบันยังมีการใช้สารรังสีในการรักษาโรคบางอย่าง เช่น โรคมะเร็ง ที่ใช้รังสีไปทำลายหรือทำให้เซลล์มะเร็งอ่อนแอลงในแต่ละปีมีการใช้ไอโซโทปรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์เป็นจำนวนมาก ทำให้ความต้องการไอโซโทปรังสีเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ในประเทศที่พัฒนาแล้ว (26% ของประชากรโลก) มีการใช้เวชศาสตร์นิวเคลียร์ในการวินิจฉัยโรคประมาณ 1.9 % ต่อปี และมีการใช้ไอโซโทปรังสีในการรักษาโรคประมาณ 1 ใน 10 ของจำนวนนี้ ทำให้ใช้เภสัชภัณฑ์ทางรังสีสำหรับการวินิจฉัยโรคมียังมีจำนวนเพิ่มมากกว่า 10 % ต่อปี

เวชศาสตร์นิวเคลียร์เริ่มมีการพัฒนาขึ้นในช่วงปี 1950 โดยมีการใช้สารรังสีกับต่อมไร้ท่อ โดยเริ่มต้นที่การใช้สารรังสีไอโอดีน-131 ในการวินิจฉัย และรักษาโรคของต่อมไทรอยด์ ซึ่งเป็นการใช้รังสีรักษาแบบภายใน (Internal radiotherapy) นอกจากนี้ยังมีการนำไปใช้ในการรักษาความผิดปกติของต่อมไทรอยด์ชนิดที่ไม่ใช่เนื้องอกอีกด้วย

2.2 รังสีแกมมา

รังสีแกมมาจัดเป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic radiation) ไม่มีประจุ ไม่มีมวล ไม่เบี่ยงเบนในสนามไฟฟ้า มีความเร็วเท่ากับแสง (3×10^8 m/s) พลังงานของรังสีแกมมาจะมี ความสัมพันธ์กับความถี่ ดังต่อไปนี้

$$E = h\nu \quad (2.1)$$

$$E = \frac{12.4}{\lambda} \quad (2.2)$$

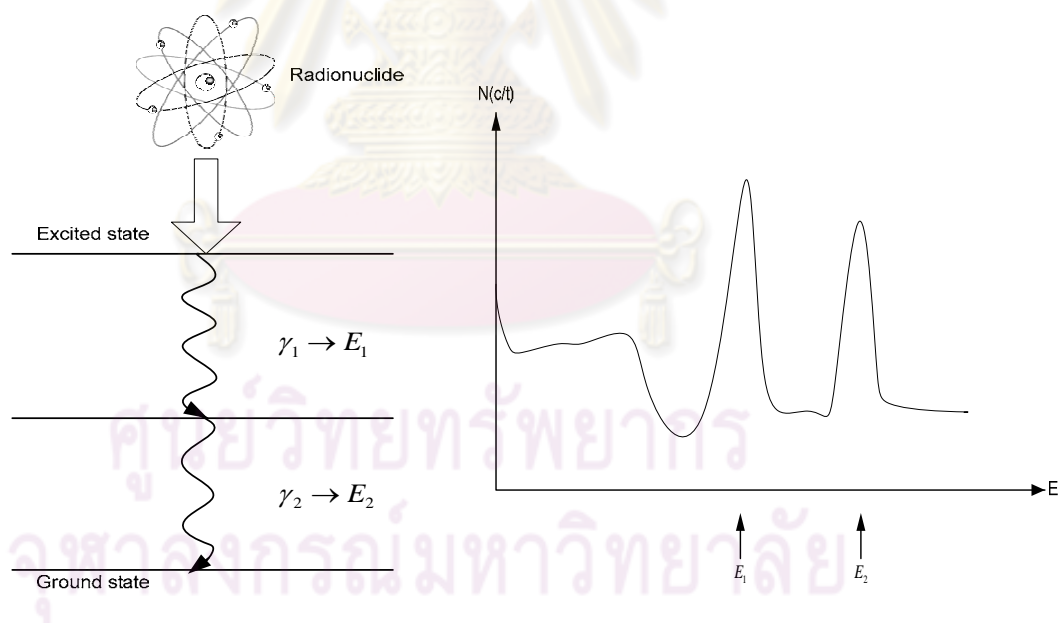
- เมื่อ
- E = พลังงานของรังสีแกมมา (keV)
 - h = ค่าคงที่ของพลังค์
(Planck's constant = 4.135×10^{-18} (keV.s))
 - ν = ความถี่ของคลื่น (s^{-1})
 - λ = ความยาวคลื่น (Å)

รังสีแกมมาแตกต่างกับรังสีเอกซ์ ที่แหล่งกำเนิด กล่าวคือ รังสีแกมมาเกิดจากการที่นิวเคลียสมีการเปลี่ยนแปลง หลังจากการสลายตัวหรือเกิดปฏิกิริยานิวเคลียร์ นิวเคลียสจะอยู่ในสถานะกระตุ้น (excited state) และลดระดับพลังงานลงมาอยู่ในสถานะพื้น (ground state) จะปลดปล่อยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าออกมาในรูปรังสีแกมมา ถ้าให้สถานะเริ่มต้นนิวเคลียสมีระดับพลังงาน E_i (สถานะกระตุ้น) และ E_f เป็นสถานะสุดท้าย ถ้าสถานะสุดท้ายเป็นสถานะพื้น การลดระดับพลังงานจะสิ้นสุด แต่ถ้าสถานะสุดท้ายยังเป็นสถานะกระตุ้นอยู่ การลดระดับพลังงานก็จะเกิดขึ้นอีกจนกระทั่งถึงสถานะพื้น พลังงานของรังสีแกมมาที่ถูกปลดปล่อยออกมาจะเท่ากับผลต่างระหว่างพลังงานของสถานะเริ่มต้นกับพลังงานของสถานะสุดท้าย ดังนี้

$$h\nu = \Delta E = E_i - E_f \quad (2.3)$$

2.3 การวิเคราะห์พลังงานอนุภาคนิวเคลียร์

การวิเคราะห์พลังงานอนุภาคนิวเคลียร์ที่เกิดจากกระบวนการในทางนิวเคลียร์ต่าง ๆ ได้แก่ การสลายตัวของสารกัมมันตรังสี (Radioactive Decay) ปฏิกิริยานิวเคลียร์ (Nuclear Reaction) และอันตรกิริยานิวเคลียร์ (Nuclear Interaction) เป็นต้น สามารถทำการวิเคราะห์ได้โดยใช้อุปกรณ์วิเคราะห์ความสูงของพัลส์ (Pulse Height Analyze: PHA) ซึ่งจะทำได้ข้อมูลที่นำไปสู่การวิเคราะห์ธาตุในเชิงคุณภาพ และเชิงปริมาณด้วยเทคนิคทางนิวเคลียร์ดังแสดงในรูปที่ 2.1 เมื่ออะตอมธาตุได้ปลดปล่อยพลังงานจากอะตอมออกมาเป็นรังสีแกมมาเมื่อพลังงานที่ออกมาจากอะตอมธาตุผ่านเข้าสู่ระบบวัดจะถูกแจกแจงเป็นความถี่ของพัลส์ที่พลังงานต่าง ๆ ที่เรียกว่า “สเปกตรัมนิวเคลียร์” ดังที่แสดงในรูปที่ 2.1 ข. การแสดงตำแหน่งพลังงานที่ปลดปล่อยพลังงานในแกนแนวนอนของเส้นกราฟสัมพันธ์กับระดับพลังงานที่ปลดปล่อยจากต้นกำเนิดรังสีและผลรวมของจำนวนนับอนุภาคนิวเคลียร์บนพื้นที่ได้พิคพลังงาน (Integral Area) จะบอกสัดส่วนปริมาณของธาตุนั้น ๆ



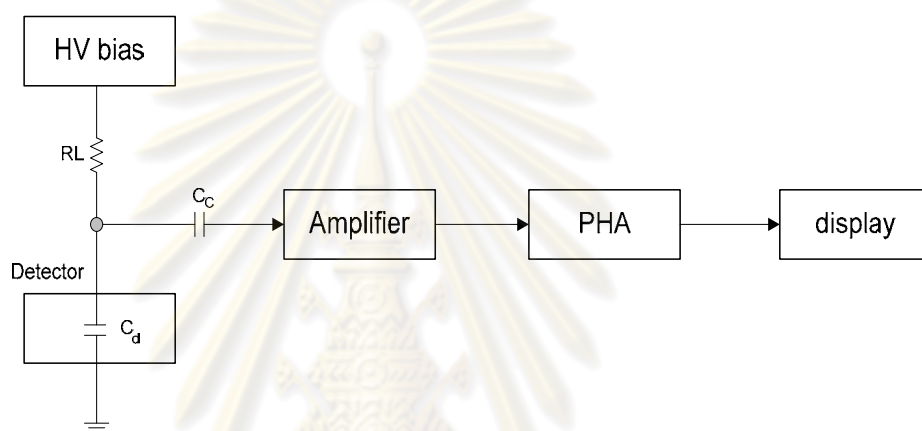
ก. แผนผังการปลดปล่อยพลังงาน
จากอะตอมของธาตุ

ข. สเปกตรัมนิวเคลียร์จากการวิเคราะห์
ความสูงของพัลส์

รูปที่ 2.1 การวิเคราะห์พลังงานด้วยอุปกรณ์วิเคราะห์ความสูงของพัลส์

1. สัญญาณพัลส์นิวเคลียร์

กระบวนการวิเคราะห์สัญญาณพัลส์นิวเคลียร์อาศัยหลักการเปลี่ยนพลังงานจลน์ของอนุภาคนิวเคลียร์จากการถ่ายโอนพลังงานแก่ตัวกลางที่เหมาะสมภายในหัววัดรังสีไปเป็นปริมาณทางไฟฟ้า (ประจุไฟฟ้า, กระแสไฟฟ้าหรือความต่างศักย์ไฟฟ้า) โดยปริมาณทางไฟฟ้าจะมากหรือน้อยขึ้นอยู่กับพลังงานที่ถ่ายโอนในหัววัดรังสี หลังจากนั้นปริมาณทางไฟฟ้าจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าในรูปพัลส์ที่มีความสูงสัมพันธ์กับพลังงานของอนุภาคนิวเคลียร์นั้น ๆ ลำดับขั้นตอนการวิเคราะห์สัญญาณแสดงดังรูปที่ 2.2



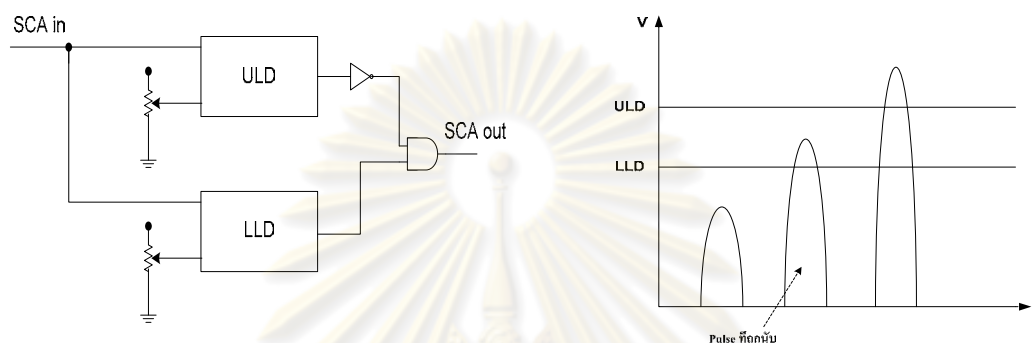
รูปที่ 2.2 แผนภาพของระบบวิเคราะห์อนุภาคนิวเคลียร์

สัญญาณพัลส์ที่มีขนาดเล็กจากหัววัดรังสีในระบบวัดนิวเคลียร์ ตามรูปที่ 2.2 จะถูกส่งต่อไปยังภาคขยายสัญญาณเพื่อทำการขยายและแต่งรูปสัญญาณด้วยกระบวนการกรองความถี่ที่มีย่านการตอบสนองความถี่แคบ (narrow band amplifier) ตามเทคนิคการวิเคราะห์สเปกตรัม (spectroscopy) ให้ได้อัตราส่วนสัญญาณพัลส์ต่อสิ่งรบกวนสูงและสัญญาณพัลส์ ที่รับการขยายแล้วซึ่งมีขนาดความสูงของพัลส์แปรเปลี่ยนตามพลังงานจะถูกส่งให้กับระบบวิเคราะห์พลังงานเพื่อจำแนกความสูงของพัลส์ ที่เรียกกระบวนการวิเคราะห์พลังงานของอนุภาคนิวเคลียร์นี้ว่าการวิเคราะห์ความสูงของพัลส์

2. หลักการวิเคราะห์ความสูงของพัลส์

สัญญาณพัลส์จากภาคขยายของระบบวัดนิวเคลียร์จะมีลักษณะเป็นสัญญาณอนาล็อก การวิเคราะห์ความสูงของพัลส์ชนิดวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดียว (SCA) ดังแสดงในรูปที่ 2.3 ก. อาศัยการจำแนกความสูงพัลส์ โดยการเปรียบเทียบความสูงของพัลส์กับระดับ

อ้างอิง 2 ระดับ ด้วยวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าที่มีศักดาอ้างอิงระดับล่างเรียกว่า Lower Level Discriminator (LLD) และวงจรเปรียบเทียบศักดาไฟฟ้าที่มีศักดาอ้างอิงระดับบนเรียกว่า Upper Level Discriminator (ULD) ผลต่างของศักดาอ้างอิงไฟฟ้าทั้งสองเรียกว่า หน้าต่างวิเคราะห์พลังงาน (Energy Window)



ก. ส่วนประกอบหลักของ SCA

ข. การวิเคราะห์พัลส์ด้วย SCA

รูปที่ 2.3 การวิเคราะห์ความสูงของพัลส์ชนิดวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยว

การวิเคราะห์ความสูงของพัลส์ตลอดย่านวิเคราะห์ด้วยระบบวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยวทำได้โดยการเลื่อน LLD ครั้งละ 1 ค่าโดยมีผลต่างระหว่าง ULD และ LLD เท่ากัน และตั้งเวลานับเท่า ๆ กัน ข้อมูลจากการบันทึกผลการวัดแบบแยกนับเฉพาะความสูงของพัลส์เมื่อสร้างเป็นเส้นกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการนับวัดกับ LLD จะได้สเปกตรัมดังรูปที่ 2.1 ข.

2.4 ประสิทธิภาพในการวัด (detection efficiency)

การปลดปล่อยรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีนั้นจะมีทิศทางรอบตัว (4π) ดังนั้นการที่จะวัดรังสีได้ทั้งหมด 100 % จะต้องออกแบบหัววัด ให้สามารถวัดรังสีที่ออกมารอบตัวได้หมดซึ่งเป็นไปได้ยาก ในทางปฏิบัติการวัดรังสีจะวัดได้เฉพาะรังสีส่วนที่ตกกระทบบริเวณตัวกลาง ที่ไวต่อรังสีเท่านั้นจึงจำเป็นต้องพิจารณาผลกระทบต่อการวัดรังสีต่างๆ อันได้แก่ ผลการจัดรูปทรงการวัดรังสี (Geometry effect) ผลจากการลดทอนความแรงรังสีของต้นกำเนิดรังสีเอง (source effect) และผลของความสามารถในการวัดรังสี (detector effect) เป็นต้น ทำให้มีการนิยามประสิทธิภาพของการวัดรังสีจากการเปรียบเทียบปริมาณรังสีส่วนที่ต้องการวัดกับปริมาณรังสีที่บันทึกได้จากเครื่องวัดรังสีแบบนับรวม (integral) ซึ่งสามารถแบ่งได้เป็น 2 ลักษณะคือ

$$\text{ประสิทธิภาพสัมบูรณ์ (absolute efficiency)} = \mathcal{E}_{abs}$$

$$\text{ประสิทธิภาพในหัววัดรังสี (intrinsic efficiency)} = \mathcal{E}_{int}$$

$$\mathcal{E}_{abs} = \frac{\text{ปริมาณรังสีที่บันทึกได้}}{\text{ปริมาณรังสีที่ปลดปล่อยจากต้นกำเนิดรอบตัว}} \quad (2.4)$$

$$\mathcal{E}_{int} = \frac{\text{ปริมาณนับวัดที่บันทึกได้}}{\text{ปริมาณรังสีที่ตกกระทบหัววัดรังสี}} \quad (2.5)$$

ประสิทธิภาพการวัดรังสีทั้งสองมีความสัมพันธ์กันดังนี้

$$\mathcal{E}_{int} = \mathcal{E}_{abs} \times \frac{4\pi}{\Omega} \quad (2.6)$$

เมื่อ Ω คือมุมทรงตัน (solid angle) ที่หน้าต่างหัววัดรังสีซึ่งมีจุดเริ่มต้นจากต้นกำเนิดรังสี ประสิทธิภาพของการวัดรังสีดังกล่าวขึ้นอยู่กับประสิทธิภาพของระบบอิเล็กทรอนิกส์ร่วมกับ ประสิทธิภาพของหัววัดรังสีซึ่งโดยพื้นฐานแล้วขึ้นอยู่กับชนิดของตัวกลางวัดรังสี พลังงานและ ชนิดของรังสีและความหนาของตัวกลางเป็นต้น ดังนั้นเมื่อทราบประสิทธิภาพของการวัดรังสีจะ สามารถคำนวณหาค่าความแรงรังสีที่ปลดปล่อยจากสารกัมมันตรังสี (source strength: S) จากผล การนับรังสี (N) เพื่อนำไปสู่การหาความแรงรังสี (activity) ได้ดังสมการที่ 2.7

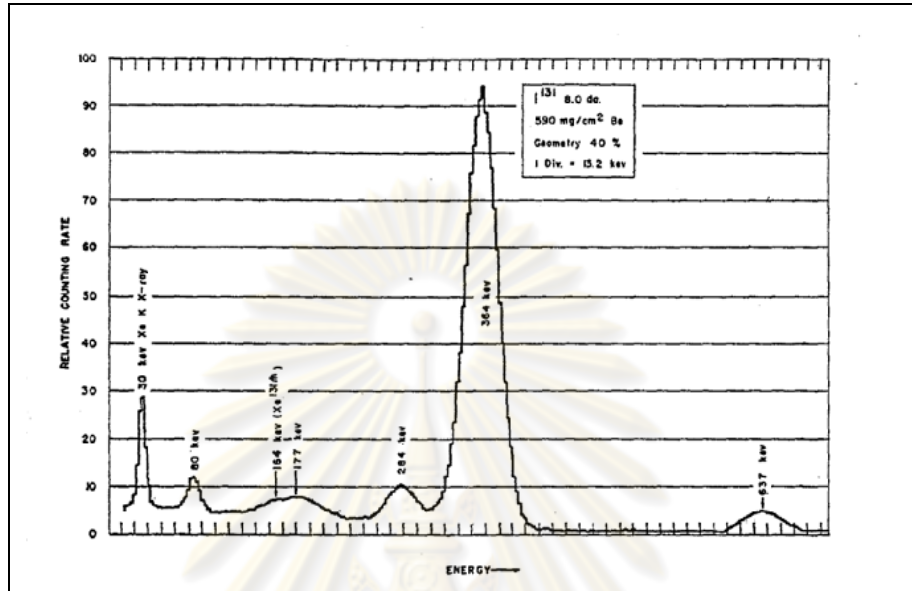
$$S = \frac{N}{\mathcal{E}_{abs}} \quad (2.7)$$

2.5 ไอโอดีน-131 ($I-131$)^[5]

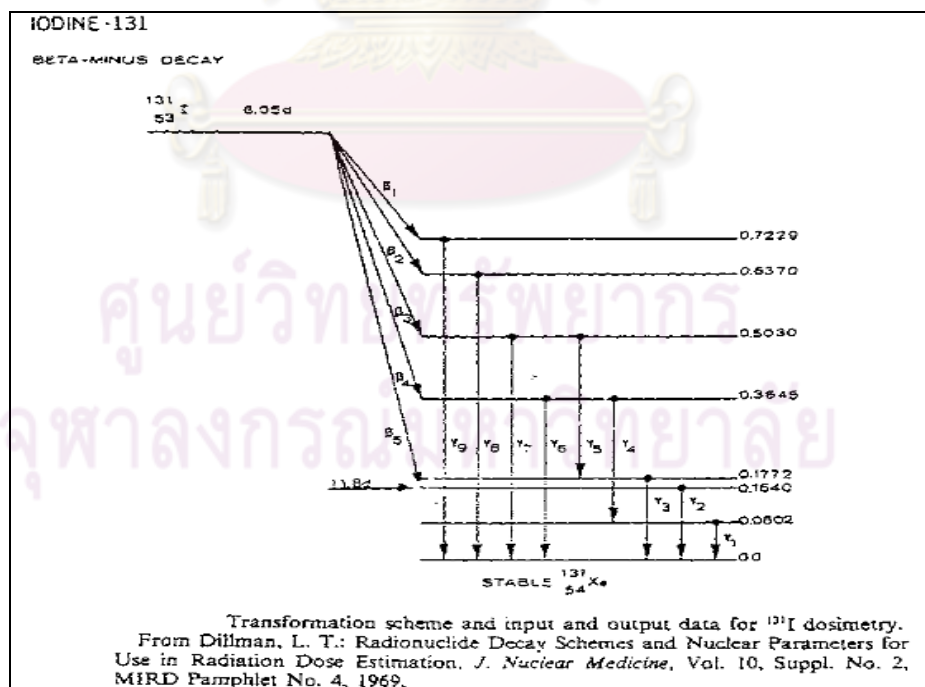
ไอโอดีน-131 เป็นสารระเหย มีค่าครึ่งชีวิต (half-life) 8.04 วัน สลายตัวให้รังสีบีตา 5 อนุภาค และรังสีแกมมาหลายค่าพลังงาน ดังแสดงในสเปกตรัมรังสีแกมมาไอโอดีน-131 และ decay scheme ของไอโอดีน-131 ในรูปที่ 2.4, 2.5 ตามลำดับ

ผู้ปฏิบัติงานที่มีโอกาสได้รับสารรังสีเข้าสู่ร่างกายจะเป็นกลุ่มที่ทำงานเกี่ยวข้องกับต้นกำเนิดรังสีชนิดไม่ปิดผนึก (unsealed source) ที่สามารถระเหย และฟุ้งกระจายเข้าสู่ร่างกายได้ง่าย โดยการหายใจอวัยวะหรืออวัยวะที่ไอโอดีน-131 จะไปสะสมมากที่สุดคือต่อมไทรอยด์ เมื่อ ไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกายจะไปอยู่ที่ต่อมไทรอยด์ 0.3 ส่วน และอีก 0.7 ส่วนจะถูกขับออกมาทาง

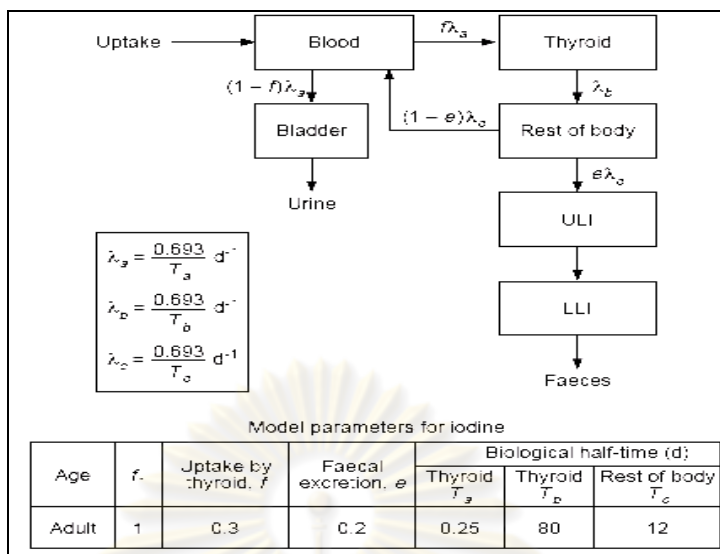
ปัสสาวะ และส่วนน้อยที่ขับออกมาทางอุจจาระดังนั้นจึงสามารถวัดปริมาณรังสีของ I-131 ได้โดยตรงที่ไทรอยด์และวัดโดยอ้อมทางปัสสาวะดังแสดงในรูปที่ 2.6



รูปที่ 2.4 สเปกตรัมรังสีแกมมาของไอโอดีน-131^[6]



รูปที่ 2.5 decay scheme ของไอโอดีน-131



รูปที่ 2.6 Biokinetic model สำหรับไอโอดีนในผู้ใหญ่

1. ค่าประมาณการของการอ้าพเทค (uptake) ไอโอดีน-131 ^[5]

เมื่อ I-131 เข้าสู่ร่างกาย 0.3 ส่วนจะไปอ้าพเทคที่ต่อมไทรอยด์ ทำให้ปริมาณรังสีที่ไทรอยด์สูงหลังจากนั้น เมื่อเวลาผ่านไปปริมาณรังสีจะลดลงเรื่อยๆดังแสดงในตารางที่ 2.1 และ 2.2

ตารางที่ 2.1 การอ้าพเทค I-131 (Vapour) จากการได้รับทางการหายใจ (Routine monitoring)

Time after Intake (d)	Predicted values (Bq per Bq intake)	
	Thyroid	Daily urinary excretion
7	1.9×10^{-1}	2.7×10^{-4}
14	1.4×10^{-1}	1.9×10^{-4}
30	6.6×10^{-2}	1.8×10^{-4}

ตารางที่ 2.2 การอ้าพเทคไอโอดีน-131 (Vapour) จากการได้รับทางการหายใจ (Special monitoring)

Time after Intake (d)	Predicted values (Bq per Bq intake)	
	Thyroid	Daily urinary excretion
1	2.3×10^{-1}	5.3×10^{-1}
2	2.2×10^{-1}	4.3×10^{-2}

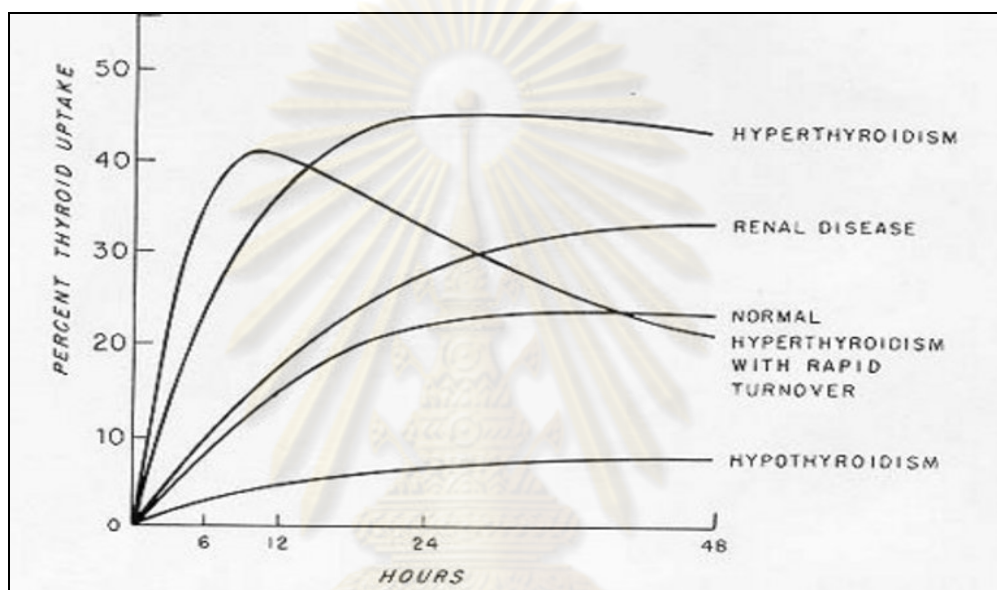
ตารางที่ 2.2 การอ้าพเทคไอโอดีน-131 (Vapour) จากกาได้รับทาการหายใจ (Special monitoring)
(ต่อ)

Time after Intake (d)	Predicted values (Bq per Bq intake)	
	Thyroid	Daily urinary excretion
3	2.0×10^{-1}	2.5×10^{-3}
4	1.9×10^{-1}	2.7×10^{-4}
5	1.7×10^{-1}	1.7×10^{-4}
6	1.5×10^{-1}	1.8×10^{-4}
7	1.4×10^{-1}	1.9×10^{-4}
8	1.3×10^{-1}	2.0×10^{-4}
9	1.2×10^{-1}	2.1×10^{-4}
10	1.1×10^{-1}	2.1×10^{-4}

2. ความแปรปรวนของการอ้าพเทคไอโอดีน-131

ในคนปกติต่อมไทรอยด์สามารถอ้าพเทคไอโอดีน-131ได้สูงสุดที่ 24 ชั่วโมง ความสามารถในการจับไอโอดีนของต่อมไทรอยด์ขึ้นกับปริมาณไอโอดีนที่มีอยู่ในร่างกาย เช่น การรับประทานอาหารที่มีไอโอดีนสูงจะทำให้ต่อมไทรอยด์จับไอโอดีน-131 ได้น้อยลง เพราะถูกเจือจางด้วยไอโอดีนจำนวนมากในร่างกาย ในทางตรงกันข้ามถ้ารับประทานอาหารที่ขาดไอโอดีนจะทำให้ไอโอดีนในร่างกายน้อย ต่อมไทรอยด์จึงจับไอโอดีน-131 ได้มากขึ้น ดังนั้น ค่าไทรอยด์อ้าพเทคในคนปกติจะแตกต่างกัน ในแต่ละแห่งตามปริมาณของไอโอดีนในอาหาร ค่าไทรอยด์อ้าพเทคในแต่ละประเทศอาจแตกต่างกัน หรือแม้แต่ในประเทศเดียวกันก็อาจมีความต่างกันในแต่ละท้องถิ่น เพราะปริมาณของสารไอโอดีนในอาหารของแต่ละเชื้อชาติ หรือแต่ละท้องถิ่นไม่เหมือนกัน แม้รับประทานอาหารไอโอดีนเพียง 300 ไมโครกรัมต่อวันก็ทำให้ต่อมไทรอยด์จับสารกัมมันตรังสีไอโอดีน-131 ได้น้อยลงถ้ารับประทานมากถึง 1000 ไมโครกรัม จะทำให้ค่าไอโอดีน-131 อ้าพเทคลดลงอย่างมาก ดังได้กล่าวแล้วว่าไอโอดีน-131 ไทรอยด์อ้าพเทคในคนปกติสูงสุดที่ 24 ชั่วโมง ถ้าต่อมไทรอยด์ทำงานมากหรืออยู่ในภาวะขาดสารไอโอดีน ค่าไอโอดีน-131 ไทรอยด์อ้าพเทคจะสูง โดยคนที่ต่อมไทรอยด์เป็นพิษนั้นจะมีอ้าพเทคขึ้นสูงสุดระหว่าง 6 ถึง 24 ชั่วโมง ส่วนคนที่ขาดสารไอโอดีนไทรอยด์อ้าพเทคจะสูงที่สุดระหว่าง 24 ถึง 48 ชั่วโมง ผู้ป่วยโรคต่อมไทรอยด์เป็นพิษ บางรายจะมีการไหลเวียนของไอโอดีนอย่างรวดเร็ว โดยจะมีไอโอดีน-131 ไทรอยด์อ้าพเทคขึ้นสูงสุดที่ 3-6 ชั่วโมง แล้วลดลงสู่ระดับปกติหรือต่ำกว่าปกติที่ 24 ถึง 48 ชั่วโมง ดังนั้น การทำไอโอดีน-131

ไทรอยด์อัมพาตที่ 3-6 ชั่วโมงจึงจำเป็นมากในผู้ป่วยที่สงสัยต่อมไทรอยด์เป็นพิษมิเช่นนั้นอาจจะวินิจฉัยโรคผิดได้ ลักษณะของ rapid turnover นี้จะวินิจฉัยแยกจากโรคขาดสารไอโอดีนได้อย่างชัดเจน โดยโรคขาดสารไอโอดีนจะมีการไหลเวียนของไอโอดีนช้า ดังนั้นไอโอดีน-131 ไทรอยด์อัมพาต ส่วนใหญ่จะสูงขึ้นที่ 48 ชั่วโมง หรืออย่างเร็วก็ที่ 24 ชั่วโมง ในทางกลับกันถ้าไทรอยด์ทำงานน้อย (Hypothyroidism) หรือมีการอักเสบ ค่าไอโอดีน-131 ไทรอยด์อัมพาตจะต่ำดังแสดงในรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 การอัมพาตไอโอดีน-131 ของคนปกติและโรคต่างๆ^[7]

3. สาเหตุต่างๆที่มีผลกระทบต่อกรจับไอโอดีน-131 ของต่อมไทรอยด์

(ก) โรคไต ถ้าผู้ป่วยเป็นโรคไตเรื้อรัง ไตจะจับไอโอดีนได้น้อยลง เป็นเหตุให้ไอโอดีนในร่างกายสูงขึ้นจากการที่มีไอโอดีนค้างคั่ง ดังนั้นต่อมไทรอยด์จึงจับไอโอดีน-131 ได้น้อยลง แต่ถ้าไต ลดการจับไอโอดีนอย่างฉับพลัน ไอโอดีน-131 อัมพาตจะสูงขึ้น

(ข) ผู้ที่เคยได้รับการผ่าตัดต่อมไทรอยด์ หรือได้รับการรักษาด้วยไอโอดีน-131 ต่อมไทรอยด์มีขนาดเล็กลง ค่าอัมพาตอาจต่ำกว่าปกติได้

(ค) ยาและสารบางชนิดจะกีดกันต่อมไทรอยด์จับสารกัมมันตรังสีได้น้อยลง ดังรายละเอียดในตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 สาเหตุต่างๆที่ทำให้ค่าไอโอดีน-131 ไทรอยด์อัมพลผิดปกติ^[8]

สาเหตุที่ทำให้ค่าอัมพลสูงขึ้น	สาเหตุที่ทำให้ค่าอัมพลต่ำลง
- โรคต่อมไทรอยด์เป็นพิษ	- โรคต่อมไทรอยด์ทำงานน้อยทั้งชนิดปฐมภูมิและทุติยภูมิ
- ขาดสารไอโอดีน	- Subacute thyroiditis
- หญิงมีครรภ์	- ยาและสารต่างๆ เช่น ยาต้านไทรอยด์ ยาที่มีสารไอโอดีน เป็นต้น
- สารกัมมันตรังสีที่ตกค้างอยู่จากการตรวจหรือรักษาด้วยสารกัมมันตรังสี	- ปริมาณไอโอดีนในร่างกายสูง
- ยา Lithium	

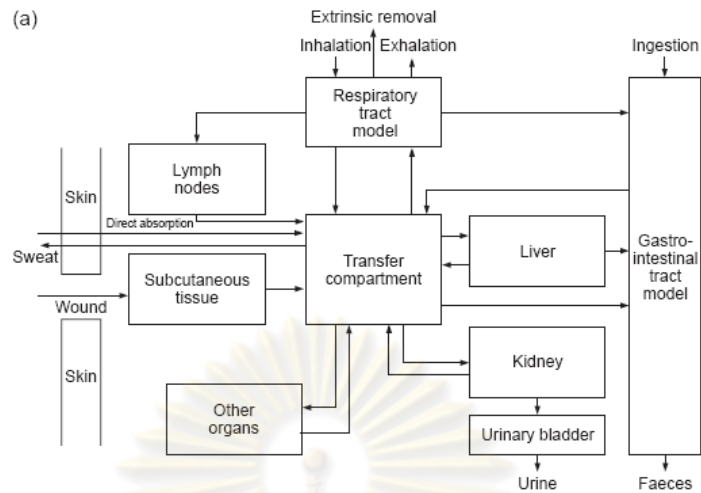
4. เส้นทางการเข้าสู่ร่างกายของสารกัมมันตรังสี

สารกัมมันตรังสีสามารถเข้าสู่ร่างกายได้หลายทางดังแสดงในรูปที่ 2.8 ได้แก่

1. การหายใจ (Inhalation) สารรังสีสามารถเข้าสู่ร่างกายได้โดยการหายใจเข้าไปยังระบบทางเดินหายใจ และส่งผ่านไปยังส่วนอื่นๆในระบบทางเดินหายใจส่วนที่เหลือจะถูกขับออกโดยการหายใจออก และเข้าสู่ระบบย่อยอาหารดูดซึมเข้าสู่ระบบของไหลภายนอกเซลล์และสะสมในอวัยวะอื่นๆในร่างกายโดยกลไกของร่างกาย คุณสมบัติทางเคมีและทางกายภาพของสารรังสีชนิดนั้นๆ

2. การกิน (Ingestion) เมื่อสารรังสีเข้าทางปากจะส่งต่อไปยังระบบย่อยอาหาร สารรังสีที่ไม่ดูดซึมในกระเพาะอาหารจะถูกขจัดออกจากร่างกายโดยทางอุจจาระ ถ้าสารรังสีนั้นสามารถนำพาไปได้ตามของไหล ภายในร่างกายจะส่งผ่านไปตามส่วนต่างๆโดยการแพร่และการรวมเป็นเนื้อเดียวกันกับน้ำหรือคงอยู่ในอวัยวะและเนื้อเยื่อ

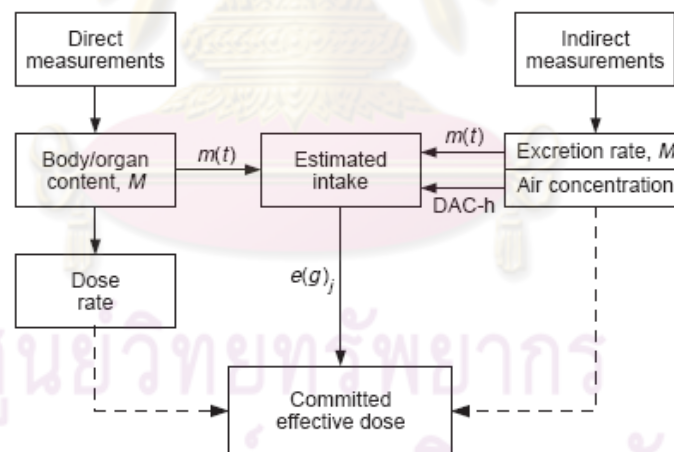
3. ซึมผ่านผิวหนัง (Absorption through skin) การดูดซึมจะสะสมอยู่ในอวัยวะใต้ผิวหนังและเลือด สารรังสีบางตัวจะคงอยู่ที่ใต้ผิวหนังก่อนระยะหนึ่งก่อนที่จะดูดซึมเข้าไปตามส่วนต่างๆ



รูปที่ 2.8 เส้นทางการได้รับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย^[9]

5. การวัดปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย

สามารถทำได้ทั้งทางตรงและทางอ้อมดังแสดงในรูปที่ 2.9 ซึ่งประกอบด้วย

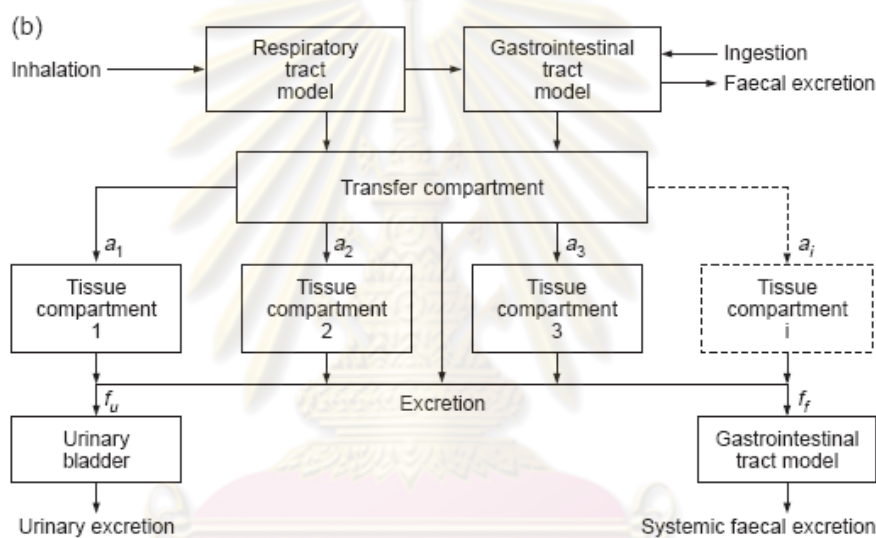


รูปที่ 2.9 วิธีหาปริมาณการได้รับรังสีเข้าสู่ร่างกาย^[9]

1. วัดปริมาณรังสีทั่วร่างกายหรือการวัดรังสีเฉพาะอวัยวะ เช่น ใช้ เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกาย (Whole Body Counting (WBC))
2. วัดจากตัวอย่างทางชีววิทยา เช่น วัดจากอัตราการขับถ่ายหรือวัดอัตราการหายใจเข้า
3. วัดจากตัวอย่างทางกายภาพ เช่น filters from personal, fixed air samplers

6. การกำจัดสารกัมมันตรังสีออกจากร่างกาย (Elimination, Excretion)

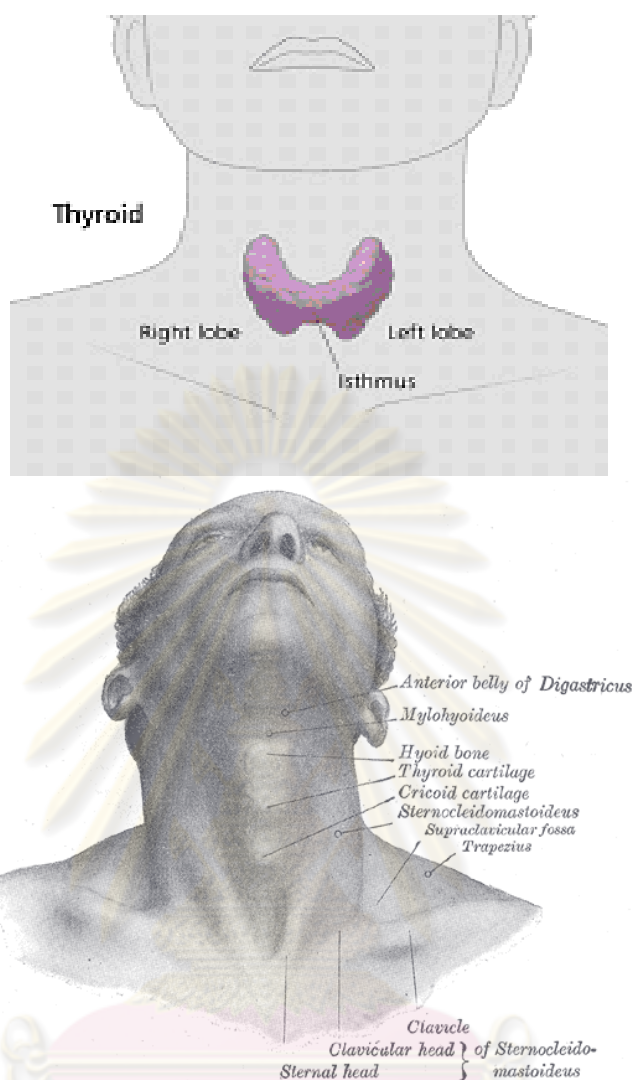
การกำจัดสารรังสีออกจากร่างกายเกิดขึ้นได้ทั้งจากการสลายตัวของสารรังสีเอง และจากร่างกายขจัดออกโดยการขับถ่ายออกทางปัสสาวะ อุจจาระ หายใจออก และเหงื่อ การขับถ่ายสารรังสีออกทางอุจจาระมาจากการรับสารรังสีเข้าไปแล้วไม่เกิดการดูดซึมในของไหลภายในร่างกาย ส่วนการขับถ่ายสารรังสีออกทางปัสสาวะนั้นเกิดจากสารรังสีนั้นเกิดการดูดซึมในกระเพาะอาหาร โดยเฉพาะท้องหรือลำไส้เล็ก แล้วส่งผ่านไปยังระบบของเหลวลงไปที่ไตและกระเพาะปัสสาวะ สารรังสีที่สะสมในอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกายอาจจะส่งกลับไปทีระบบของไหล และกำจัดออกโดยทางปัสสาวะและอุจจาระได้เช่นกันดังแสดงใน รูปที่ 2.10



รูปที่ 2.10 การขับถ่ายสารรังสีของร่างกาย^[9]

7. วัดหาปริมาณรังสีไอ โอดีน-131 จากร่างกายมนุษย์บริเวณไทรอยด์

การวัดหาปริมาณรังสีจะทำได้ง่ายขึ้นในกรณีที่เราจะทำการวัดในจุดใดของร่างกาย และค่านับวัดที่ได้นี้จะเปลี่ยนแปลงไปตามชนิดของเครื่องมือที่ใช้วัด ชนิดของหัววัดรังสี และขนาดของหัววัดรังสี และค่านับวัดก็จะขึ้นกับระยะห่างของหัววัดกับจุดที่ต้องการวัดรวมถึงทิศทางการเบี่ยงเบนของรังสีที่เกิดขึ้นขณะที่ทำการนับวัดซึ่งปัจจัยเหล่านี้จะถูกลำมาปรับปรุงเพื่อให้ได้ค่านับวัดที่ถูกต้องและเที่ยงตรงที่สุด ซึ่งในกรณีของสารรังสีไอ โอดีน-131 ไทรอยด์ที่อยู่บริเวณกึ่งกลางด้านหน้าลำคอไทรอยด์ คือ ต่อมไทรอยด์ที่อยู่ด้านหน้าของลำคอ ดังในรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 บริเวณของไทรอยด์ที่ทำการวัดหาปริมาณรังสีไอโอดีน-131 ของมนุษย์

ต่อมไทรอยด์มีลักษณะคล้ายปีกผีเสื้อที่อยู่บริเวณคอใต้ลูกกระเดือกขนาดจะเปลี่ยนไปตามอายุ เพศ และสภาวะทางโภชนาการ โดยเฉลี่ยแล้วจะมีขนาด ยาว 5 เซนติเมตรกว้าง 6 เซนติเมตรแบ่ง ออกเป็น 2 พูซึ่งแต่ละพูจะมีขนาดประมาณ $5 \times 2 \times 2$ เซนติเมตร จะมีน้ำหนักประมาณ 20-40 กรัม แผล่อกทางด้านข้างและคลุมพื้นที่บริเวณด้านหน้าและด้านข้างของหลอดลม (Trachea) รวมทั้ง ส่วนของกระดูกอ่อนคริคอยด์ (cricoid cartilage) และส่วนล่างของของกระดูกอ่อน ไทรอยด์ (thyroid cartilage) ทั้งสองพูนี้จะเชื่อมกันที่คอคอดไทรอยด์ (isthmus) ซึ่งอยู่ที่บริเวณ ด้านหน้าต่อกระดูกอ่อนของหลอดลม (trachea cartilage) ชั้นที่สองหรือสาม เนื่องจากต่อม ไทรอยด์มีกล้ามเนื้อปกคลุมอยู่ซึ่งได้แก่กล้ามเนื้อสเตอร์โนไฮอยด์ (sternohyoid) สเตอร์โน ไทรอยด์ (sternothyroid) และโอโมไฮอยด์ (omohyoid) ทำให้ต่อมไทรอยด์ที่อยู่ในสภาวะปกติจะ ไม่สามารถมองเห็นหรือคลำเจอไทรอยด์ในคอได้ นอกจากเกิดอาการผิดปกติทำให้ต่อมไทรอยด์มี

ขนาดใหญ่ขึ้นจนสามารถมองเห็นได้ เช่นเป็นโรคคอหอยพอก แต่ถึงอย่างไรเราก็ยังสามารถที่จะหาตำแหน่งที่ถูกต้องของต่อมไทรอยด์ของแต่ละบุคคลโดยการคลำหาอวัยวะอื่นที่อยู่ในตำแหน่งเดียวกับต่อมไทรอยด์เช่นบริเวณด้านหน้าต่อกระดูกอ่อนของหลอดลมชั้นที่สองหรือที่สามซึ่งจะถือได้ว่าเป็นจุดกึ่งกลางเชื่อมต่อระหว่างต่อมไทรอยด์ด้านซ้ายและด้านขวาการหาตำแหน่งที่ถูกต้องของต่อมไทรอยด์ของผู้ที่มาทำการตรวจวัดเป็นสิ่งสำคัญยิ่งในการวัดและการประเมินค่าปริมาณรังสีจากภายในร่างกายของผู้มาทำการตรวจวัดซึ่งผลที่ได้คือ ผลการนับวัดจะถูกต้องตามประสิทธิภาพของเครื่องวัดได้อย่างสูงสุดตามความสามารถของเครื่องวัดซึ่งขั้นตอนของการตรวจวัดมีดังนี้คือ

- 1.) สํารวจข้อมูลกลุ่มที่มีความจำเป็นที่จะต้องทำการตรวจวัดปริมาณรังสีภายในร่างกายจาก ปริมาณรังสี ที่ผู้ปฏิบัติงานทำงานเกี่ยวข้อง
- 2.) สอบเทียบเครื่องมือโดยใช้สารรังสีมาตรฐานที่ต้องการตรวจวัด
- 3.) หาประสิทธิภาพของระบบนับวัดรังสี
- 4.) วัดแบบคร่าวๆในบริเวณที่จะทำการวัด เพื่อนำผลมาประกอบในการคำนวณ
- 5.) วัดหาปริมาณรังสีภายในร่างกายโดยใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกาย
- 6.) นำค่าที่วัดได้มาประเมินค่าปริมาณรังสีจากภายในร่างกาย โดยคำนวณในรูปของค่าปริมาณรังสีซึ่งผล (Committed Effective Dose Equivalent : CEDE)

7.) นำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับขีดจำกัดการได้รับรังสีของผู้ปฏิบัติงานทางรังสีในหนึ่งปีไม่ควรเกิน 20 mSv การได้รับรังสีในที่นี้คือผลรวมของการได้รับรังสีจากภายนอกในร่างกาย และภายในร่างกาย ซึ่งการได้รับรังสีภายในร่างกายก็มีข้อกำหนดค่าความแรงรังสีต่ำสุดที่ผู้ปฏิบัติงานต้องตรวจวัดปริมาณรังสีจากภายในร่างกายเมื่อใช้งานกับสารรังสีที่สนใจ และค่า Annual Limited on Intake (ALI) หมายถึงปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้ร่างกายรับได้ในหนึ่งปี มีหน่วยเป็น Becquerel (Bq) ซึ่งคำนวณได้จากค่า Dose limit ที่ 20 mSv หารด้วยค่า Dose Coefficient ของ ไอโอดีน-131 มีค่าเท่ากับ 2×10^{-8} Sv/Bq สำหรับสารรังสีไอโอดีนมีค่าเท่ากับ 1.8×10^6 Bq

8. การคำนวณปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate) ^[5]

การหาปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate) สามารถคำนวณได้จากผลการตรวจวัดด้วยวิธีการตรวจวัดต่างๆ คือ การตรวจวัดปริมาณสารรังสีในอากาศ การวัดปริมาณรังสีในร่างกายโดยตรง และการวัดรังสีในสิ่งขับถ่าย

- ก.) การคำนวณปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายโดยการวัดความเข้มข้นของสารรังสี

ในอากาศวิธีการนี้สามารถทำได้โดยการเก็บตัวอย่างอากาศในสถานที่ปฏิบัติงาน โดยทำการดูดจับอากาศในบริเวณที่ใกล้เคียงกับที่คนทำงานหายใจมาทำการวัดวิเคราะห์ เพื่อหาความเข้มข้นของสารรังสีในอากาศ ปริมาณสารรังสีที่ร่างกายได้รับสามารถคำนวณได้จากสมการ 2.8

$$\text{Intake} = \text{CIT} \quad (2.8)$$

C = ความเข้มข้นของสารรังสีในอากาศ (Bq/m^3)

I = อัตราการหายใจเข้าสู่ร่างกายซึ่งมีค่าเท่ากับ $0.02 \text{ m}^3/\text{min}$

T = เวลาที่ปฏิบัติงาน (min)

ค่าความเข้มข้นของสารรังสีในอากาศที่ได้สามารถนำไปเปรียบเทียบกับค่า DAC ซึ่งหมายถึง ค่าความเข้มข้นของสารรังสีในอากาศที่ยอมให้ผู้ปฏิบัติงานด้านรังสีในบริเวณนั้นปฏิบัติงานได้ 8 ชั่วโมงต่อวัน 5 วันในหนึ่งสัปดาห์ 50 สัปดาห์ใน 1 ปี

ข.) การคำนวณปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายโดยตรง

เป็นการวัดปริมาณสารรังสีที่มีอยู่ในร่างกายโดยตรง โดยพลังงานจะต้องมากพอที่สามารถวัดได้จากภายนอกร่างกาย เครื่องวัดรังสีชนิดนี้ต้องมีหัววัดรังสีที่มีประสิทธิภาพสูงอยู่ในเครื่องกำบังที่ดี มีความไวสูง สามารถแยกพลังงานรังสีแกมมาได้ดี และค่าปริมาณรังสีตามธรรมชาติต่ำ การวัดโดยวิธีนี้จะเป็นที่ยอมรับมากกว่าการวิเคราะห์ในปัสสาวะ ข้อดีของการวัดด้วยวิธีนี้คือ ในกรณีเกิดอุบัติเหตุสามารถวัดและประเมินผลได้อย่างรวดเร็ว

ค.) การคำนวณปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายจากสิ่งขับถ่าย

สารกัมมันตรังสีที่เข้าสู่ร่างกายทางการหายใจ การกลืนกิน และการดูดซึมผ่าน จะผ่านกระบวนการต่างๆภายในร่างกายแล้วเกิดการสะสมที่อวัยวะต่างๆภายในร่างกายและจะขับออกจากร่างกายโดยทางอุจจาระ ปัสสาวะ การหายใจออก และโดยทางเหงื่อ เราสามารถหาปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายได้โดยการวัดในสิ่งขับถ่าย ส่วนใหญ่สิ่งขับถ่ายที่นิยมวิเคราะห์คือการเก็บตัวอย่างอุจจาระหรือปัสสาวะมาวิเคราะห์ด้วยเครื่องวัดรังสีชนิดต่างๆ เช่น เครื่องวัดรังสีแอลฟา เครื่องวัดรังสีบีตา และเครื่องวัดรังสีแกมมาเป็นต้น

ง.) การประเมินปริมาณรังสีที่ร่างกายได้รับ

หลังจากคำนวณค่าความแรงรังสีที่ร่างกายได้รับ (intake estimate) แล้วนำค่าที่ได้มาประเมินค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายและอวัยวะต่างๆได้รับ โดยคิดค่า weighting factor (W_T) สำหรับอวัยวะต่างๆ ดังแสดงในตารางที่ 2.4

ตารางที่ 2.4 แสดงค่า weighting factor ของอวัยวะและเนื้อเยื่อต่างๆ

Organ or Tissues	Weighting factor(W_T)
Gonads	0.20
Red bone marrow	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12
Stomach	0.12
Bladder	0.05
Breast	0.05
Liver	0.05
Oesophagus	0.05
Thyroid	0.05
Skin	0.01
Bone surface	0.01
Remainder	0.05

จ.) ค่าต่างๆที่ควรทราบเกี่ยวกับการคำนวณค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131

Committed Dose Equivalent (CDE) เป็นอัตราส่วนปริมาณรังสีสมมูล (dose equivalent) ที่อวัยวะและเนื้อเยื่อได้รับในช่วงเวลา 50 ปี หลังจากได้รับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย โดยการหายใจการกลืนกินหรือซึมผ่านผิวหนัง มีหน่วยเป็น Sv

Committed Effective Dose Equivalent (CEDE) เป็นอัตราส่วนปริมาณรังสีสมมูล (dose equivalent) ที่ทั่วร่างกายได้รับในช่วงเวลา 50 ปี หลังจากได้รับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย ซึ่งมีค่าเท่ากับผลรวมของ Committed Dose Equivalent ในแต่ละเนื้อเยื่อคูณกับค่า weighting factor ของเนื้อเยื่อนั้นๆ มีหน่วยเป็น Sv

$$CEDE = \sum (W_T \cdot CDE) \quad (2.9)$$

การแปลผลเป็นปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ของเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายที่สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติมีขั้นตอนดังนี้

- หาค่า Efficiency ของระบบวัด

- ทำการนับวัดค่าปริมาณรังสีใน phantom ที่มีหน่วยเป็น cps (count per second) ที่ ระยะต่างๆของระบบนับวัด
- คำนวณค่าประสิทธิภาพของการนับวัด (Efficiency: eff) ของแต่ละระยะ

$$\text{Efficiency} = \frac{CPS}{DPS \times \gamma \text{ emission ratio}} \quad (2.10)$$

CPS = คำนับวัดต่อวินาทีของสารรังสี มาตรฐานไอโอดีน-131

DPS = ค่าความแรงรังสีของสารรังสี ณ เวลาที่ทำกรนับวัด
มีหน่วยเป็น Bq

$\gamma \text{ emission ratio}$ = เปอร์เซนต์การสลายตัวของรังสีแกมมาของไอโอดีน-131

- คำนวณค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากการวัด โดยตรงจากไทรอยด์ของผู้ที่มาทำการนับวัด มีหน่วยเป็น Bq

$$\text{ปริมาณรังสีไอโอดีน-131 ในไทรอยด์ (Activity)} = \frac{CPS}{eff \times \gamma \text{ emission ratio}} \quad (2.11)$$

CPS = คำนับวัดต่อวินาทีจากไทรอยด์

eff = ค่าประสิทธิภาพของการนับวัด

$\gamma \text{ emission ratio}$ = เปอร์เซนต์การสลายตัวของรังสีแกมมาที่ค่าพลังงาน 365 KeV ของไอโอดีน-131 มีค่าเท่ากับ 0.81

- คำนวณค่าปริมาณรังสีที่อยู่ภายในร่างกายของผู้ที่มาทำการนับวัด
- ใช้สมการตามวิธีการของ ICRP 78 ซึ่งแบ่งตามโปรแกรมการตรวจวัด 2 กรณี
1. กรณีการตรวจวัดแบบ Special monitoring ซึ่งเป็นการตรวจวัดเมื่อเกิดเหตุการณ์สงสัยว่าผิดปกติ

$$\text{Intake estimate} = \frac{M}{m(t)} \quad (2.12)$$

2. กรณีการตรวจวัดแบบ Routine monitoring ซึ่งเป็นการตรวจวัดเป็นประจำสม่ำเสมอ มีการกำหนดคนที่มาตรวจวัดและช่วงเวลาแน่นอน

$$\text{Intake estimate} = \frac{M}{m\left(\frac{T}{2}\right)} \quad (2.13)$$

M = ค่าความแรงรังสีรังสีที่วัดได้จากไทรอยด์ของผู้มาทำการนับวัด

$m(t)$ = ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากอวัยวะที่เวลา t วันหลังจากรับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย
1 Bq

$m\left(\frac{T}{2}\right)$ = ปริมาณสารรังสีที่วัดได้จากอวัยวะที่เวลาถึงกลางของช่วงเวลากการตรวจวัดแบบ
Routine monitoring ต่อรับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย 1 Bq

- ประเมินผลเป็นปริมาณสารรังสีไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกาย

(ก) Committed Effective Dose Equivalent คือปริมาณไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกายต่อทุกอวัยวะของร่างกายโดยรวม

(ข) Committed Dose Equivalent คือปริมาณไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกายที่ต่อมไทรอยด์

(ค) CEDE per unit intake คือปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายจากการรับความแรงรังสี 1 Bq ต่อทุกอวัยวะโดยรวมของร่างกาย ในเอกสาร ICRP78 ได้กำหนดไว้สำหรับไอโอดีน-131 มีค่า = 2×10^{-8} Sv/Bq

(ง) CDE per unit intake คือปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายจากการรับความแรงรังสี 1 Bq ต่ออวัยวะใดๆ สำหรับไอโอดีน-131 อวัยวะวิกฤติ คือ ไทรอยด์ ซึ่งมีค่า weighting factors = 0.05 จึงสามารถคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$\text{CEDE per unit intake} = \text{CDE per unit intake} \times w_T \quad (2.14)$$

$$2 \times 10^{-8} \text{ Sv/Bq} = \text{CDE per unit intake} \times 0.05$$

$$\text{CDE per unit intake} = \frac{2 \times 10^{-8}}{0.05}$$

$$= 4 \times 10^{-7} \text{ Sv/Bq}$$

บทที่ 3

การพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้ เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้

การวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ในงานวิจัยนี้ใช้เทคนิคการวัดรังสีแกมมาโดยตรงบริเวณต่อมไทรอยด์ที่ถือว่าเป็นอวัยวะวิกฤติในกรณีรับไอโอดีน-131 เข้าสู่ภายในร่างกาย การวัดด้วยวิธีนี้เป็นวิธีที่สะดวกและสามารถนำค่าที่นับวัดได้ไปประเมินค่าปริมาณรังสีที่มนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ได้ ผลที่ได้จะมีความน่าเชื่อถือและเป็นที่ยอมรับในความถูกต้อง โดยใช้การอ้างอิงจากสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ชนิดของเหลวที่มีเอกสารรับรองมาตรฐานตามรายละเอียดในภาคผนวก ก. ในการพัฒนาเทคนิคการวัดนี้ ได้ออกแบบอุปกรณ์ชุดเครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ เพื่อให้สามารถนำไปใช้งานนอกสถานที่ที่มีความจำเป็นต้องมีการวัดปริมาณรังสีที่มนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 แทนเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ (Whole Body Counter : WBC) ที่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายออกไปวัดรังสีนอกสถานที่ได้

3.1 การออกแบบระบบวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้

1. ข้อมูลพื้นฐานในการพัฒนาเทคนิคการวัด

ก.) ไอโอดีน-131 มีการปลดปล่อยรังสีแกมมาที่ค่าพลังงาน 365 keV ด้วยเปอร์เซ็นต์ของการสลายตัวเท่ากับ 81 % ทำให้สามารถใช้ระบบวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยวร่วมกับหัววัดซินทิลเลชันชนิดโซเดียมไอโอไดด์ (ทาลเลียม) (NaI(Tl)) ขนาด 3"× 3" เป็นอุปกรณ์วัดรังสีแกมมาได้ เพื่อนำค่าที่วัดได้มาคำนวณค่าความเข้มรังสีของไอโอดีน-131 ในร่างกายของคนที่มีการรับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย และนำค่าความเข้มรังสีที่ได้ไปคำนวณค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายได้รับจากไอโอดีน-131 ต่อไป

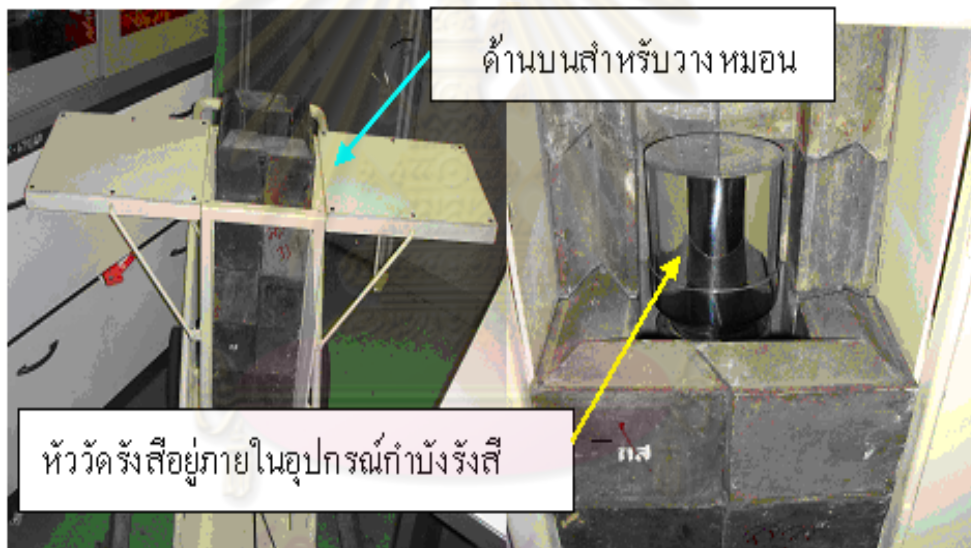
ข.) แบเรียม-133 มีการปลดปล่อยรังสีแกมมาที่ค่าพลังงาน 356 keV ด้วยเปอร์เซ็นต์ของการสลายตัวเท่ากับ 61 % ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับไอโอดีน-131 แต่มีค่า half life ที่ยาวนานถึง 10.53 ปี จึงเป็นที่นิยมใช้เป็นสารรังสีมาตรฐานในการสอบเทียบระบบวัดรังสี

ค.) เนื่องจากปริมาณไอโอดีน-131 ที่ต้องการวัดจากร่างกายของคนทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 ที่มีโอกาสรับสารรังสีเข้าสู่ร่างกายโดยการหายใจมีปริมาณที่น้อยมากจึงมีความจำเป็นที่จะต้องออกแบบอุปกรณ์กำบังรังสีที่สามารถลดการรบกวนจากแบคกราวด์ (background) โดยการออกแบบอุปกรณ์กำบังรังสีที่ทำด้วยตะกั่วที่สามารถถอดประกอบได้เพื่อความสะดวกในการเคลื่อนย้ายดังแสดงในรูปที่ 3.1 และมีประสิทธิภาพการลดระดับแบคกราวด์ได้

96.1 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับระดับแบคกราวด์ของระบบวัดรังสีเมื่อไม่มีอุปกรณ์กำบังรังสีดังแสดงในตารางที่ 3.1

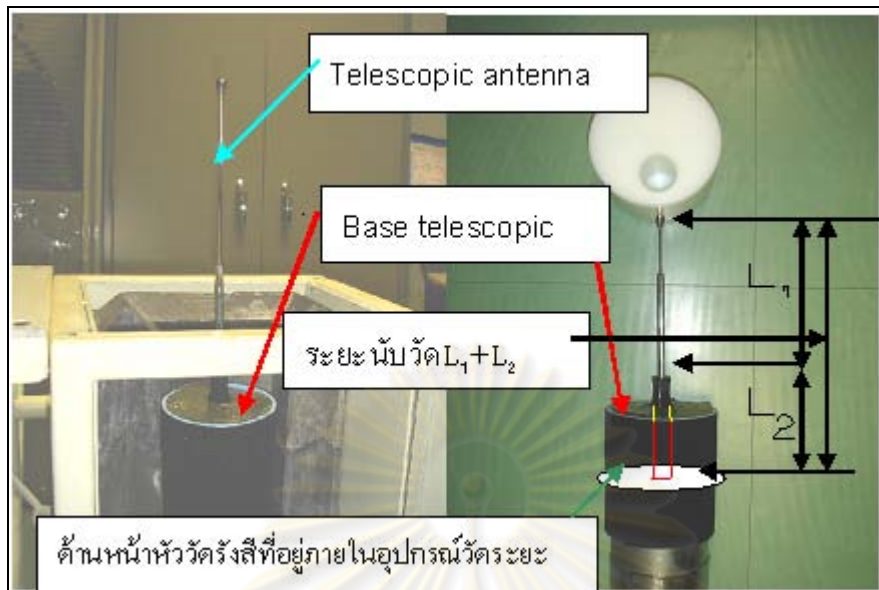
ตารางที่ 3.1 ประสิทธิภาพการลดระดับแบคกราวด์ของอุปกรณ์กำบังรังสี

อัตราการวัดแบคกราวด์ Counts/4000 วินาที		ประสิทธิภาพการลดระดับ แบคกราวด์ (%)
ไม่มีอุปกรณ์กำบังรังสี	มีอุปกรณ์กำบังรังสี	
79,359	3,135	96.1



รูปที่ 3.1 อุปกรณ์กำบังรังสีที่ทำด้วยตะกั่ว

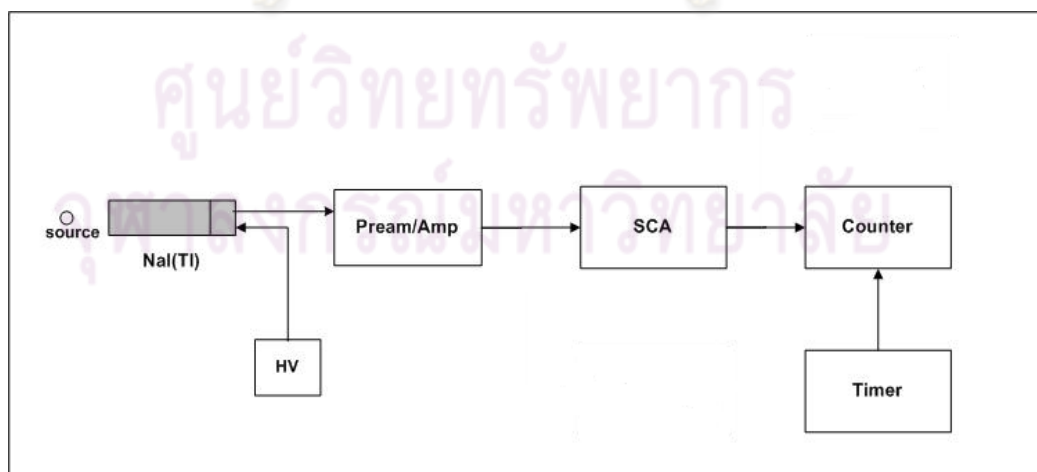
ง.) อุปกรณ์สำหรับวัดระยะ ใ้ได้ออกแบบให้สามารถวัดระยะห่างระหว่างผิวหนังของหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐานหรือลำคอของผู้ทำการนับวัดรังสีได้อย่างสะดวกและถูกต้อง ช่วยให้การวัดระยะห่างอยู่ในมาตรฐานเดียวกันสำหรับการหาประสิทธิภาพของการวัดรังสีและการวัดปริมาณรังสีจริงที่ตำแหน่งคอของผู้ทำการตรวจวัดด้วยเทคนิคที่พัฒนาขึ้น ทำให้ช่วยในการแก้ค่าวัดให้ถูกต้องสามารถคำนวณหาค่าความแรงรังสีที่มีความถูกต้องมากยิ่งขึ้น อุปกรณ์วัดระยะและตัวอย่างการใช้งานแสดงในรูปที่ 3.2



รูปที่ 3.2 อุปกรณ์วัดระยะและตัวอย่างการใช้งาน

2. การออกแบบระบบวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้

อุปกรณ์วัดรังสีที่ใช้ในการวัดรังสีแกมมาจากไอโอดีน-131 ประกอบด้วยส่วนประกอบที่สำคัญ 6 ส่วน ได้แก่ หัววัดรังสีแกมมาชนิดโซเดียมไอโอไดด์ (ทึดเลียม) (NaI(Tl)) ขนาด 3"×3" แหล่งจ่ายไฟฟ้าศักดาสูง(High Voltage) วงจรขยายสัญญาณ (Preamp/Amp) ระบบวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดี่ยว วงจรนับสัญญาณพัลส์ (Counter) และวงจรควบคุมเวลาในการนับวัด (Timer) โดยมีการทำงานเชื่อมโยงกันดังแสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 อุปกรณ์สำหรับวัดรังสีแกมมาที่สลายตัวจากไอโอดีน-131

การออกแบบระบบวัดรังสีเพื่อให้สามารถเคลื่อนย้ายได้นั้นจะใช้อุปกรณ์ที่สามารถถอดประกอบได้โดยมีส่วนประกอบต่าง ๆ ดังนี้คือ

1. รถเข็นที่ใช้เป็นที่ตั้งของอุปกรณ์กำบังรังสีที่ทำด้วยตะกั่วที่สามารถถอดประกอบได้
2. เติงที่สามารถถอดประกอบได้เพื่อให้ผู้มาตรวจวัดใช้นอนขณะที่ทำการวัด
3. อุปกรณ์วัดรังสีแกมมาที่ประกอบด้วย
 - NaI(Tl) 3"×3" ของบริษัท ORTEC รุ่น IQ-907
 - High Voltage ของบริษัท ORTEC รุ่น 556
 - Preamp - Amp - SCA ของบริษัท ORTEC รุ่น 4890
 - Counter and Timer ของบริษัท TENELEC รุ่น TC 536

การวัดปริมาณรังสีที่มนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 เป็นการวัดปริมาณรังสีบริเวณไทรอยด์ที่อยู่บริเวณด้านหน้าของลำคอ ดังนั้นจึงได้ออกแบบให้หัววัดรังสีที่ใช้อยู่ภายในอุปกรณ์กำบังรังสีในแนวตั้งฉากกับพื้น โดยจัดให้ผู้ที่มาตรวจวัดด้วยเครื่องวัดรังสีระบบนี้ต้องนอนคว่ำลงบนเตียงที่ได้เอากว้างให้อยู่เหนืออุปกรณ์กำบังรังสี บริเวณต่อมไทรอยด์ ที่ต้องการตรวจวัดจัดให้อยู่ตรงกับตำแหน่งของหัววัดรังสีที่อยู่ในอุปกรณ์กำบังรังสีเพื่อให้ได้ Geometry ที่เหมาะสมสำหรับการวัด ดังแสดงในรูปที่ 3.4 เติงสำหรับผู้มาตรวจวัดนอนเพื่อทำการวัดถูกออกแบบให้มีความสูงเหมาะสมกับรถเข็นที่วางชุดอุปกรณ์วัดรังสี โดยวัสดุที่ใช้จะต้องไม่มีผลต่อการเพิ่มระดับแบคกราวด์ให้สูงขึ้น รวมทั้งความสูงจากพื้นจะต้องอยู่ในระยะที่ระดับแบคกราวด์ จากพื้นไม่มีผลต่อการวัดรังสีของระบบ ดังแสดงในรูปที่ 3.5



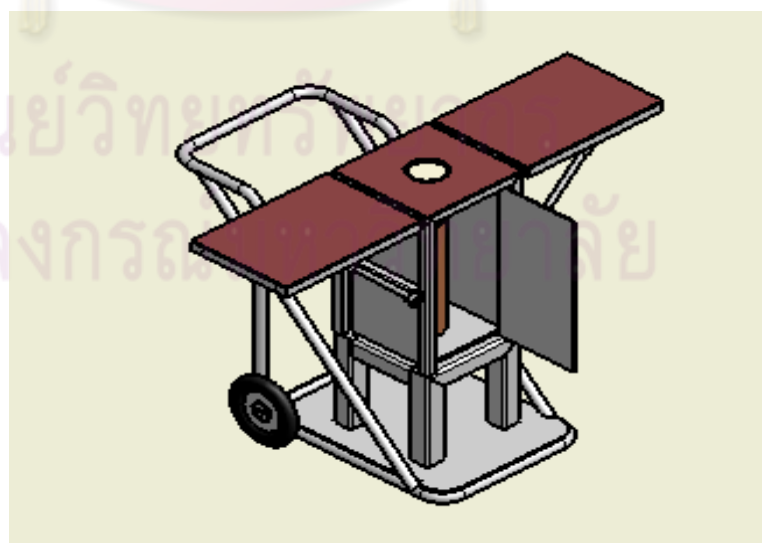
รูปที่ 3.4 วิธีวัดปริมาณรังสีบริเวณต่อมไทรอยด์ของผู้มาตรวจวัด



รูปที่ 3.5 เตียงสำหรับให้คนมานอนตรวจวัด

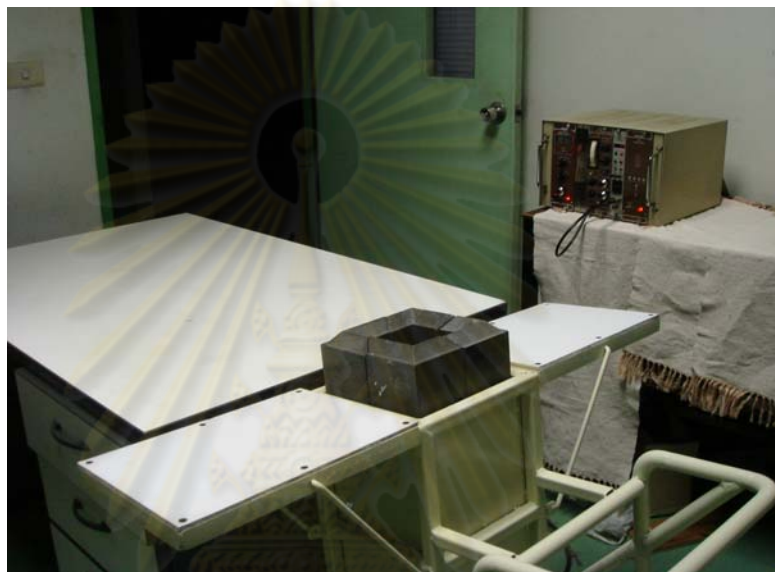
การออกแบบรถเข็นสำหรับจัดอุปกรณ์กำบังรังสีและหัววัดรังสีดังแสดงในรูปที่ 3.6 ประกอบด้วยส่วนหลัก 3 ส่วน

- รถเข็นที่ออกแบบให้มีความสะดวกในการเคลื่อนย้าย
- ก่อ่งที่มีประตูเปิดสำหรับใช้จัดอุปกรณ์กำบังรังสีที่ทำด้วยตะกั่วสำหรับวางหัววัดรังสี
- ฐานด้านบนสำหรับวางหมอนที่ใช้ประกอบในการจัด Geometry ที่เหมาะสมสำหรับการวัด



รูปที่ 3.6 รถเข็นสำหรับจัดอุปกรณ์กำบังรังสีและวางหัววัดรังสี

ชุดอุปกรณ์วัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้มีลักษณะการออกแบบที่แตกต่างจากเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติเนื่องจากต้องการพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีไอโอไดน์ที่ร่างกายมนุษย์ได้รับ ซึ่งแตกต่างจากเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติซึ่งสามารถที่จะปรับระบบวัดเพื่อวัดส่วนต่างๆของร่างกายได้ ดังจะเห็นข้อแตกต่างจากในรูปที่ 3.7 และรูปที่ 3.8



รูปที่ 3.7 ชุดอุปกรณ์วัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้



รูปที่ 3.8 เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายและหุ่นจำลองคน (Phantom)

บทที่ 4

การดำเนินงานและผลการวิจัย

4.1 วิธีการดำเนินการวิจัยเพื่อพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้

การวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ใช้เทคนิคการวัดรังสีแกมมาบริเวณต่อมไทรอยด์ที่ถือว่าเป็นอวัยวะวิกฤติในกรณีรับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกายโดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ ก่อนทำการวัดจริงจากร่างกายมนุษย์ได้ทดลองจัดระบบวัดในห้องปฏิบัติการและวัดปริมาณรังสีจากสารรังสีมาตรฐาน เพื่อศึกษาปัจจัยทางกายภาพของสภาวะแวดล้อมที่มีผลต่อการนับวัด แล้วจึงทำการออกแบบเครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้และคำนวณหาประสิทธิภาพของระบบวัดในการวัดรังสี เพื่อนำค่าที่ได้ไปพัฒนาเทคนิคการวัดให้ได้ประสิทธิภาพที่ดีที่สุดและสามารถนำค่าที่ได้ไปคำนวณเป็นค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ได้อย่างถูกต้องตามมาตรฐาน โดยมีขั้นตอนการทดลองโดยรวมนดังนี้

1. หาค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของเทคนิคที่พัฒนาขึ้นที่ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองกอมมาตรฐานต่าง ๆ กับสารรังสีมาตรฐาน
2. ทดสอบความถูกต้องของเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสี โดยการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 เปรียบเทียบกับการวัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ
3. ทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่าง ๆ กัน
4. ใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นวัดปริมาณที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ในกลุ่มคนที่ทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 และเปรียบเทียบกับการวัดด้วยเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

4.2 ขั้นตอนการทดลองและผลการทดลอง

1. อุปกรณ์สำหรับการทดสอบ

- สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ชนิดของเหลวรายละเอียดแสดงอยู่ในภาคผนวก ก.
- สารรังสีไอโอดีน-131 ชนิดแคปซูลที่อยู่ในขวดแก้ว ที่ผ่านการวัดหาค่าความแรงรังสีจากหน่วยงานการสอบเทียบและรับรองสารรังสีอ้างอิงของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ National Standard Radioactivity Laboratory Office of Atoms for Peace (NSRL-OAP) รายละเอียดแสดงอยู่ในภาคผนวก ก.



สารรังสีมาตรฐาน Ba-133

Half-life	10.53a
Photon Energy(KeV)	81 , 356
γ Emission Rate (%)	34.1 , 61



สารรังสีมาตรฐาน I-131

Half-life	8d
Photon Energy(KeV)	365
γ Emission Rate(%)	81

รูปที่ 4.1 สารรังสีมาตรฐานที่ใช้ในงานทดลอง

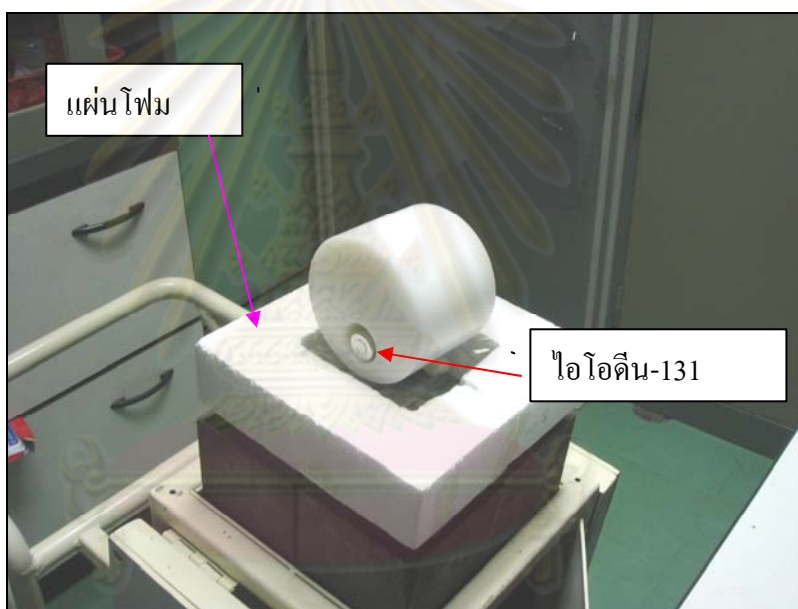
- หุ่นจำลองคอมาตรฐาน (Neck Phantom) รายละเอียดแสดงอยู่ในภาคผนวก ก.



รูปที่ 4.2 หุ่นจำลองคอมาตรฐาน (Neck Phantom)

2. การหาประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น โดยใช้สารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131

ทำโดยการวัดรังสีแกมมาจากหุ่นจำลองซึ่งมีช่องสำหรับใส่สารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 เพื่อใช้จำลองคอของมนุษย์ที่มีโพรงคอได้รับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย ทำการจัดวางหุ่นจำลองคอมาตรฐานลงบน ด้านบนสุดของอุปกรณ์กำบังรังสีและใช้แผ่นโฟมในการปรับระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐาน ดังที่แสดงในรูปที่ 4.3 ในแต่ละระยะจะทำการวัดรังสีแกมมาครั้งละ 600 วินาทีโดยปรับระบบวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบหลายช่องให้วัดเฉพาะรังสีแกมมาพลังงาน 365 KeV จากไอโอดีน-131 แล้วนำค่าที่ได้มาคำนวณหาค่าประสิทธิภาพการวัดรังสีแกมมา โดยรายละเอียดในการคำนวณแสดงในภาคผนวก ข.



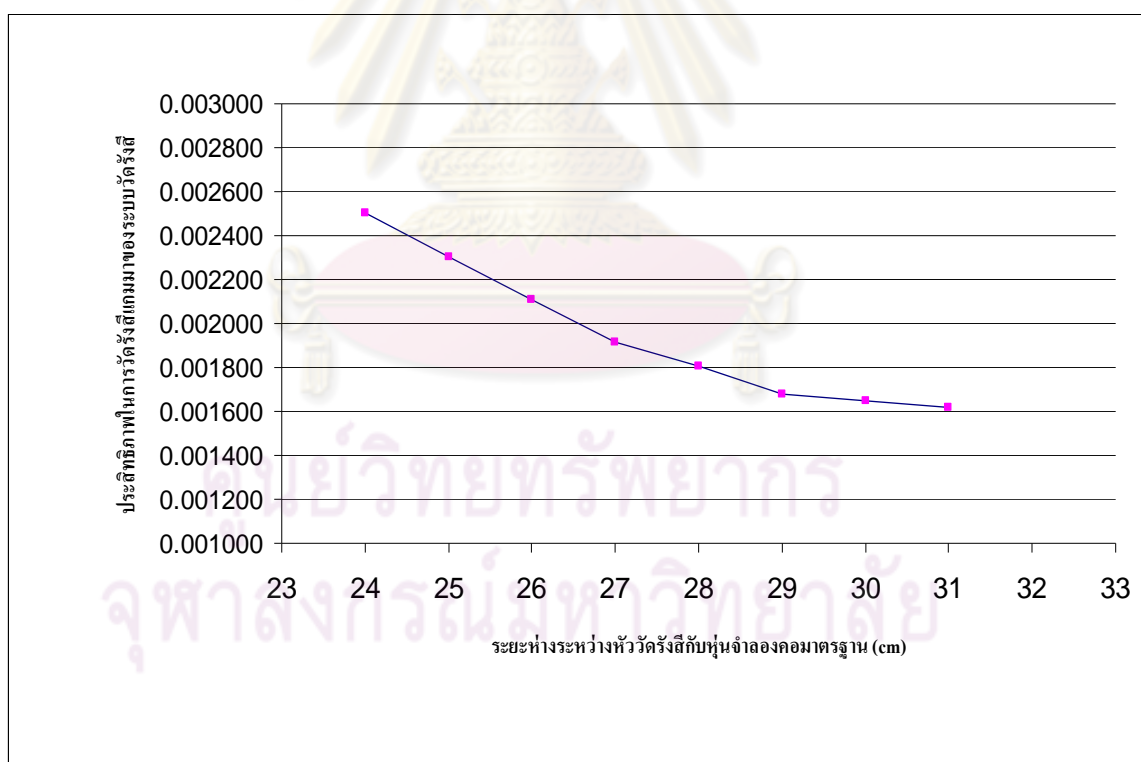
รูปที่ 4.3 การจัด Geometry เพื่อหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัดรังสี

ตารางที่ 4.1 ผลการหาค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาที่พัฒนาขึ้น

ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐาน (cm)	อัตรานับรังสี (Counts/600 sec)	ความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 (Bq)	ประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมา
24	20665	17066.804	0.002500
25	18993	17008.045	0.002305

ตารางที่ 4.1 ผลการหาค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาที่พัฒนาขึ้น (ต่อ)

ระยะห่างระหว่าง หัววัดรังสีกับ หุ่นจำลองคอมาตรฐาน (cm)	อัตรานับ รังสี (Counts/600 sec)	ความแรงรังสีของ สารรังสีมาตรฐาน ไอโอดีน-131 (Bq)	ประสิทธิภาพในการ วัดรังสีแกมมา
26	17313	16954.24	0.002110
27	15627	16883.36	0.001914
28	14662	16799.25	0.001803
29	13522	16732.36	0.001680
30	13204	16561.10	0.001647
31	12987	16149.50	0.001620



รูปที่ 4.4 กราฟแสดงค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของระบบวัดที่พัฒนาขึ้นที่ระยะห่างต่าง ๆ

3. การหาค่าอัตรานับรังสีต่ำสุด (Minimum Detectable Countrate) ของระบบวัดรังสีที่พัฒนาขึ้น

ในการหาค่าอัตรานับรังสีต่ำสุด (Minimum Detectable Countrate) ได้ทำโดยจัดระบบวัดเช่นเดียวกับการวัดเพื่อหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัด โดยใช้หุ่นจำลองคอมาตรฐาน ที่ไม่บรรจุสารรังสีทำการวัดแบบคร่าวๆ เป็นเวลา 4000 วินาที จำนวน 6 ครั้ง ดังแสดงในตารางที่ 4.2 นำไปคำนวณค่าอัตรานับรังสีต่ำสุดของระบบวัดรังสีที่พัฒนาขึ้น

ตารางที่ 4.2 ค่าอัตรานับรังสีต่ำสุดของระบบที่พัฒนาขึ้น

ครั้งที่	อัตรานับรังสีของ แบบคร่าวๆ (Counts /4000 sec)
1	2,911
2	3,047
3	2,930
4	2,925
5	2,951
6	3,033
ค่าเฉลี่ยอัตรานับรังสีของแบบคร่าวๆ = 2,966	

$$\begin{aligned}
 \text{ค่าเฉลี่ยของแบบคร่าวๆที่ 4000 วินาที} &= 2,966 \quad \text{counts} \\
 \text{ค่า Standart divition (SD)} &= \sqrt{2,966} \\
 \text{SD} &= 54 \quad \text{counts} \\
 \text{อัตรานับรังสีของแบบคร่าวๆที่ 600 วินาที} &= 2966 \times \frac{600}{4000} \\
 &= 445 \quad \text{counts} \\
 \text{ค่า Standart divition (SD) ที่ 600 วินาที} &= 54 \times \frac{600}{4000} \\
 \text{SD} &= 8 \quad \text{counts} \\
 \text{X+3SD} &= 445 + (3 \times 8) \\
 \text{Minimum Detectable Countrate} &= 445+24 \\
 \text{อัตรานับรังสีต่ำสุดที่สามารถวัดได้ในเวลา 600 วินาที} &= 469 \quad \text{counts}
 \end{aligned}$$

4. การทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสี โดยการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 เปรียบเทียบกับการวัดใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

ในการทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีทำโดยจัดระบบวัดเช่นเดียวกับการวัดเพื่อหาค่าประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาแต่เปลี่ยนจากการใช้สารรังสีมาตรฐานไอโอดีน -131 มาใช้สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 แทน ทำการวัดโดยวัดที่ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐานตั้งแต่ 24 ถึง 28 เซนติเมตร ในแต่ละระยะจะทำการวัดครั้งละ 600 วินาที แล้วนำค่านับวัดที่ได้ไปคำนวณหาค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 และเปรียบเทียบค่าความแรงรังสีที่คำนวณได้กับค่าความแรงรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ขณะทำการวัดและค่าความแรงรังสีที่คำนวณได้จากการวัดโดยเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติที่ระยะเดียวกัน ผลการทดสอบแสดงในตารางที่ 4.3 รายละเอียดการคำนวณแสดงในภาคผนวก ข.

ตารางที่ 4.3 ผลการทดลองวัดสารรังสีมาตรฐาน Ba-133 ชนิด Solution

ความแรงรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ในขณะที่ทำการทดลองมีค่าเท่ากับ 30,658.944 Bq

ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐาน(cm)	ความแรงรังสี จากระบบที่พัฒนาขึ้น		ความแรงรังสีจากเครื่องสแกน. ปรมาณูเพื่อสันติ	
	Activity (Bq)	% ต่างจากความแรงรังสี Ba-133 มาตรฐาน	Activity (Bq)	% ต่างจากความแรงรังสี Ba-133 มาตรฐาน
24	32902.293	7.32	25443.221	-17.01
25	33625.210	9.68	25738.508	-16.05
26	33212.220	8.33	27692.564	-9.68
27	33896.313	10.56	27244.309	-11.14
28	34067.231	11.12	24842.952	-18.97

5. การทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่างๆ

การทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่าง ๆ ทำโดยจัดระบบวัดเช่นเดียวกับการวัดเพื่อหาค่าประสิทธิภาพของ

ระบบวัด ทำการวัดที่ระยะ 26 - 29 cm ในแต่ละระยะจะทำการวัดครั้งละ 600 วินาที นำค่าที่ได้ ไปคำนวณหาค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 และเปรียบเทียบค่าความแรงรังสีที่คำนวณได้กับค่าความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131ขณะทำการวัด ผลการทดลองแสดงในตารางที่ 4.4 รายละเอียดการคำนวณแสดงในภาคผนวก ข.

ตารางที่ 4.4 ผลการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่าง ๆ กัน

ระยะห่างระหว่างหัววัด รังสีกับหุ่นจำลองคอ มาตรฐาน (cm)	ความแรงรังสี มาตรฐาน ไอโอดีน-131 (Bq)	ความแรงรังสี ไอโอดีน-131ที่ วัดได้ (Bq)	เปอร์เซ็นต์ ความแตกต่าง (%)
26	3891	3587	-7.81
	2740	2821	2.94
	2315	2233	-3.52
	1425	1448	1.56
	1163	1202	3.40
	1133	1156	2.03
27	3886	3632	-6.54
	2739	2814	2.74
	2312	2353	1.78
	1424	1498	5.22
	1162	1137	-2.11
	1131	1142	0.95
28	3881	3444	-11.26
	2702	2811	4.05
	2310	2270	-1.74
	1421	1415	-0.36
	1160	1124	-3.11
	1130	1090	-3.51

ตารางที่ 4.4 ผลการวัดความแรงรังสีของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่าง ๆ กัน (ต่อ)

ระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับหุ่นจำลองคอมาตรฐาน (cm)	ความแรงรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 (Bq)	ความแรงรังสีไอโอดีน-131ที่วัดได้ (Bq)	เปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง (%)
29	3872	3886	0.37
	2866	2801	-2.27
	2307	2149	-6.84
	1419	1335	-5.90
	1158	1041	-10.12
	1129	1106	-2.04

6. การวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ในกลุ่มคนที่ทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 โดยใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับการวัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

ในการวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ทำโดยจัดระบบวัดเช่นเดียวกับการวัดเพื่อหาค่าประสิทธิภาพของการวัดรังสีแกมมา ทำการวัดระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับไทรอยด์ของผู้มาตรวจวัดด้วยอุปกรณ์ที่ออกแบบไว้เพื่อให้ได้ระยะที่ถูกต้อง นำค่านับวัดที่ได้ ไปคำนวณหาปริมาณรังสีที่ร่างกายของผู้มาตรวจวัดได้รับจากไอโอดีน-131 ผลการวัดปริมาณรังสีแสดงในตารางที่ 4.5 - 4.6 รายละเอียดการคำนวณแสดงในภาคผนวก ข.

ตารางที่ 4.5 ผลการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีด้วยเทคนิคที่พัฒนาขึ้น

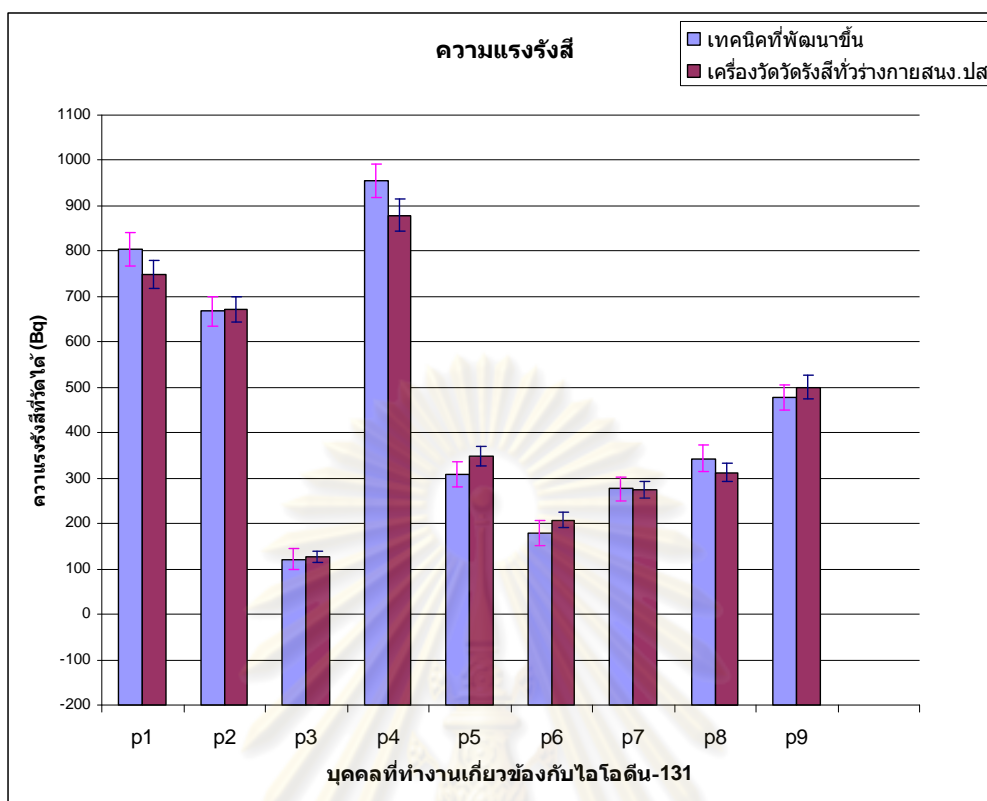
ชื่อ	อัตรานับรังสี (counts/ 600วินาที)	ระยะห่างจากหัววัดรังสีถึงคอ (cm)	ความแรงรังสีไอโอดีน-131 (Bq)
p1	1191	27	804.41 ± 37.18
p2	1151	26.6	668.25 ± 32.08
p3	568	25.9	121.32 ± 23.55

ตารางที่ 4.5 ผลการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีด้วยเทคนิคที่พัฒนาขึ้น (ต่อ)

ชื่อ	อัตรานับรังสี (counts/ 600วินาที)	ระยะห่างจาก หัววัดรังสีถึงคอ (cm)	ความแรงรังสี ไอโอดีน-131 (Bq)
p4	1434	26.2	955.17 ± 36.55
p5	751	27.8	308.74 ± 27.59
p6	601	28.1	177.85 ± 27.82
p7	719	26.8	276.53 ± 26.99
p8	2297	27.8	343.15 ± 30.12
p9	991	25.3	476.83 ± 27.45

ตารางที่ 4.6 ผลการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

ชื่อ	อัตรานับรังสี (counts/ 600วินาที)	ระยะห่างจาก หัววัดรังสีถึงคอ (cm)	ความแรงรังสี ไอโอดีน-131 (Bq)
p1	596	31	750.05 ± 30.73
p2	567	30	672.04 ± 28.23
p3	94	32	126.00 ± 13.00
p4	626	33	878.63 ± 35.11
p5	294	29	348.47 ± 20.32
p6	155	32	207.10 ± 16.63
p7	205	32	274.80 ± 19.19
p8	2242	32	312.82 ± 19.79
p9	374	32	499.71 ± 25.84



รูปที่ 4.5 กราฟแสดงค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากการใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบกับค่าความแรงรังสี ที่วัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

จากค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากระบบวัดรังสีทั้งสองระบบของแต่ละบุคคล จะต้องนำไปคำนวณหาค่าความแรงรังสีไอโอดีน-131ที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate) แล้วจึงนำมาประเมินเป็นปริมาณสารรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ซึ่งสามารถประเมินได้เป็น

1. Committed Effective Dose Equivalent (CEDE) ซึ่งหมายถึงปริมาณรังสียังผลที่ร่างกายได้รับในช่วงเวลา 50 ปี หลังจากได้รับปริมาณรังสีเข้าสู่ร่างกาย ผลการคำนวณแสดงในตารางที่ 4.8-4.9 รายละเอียดในการคำนวณอยู่แสดงในภาคผนวก ข.

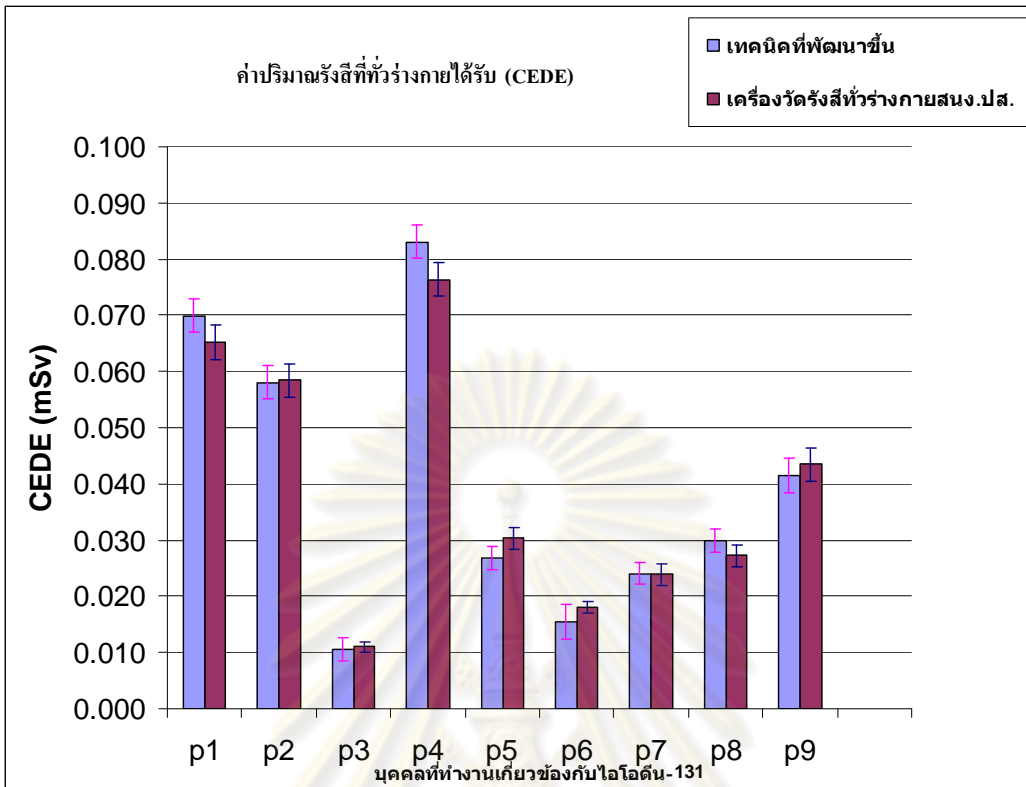
2. Committed Dose Equivalent (CDE) ซึ่งหมายถึงปริมาณรังสียังผลที่ได้รับต่ออวัยวะและเนื้อเยื่อได้รับในช่วงเวลา 50 ปี ซึ่งในกรณีของสารรังสี I-131 หมายถึงอวัยวะที่ไทรอยด์ ผลการคำนวณแสดงในตารางที่ 4.8-4.9 รายละเอียดในการคำนวณแสดงอยู่ในภาคผนวก ข.

ตารางที่ 4.7 ปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ที่คำนวณได้จากการใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้น

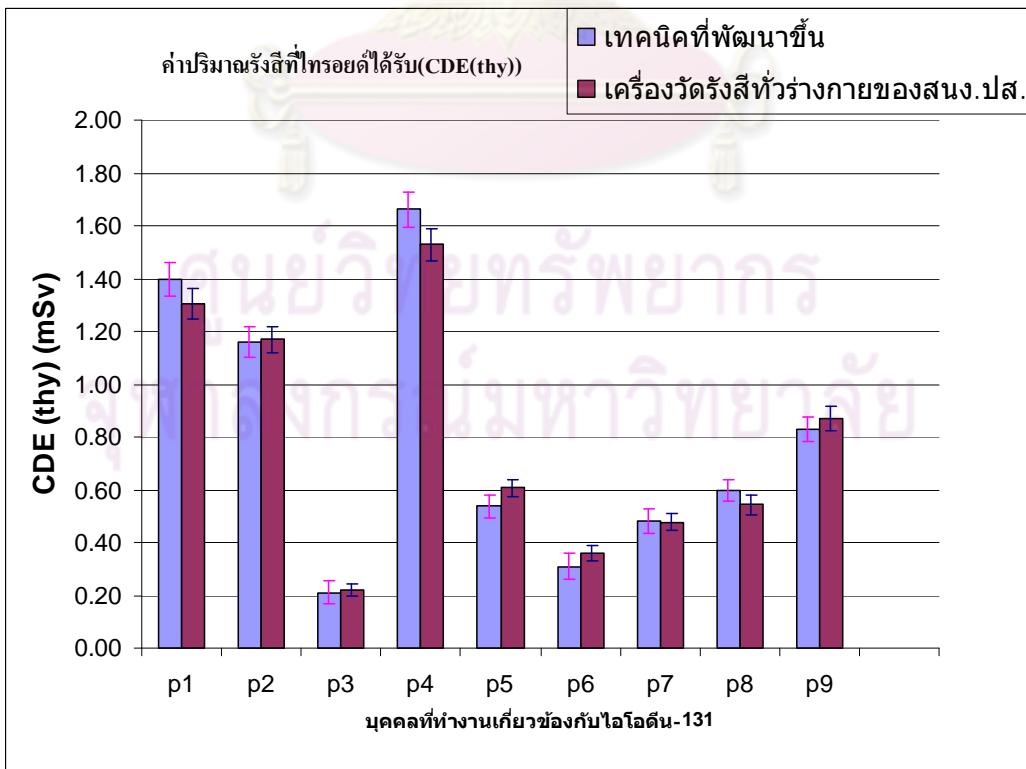
ชื่อ	ค่าความแรงรังสี (Bq)	Intake estimate (Bq)	CEDE (mSv)	CDEthy (mSv)
p1	804.41	3,497	0.070 ± 0.003	1.40 ± 0.064
p2	668.25	2905	0.058 ± 0.003	1.16 ± 0.058
p3	121.32	527	0.011 ± 0.002	0.21 ± 0.042
p4	955.17	4153	0.083 ± 0.003	1.66 ± 0.065
p5	308.74	1342	0.54 ± 0.002	0.027 ± 0.045
p6	177.85	773	0.015 ± 0.003	0.31 ± 0.048
p7	276.53	1202	0.024 ± 0.002	0.48 ± 0.048
p8	1942.51	8446	0.030 ± 0.002	0.60 ± 0.038
p9	476.83	2073	0.041 ± 0.003	0.83 ± 0.047

ตารางที่ 4.8 ปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ที่คำนวณได้จากการวัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

ชื่อ	ค่าความแรงรังสี (Bq)	Intake estimate (Bq)	CEDE (mSv)	CDEthy (mSv)
p1	750.05	3261	0.065 ± 0.003	1.30 ± 0.058
p2	672.04	2922	0.058 ± 0.003	1.17 ± 0.048
p3	126.00	548	0.011 ± 0.001	0.22 ± 0.022
p4	878.63	3820	0.076 ± 0.003	1.53 ± 0.059
p5	348.47	1515	0.61 ± 0.002	0.030 ± 0.031
p6	207.10	900	0.018 ± 0.001	0.36 ± 0.029
p7	274.80	1195	0.024 ± 0.002	0.48 ± 0.031
p8	2376.70	10333	0.027 ± 0.002	0.54 ± 0.038
p9	499.71	2173	0.043 ± 0.003	0.87 ± 0.044



รูปที่ 4.6 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Committed Effective Dose Equivalents (CEDE)



รูปที่ 4.7 กราฟแสดงการเปรียบเทียบค่า Committed Dose Equivalent (CDEthy)

ตารางที่ 4.9 ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ที่วัดได้จากเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติและจากระบบที่พัฒนาขึ้น

ชื่อ	เครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ CEDE(mSv)	ระบบที่พัฒนาขึ้น CEDE(mSv)	ค่าความแตกต่าง (%)
p1	0.065	0.070	7.25
p2	0.058	0.058	0.00
p3	0.011	0.011	0.00
p4	0.076	0.083	8.71
p5	0.030	0.027	-11.40
p6	0.018	0.015	-14.12
p7	0.024	0.024	0.00
p8	0.027	0.030	11.11
p9	0.043	0.041	-4.58

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทที่ 5

สรุปผลและข้อเสนอแนะ

จากผลการพัฒนาเทคนิคสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดเคลื่อนย้ายได้ ใช้เทคนิคการวัดรังสีแกมมาบริเวณไทรอยด์ที่อยู่บริเวณกึ่งกลางด้านหน้าของลำคอ โดยได้ทดลองวัดรังสีแกมมาจากสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ที่อยู่ในหุ้่นจำลองคอมาตรฐานและหาค่าประสิทธิภาพของการวัดรังสีแกมมา เพื่อนำมาใช้ในการคำนวณหาค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131

5.1 สรุปผลการวิจัย

1. ผลการพัฒนาพบว่าการออกแบบอุปกรณ์กำบังรังสีด้วยตะกั่วหล่อ มีความสะดวกในการถอดประกอบสำหรับเคลื่อนย้ายไปใช้งานนอกสถานที่ และสามารถลดระดับแบคกราวด์ได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยสามารถลดระดับแบคกราวด์ได้ 96.1 เปอร์เซ็นต์

2. ผลการหาประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น โดยใช้สารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 พบว่าประสิทธิภาพการวัดรังสีของระบบที่พัฒนาขึ้นแปรผันตามระยะห่างระหว่างหัววัดรังสีกับตำแหน่งลำคอของผู้มาตรวจวัด ดังนั้นในการใช้งานจริงเพื่อให้ได้ผลการวัดปริมาณรังสีที่ถูกต้องจะต้องใช้เครื่องวัดระยะห่างที่ได้พัฒนาขึ้นวัดระยะห่างจริงระหว่างหัววัดรังสีกับลำคอของผู้มาตรวจวัด เพื่อนำค่าประสิทธิภาพของการวัดรังสีที่ถูกต้องไปคำนวณหาปริมาณหาค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับจากไอโอดีน-131 ได้อย่างถูกต้อง

3. จากการทดสอบความถูกต้องในการวัดความแรงรังสีของระบบที่พัฒนาขึ้นและเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติโดยใช้สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ชนิดของเหลวที่บรรจุในหุ้่นจำลองคอ พบว่าสามารถวัดความแรงรังสีได้อย่างถูกต้องโดยระบบวัดที่พัฒนาขึ้นมีความแตกต่างไม่เกิน +12 เปอร์เซ็นต์ และเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติมีความแตกต่างไม่เกิน -18.97 เปอร์เซ็นต์

4. จากการทดสอบเทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดความแรงรังสีของไอโอดีน-131 ที่ระดับความแรงรังสีต่าง ๆ โดยใช้สารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ชนิดแคปซูลบรรจุในหุ้่นจำลองคอมาตรฐาน ที่ความแรงรังสี 3891 Bq - 1129 Bq พบว่าสามารถวัดความแรงรังสีได้อย่างถูกต้อง โดยมีความแตกต่างไม่เกิน +5.22 เปอร์เซ็นต์ และ - 11.26 เปอร์เซ็นต์

5. ผลการวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 ในกลุ่มคนที่ทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 โดยใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับการวัดโดยใช้เครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ พบว่าค่าความแรงรังสีที่วัดได้และค่าปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ได้รับที่คำนวณได้จากทั้งสองระบบมีค่าที่สอดคล้องกัน โดยมีความแตกต่างไม่เกิน +8.71 เปอร์เซ็นต์ และ - 14.12 เปอร์เซ็นต์

5.2 วิจารณ์ผลการวิจัย

1. จากการเปรียบเทียบผลการวัดปริมาณรังสีที่ร่างกายมนุษย์ที่ได้รับจากไอโอดีน-131 ของทั้ง 2 ระบบ มีผลการวัดรังสีที่สอดคล้องกันอย่างมีนัยสำคัญ แสดงให้เห็นว่าเทคนิคที่พัฒนาขึ้นสามารถใช้ตรวจวัดในระดับเบื้องต้นได้เพื่อใช้เป็นข้อมูลในการป้องกันอันตรายจากการรับไอโอดีน-131 เข้าสู่ร่างกาย และในกรณีที่พบว่าค่าปริมาณรังสีที่วัดได้มีค่าเกินมาตรฐานความปลอดภัยแล้วก็สมควรที่จะต้องมาทำการวัดซ้ำกับเครื่องวัดรังสีทั่วร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติอีกครั้ง

2. จากการพัฒนาเทคนิคการวัดโดยใช้วิธีวัดรังสีแกมมาที่ค่าพลังงาน 365 keV ของสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 มาคำนวณหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัดเพื่อนำมาใช้คำนวณแก้ค่าอัตรานับรังสีที่วัดได้ไปเป็นค่าความแรงรังสี ไม่สามารถที่จะใช้สารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 มาทำแทนได้เนื่องจากว่าพื้นที่ได้กราฟในส่วนที่เป็นแบคกราวด์ของสารรังสีทั้ง 2 ชนิดมีส่วนของพื้นที่ไม่สอดคล้องกัน

5.3 ข้อเสนอแนะ

1. ควรมีการศึกษาทดลองใช้เทคนิคที่พัฒนาขึ้นในการวัดหาปริมาณรังสีไอโอดีน-131 จากร่างกายมนุษย์กับกลุ่มบุคคลที่มีความเกี่ยวข้องกับสารรังสีไอโอดีน-131 หลายรูปแบบตามลักษณะการทำงาน

2. เพื่อความถูกต้องในการปรับแก้แบคกราวด์ควรใช้เครื่องวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบหลายช่องแทนเครื่องวิเคราะห์ความสูงของพัลส์แบบช่องเดียวซึ่งจะทำให้สามารถวิเคราะห์สเปกตรัมรังสีแกมมาได้อย่างละเอียดสามารถจะทำให้ค่าปริมาณรังสีที่ได้มีความถูกต้องยิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

หนังสือ

- [1] กนกรัชต์ ดิยพันธ์. การวัดปริมาณรังสีจากI-131 ภายในร่างกายโดยใช้ Whole Body Counter. สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ, 2548.
- [2] ดารุณี พิขุนทด. ความแรงรังสีต่ำสุดของไอโซโทปต่างๆที่มีการใช้ในลักษณะต่างๆที่คนทำงานเกี่ยวข้องต้องทำการตรวจวัดปริมาณรังสีภายในร่างกายรายบุคคล. สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ, 2549.
- [3] A.Ulanovsky. Method for calculating dose conversion coefficients for terrestrial and aquatic biota. New york : Wiley-Interscience, A John Wiley & Sons, Inc., 2001.
- [4] J.Willegaignon. I-131 Effective Half – Life for patients with Thyroid cancer. New york : A John Wiley & Sons Inc., 2006.
- [5] International Atomic Energy Agency. Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers Replacement of ICRP Publication 54. 78. Annals of the ICRP. Vienna : IAEA, 1997.
- [6] C.E.Crouthamel. Applied Gamma-ray Spectrometry. New york : Pergamon Press Ltd., 1960.
- [7] DeGroot Lj. The thyroid and its diseases. Philadelphia : Lea & Febiger, 1984.
- [8] มาศूमครอง โปษยะจินดา. การตรวจรักษาโรคของต่อมไทรอยด์ด้วยสารกัมมันตรังสี. กรุงเทพมหานคร : จรัสสินิทวงศ์การพิมพ์, 2551.
- [9] International Atomic Energy Agency. Assessment of Occupational Exposure Due to Intakes of Radionuclides. No RS-G-1.2. Vienna : IAEA, 1999.

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



ภาคผนวก

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ก.

รายละเอียดของอุปกรณ์ใช้ทดสอบระบบวัดที่พัฒนาขึ้น

TELEPHONE : OFFICE 0-2579-5236-4 : NSRL 0-2579-5230 ext 1425,0-2562-0096		NATIONAL STANDARD RADIOACTIVITY LABORATORY OFFICE OF ATOMS FOR PEACE (NSRL-OAP) 16 VIBHAVADI RANGSIT ROAD, CHATUCHAR BANGKOK 10900 THAILAND
CABLE : ATENPEA BANGKOK 10900 TELEX : 87161 ATENPEATH FACSIMILE : 662 5620093		
Reference No: 2009RM0012		Date: Monday, June 1, 2009
CERTIFICATE		
Iodine 131		
Radionuclide	Iodine 131	
Source Identification	168	
Source Description	Capsuled: NaI + Disodium Hydrogen Phosphate sealed vial	
Total Activity	5.1	μCi
Reference Time	20 May 2009, 18:43 (GMT+7)	
Relative expanded uncertainty (k=2)	10	percent
Reference System	4π Ion Chamber System	
Half Life	8.0207	days

This reference system was traceable to the Primary Standard NMIJ/AIST, Japan(ETL) in April 2000, and stabilized by Ho-166m sealed stainless capsule No.99-104.

Calibrated by

	
(Mr. Paphon Phaukkachane)	(Mr. Thongchai Soodprasert) Responsible Physicist of the NSRL

Page 1 of 1

TELEPHONE : OFFICE 0-2579-5230-4
 : NSRL 0-2579-5230 ext 1425,0-2562-0096
 CABLE : ATENPEA BANGKOK 10900
 TELEX : 87161 ATENPEATH
 FACSIMILE : 662 5620093



NATIONAL STANDARD RADIOACTIVITY LABORATORY
 OFFICE OF ATOMS FOR PEACE (NSRL-OAP)
 16 VIBHAVADI RANGSIT ROAD, CHATUCHAK
 BANGKOK 10900 THAILAND

Reference No: 2009RM0010

Date: Monday, June 1, 2009

CERTIFICATE

Iodine 131

Radionuclide	Iodine 131
Source Identification	191
Source Description	Capsuled: NaI + Disodium Hydrogen Phosphate sealed vial
Total Activity	3.6 μ Ci
Reference Time	29 April 2009, 17:46 (GMT+7)
Relative expanded uncertainty (k=2)	10 percent
Reference System	4 π Ion Chamber System
Half Life	8.0207 days

This reference system was traceable to the Primary Standard NMIJ/AIST, Japan(ETL) in April 2000, and stabilized by Ho-166m sealed stainless capsule No.99-104.

Calibrated by


 (Mr. Paphon Phaukkachane)


 (Mr. Thongchai Soodprasert)

Responsible Physicist of the NSRL

TELEPHONE : OFFICE 0-2579-5230-4
 : NSRL 0-2579-5230 ext 1425,0-2562-0096
 CABLE : ATENPEA BANGKOK 10900
 TELEX : 87161 ATENPEATH
 FACSIMILE : 662 5620093



NATIONAL STANDARD RADIOACTIVITY LABORATORY
 OFFICE OF ATOMS FOR PEACE (NSRL-OAP)
 16 VIBHAVADI RANGSIT ROAD, CHATUCHAK
 BANGKOK 10900 THAILAND

Reference No: 2009RM0010

Date: Monday, June 1, 2009

CERTIFICATE

Iodine 131

Radionuclide	Iodine 131
Source Identification	191
Source Description	Capsuled: NaI + Disodium Hydrogen Phosphate sealed vial
Total Activity	3.6 μ Ci
Reference Time	29 April 2009, 17:46 (GMT+7)
Relative expanded uncertainty (k=2)	10 percent
Reference System	4 π Ion Chamber System
Half Life	8.0207 days

This reference system was traceable to the Primary Standard NMIJ/AIST, Japan(ETL) in April 2000, and stabilized by Ho-166m sealed stainless capsule No.99-104.

Calibrated by


 (Mr. Paphon Phaukkachane)


 (Mr. Thongchai Soodprasert)

Responsible Physicist of the NSRL

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



**Isotope Products
Laboratories**

An Eckert & Ziegler Company

24937 Avenue Tibbitts
Valencia, California 91355

Tel 661-309-1010
Fax 661-257-8303

F 32 4/1/51

CERTIFICATE OF CALIBRATION GAMMA STANDARD SOLUTION

Radionuclide: Ba-133	Customer: AMALE INTERNATIONAL
Half-life: 3862 ± 15 days	P.O. No.: 2447-THI
Catalog No.: 7133	Reference Date: 1-Jun-06 12:00 PST
Source No.: 1195-3	Contained Radioactivity: 1.023 μCi 37.85 kBq

Physical Description:

A. Mass of solution:	5.00670 g in 5 mL flame-sealed ampoule
B. Chemical form:	BaCl ₂ in 0.1M HCl
C. Carrier content:	10 μg Ba/mL of solution
D. Density:	0.9996 g/mL @ 20°C

Radioimpurities:

None detected

Radionuclide Concentration: 0.2043 μCi/g, 7.559 kBq/g

Method of Calibration:

This source was prepared from a weighed aliquot of solution whose activity in μCi/g was determined using gamma ray spectrometry.

Peak energy used for integration:	302.9, 356.0 keV
Branching ratio used:	0.183, 0.619 gammas per decay

Uncertainty of Measurement:

A. Type A (random) uncertainty:	± 0.3 %
B. Type B (systematic) uncertainty:	± 3.0 %
C. Uncertainty in aliquot weighing:	± 0.6 %
D. Total uncertainty at the 99% confidence level:	± 3.1 %

Notes:

- See reverse side for leak test(s) performed on this source.
- IPL participates in a NIST measurement assurance program to establish and maintain implicit traceability for a number of nuclides, based on the blind assay (and later NIST certification) of Standard Reference Materials (as in NRC Regulatory Guide 4.15).
- Nuclear data was taken from IAEA-TECDOC-619, 1991.
- This solution has a working life of 5 years.

Daniel James Van Dusen
Quality Control

23-Apr-06
Date

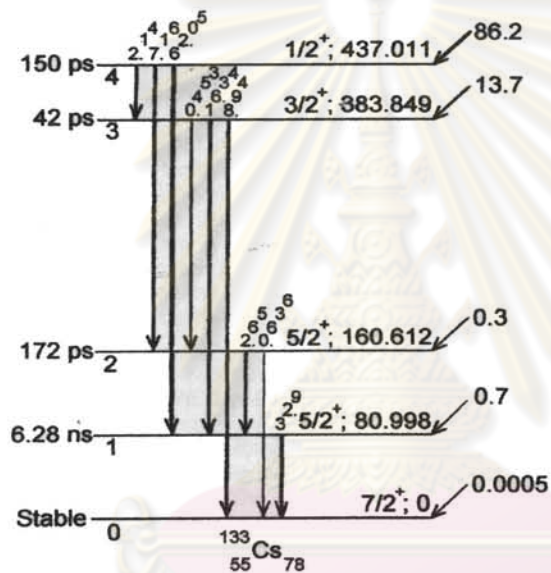
IPL Ref. No.: 1195-3

ISO 9001 CERTIFIED

Medical Imaging Laboratory
24937 Avenue Tibbitts Valencia, California 91355

Industrial Gauging Laboratory
1800 North Keystone Street Burbank, California 91506

Ba-133 decay scheme



Ba-133 EC decay

E (keV)	I_γ (per 100 Dis)
53.1622	2.14 ± 0.03
79.6142	2.65 ± 0.05
80.9979	32.9 ± 0.3
160.6121	0.638 ± 0.004
223.2368	0.453 ± 0.003
276.3989	7.16 ± 0.05
302.8508	18.34 ± 0.13
356.0129	62.05 ± 0.19
383.8485	8.94 ± 0.06

Data source: Nucleide

ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ORTEC Phantom

The ORTEC Whole-Body Counter Phantom is ideally suited for calibration of the StandFAST™ II stand-up counter, traditional chair counters, or any other counter designed for counting humans.

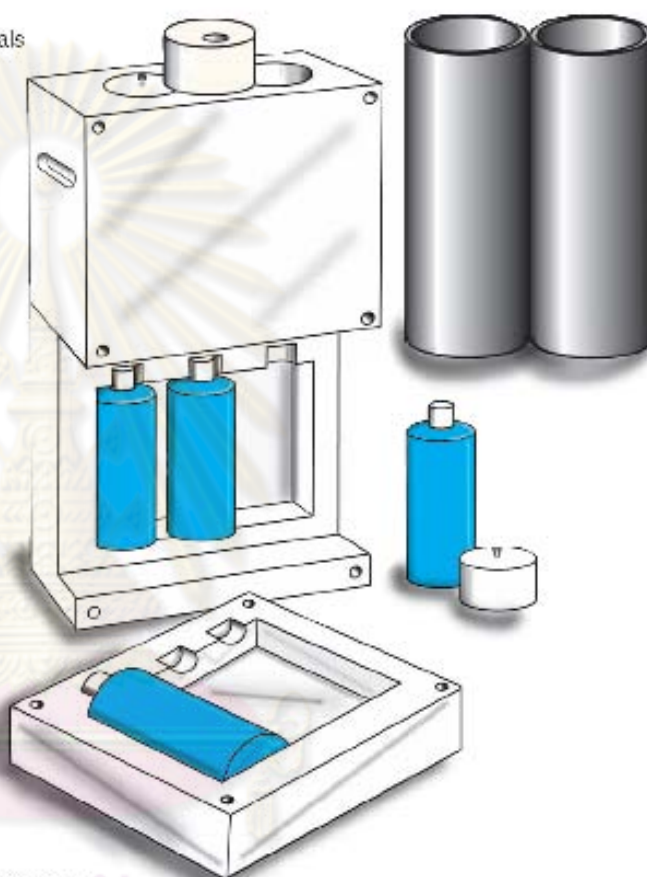
The Phantom is constructed of plastic materials designed to approximate the gamma-ray scattering properties of human tissue. The source positions are designed to represent the positions of certain body organs.

The rectangular design allows for an economical but adequate representation of the human torso. The design approximates the attenuation of gamma rays from the internal sources as well as the scattering or attenuation of gamma rays from external sources.

The phantom, constructed of separable but interlocking pieces to facilitate moving and positioning, is conveniently made in two halves. The "neck" piece, designed for a thyroid calibration source, is also removable and interlocking for position reproducibility. The "legs" are separate and allow the phantom to be positioned in the StandFAST II.

The calibration source cavities are designed to hold standard 1-liter WBC calibration standards available from a number of source manufacturers. The calibration sources can be inserted or removed without moving the phantom. The lung sources are inserted from the top by removing the plugs. The gastro-intestinal sources are inserted by removing the front of the lower half.

The overall phantom dimensions follow the guidelines of the Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee. (See MIRD Pamphlet No. 5, Supplement 3.)



Ordering Information

To order, specify:

Model	Description
Phantom	Whole-Body Counter Phantom. Polyethylene constructed to model the 95% man.

Related Products

StandFAST II	Stand-Up Whole-Body Counter
REN-P-B32	Renaissance-32 Configurable Whole-Body Counter Software for NaI and HPGe
C53-B32	Nuclide Navigator™ III Master Library Software

ภาคผนวก ข.

รายละเอียดวิธีการคำนวณของระบบวัดที่พัฒนาขึ้น

1. วิธีการคำนวณค่าประสิทธิภาพของระบบวัด

- ทำการนับวัดค่าปริมาณรังสีไอโอดีน-131 ใน phantom ต่อเวลา 600 วินาที แล้วหารที่ได้ด้วยเวลา 600 วินาที จะได้ค่านับวัดที่มีหน่วยเป็น cps (count per second) ที่ระยะต่างๆของระบบนับวัด
- คำนวณค่าประสิทธิภาพของระบบวัด (Efficiency: eff) ที่ระยะต่าง ๆ

$$\text{ค่าประสิทธิภาพ} = \frac{CPS}{DPS \times \gamma \text{ emission ratio}} \quad (1)$$

$$CPS = \text{ค่านับวัดต่อวินาทีของสารรังสี มาตรฐานไอโอดีน-131}$$

$$DPS = \text{ค่าความแรงรังสีของสารรังสี ณ. เวลาที่ทำกรนับวัด}$$

มีหน่วยเป็น Bq

$$\gamma \text{ emission ratio} = \text{เปอร์เซ็นต์การสลายตัวของรังสีแกมมาของไอโอดีน-131}$$

เท่ากับ 0.81

ตัวอย่างการคำนวณหาค่าประสิทธิภาพของระบบวัดที่ระยะ 24 cm

$$\text{อัตรานับวัดต่อวินาที} = \frac{20,665}{600} \text{ CPS}$$

จากสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 2.426 μCi 27/07/09

$$\text{ค่าความแรงรังสีไอโอดีน-131 ขณะที่ทำกรวัด} = 17008.045 \text{ Bq}$$

$$\text{ค่าประสิทธิภาพ} = \frac{CPS}{DPS \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$= \frac{34.441}{17008.045 \times 0.81}$$

$$\text{ค่าประสิทธิภาพที่ 24 cm} = 0.0025$$

2. การคำนวณหาค่าความแรงรังสีของแบเรียม-133 เพื่อทดสอบความถูกต้องของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น

- สมการคำนวณหาค่าความแรงรังสี

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}} \quad (4)$$

$$CPS = \text{ค่านับวัดต่อวินาทีของสารรังสี มาตรฐานแบเรียม-133}$$

$$Eff = \text{ค่าประสิทธิภาพของระบบวัดที่ระยะ 24 cm} = 0.0025$$

$$\gamma \text{ emission ratio} = \text{เปอร์เซ็นต์การสลายตัวของรังสีแกมมาของแบเรียม-133 เท่ากับ 0.61}$$

$$\text{นำค่าที่วัดได้จากสารรังสีมาตรฐานแบเรียม-133 ที่ระยะวัด 24 cm} = \frac{20,665}{600} \text{CPS}$$

มาคำนวณหาค่าความแรงรังสีแบเรียม-133

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{50.176}{0.0025 \times 0.61}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี แบเรียม-133 ที่ระยะ 24 cm} = 32902.093 \text{ Bq}$$

จากสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 1.023 μCi 01/06/06

$$\text{ค่าความแรงรังสี แบเรียม-133 ที่แท้จริงขณะทำการวัด} = 30658.944 \text{ Bq}$$

$$\text{ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน} = \frac{32902.093 - 30658.944}{32902.093} \times 100$$

$$= 7.32 \%$$

3. การคำนวณหาค่าความแรงรังสีของไอโอดีน-131 เพื่อทดสอบความถูกต้องของเทคนิคที่พัฒนาขึ้น

- สมการคำนวณหาค่าความแรงรังสี

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$CPS = \text{ค่านับวัดต่อวินาทีของสารรังสี มาตรฐานไอโอดีน-133}$$

$$Eff = \text{ค่าประสิทธิภาพของระบบวัดที่ระยะ 26 cm} = 0.00211$$

$$\gamma \text{ emission ratio} = \text{เปอร์เซ็นต์การสลายตัวของรังสีแกมมาของไอโอดีน-131 เท่ากับ 0.81}$$

$$\text{นำค่าที่วัดได้จากสารรังสีมาตรฐานไอโอดีน-131 ที่ระยะวัด 26 cm} = \frac{3,678}{600} \text{ CPS}$$

นำค่าที่วัดได้มาลบแบบคร่าวๆ แล้วจึงคำนวณหาค่าความแรงรังสีไอโอดีน-131

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{6.13}{0.00211 \times 0.81}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี ไอโอดีน-131 ที่ระยะ 26 cm} = 3587.06 \text{ Bq}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี ไอโอดีน-131 ที่แท้จริงขณะทำการวัด} = 3881.40 \text{ Bq}$$

$$\begin{aligned} \text{ค่าเปอร์เซ็นต์ความคลาดเคลื่อน} &= \frac{3587.06 - 3881.40}{3881.40} \times 100 \\ &= -7.81 \% \end{aligned}$$

4. การคำนวณค่าความแรงรังสีไอโอดีน-131 จากไทรอยด์ของคนทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131 โดยเปรียบเทียบกับการวัดโดยเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ

- ตัวอย่างการคำนวณค่าความแรงรังสี จากบุคคลที่ 1 (p1)

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$CPS = \text{ค่านับวัดต่อวินาทีจากไทรอยด์ของคนทำงานเกี่ยวข้องกับไอโอดีน-131}$$

$$Eff = \text{ค่าประสิทธิภาพของระบบวัดที่ระยะ 27 cm} = 0.00191$$

$$\gamma \text{ emission ratio} = \text{เปอร์เซ็นต์การสลายตัวของรังสีแกมมาของไอโอดีน-131 เท่ากับ 0.81}$$

- นำค่าที่วัดได้จากจากไทรอยด์ของคนในระยะวัด 27 cm = 1191/600 CPS มาคำนวณหาค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากจากไทรอยด์ของคน

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{CPS}{Eff \times \gamma \text{ emission ratio}}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี} = \frac{(1191 \div 600)}{0.00191 \times 0.81}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี ไอโอดีน-131 ที่ระยะ 27 cm} = 804.41 \text{ Bq}$$

$$\text{ค่าความแรงรังสี ไอโอดีน-131 วัดโดยเครื่องวัดรังสีที่ร่างกายของสำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ} = 750.05 \text{ Bq}$$

$$\begin{aligned} \text{ค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง} &= \frac{804.41 - 750.05}{804.41} \times 100 \\ &= 7.25 \% \end{aligned}$$

จากค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากระบบนับวัดทั้งสองระบบของแต่ละบุคคล จะต้องนำไปคำนวณหา ค่าความแรงไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate) แล้วจึงนำมาประเมินผลเป็นปริมาณ ไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกาย ซึ่งสามารถประเมินผลของแต่ละบุคคลได้เป็น 2 ค่าได้แก่

1. การคำนวณค่า Committed Effective Dose Equivalent (CEDE) ซึ่งหมายถึงปริมาณ รังสียังผล ที่ร่างกายได้รับในช่วงเวลา 50 ปี หลังจากได้รับปริมาณรังสีเข้าสู่ร่างกาย

2. การคำนวณค่า Committed Dose Equivalent (CDE) ซึ่งหมายถึงปริมาณรังสียังผลที่ ได้รับต่ออวัยวะและเนื้อเยื่อในช่วงเวลา 50 ปีซึ่งในกรณีของสารรังสีไอโอดีน-131 หมายถึงอวัยวะที่ ไทรอยด์

- สูตรที่ใช้คำนวณค่าความแรงไอโอดีน-131 ที่เข้าสู่ร่างกาย (Intake estimate)

ใช้สมการตามวิธีการของ ICRP 78 ซึ่งโปรแกรมการตรวจวัด ในกรณีการตรวจวัดแบบ Special monitoring ซึ่งเป็นการตรวจวัดเมื่อเกิดเหตุการณ์สงสัยว่าผิดปกติ

$$\text{Intake estimate} = \frac{M}{m(t)} \quad (6)$$

M = ค่าความแรงรังสีที่วัดได้จากไทรอยด์ของผู้มาทำการนับวัด

$m(t)$ = ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากอวัยวะที่เวลา t วันหลังจากรับสารรังสีเข้าสู่ร่างกาย

1 Bq (ในงานวิจัยนี้ใช้ค่า **Time after Intake (d)** ที่ 1 วัน = 2.3×10^{-1})

ตารางที่ 2.2 การอัทเทคไอโอดีน-131 (Vapour) จากการได้รับทางการหายใจ (Special monitoring)

Time after Intake (d)	Predicted values (Bq per Bq intake)	
	Thyroid (m(t))	Daily urinary excretion
1	2.3×10^{-1}	5.3×10^{-1}
2	2.2×10^{-1}	4.3×10^{-2}
3	2.0×10^{-1}	2.5×10^{-3}
4	1.9×10^{-1}	2.7×10^{-4}

ตารางที่ 2.2 การอ้าพเทคไอโอดีน-131 (Vapour) จากกรได้รับทางการหายใจ (Special monitoring)

Time after Intake (d)	Predicted values (Bq per Bq intake)	
	Thyroid	Daily urinary excretion
5	1.7×10^{-1}	1.7×10^{-4}
6	1.5×10^{-1}	1.8×10^{-4}
7	1.4×10^{-1}	1.9×10^{-4}
8	1.3×10^{-1}	2.0×10^{-4}
9	1.2×10^{-1}	2.1×10^{-4}
10	1.1×10^{-1}	2.1×10^{-4}

$$\text{Intake estimate} = \frac{M}{m(t)}$$

$$\text{Intake estimate (บุคคลที่ 1, p1)} = \frac{M}{m(t)}$$

$$\begin{aligned} \text{Intake estimate (บุคคลที่ 1, p1)} &= \frac{750.05}{2.3 \times 10^{-1}} \\ &= 3,261 \text{ Bq} \end{aligned}$$

ตัวอย่างการคำนวณหาค่า Committed Effective Dose Equivalent (CEDE)

CEDE per unit intake คือปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายจากการรับความแรงรังสี 1 Bq ต่อทุกอวัยวะโดยรวมของร่างกาย ในเอกสาร ICRP78 ได้กำหนดไว้สำหรับไอโอดีน-131 มีค่าเท่ากับ 2×10^{-8} Sv/Bq

$$\text{จากสมการ CEDE} = \text{Intake estimate} \times \text{CEDE per unit intake} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} \text{CEDE (บุคคลที่ 1, p1)} &= 3,261 \text{ Bq} \times 2 \times 10^{-8} \frac{\text{Sv}}{\text{Bq}} \times 1000 \\ &= 0.065 \text{ mSv} \end{aligned}$$

CDE per unit intake คือปริมาณสารรังสีที่เข้าสู่ร่างกายจากการรับความแรงรังสี 1 Bq ต่ออวัยวะใดๆ สำหรับไอโอดีน-131 อวัยวะวิกฤตคือไทรอยด์ ซึ่งมีค่าเท่ากับ 4×10^{-7} Sv/Bq

$$\text{จากสมการ } CDE = \text{Intake estimate} \times CDE \text{ per unit intake} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} CDE (\text{บุคคลที่ 1, p1}) &= 3,261 \text{ Bq} \times 4 \times 10^{-7} \frac{\text{Sv}}{\text{Bq}} \times 1000 \\ &= 1.30 \text{ mSv} \end{aligned}$$



ศูนย์วิทยทรัพยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางศรีสวรรค์ สมคิด เกิดวันที่ 5 มีนาคม 2512 ที่จังหวัดนครพนม สำเร็จการศึกษาประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง ในสาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์-สื่อสาร แผนกช่างอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล จ.ขอนแก่น และสำเร็จการศึกษาระดับปริญญาตรี ในสาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ สถาบันเทคโนโลยีราชมงคล วิทยาเขตพระนครเหนือ เข้ารับราชการในตำแหน่งนายช่างอิเล็กทรอนิกส์2 กองปฏิบัติการปฏิบัติ สำนักงานพลังงานปรมาณูเพื่อสันติ ในปีการศึกษา 2550 ได้รับทุนด้านวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี ให้เข้ารับการศึกษาระดับปริญญาโท สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาควิชาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ปัจจุบันปฏิบัติหน้าที่ในตำแหน่งนายช่างไฟฟ้า ระดับชำนาญงาน กลุ่มประเมินค่าปริมาณรังสีจากภายในร่างกาย สำนักสนับสนุนและกำกับดูแลความปลอดภัยจากพลังงานปรมาณู สำนักงานปรมาณูเพื่อสันติ



ศูนย์วิทยพัทยากร
จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย