



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับเครื่อง
โทรอยด์อัปเดต

Construction of gamma ray detector for
thyroid uptake system

โดย
นันทวัฒน์ อู่ดี

สำนักหอสมุด มหาวิทยาลัยนครพนม
วันลงทะเบียน..... 2 ส.ย. 2558
เลขทะเบียน..... 16765099
เลขเรียกหนังสือ..... ๑๐

๑๐
๒๕๕
๒๕๕๖

กรกฎาคม 2556

สัญญาเลขที่ R2555C112

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ การสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับเครื่อง
โทรอยด์อัปเดต

Construction of gamma ray detector for
thyroid uptake system



นนท์วัฒน์ อู่ดี

คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

สนับสนุนโดยกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้ทำการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องไทรอยด์อัพเทคที่มีต้นทุนการผลิตต่ำ โดยสร้างให้หัววัดเรืองรังสีมีขนาดเล็กและง่ายต่อการเคลื่อนย้ายโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทาลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวีคูณอิเล็กตรอน และหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียม ต่อมาหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์ จากนั้นทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรมป์ตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) สำหรับผลการทดสอบค่าความไวในการนับวัดรังสีแกมมา ค่าความแม่นยำของการนับวัด ค่าการตอบสนองเชิงเส้นของพลังงาน ค่าอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังและค่าการตอบสนองเชิงเส้นของความแรงรังสีที่ระดับต่างๆ ได้ผลเป็นไปตามข้อกำหนดของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ หัว วัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องตรวจไทรอยด์อัพเทคที่สร้างในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับนำไปใช้ในทางคลินิกได้

Abstract

This research was conducted to construct thyroid uptake system with a low production cost. The size of the developed detector is small. The detector is easy to move, and is made from the cesium iodide crystals doped with thallium in diameter of 2 inches and thickness of 2 inches connected with the photomultiplier tube and covered by sheet of aluminum. It is then covered by the lead sheets to be collimator. Next, the performance is tested by the inspection method upon the recommendation of the International Atomic Energy Agency (IAEA). For the test results, the sensitivity in counting gamma, the precision of radiation measurement, linear response of energy, the rate of radiation background, and the linear response of the radiation levels to meet the requirements of the IAEA. The construction of portable scintillation detector for Thyroid uptake system in this research has suitable property for use in clinical.

บทสรุปสำหรับผู้บริหาร (Executive Summary)

โครงการ : การสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับเครื่องทรอยด์อัปเดต

นันทวัฒน์ อู่ดี และสุชาติ แยมเม่น

บทนำ (Introduction)

การตรวจและติดตามการรักษาผู้ป่วยด้วยวิธีการทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในประเทศไทย นับวันยังมีจำนวนมากขึ้นเนื่องจากปัจจุบันวิทยาการทางการแพทย์มีความก้าวหน้าเป็นอย่างมาก ส่งผลให้การรักษาโรคต่างๆ มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งการตรวจรักษาโรคมะเร็งที่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยทั้งปัญหาด้านร่างกายและจิตใจเป็นอย่างมาก โรคมะเร็งยังทำให้เกิดความสูญเสียทางด้านเศรษฐกิจและสังคมของประเทศไทยและนับวันจำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งจะมีจำนวนที่มากขึ้น การตรวจรักษาทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของโรคมะเร็งมีหลายชนิดด้วยกันในจำนวนนี้โรคมะเร็งต่อมไทรอยด์เป็นอีกโรคที่พบได้ในประชากรไทยที่สามารถเกิดขึ้นได้กับทุกวัย ไม่ว่าจะเป็นเด็ก วัยรุ่น ผู้ใหญ่หรือในผู้สูงอายุก็ตาม สาเหตุของการเกิดโรคมะเร็งจากความผิดปกติของฮอร์โมนที่ร่างกายผลิตขึ้น อย่างไรก็ตามปัจจุบันสามารถทำการรักษาให้หายขาดได้ ทั้งด้วยวิธีการผ่าตัด การรับประทานไอโอดีนรังสี 131 การรักษาด้วยวิธีการทางรังสีรักษาหรือรักษาด้วยเคมีบำบัด ในกรณีการรักษาด้วยวิธีการรับประทานสารกัมมันตรังสีทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ผู้ป่วยจะถูกทำการประเมินผลการรักษาด้วยวิธีการวัดความแรงรังสีแกมมาของไอโอดีนรังสี 131 ที่ผู้ป่วยได้รับด้วยเครื่องทรอยด์อัปเดต (Thyroid uptake system) ในปัจจุบันเครื่องทรอยด์อัปเดตมีราคาค่อนข้างสูง ทำให้งานวิจัยนี้สนใจที่จะผลิตขึ้นในประเทศไทยและยังไม่มีผู้ใดทำมาก่อน

เครื่องทรอยด์อัปเดตมีส่วนประกอบสำคัญได้แก่หัววัดรังสีและระบบนับวัดรังสี ในส่วนของหัววัดรังสีประกอบด้วยหัววัดรังสีซินทิลเลชัน (Scintillation detector) และอุปกรณ์ไวแสงชนิดหลอดทิวคูนอิลิกตรอน (PMT) ซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณแสงที่เกิดจากรังสีแกมมาตกกระทบผลึกวัดรังสี จากการศึกษาวิจัยที่ผ่านมาผู้วิจัยและคณะได้ทำการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างองค์ความรู้ ด้านการปลูกผลึกวัดรังสีซินทิลเลชันชนิด CsI(Tl) และได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของผลึกวัดรังสีที่สร้างขึ้นตามมาตรฐานสากล โดยผลึกเรืองรังสีที่สร้างขึ้นมีต้นทุนที่ต่ำในขณะที่สมรรถนะการวัดปริมาณรังสีเพียงพอสำหรับการนับวัดรังสีแกมมาแต่ยังมีไดนามาประยุกต์ใช้ประโยชน์เป็นหัววัดรังสีทางการแพทย์ ดังนั้นงานศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงได้มุ่งเน้นที่จะสร้างระบบหัววัดรังสีแกมมาสำหรับใช้เป็นหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจทรอยด์อัปเดตที่มีราคาต่ำขึ้นใช้ในประเทศไทย โดยพัฒนาให้สามารถนำไปใช้งานในการตรวจรักษาโรคมะเร็งต่อมไทรอยด์ได้ นอกจากนี้ยังจะทำการสร้างอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่มีขนาดกระทัดรัดสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่ายทำให้สามารถนำหัววัดรังสีไปใช้งานยังสถานที่ต่างๆ ภายนอกโรงพยาบาลได้อย่างสะดวก

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การออกแบบหัววัดรังสีในงานวิจัยครั้งนี้เป็นการนำผลึกซีเซียมไอโอดัดโดยดัดด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อเข้ากับหลอดทิวคูนอิลิกตรอนด้วยฟลู

อัดคัปปลิง (Fluid coupling) ชนิด oil 1000 เพื่อให้เกิดการหักเหของแสงจากผลึกเข้าสู่หลอดทวีคูณอิเล็กตรอนได้ดี จากนั้นทำการหุ้มผลึกวัดรังสีและหลอดทวีคูณอิเล็กตรอนอีกชั้นด้วยแผ่นอลูมิเนียมที่มีความหนา 0.5 มิลลิเมตร ยาว 14 เซนติเมตร เพื่อประกอบเป็นหัววัดรังสีและกันแสงจากภายนอกไม่ให้เข้าไปรบกวนการนับวัดของหัววัดรังสี จากนั้นหุ้มหัววัดรังสีด้วยแผ่นตะกั่วอีกชั้นเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอก จากนั้นทำการหุ้มส่วนประกอบทั้งหมดด้วยท่อสแตนเลสขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 นิ้ว ความยาว 31 เซนติเมตรอีกชั้นเพื่อห่อหุ้มอุปกรณ์ทั้งหมดให้เป็นชิ้นเดียวกัน สำหรับการออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเครื่องรังสีประกอบด้วยแกนหลักทำจากท่อเหล็กกลวงขนาด 3x3 นิ้ว สูง 50 เซนติเมตร สามารถเคลื่อนหัววัดเครื่องรังสีขึ้นลงในแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร ภายในแกนหลักจะประกอบไปด้วยเฟืองและเกสียวหมุนสำหรับทำการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้ง อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สองทำหน้าที่หมุนหัววัดเครื่องรังสีในแนวระนาบและสามารถหมุนได้ 180 องศา นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ที่ยึดกับหัววัดเครื่องรังสีรูปตัวยูมีความยาว 15 เซนติเมตร สำหรับปรับให้หัววัดเครื่องรังสีกระดกขึ้นลงได้และสามารถทำการลอคหัววัดรังสีอยู่กับที่ได้ ส่วนของข้อต่อรูปตัวยูสามารถหมุนได้เป็นมุม 360 องศา เพื่อให้สามารถใช้ตรวจผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน และส่วนฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลักทำจากเหล็กวงกลมเพื่อให้อุปกรณ์จับยึดมีความมั่นคง

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับ (Acceptance test) ของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ตามข้อกำหนดของมาตรฐานสากลซึ่งเป็นไปตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) ประกอบด้วย การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของระบบนับวัดสำหรับการตรวจวัดรังสีแกมมาโดยใช้วิธีการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความกว้างที่ระดับสูงสุดครึ่งหนึ่งของค่านับวัดสูงสุด (%FWHM) ของสเปกตรัมพลังงานรังสีจากกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พลังงาน 662 keV ความแรงรังสีเท่ากับ 1 ไมโครคูรี โดยความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีที่มีค่าน้อยบ่งบอกถึงระบบนับวัดรังสีมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีได้สูง การทดสอบเพื่อหาค่าความไวของระบบนับวัดรังสีทำโดยการประเมินความสามารถในการนับวัดค่าปริมาณรังสีเมื่อเวลาผ่านไปตามช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 โดยค่าที่ยอมรับได้ 95% การทดสอบหาความแม่นยำของระบบนับวัดรังสีจากการนับวัดค่าปริมาณรังสีด้วยสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 จำนวน 10 ครั้ง เพื่อประเมินค่า σ^2 ของการนับวัด โดยค่าที่ยอมรับได้อยู่ระหว่าง 3.32-16.69 การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของสารกัมมันตรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี (Center of window pulse height analyzer) โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่ชนิด Co-57, Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137 และ Co-60 ที่มีพลังงาน 122, 356, 364, 511, 662 และ 1,332 keV ตามลำดับ เพื่อดูการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีที่พลังงานระดับต่างๆ โดยการตอบสนองต่อพลังงานของระบบนับวัดรังสีที่ดีควรมีความเป็นเชิงเส้นสูงเพื่อให้สามารถทำการนับวัดปริมาณรังสีที่ระดับพลังงานที่ใช้ในทางการแพทย์ได้เป็นอย่างดี การทดสอบเพื่อหาอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังของระบบนับวัดรังสีเป็นการประเมินความสามารถในการนับวัดรังสีพื้นหลังจากการวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังในแต่ละวันซึ่งค่าดังกล่าวไม่ควรมีความแตกต่างกันเกิน 20% ตลอดระยะเวลาการนับวัด การทดสอบเพื่อหาการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นจากการใช้สาร

กัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูล (capsule source) ที่มีค่าครึ่งชีวิตระดับปานกลางเพื่อหาการตอบสนองของการนับวัดปริมาณรังสีต่อความแรงรังสี โดยการนำสารไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูลบรรจุในหุ่นจำลองไทรอยด์และทำการลดความแรงรังสีด้วยการกั้นด้วยตะกั่วที่มีความหนา 1, 2, 3, 4 และ 5 HVL จากนั้นทำการนับวัดปริมาณรังสีและบันทึกค่าเพื่อนำไปหาความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่างๆ



ผลการศึกษา (Results)

ผลการศึกษางานศึกษาวิจัยครั้งนี้จากการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องโทรอยด์อ็อปเทค โดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์และหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียมและหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิง จากนั้นประกอบหัววัดรังสีเข้ากับอุปกรณ์จับยึด อุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ออกแบบให้มีขนาดเล็กกระทัดรัดเพื่อให้ประหยัดพื้นที่ใช้งานและสามารถทำการเคลื่อนย้ายได้สะดวก สำหรับการใช้งานระบบหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นสามารถนำไปใช้วัดค่าปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ของผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจรักษามะเร็งต่อมไทรอยด์ได้โดยสามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร และหมุนในแนวระนาบได้เป็นมุม 180 องศาซึ่งเพียงพอในการใช้งานสำหรับวัดค่าปริมาณรังสีในตัวผู้ป่วยทั้งในท่านั่งและท่านอน การทดสอบเพื่อพิจารณาความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีโดยพิจารณาจากค่า %FWHM ที่ได้จากการวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 จากการวิเคราะห์สเปกตรัมพลังงานรังสี พบว่าหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม 137 เท่ากับ 9% การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดเป็นการทดสอบหาค่าความไวต่อการนับวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา โดยคำนวณที่ได้อยู่ภายในขอบเขตของการยอมรับ 95% การทดสอบความแม่นยำการนับวัดของหัววัดเรืองรังสีจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พลังงาน 662 keV โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง พบว่ามีค่าความแม่นยำเท่ากับ 5.60 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีใช้วิธีการศึกษาความเป็นเชิงเส้นของการนับวัดปริมาณรังสีแกมมาที่พลังงานต่างๆ โดยการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่มีช่วงพลังงานแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี ผลการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสีมีค่าการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นสูงโดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.998 การทดสอบเพื่อหาอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังของระบบนับวัดรังสีเป็นการทดสอบอัตราการนับวัดของระบบการนับวัดรังสีแกมมา ผลการทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลัง พบว่าปริมาณรังสีพื้นหลังทั้งหมดที่ทำการนับวัดในแต่ละวันมีความแตกต่างกันน้อยกว่า 20% ตามเกณฑ์มาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ การทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสี พบว่าค่าการนับวัดที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นดีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.986

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

จากศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีที่มีระบบคอลลิเมเตอร์ป้องกันรังสีกระเจิงและอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีสำหรับใช้งานในเครื่องโทรอยด์อ็อปเทคทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยสามารถทำการวัดค่าปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน ผลการทดสอบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีตามมาตรฐานของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ด้วยวิธีการตรวจสอบแรกปฏิบัติตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) พบว่าการทดสอบ

ความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรอริงส์โดยใช้ต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 มีค่าเท่ากับ 9% ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศซึ่งกำหนดค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรอริงส์ควรอยู่ในช่วง 7-10% สำหรับการทดสอบความไวของระบบนับวัด พบว่าหัววัดเรอริงส์มีค่านับวัดอยู่ภายใน 95% แสดงถึงระบบนับวัดเรอริงส์ที่สร้างขึ้นมีความไวการนับวัดที่ดี อย่างไรก็ตามการทดสอบความไวของระบบนับวัดเรอริงส์ควรทำการประเมินอยู่ตลอดระยะเวลาการใช้งาน สำหรับผลการทดสอบความแม่นยำของระบบนับวัดของหัววัดเรอริงส์ พบว่ามีค่าเท่ากับ 5.6 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับที่ได้กำหนดให้อยู่ในช่วง 3.39-16.92 สำหรับการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรอริงส์ เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีพลังงานต่างๆ พบว่าผลการตอบสนองต่อพลังงานของหัววัดเรอริงส์ที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นที่ดี สำหรับการทดสอบค่าอัตราการนับวัดเรอริงส์พื้นหลังพบว่ามีความแตกต่างระหว่างวันไม่เกิน 20% ตามข้อกำหนดสากล สำหรับการทดสอบการตอบสนองของหัววัดเรอริงส์ต่อความแรงรังสีเชิงเส้นพบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดเรอริงส์และค่าความแรงรังสีที่ระดับต่างๆ มีความเป็นเชิงเส้นดี

สรุปผลการศึกษา (conclusion)

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดเรอริงส์สำหรับเครื่องตรวจโทรอยด์อ็อปเทคโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว ที่ได้จากการพัฒนาผลึกเรอริงส์ชนิดสารอนินทรีย์สำหรับการวัดปริมาณรังสีทางการแพทย์และผ่านการสอบเทียบประสิทธิภาพของหัววัดเรอริงส์ทางการแพทย์ตามข้อกำหนดสากลของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศ เมื่อทำการประเมินหาประสิทธิภาพของระบบนับวัดเรอริงส์ที่สร้างขึ้น พบว่ามีประสิทธิภาพที่ยอมรับได้ตามข้อกำหนดสากลทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะสามารถนำหัววัดเรอริงส์ที่ได้จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไปใช้เป็นระบบหัววัดเรอริงส์สำหรับการตรวจโทรอยด์อ็อปเทคได้ นอกจากนี้หัววัดเรอริงส์ที่สร้างขึ้นยังมีข้อดีที่สำคัญคือมีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้ง่ายและประหยัดพื้นที่ใช้งานสามารถนำไปใช้ต่อกับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ที่มีอยู่เพื่อวัดปริมาณรังสีได้และมีต้นทุนในการผลิตต่ำสามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนวิชาเรอริงส์เทคนิคและวิชาฟิสิกส์หน่วยงานที่มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการวัดสารกัมมันตรังสีไอโอติน 131 และสถานพยาบาลต่างๆ ที่สนใจได้

สารบัญเรื่อง (Table of contents)

	หน้า
กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)	3
บทคัดย่อ	4
Abstract	4
บทสรุปสำหรับผู้บริหาร	5
(Executive Summary)	5
สารบัญเรื่อง (Table of contents).....	10
สารบัญภาพ (List of Illustrations).....	12
สารบัญตาราง (List of Tables).....	14
บทที่ 1	15
บทนำ (Introduction).....	15
1.1 ความสำคัญและที่มาของปัญหาการวิจัย	15
1.2 การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (information) ที่เกี่ยวข้อง	16
1.2.1 ระบบนับวัดรังสี.....	16
1.2.2 หัววัดรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์	16
1.2.3 หลอดไวแสงชนิดทวีคูณอิเล็กทรอนิกส์ (Photomultiplier tube; PMT).....	20
1.2.4 ภาคขยายส่วนหน้า (Preamplifier).....	21
1.2.5 หน่วยขยาย (Amplifier).....	21
1.2.6 ระบบวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ (Pulse-height analyzers: PHA)	22
1.2.7 หน่วยแสดงผล Scalers Timers และ Counters.....	22
1.2.8 ต่อมไทรอยด์	23
1.2.9 การตรวจไทรอยด์อัมพล	24
1.2.10 คุณสมบัติของสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131	26
การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (Information) ที่เกี่ยวข้อง	27
1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย	28
1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย	29
ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการวิจัย	29
บทที่ 2	30
เนื้อเรื่อง (Main body)	30
2.1 วิธีการดำเนินการวิจัย.....	30
2.1.1 การออกแบบและประกอบหัววัดเรืองรังสี.....	30

2.1.2 การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสีแบบพกพา	32
2.1.3 การเก็บรวบรวมข้อมูลขนาดของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม	37
2.1.4 การวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสีแบบพกพา.....	40
บทที่ 3	43
ผลการวิจัย (Results).....	43
3.1 ผลการออกแบบหัววัดเรืองรังสีและอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี	43
3.2 ผลการทดสอบความหนาของตะกั่วสำหรับทำเป็นคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม	44
3.3 ผลการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสีแบบพกพา.....	45
3.3.1 การทดสอบการสอบเทียบพลังงาน (energy calibration).....	45
3.3.2 การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)	45
3.3.3 การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา (Sensitivity).....	46
3.3.4 การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting precision; χ^2 TEST)	48
3.3.5 การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of energy	49
response).....	49
3.3.6 การทดสอบ Integral background count rate.....	50
3.3.7 ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response).....	51
บทที่ 3	53
ข้อวิจารณ์ (Discussion).....	53
บทที่ 4	55
สรุปและขอเสนอแนะ (Conclusion and Recommendation)	55
เอกสารอ้างอิงของโครงการวิจัย.....	56
ภาคผนวก: บทความสำหรับการเผยแพร่.....	58

สารบัญภาพ (List of Illustrations)

	หน้า
รูปที่ 1 ส่วนประกอบหลักของระบบนับวัดรังสี.....	16
รูปที่ 2 แสดงระดับพลังงานของผลึกเรืองแสง	17
http://www.medtech.mahidol.ac.th/mthai/elearning/instrumentation/NMP_chap2_48/band2.jpg	17
รูปที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการดูดกลืนพลังงานที่ความหนาต่างๆ.....	18
รูปที่ 4 แสดงกายวิภาคของท่อไมโครยัด.....	23
http://www.bloggang.com/viewdiary.php?id=vinitisiri&month=03-2011&date=27&group=90&gblog=228	23
รูปที่ 5 การออกแบบหัววัดรังสีโดยมีระบบคอลลิเมเตอร์สำหรับป้องกันรังสีกระเจิง.....	30
รูปที่ 6 การเชื่อมต่อผลึกเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ทรอน.....	31
รูปที่ 7 การนำตะกั่วหุ้มหัววัดรังสีสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์	32
รูปที่ 8 การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีแบบพกพาสำหรับเครื่องไมโครยัด.....	32
1) แกนหลักของอุปกรณ์จับยึด 2) อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สอง 3) อุปกรณ์จับยึดหัววัด 4) ฐานรองรับ อุปกรณ์จับยึดแกนหลัก	32
รูปที่ 9 ท่อเหล็กสำหรับใช้ทำเป็นแกนหลักของอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี.....	33
รูปที่ 10 ภาพส่วนประกอบภายในแกนหลักประกอบไปด้วย (ก) เฟืองหมุนแท่งเกลียวและ (ข) แท่ง เกลียวหมุนสำหรับปรับระดับหัววัด	33
รูปที่ 11 การประกอบเฟืองและเกลียวหมุนสำหรับทำการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้ง	34
รูปที่ 12 อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สอง (ก) อุปกรณ์จับยึดส่วนของแขนจับยึดส่วนที่ 1 และ (ข) การต่อแขน จับยึดส่วนที่ 1 กับเกลียวหมุนในส่วนของแกนหลัก.....	35
รูปที่ 13 แสดงภาพอุปกรณ์จับยึดส่วนของอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีรูปตัวยู.....	36
ต่อกับแขนจับยึดส่วนที่ 1	36
รูปที่ 14 แสดงภาพ (ก) ฐานของอุปกรณ์จับยึดและ (ข) ตัวจับยึดรูปตัวยู.....	37
รูปที่ 15 การหุ้มตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอก	38
รูปที่ 16 การทดสอบประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานจากการใช้ตะกั่วหุ้มหัววัดเรืองรังสีสำหรับใช้ เป็นคอลลิเมเตอร์ที่มีความยาวและความหนาขนาดต่างๆ.....	39
รูปที่ 17 แผนภาพการจัดระบบวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี	40
(ก)	43
(ข)	43
รูปที่ 18 (ก) หลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ทรอนและผลึกซีเซียมไอโอไดต์ที่หุ้มด้วยอลูมิเนียมและ (ข) หัววัดเรือง รังสีที่หุ้มตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์	43
รูปที่ 19 หัววัดเรืองรังสีพร้อมคอลลิเมเตอร์และตัวจับยึดหัววัด	44
รูปที่ 20 กราฟแสดงสเปกตรัมพลังงานของแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม 137	46
รูปที่ 21 ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดของหัววัดเรืองรังสี	47

รูปที่ 22 แสดงการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของแหล่งกำเนิดรังสีชนิด Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137, Co-57 และ Co-60.....	49
รูปที่ 23 ผลการทดสอบ Integral background count rate.....	51
รูปที่ 24 การตอบสนองเชิงเส้นของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสี.....	52



สารบัญตาราง (List of Tables)

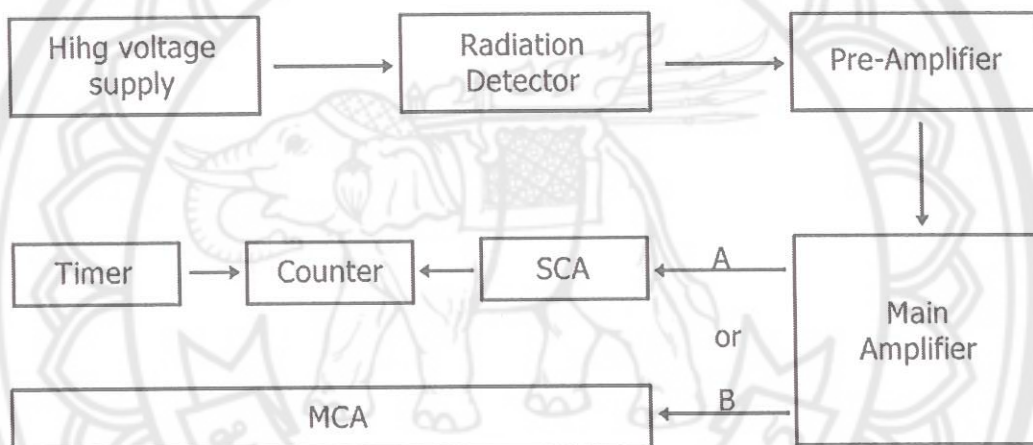
	หน้า
ตารางที่ 1 แสดงค่าประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานจากการใช้ตะกั่ว หุ้มหัววัดเรืองรังสีสำหรับใช้ เป็นคอลลิเมเตอร์ที่มีความยาวและความหนาขนาดต่างๆ.....	45
ตารางที่ 2 แสดงค่าอัตราการนับวัดที่ได้จากการตั้งค่าความต่างศักย์และค่า gain factor ขนาดต่างๆ...	45
ตารางที่ 3 แสดงผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา	47
ตารางที่ 4 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (χ^2 test).....	48
ตารางที่ 5 ผลการทดสอบ Integral background count rate	50



1.2 การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (information) ที่เกี่ยวข้อง

1.2.1 ระบบนับวัดรังสี

หัววัดรังสีในทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ส่วนใหญ่ทำงานในรูปของ Pulse mode โดยเมื่อมีรังสีแกมมาเข้ามาตกกระทบที่หัววัดรังสีจะเกิดสัญญาณไฟฟ้าขึ้นตามจำนวนรังสี เมื่อนำสัญญาณดังกล่าวมาวิเคราะห์หาความสูงของสัญญาณหรือคัดเลือกสัญญาณที่ต้องการได้จากการตั้งค่า Energy window ที่เหมาะสมเพื่อแยกรังสีกระเจิงหรือรังสีพื้นหลังออกจากการนับวัด สำหรับระบบนับวัดในทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์โดยทั่วไปจะประกอบไปด้วยส่วนประกอบต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 1 ซึ่งประกอบด้วยหัววัดรังสี (Radiation detector) ส่วนจ่ายกระแสไฟฟ้า (High voltage supply) ภาคขยายส่วนหน้า (Pre-amplifier) ภาคขยายหลัก (Main amplifier) และส่วนวิเคราะห์หาความสูงของสัญญาณ (Single/Multi Channel Analyzer) (จิราภรณ์ & ภาวนา, 2545)

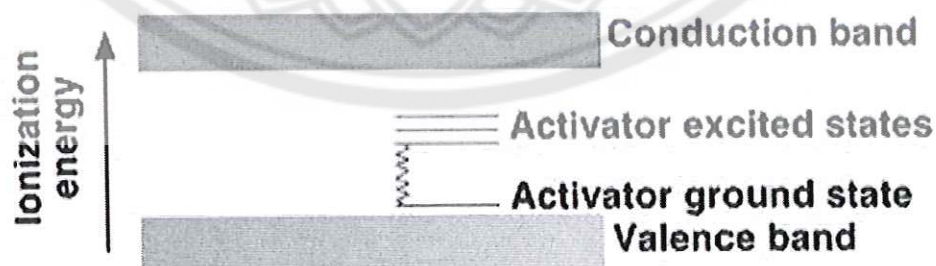


รูปที่ 1 ส่วนประกอบหลักของระบบนับวัดรังสี

1.2.2 หัววัดรังสีในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์

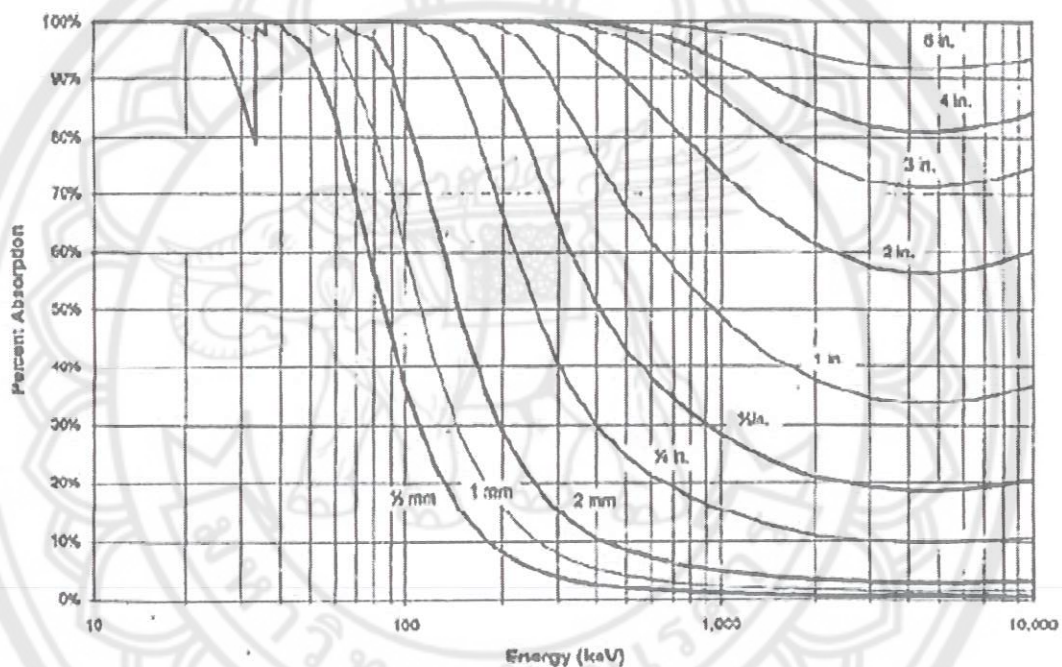
หัววัดรังสีที่ใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์สามารถแบ่งได้เป็น 3 ชนิดด้วยกัน ประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยแก๊ส การทำงานอาศัยหลักการแตกตัวของก๊าซเมื่อรังสีหรืออนุภาคเข้ามาเกิดอันตรกิริยากับโมเลกุลของก๊าซที่บรรจุภายในหัววัด โดยพลังงานของรังสีจะถ่ายเทให้ก๊าซทำให้เกิดคู่อิออน (ไอออนบวกและไอออนลบ) เมื่อมีความต่างศักย์จ่ายให้กับอิเล็กโทรดทั้งสองของหัววัด ไอออนบวกจะถูกดึงดูดไปยังแคโทดส่วนไอออนลบจะถูกดึงดูดไปที่แอโนดเกิดเป็นกระแสไฟฟ้าขึ้น ปริมาณของกระแสไฟฟ้าขึ้นกับจำนวนไอออนที่แอโนดนับวัดได้ซึ่งขึ้นกับปริมาณชนิดและพลังงานของรังสีที่เข้ามาเกิดอันตรกิริยา นอกจากนี้ขนาดของกระแสไฟฟ้ายังขึ้นอยู่กับความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับอิเล็กโทรด สำหรับหัววัดชนิดสารกึ่งตัวนำใช้หลักการวัดการเกิดการแตกตัวของประจุเหมือนกับชนิดบรรจุก๊าซแต่หัววัดชนิดนี้ใช้สารกึ่งตัวนำแทนก๊าซ โดยที่สารกึ่งตัวนำมีความหนาแน่นมากกว่าหัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยแก๊สทำให้มีค่า stopping power สูงกว่าส่งผลให้ประสิทธิภาพในการนับวัดเอกซเรย์และรังสีแกมมาได้ดีขึ้น ภายในสารกึ่งตัวนำจะพบว่าอะตอมไม่มีการเคลื่อนที่แต่อิเล็กตรอนและ hole จะสามารถเคลื่อนที่ได้อย่างอิสระ โดยสารกึ่งตัวนำจะประกอบด้วยจุดเชื่อมต่อ

พี-เอ็น (p-n junction) โดยที่ด้านพี (p-type; positive) เป็นส่วนที่มี hole มากทำให้มีประจุเป็นบวก ในขณะที่ด้านเอ็น (n-type; negative) มีอิเล็กตรอนเป็นจำนวนมากทำให้มีประจุเป็นลบในสถานะที่เป็นกลางอิเล็กตรอนในด้านเอ็น (n-type) จะเคลื่อนไปยังด้านพี (p-type) และ hole ในด้านพี (p-type) จะเคลื่อนที่ยังด้านเอ็น (n-type) ทำให้ไม่มีช่องว่างระหว่างจุดเชื่อม สำหรับหัววัดชนิดเรืองรังสีอาศัยหลักการเรืองแสงจากผลึกเมื่อมีรังสีตกกระทบกับผลึกทำให้เกิดอันตรกิริยาส่งผลให้เกิดประกายแสงขึ้นที่หัววัด โดยความเข้มแสงที่เกิดขึ้นจะแปรผันตามค่าพลังงานของรังสีที่ตกกระทบ ดังนั้นหัววัดชนิดนี้จึงสามารถแยกชนิดของกัมมันตรังสีจากพลังงานรังสีที่ตกกระทบและส่งสัญญาณแสงที่เกิดขึ้นไปยังอุปกรณ์ไวแสงชนิดทวีคูณอิเล็กตรอน (Photomultiplier tube) เพื่อนับวัดค่าปริมาณรังสีต่อไปและสามารถบ่งบอกถึงพลังงานของรังสีที่ตกกระทบได้ ผลึกเรืองรังสีที่ใช้โดยทั่วไปสามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท คือ ประเภทสารอินทรีย์ (Organic scintillator) เช่น แอนทราซีน โพลีเมอร์ต่างๆ และประเภทสารอนินทรีย์ (Inorganic scintillator) เช่น BGO โซเดียมไอโอไดต์โดปด้วยทาลเลียม (NaI(Tl)) และซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทาลเลียม (CsI(Tl)) เป็นต้น คุณสมบัติของผลึกวัดประเภทสารอินทรีย์จะขึ้นกับลักษณะโมเลกุลและสถานะของสารเป็นหลัก ส่วนปัจจัยที่มีผลต่อผลึกประเภทสารอนินทรีย์จะขึ้นอยู่กับปริมาณสารเจือและรูปแบบโครงสร้างผลึก การเปล่งประกายแสงของผลึกวัดรังสีชนิดเรืองรังสีสามารถอธิบายได้ด้วยทฤษฎีโครงสร้างผลึก โดยมีกลไกการทำงานเริ่มจากเมื่อรังสีตกกระทบที่ผลึกจะทำให้เกิดอันตรกิริยาชนิดไอออไนเซชัน (Ionization) หรือเอ็กไซเตชัน (Excitation) กระตุ้นให้อิเล็กตรอนจากบริเวณวาเลนซ์แบน (Valence band) เคลื่อนขึ้นไปอยู่ในคอนดักชันแบน (Conduction band) ทำให้บริเวณดังกล่าวเกิดความไม่เสถียรส่งผลให้มีความต้องการปลดปล่อยพลังงานออกมาเพื่อให้อิเล็กตรอนกลับสู่สถานะพื้น (Ground state) ดังแสดงในรูปที่ 2 พลังงานที่ปลดปล่อยออกมาจะอยู่ในรูปคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าในย่านของความยาวคลื่นแสงที่สามารถทำการนับวัดได้ด้วยอุปกรณ์ไวแสงชนิดทวีคูณอิเล็กตรอน โดยที่ความเข้มของแสงจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับพลังงานของรังสีที่กระทบผลึกและความแตกต่างกันของความเข้มแสง ด้วยเหตุนี้ผลึกเรืองรังสีจึงสามารถแยกแยะพลังงานรังสีได้ โดยปกติแล้วระดับช่องว่างของพลังงานของผลึกบริสุทธิ์จะสูงมากทำให้ความยาวคลื่นที่ปลดปล่อยออกมาจากผลึกอยู่ในย่านที่อุปกรณ์ไวแสงตอบสนองได้ไม่ดีจึงมีการเติมสารเจือลงไปเล็กน้อยเรียกว่าตัวเร่ง (Activator) เพื่อทำให้ช่วงพลังงานแสงที่ปลดปล่อยออกมาอยู่ในย่านที่เหมาะสมกับอุปกรณ์ไวแสงเพื่อทำการนับวัดต่อไป



รูปที่ 2 แสดงระดับพลังงานของผลึกเรืองแสง

ประสิทธิภาพการเกิดประกายแสงของผลึกเรืองรังสีจะขึ้นกับการเติมปริมาณสารเจือลงในผลึกซึ่งสามารถตรวจสอบได้จากการวิเคราะห์สเปกตรัมพลังงานเพื่อหาตำแหน่งของโฟโต้พีค สำหรับประสิทธิภาพของหัววัดรังสีจะพิจารณาจากการตอบสนองของคลื่นแสง ส่วนองค์ประกอบที่มีผลต่อการวัดรังสีที่ต้องนำมาพิจารณาร่วมด้วยได้แก่ การลดทอนความเข้มของแสงเนื่องจากความหนาของผลึก โดยการกำหนดความหนาของผลึกจะขึ้นอยู่กับพลังงานสูงสุดที่ต้องการนับวัด โดยหากผลึกหนาเกินไปก็จะลดความเข้มของประกายแสงทำให้ประสิทธิภาพการเปล่งแสงลดลง แต่ถ้าหากความหนาของผลึกน้อยเกินไปจะทำให้การดูดกลืนพลังงานน้อยและพลังงานทะลุผลึกวัดรังสีออกไป ซึ่งความสัมพันธ์ของประสิทธิภาพการดูดกลืนเป็นดังรูปที่ 3



รูปที่ 3 แสดงความสัมพันธ์ของความสามารถในการดูดกลืนพลังงานที่ความหนาต่างๆ

การหักเหระหว่างตัวกลางเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้เกิดการลดทอนความเข้มของแสง โดยเมื่อแสงเดินทางจากภายในผลึกถึงรอยต่อซึ่งเป็นบริเวณระหว่างผลึกและอากาศจะทำให้เกิดการหักเหของแสงขึ้นทำให้แสงไม่สามารถผ่านออกไปยังอุปกรณ์ไวแสงได้ทั้งหมด ดังนั้น ในการนำผลึกมาใช้งานกับอุปกรณ์ไวแสงจึงจำเป็นต้องมีตัวประสานระหว่างรอยต่อ โดยตัวประสานจะช่วยลดดัชนีหักเหของแสงทำให้แสงไปตกกระทบที่อุปกรณ์ไวแสงได้มากขึ้นซึ่งอาจจะใช้สารจำพวกกลีเซอรินหรือซิลิโคนออยล์ อีกทั้งการใช้วัสดุช่วยสะท้อนแสงเมื่อเกิดอันตรกิริยาระหว่างผลึกและรังสีจะทำให้เกิดประกายแสงกระจายออกมาจากผลึกในทุกทิศทุกทาง แต่การใช้งานกับอุปกรณ์ไวแสงนิยมใช้ผิวด้านใดด้านหนึ่งเท่านั้น ดังนั้น จึงจำเป็นต้องสะท้อนประกายแสงในด้านอื่นๆ ให้กลับมาบริเวณผิวหน้าเพื่อเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพวัสดุที่ใช้วัสดุที่นำมาใช้จะเป็นพวกอลูมิเนียมฟอยล์ (Knoll, 2000)

คุณสมบัติของผลึกเรอริงส์

ผลึกเรอริงส์ชนิดโซเดียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมเป็นผลึกเรอริงส์ที่นิยมใช้กันมากในการวัดรังสีแกมมา ผลติอยู่ในรูปของผลึกเดี่ยวขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางสูงสุด 75 เซนติเมตร หนา 2.5 เซนติเมตร มีความหนาแน่น $3.67 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ และเนื่องจากโซเดียมไอโอไดด์มีเลขอะตอมที่สูง ประกอบกับปริมาตรขนาดใหญ่ทำให้มีประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาสูงมากเมื่อทำเป็นหัววัด โดยสเปกตรัมพลังงานรังสีที่ปลดปล่อยออกมาจากผลึกโซเดียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมจะมีโฟโต้พีคประมาณ 410 นาโนเมตร โดยประสิทธิภาพในการเปลี่ยนแสงของผลึกโซเดียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมมีข้อเสียหลายประการด้วยกัน เช่น แดกหักง่าย ไวต่อการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิและไวต่อความชื้น นอกจากนี้โซเดียมไอโอไดด์จะมีโพแทสเซียม 40 (K-40) จำนวนเล็กน้อยผสมอยู่ ซึ่งโพแทสเซียมดังกล่าวจะเป็นตัวกำเนิดรังสีพื้นหลังให้กับโพแทสเซียม 40 (K-40) ได้

สำหรับผลึกเรอริงส์ชนิดซีเซียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมซึ่งเป็นผลึกเรอริงส์ชนิดใหม่มีความหนาแน่น $4.51 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ มีเลขอะตอมที่สูงกว่าโซเดียมไอโอไดด์ทำให้มีประสิทธิภาพในการวัดรังสีแกมมาได้มากกว่า โดยประสิทธิภาพการเปลี่ยนแสงของผลึกซีเซียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมมีค่ามากกว่าประมาณ 0.45 เท่าของผลึกโซเดียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมที่อุณหภูมิห้องและที่อุณหภูมิไนโตรเจนเหลว (77 K) โดยซีเซียมไอโอไดด์บริสุทธิ์จะให้แสงออกมาเท่ากับผลึกโซเดียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมที่อุณหภูมิห้อง สำหรับสเปกตรัมพลังงานรังสีที่ปลดปล่อยออกมาจากผลึกซีเซียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมจะอยู่ในช่วง 420-600 นาโนเมตร สำหรับคุณสมบัติที่ดีของของผลึกซีเซียมไอโอไดด์โดปด้วยทลเลียมคือดูดความชื้นน้อย นิ่มและมีความคล้ายกับพลาสติกมากกว่าผลึกชนิดโซเดียมไอโอไดด์และไม่มีสารโพแทสเซียมผสมอยู่ นอกจากนี้ยังสามารถทนต่อการกระแทก การเร่ง การสั่นและการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิอย่างฉับพลัน (ธวัชชิต, 2541)

การปลูกผลึกวัดรังสีแกมมา

จากการศึกษาข้อมูลการปลูกผลึกวัดรังสีที่ผ่านมาพบว่ากระบวนการสร้างผลึกเรอริงส์เป็นการปลูกผลึกจากสารเคมีที่มีความบริสุทธิ์สูง ด้วยกระบวนการปลูกผลึกแบบต่างๆ อย่างไรก็ตามการปลูกผลึกแบบ Bridgman-Stockbarger (Gilman, 1963) เป็นกระบวนการปลูกผลึกอย่างง่าย กระบวนการหนึ่งที่เหมาะสมสำหรับการปลูกผลึกให้มีขนาดใหญ่และเป็นที่ยอมรับกันโดยทั่วไป โดยวิธีการปลูกผลึกนั้นเกิดจากการพัฒนามาจากวิธีการปลูกผลึกเดี่ยวของ Bridgman เมื่อปี ค.ศ. 1925 ที่เกิดจากการทำให้สารที่ต้องการปลูกผลึกไปผ่านกระบวนการหลอมเหลวจากนั้นปล่อยให้เกิดการเย็นตัวลงอย่างช้าๆ เป็นผลึกภายในภาชนะบรรจุสารหลอมเหลว ต่อมาในปี ค.ศ. 1936 Stockbarger ได้ทำการปรับปรุงเทคนิคการปลูกผลึกของ Bridgman โดยได้ทำการเคลื่อนภาชนะที่บรรจุสารหลอมเหลวผ่านเตาหลอมในแนวตั้ง ทำให้เกิดจุดกึ่งตัวของผลึกที่ปลายสุดของภาชนะปลูกผลึก แต่อย่างไรก็ตามในผลึกบางชนิดอาจใส่ผลึกเดี่ยวเริ่มต้น (Seed crystal) เพื่อทำให้เกิดผลึกได้ง่ายขึ้น การปลูกผลึกด้วยวิธีนี้ทำได้จากการสร้างเตาหลอมแนวตั้งที่ประกอบด้วยขดลวดความร้อน 2 ชุด ซึ่งมีการควบคุมอุณหภูมิเตาทั้งสองให้อิสระจากกันพร้อมทั้งมีแผ่นกัน (Baffle) เพื่อทำหน้าที่ลดการรบกวนทางความร้อนที่เกิดขึ้นระหว่างโซนของขดลวดทั้งสอง โดยเตาหลอมส่วนบนจะคงอุณหภูมิเหนือจุดหลอมเหลวของสารที่จะปลูกผลึก ในขณะที่เตาหลอมส่วนล่างคงอุณหภูมิไว้ด้วยค่าที่

เหมาะสมเพื่อคงที่เกรเดียนต์ของอุณหภูมิ (Temperature gradient) ให้สัมพันธ์กับการขับเคลื่อนระบบปลูกผลึก โดยทั่วไปแล้วค่าเกรเดียนต์ของอุณหภูมิที่เหมาะสมสำหรับการปลูกผลึกจะอยู่ในช่วง 0.1 ถึง 10 มิลลิเมตรต่อชั่วโมง ซึ่งเกรเดียนต์ดังกล่าวทำให้อัตราการโตของผลึก (Growth rate) มีความเหมาะสมและสามารถก่อตัวเป็นผลึกเดี่ยว (Single crystal) ที่มีขนาดใหญ่ได้

สำหรับสารที่นำมาใช้เป็นผลึกวัดรังสีชนิดซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทลเลียมนั้นอยู่รูปของสารประกอบซีเซียมไอโอไดต์ (CsI) ซึ่งเป็นสารประกอบชนิดหนึ่งที่มีคุณสมบัติเหมาะสมในการเป็นผลึกวัดรังสี เนื่องจากมีคุณสมบัติที่สำคัญคือไม่ไวต่อความชื้น มีความอ่อนตัวของผลึก ไม่เกิดการแตกหักง่าย ทนต่อการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิฉับพลันและมีความหนาแน่นสูง (Brika, 1964; Knoll, 2000; Shah, et al., 2004) โดยผลึกวัดรังสีชนิดซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทลเลียมนั้นได้มีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายสำหรับเป็นหัววัดรังสีจะมีลักษณะเป็นทั้งผลึกเดี่ยวบริสุทธิ์และผลึกเดี่ยวที่เจือสาร เช่น undoped CsI, CsI(Na) และ CsI(Tl) ซึ่งโดยทั่วไปแล้วผลึกเรืองรังสีส่วนจะทำการเจือสาร (Dope) เพื่อให้มีเพิ่มความยาวคลื่นแสงทำให้แสงที่ปลดปล่อยออกมาเกิดความเหมาะสมกับอุปกรณ์ไวแสง (Photosensitive device) ชนิดต่างๆ (Schotanus, Kamermans, & Dorenbos, 1990) สามารถทำการวิเคราะห์หาปริมาณสารเจือที่ทำให้เกิดประสิทธิภาพการวัดรังสีสูงสุด โดยจะนิยมวิเคราะห์ปริมาณสารเจือด้วยเครื่อง XRF และสำหรับในส่วนของการทดสอบประสิทธิภาพผลึกวัดรังสีนั้นทำได้โดยการนำผลึกเรืองรังสีที่ได้จากการศึกษาวิจัยไปใช้ร่วมกับหลอดทวิคูณแสงและต่อเข้ากับระบบนับวัดเพื่อทำการวิเคราะห์ประสิทธิภาพในการนับวัดรังสีตามข้อกำหนดสากลเช่นการทดสอบแบบ Acceptance test ตามคำแนะนำของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA), Radiation and Nuclear Safety Authority และ National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (Heikkinen et al., 2010; IAEA, 1991; I. A. E. A. IAEA, 2008; NEMA, 2004; Sokole, Płachcńska, & Britten, 2010)

1.2.3 หลอดไวแสงชนิดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ (Photomultiplier tube; PMT)

หลอดไวแสงชนิดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์เป็นหลอดทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic tubes) ที่สามารถสร้างกระแสไฟฟ้าซึ่งเกิดจากความเข้มแสงน้อยๆ จากหัววัดเรืองรังสีได้ การทำงานของหลอดไวแสงชนิดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์เริ่มจากเมื่อมีแสงตกกระทบบส่วนแรกของหลอดที่เรียกว่าโฟโตแคโทด (Photocathode) ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงให้เป็นอิเล็กตรอน ซึ่งบริเวณโฟโตแคโทดจะฉาบด้วยสารที่สามารถปลดปล่อยอิเล็กตรอนออกมาได้ง่ายเมื่อมีแสงมาตกกระทบบ เรียกอิเล็กตรอนที่เกิดจากกระบวนการนี้ว่า "Photoelectron" จากนั้นจะผ่านส่วนที่เป็น Focusing grid ทำหน้าที่บังคับ Photoelectron ให้ไปชนกับไดโนด (Dynode) ที่มีประจุบวกเพื่อดึงดูดอิเล็กตรอน โดยที่ไดโนดจะทำหน้าที่เพิ่มจำนวนอิเล็กตรอนซึ่งเป็นการขยายสัญญาณไฟฟ้าให้มีขนาดใหญ่ขึ้น ในส่วนของ Photocathode ของหลอดไวแสงชนิดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์จะเคลือบด้วยสารที่เป็น Photoemissive ทำให้ปล่อยอิเล็กตรอนออกมาได้ง่ายเมื่อมีโฟตอนแสงวิ่งไปตกกระทบบได้แก่สาร CsSb (Cesium antimony) และสารพวก Bialkali compounds ชนิดอื่นๆ สำหรับประสิทธิภาพของการเปลี่ยนแปลงแสงเป็นอิเล็กตรอนเรียกว่า "Quantum efficiency" ซึ่งใช้เป็นเกณฑ์ในการพิจารณา

สำหรับการเลือกชนิดของหลอดไวแสงชนิดทวีคูณอิเล็กทรอนิกส์โดยดูจากความยาวคลื่น (Cherry, Sorenson, & Phelps, 2003)

1.2.4 ภาคขยายส่วนหน้า (Preamplifier)

การทำงานของภาคขยายส่วนหน้าใช้สำหรับการขยายสัญญาณเบื้องต้นที่เกิดจากการที่รังสีเข้ามาตกกระทบหัววัดรังสีทำให้มีการสร้างสัญญาณไฟฟ้าเกิดขึ้น สัญญาณที่ได้ส่วนมากจะมีขนาดเล็กและหัววัดรังสีส่วนมากจะมี Output impedance ค่อนข้างสูงทำให้จำเป็นต้องหาอุปกรณ์ที่มาเชื่อมต่อที่มีระดับความต้านทาน (Impedance) ที่สัมพันธ์กัน มิฉะนั้นจะเกิดการบิดเบี้ยวของสัญญาณเป็นเหตุให้ประสิทธิภาพการนับวัดของหัววัดรังสีเสียไป ดังนั้นหน่วยขยายส่วนหน้าจึงมีหน้าที่ดังต่อไปนี้ (Cherry, et al., 2003)

- ขยายสัญญาณที่ได้จากหัววัดรังสี
- ทำให้ระดับความต้านทาน (impedance) ระหว่างหัววัดรังสีและอุปกรณ์ชนิดอื่นๆ มีความใกล้เคียงกัน

- ปรับรูปร่างสัญญาณให้เหมาะสมเพื่อนำไปวิเคราะห์ต่อไป

โดยหน่วยขยายส่วนหน้าทำหน้าที่ขยายสัญญาณในแนวเชิงเส้นซึ่งความสูงของสัญญาณจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนสัญญาณที่ส่งมาจากหัววัดรังสี โดยความสูงของสัญญาณจะสัมพันธ์โดยตรงกับพลังงานของรังสีที่นับวัดได้เพื่อที่จะให้การขยายสัญญาณได้ผลดีตามที่ต้องการ หน่วยขยายส่วนหน้าควรจะอยู่ใกล้หัววัดรังสีมากที่สุด ทั้งนี้เพื่อเป็นการทำให้อัตราส่วนระหว่างสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio) สูงสุด เพื่อให้เกิดการขยายสัญญาณก่อนที่จะมีสัญญาณจากสายเคเบิลมารบกวนและถ้าสายเคเบิลยาวมากเกินไปจะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนมาก สัญญาณที่ได้จะมีการบิดเบี้ยว ดังนั้นปัจจุบันหน่วยขยายส่วนหน้าจึงประกอบรวมเป็นชิ้นเดียวกับหัววัดรังสี (จิราภรณ์ & ภาวนา, 2545)

1.2.5 หน่วยขยาย (Amplifier)

หน่วยขยายเป็นส่วนที่เชื่อมต่อจากหน่วยขยายส่วนหน้ามีหน้าที่หลักดังต่อไปนี้ (Cherry, et al., 2003)

- ขยายสัญญาณที่ได้จากหน่วยขยายส่วนหน้าซึ่งยังมีขนาดเล็กให้มีความสูงที่เหมาะสมสำหรับที่จะส่งไปยังอุปกรณ์อื่นๆ

- เนื่องจากสัญญาณที่ได้จากหน่วยขยายส่วนหน้าจะลดลงอย่างช้าๆ ทำให้มีการซ้อนทับ (Pile up) ของสัญญาณ ในกรณีที่มีสัญญาณถี่มากจากแหล่งกำเนิดรังสีที่มีค่า High count rate ดังนั้นหน่วยขยายจะทำหน้าที่ปรับเปลี่ยนให้สัญญาณมีรูปร่างแคบลงทำให้สามารถแยกแต่ละสัญญาณออกจากกันได้ ในการตั้งค่าหน่วยขยายจะใช้ค่า Gain factor ซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณให้มีความสูงตามที่ต้องการ โดยความสูงของสัญญาณต้องสัมพันธ์กับพลังงานของรังสีที่ทำการนับวัด

นอกจากนี้การที่แหล่งกำเนิดรังสีที่มีค่านับวัดสูง (High count rate) จะก่อให้เกิดปัญหาการซ้อนทับของสัญญาณแล้วยังทำให้เกิด Shift ของ Baseline ที่เกิดจากส่วนปลายของสัญญาณมีค่าเป็นลบ เป็นเหตุให้สัญญาณที่ตามมามีความสูงลดลงเป็นผลทำให้การนับวัดพลังงานของรังสีผิดพลาดได้ สำหรับกรณีที่เกิดการซ้อนทับของสัญญาณทำให้ 2 สัญญาณรวมกันเป็นสัญญาณ

เดียวซึ่งมีความสูงของสัญญาณสูงขึ้นทำให้แสดงค่าพลังงานของรังสีผิดพลาดไป ดังนั้นจึงเกิดการสูญเสียค่านับวัดลง (จิราภรณ์ & ภาวนา, 2545)

1.2.6 ระบบวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ (Pulse-height analyzers: PHA)

ระบบวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ใช้สำหรับการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าที่เกิดขึ้นเมื่อรังสีตกกระทบหัววัดรังสี โดยความสูงของสัญญาณ (voltage amplitude) ที่ได้จากหน่วยขยายจะเป็นสัดส่วนโดยตรงกับจำนวนของพลังงานที่ถูกดูดกลืนในหัววัดรังสีและจากหน่วยขยายสัญญาณที่ได้ ออกมาจะสามารถบ่งบอกถึงพลังงานของรังสีได้จากความสูงของสัญญาณดังกล่าว ดังนั้นการคัดเลือกสัญญาณที่จะนับวัดจะวิเคราะห์จากความสูงของสัญญาณซึ่งทำให้สามารถแยกแยะรังสีพื้นหลังและรังสีกระเจิงออกจากรังสีที่ต้องการวัดค่าได้ โดยเครื่องมือที่ใช้คัดเลือกและวิเคราะห์สัญญาณนี้เรียกว่า ระบบวิเคราะห์สัญญาณ (Pulse-height analyzers) ซึ่งอุปกรณ์นี้จะนับวัดเฉพาะสัญญาณที่ออกจากหน่วยขยายที่มีความสูงอยู่ในช่วงที่กำหนดหรืออยู่ในช่องสัญญาณ (channel) ที่ต้องการซึ่งระบบวิเคราะห์สัญญาณพัลส์แบ่งได้เป็น 2 ชนิด ได้แก่ เครื่องวิเคราะห์สัญญาณช่องเดียว (Single channel analyzer: SCA) สามารถนับวัดพลังงานได้ที่ละพลังงานหรือที่ละช่องสัญญาณ โดยจะเลือกนับวัดสัญญาณที่ออกจากส่วนหน่วยขยายที่มีความสูงอยู่ในช่วงที่กำหนดไว้ ซึ่งสัมพันธ์กับพลังงานของรังสีที่ต้องการ โดยทั่วไปเครื่องวิเคราะห์สัญญาณช่องเดียวจะประกอบด้วย Lower level discriminator (LLD) และ Upper level discriminator (ULD) โดยค่า LLD ใช้สำหรับกำหนดความสูงของสัญญาณ (หรือค่าพลังงานของรังสี) ที่ต่ำที่สุดที่ต้องการนับวัด และค่า ULD จะทำหน้าที่กำหนดค่าความสูงของสัญญาณที่มากที่สุดที่ต้องการนับวัด หากสัญญาณใดสูงกว่า LLD และต่ำกว่า ULD สัญญาณนั้นจะถูกบันทึกค่าไว้

นอกจากนี้บริเวณที่เกิดจากความแตกต่างระหว่าง ULD กับ LLD จะเรียกว่า window ซึ่งค่าดังกล่าวนี้จะเรียกว่า potentiometer สัญญาณที่ได้ออกจากเครื่องวิเคราะห์สัญญาณช่องเดียวจะมีรูปร่างและความสูงเท่ากันหมดซึ่งมีลักษณะเป็น square shape สำหรับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณหลายช่อง (Multichannel analyzer: MCA) สามารถทำการวัดความแตกต่างของความสูงของสัญญาณได้ครั้งละหลายช่องในเวลาเดียวกัน โดยทำหน้าที่คล้ายกับนำเอาเครื่องวิเคราะห์สัญญาณช่องเดียวหลายชิ้นมาต่อกัน โดยอาศัยหลักการแปลงสัญญาณอนาล็อกไปเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยมี Analog to digital converter (ADC) ในการคัดเลือกสัญญาณที่ต้องการความสูงของสัญญาณที่ได้จากหน่วยขยายระหว่าง 0-10 โวลต์จะถูกแบ่งเป็นช่องเล็กๆใน ADC ซึ่งแต่ละช่องถือเป็น 1 channel แต่ละช่องจะเก็บบันทึกค่าของสัญญาณที่เข้ามาโดยจะบันทึกค่าทุกสัญญาณที่มีความสูงระหว่าง 0-10 โวลต์ ทำให้เห็นรูปสัญญาณทั้งหมด นั่นคือสามารถเห็นสเปกตรัมของรังสีที่เข้ามาตกกระทบกับหัววัดรังสีได้ทั้งหมด (Bushberg, 2002)

1.2.7 หน่วยแสดงผล Scalers Timers และ Counters

ระบบ Digital counters ใช้สำหรับทำการนับวัดสัญญาณที่ได้จากค่าปริมาณรังสีหลังผ่านการวิเคราะห์สัญญาณด้วยระบบวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ โดยที่อุปกรณ์สำหรับนับวัดเฉพาะพัลส์สัญญาณเรียกว่า “Scalar” และอุปกรณ์เพิ่มเติมสำหรับควบคุมเวลาการนับวัดรังสีเรียกว่า “Timer” หากรวมอุปกรณ์ทั้งสองเข้าด้วยกันจะเรียกเครื่องมือดังกล่าวว่า “Scalar-timer” แต่โดยทั่วไปแล้วอาจเรียกเครื่องมือดังกล่าวโดยรวมว่า Counters ก็ได้ ซึ่งค่านับวัดที่ได้รวมทั้งระยะเวลาที่ทำการนับ

วัดจะแสดงออกมาบนหน้าจอของเครื่องวิเคราะห์สัญญาณหลายช่องได้โดยตรงหรืออาจต่อเข้ากับระบบคอมพิวเตอร์ส่วนบุคคลเพื่อง่ายต่อการประมวลผลข้อมูล

1.2.8 ต่อมไทรอยด์

ไทรอยด์เป็นต่อมไร้ท่ออยู่ที่ด้านหน้าของคอระหว่าง thyroid cartilage กับ suprasternal notch ในผู้ใหญ่ต่อมไทรอยด์มีน้ำหนักประมาณ 15-25 กรัม รูปร่างของต่อมไทรอยด์มีสองกลีบ (lobe) ลักษณะคล้ายปีกผีเสื้อเชื่อมต่อกันด้วยส่วนที่เรียกว่า isthmus ดังแสดงในรูปที่ 4 ขนาดของ isthmus ในแต่ละคนมีความหนาแตกต่างกัน สำหรับคนปกติพบว่าต่อมไทรอยด์กลีบขวามักมีขนาดใหญ่กว่ากลีบซ้ายเล็กน้อย ต่อมไทรอยด์มีจุดกำเนิดจากเซลล์เยื่อบุของ pharynx และเคลื่อนตัวต่ำลงมาสู่ตำแหน่งปกติ ดังนั้นอาจมีเซลล์เนื้อเยื่อไทรอยด์เหลือค้างตามแนวของ thyroglossal duct ทำให้เกิดเป็น lingual thyroid, sublingual thyroid หรือ pyramidal lobe รวมทั้งอาจพบเนื้อเยื่อไทรอยด์ เช่น ตามแนวกึ่งกลางใน mediastinum เกิดเป็น substernal thyroid หรืออาจพบในเนื้ออกชนิด teratoma ของรังไข่ที่เรียกว่า struma ovarii เป็นต้น



รูปที่ 4 แสดงกายวิภาคของต่อมไทรอยด์

<http://www.bloggang.com/viewdiary.php?id=vinitsiri&month=03-2011&date=27&group=90&gblog=228>

โรคของต่อมไทรอยด์

1. **Hyperthyroidism** เป็นอาการที่เกิดจากการที่มีระดับไทรอยด์ฮอร์โมนสูงกว่าปกติ ซึ่งส่วนใหญ่มีสาเหตุจาก

1.1 Diffuse toxic goiter หรือ Graves's disease: goiter เป็นภาวะที่ต่อมไทรอยด์มีขนาดโตขึ้นเรียกว่า คอพอก ถ้าโตสม่ำเสมอทั่วทั้งต่อมไทรอยด์และมีระดับไทรอยด์ฮอร์โมนสูง เรียก Graves's disease ซึ่งผู้ป่วยอาจมีอาการทางตาและผิวหนังร่วมด้วยเช่น ตาโปน และ pretibial myxedema ผู้ป่วย Graves's disease มักจะมี autoantibodies หลายชนิดอยู่ในซีรัม เรียกรวมว่า thyroid stimulating immunoglobulins (TSI) โดยที่ antibodies เหล่านี้จะจับที่ตำแหน่ง thyroid stimulating hormones receptors บน thyroid membrane ทำให้เกิดการกระตุ้นการทำงานของต่อมไทรอยด์

1.2 Multinodular goiter เป็นอาการที่ต่อมไทรอยด์โดยแบบไม่สม่ำเสมอเนื่องจากมีก้อนขนาดต่างๆ กัน เชื่อว่ามีสาเหตุมาจากการที่มีระดับไทรอยด์ฮอร์โมนลดลง เป็นผลจากความผิดปกติในขบวนการสร้างฮอร์โมน หรือจากการขาดไอโอดีนในอาหาร เมื่อระดับไทรอยด์ฮอร์โมนลดลงทำให้มีการหลั่ง thyroid stimulating hormone (TSH) จากต่อม pituitary เพิ่มขึ้น และถ้าระดับ TSH สูงเป็นเวลานาน มีผลกระตุ้นให้เกิดก้อนในต่อมไทรอยด์

1.3 Thyroidism เป็นภาวะที่ต่อมไทรอยด์มีการอักเสบโดยผู้ป่วยมีอาการเจ็บคอและต่อมไทรอยด์โตขึ้นร่วมกับอาการ hyperthyroid กลุ่มของโรคนี้ได้แก่ acute และ subacute thyroiditis, chronic autoimmune thyroiditis (Hashimoto's) และ radistion thyroiditis ที่เกิดภายหลังการรักษาด้วยรังสี ผู้ป่วยร้อยละ 50 ของกลุ่ม subacute thyroiditis ที่มีการอักเสบแบบ non-suppurative มีค่าอัลเทคต่ำ ทำให้ไม่เห็นต่อมไทรอยด์จากภาพไทรอยด์สแกนซึ่งต่างจากกลุ่ม acute thyroiditis ที่มักมีอาการอักเสบจากการติดเชื้อไวรัส ภาพสแกนของต่อมไทรอยด์จะมีลักษณะเป็น localize area ของ decreased uptake

2. **Hypothyroidism** เป็นภาวะที่มีระดับไทรอยด์ฮอร์โมนต่ำกว่าปกติ อาจมีสาเหตุจาก

1. ความผิดปกติของต่อมไทรอยด์ที่หลั่งฮอร์โมนออกมาไม่เพียงพอ
2. ภาวะ Autoimmune thyroiditis หรือ Hashimoto's thyroiditis
3. ภาวะการขาดไอโอดีนเป็นเวลานานทำให้เกิดเป็นคอพอกเพื่อทำงานชดเชยและเกิดภาวะ hypothyroidism ต่อมาในภายหลัง
4. ความผิดปกติของต่อมไทรอยด์ที่มีมาแต่กำเนิด
5. ต่อม pituitary ถูกทำลายทำให้มีการหลั่ง TSH ลดลง

1.2.9 การตรวจไทรอยด์อัลเทค

การตรวจไทรอยด์อัลเทคเป็นการตรวจดูความสามารถของต่อมไทรอยด์ในการจับกับสารกัมมันตรังสีเพื่อวินิจฉัยการทำงานของต่อมไทรอยด์ เมื่อให้ผู้ป่วยรับประทานสารกัมมันตรังสี สารกัมมันตรังสีจะถูกดูดซึมอย่างรวดเร็วเข้า Intravascular iodide pool โดยต่อมไทรอยด์จะเก็บสารนี้แข่งกับไตซึ่งทำหน้าที่ขับสารนี้ออกจากร่างกาย เมื่อวัดปริมาณของสารกัมมันตรังสีที่ต่อมไทรอยด์จับไว้ได้โดยคิดเป็นเปอร์เซ็นต์ของปริมาณที่ให้ผู้ป่วยกิน เรียกว่า ไทรอยด์อัลเทค โดยมีหน่วยเป็น



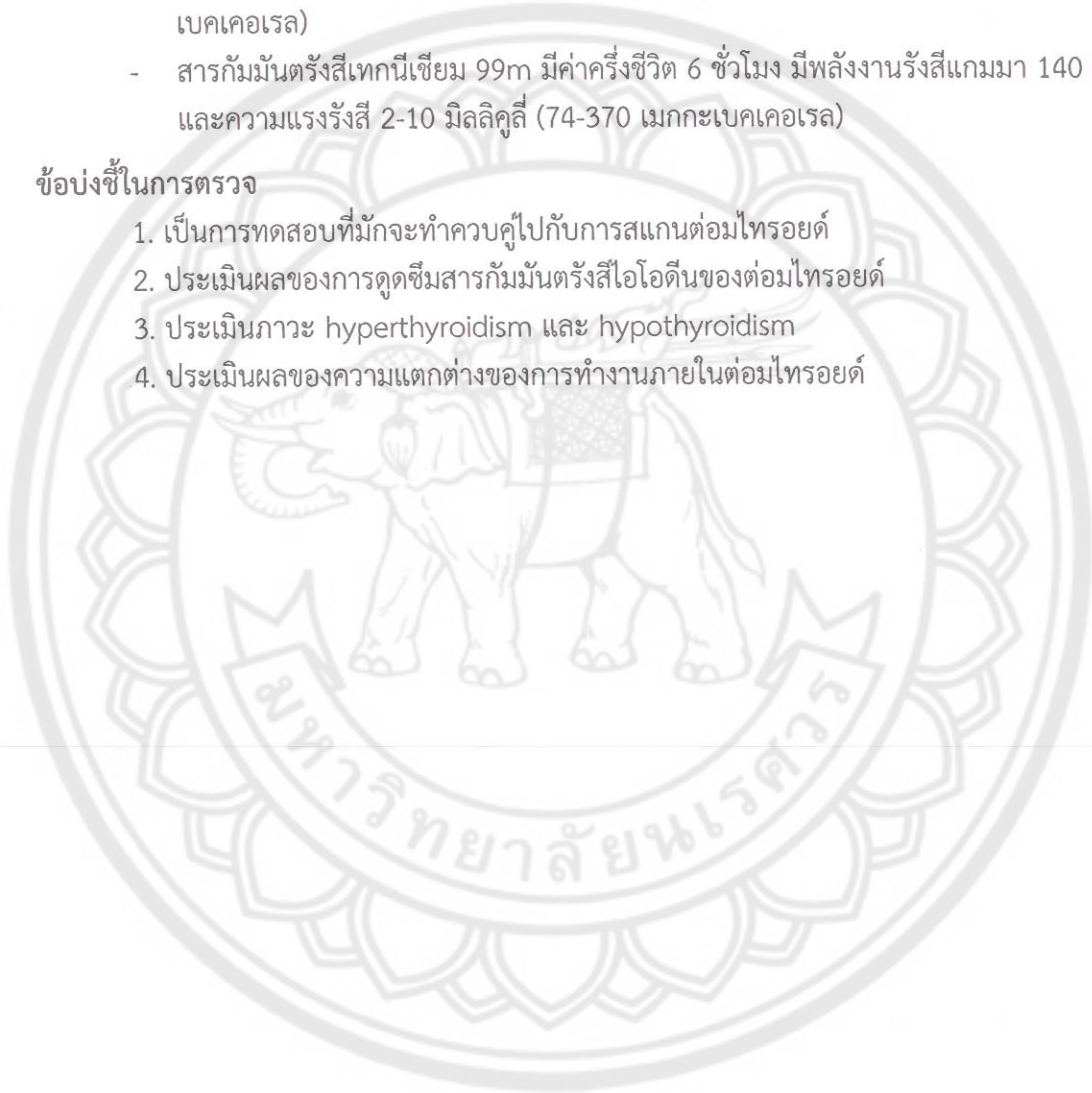
สำนักหอสมุด

เปอร์เซ็นต์โดส ต่อมไทรอยด์ที่ผิดปกติจะจับกับสารกัมมันตรังสีได้มากขึ้นหรือน้อยลงขึ้นอยู่กับพยาธิสภาพที่เกิดขึ้น พลังงานรังสีแกมมาที่ใช้

- สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 123 มีค่าครึ่งชีวิต 13.1 ชั่วโมง มีพลังงานรังสีแกมมา 159 keV และความแรงรังสี 100-300 ไมโครคูรี (3.7-11.1 เมกกะเบคเคอเรล)
- สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 มีค่าครึ่งชีวิต 8.1 วัน มีพลังงานรังสีแกมมา 159 keV, พลังงานรังสีเบต้า (β) 606 keV และความแรงรังสี 1-10 ไมโครคูรี (0.037-0.37 เมกกะเบคเคอเรล)
- สารกัมมันตรังสีเทกนีเซียม 99m มีค่าครึ่งชีวิต 6 ชั่วโมง มีพลังงานรังสีแกมมา 140 keV และความแรงรังสี 2-10 มิลลิคูรี (74-370 เมกกะเบคเคอเรล)

ข้อบ่งชี้ในการตรวจ

1. เป็นการทดสอบที่มักจะทำควบคู่ไปกับการสแกนต่อมไทรอยด์
2. ประเมินผลของการดูดซึมสารกัมมันตรังสีไอโอดีนของต่อมไทรอยด์
3. ประเมินภาวะ hyperthyroidism และ hypothyroidism
4. ประเมินผลของความแตกต่างของการทำงานของร่างกายในต่อมไทรอยด์



เครื่องมือที่ใช้ในการตรวจ

1. เครื่องโทรอยด์อ็อปเทค โดยหัววัดเรอริงรังสีมีขนาดหน้า 2 นิ้ว กว้าง 2 นิ้ว พร้อมด้วย flat field collimator เป็นระบบนับวัดรังสี

2. หุ่นจำลองโทรอยด์ บรรจุสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131

การตั้งค่าช่วงพลังงานที่นับวัด

- สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 123 เปิด window กว้าง 20% ที่ 159 keV
- สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 เปิด window กว้าง 30% ที่ 364 keV
- สารกัมมันตรังสีเทคนิคนี้เทียม 99m เปิด window กว้าง 20% ที่ 140 keV

1.2.10 คุณสมบัติของสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131

สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 อาจจะเรียกว่าเป็นนิวไคลด์รังสี โดยสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 เป็นไอโซโทปรังสีที่สำคัญของไอโอดีนซึ่งเป็นธาตุที่มีหลายไอโซโทปรังสี สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 มีครึ่งชีวิต 8 วัน โดยการสลายตัวจะให้รังสีแกมมาหลังจากปลดปล่อยรังสีเบต้า การสลายตัวของสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ส่วนใหญ่จะให้รังสีเบต้าพลังงาน 606 keV (89%) และรังสีแกมมาพลังงาน 364 keV (81%) ส่วนที่เหลือเป็นรังสีเบต้าพลังงาน 248-807 keV กับรังสีแกมมาพลังงาน 723 keV นอกจากนั้นพลังงานส่วนเหลือจะทำให้เกิดแอนตินิวตริโน (antineutrino) ซึ่งมักเกิดร่วมกับกระบวนการสลายตัวให้รังสีเบต้า สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 จะปล่อยอนุภาคเบต้าที่มีความทะลุทะลวงน้อยกว่าครึ่งมิลลิเมตรในเนื้อเยื่อ เมื่อไอโอดีนถูกดูดซึมเข้าไปในต่อมโทรอยด์รังสีเหล่านี้จะถูกดูดซึมเข้าไปในต่อมโทรอยด์ทั้งหมด จึงเป็นการรักษาที่มีประสิทธิภาพสำหรับ hyperthyroidism รังสีเบต้าจากไอโอดีน 131 สามารถทำให้เกิดอันตรายได้หากถูกนำเข้าสู่ร่างกายด้วยการกลืนกิน สุดคมหรือปนเปื้อนกับผิวหนังหรือดวงตา โดยทั่วไปจะใช้ไอโอดีน 131 ที่มีความแรงรังสี 40-80 เมกกะเบคเคอเรลในการรักษา อัตราปริมาณรังสี 1 เมตร จากแหล่งกำเนิดรังสีโดยที่ไม่จำเป็นต้องป้องกันอันตรายจากรังสีมีค่าประมาณ 3-5 $\mu\text{Sv/h}$ การใช้ตะกั่วป้องกันอันตรายมีค่า half-value layer (HVL) เท่ากับ 3 มิลลิเมตร และมี tenth value layer (TVL) เท่ากับ 11 มิลลิเมตร เข้าสู่ร่างกายได้โดยการกลืนกิน สุดคม บาดแผลและการปนเปื้อนผิวหนังผ่านการดูดซึม การใช้งานทางการแพทย์มีการใช้สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 เพื่อวินิจฉัยในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ เนื่องจากกลไกการดูดซึมกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 จะไปสะสมที่เซลล์ปกติของต่อมโทรอยด์ การใช้งานในทางการแพทย์คือการรักษาภาวะฮอร์โมนโทรอยด์เกิน (thyrotoxicosis) หรือ (hyperthyroidism) และมะเร็งบางประเภทของต่อมโทรอยด์ที่ดูดกลืนไอโอดีนได้ หรือใช้รักษาภาวะโทรอยด์เกิน (hyperthyroidism) ที่เกิดจากโรคคอพอก (Grave's disease) ที่บางครั้งโทรอยด์จะทำงานมากเกินไป (ต่อมโทรอยด์ทำงานผิดปกติแต่ไม่ได้เป็นเนื้องอก) มีการใช้ไอโอดีน 131 ในการติดฉลากสารกัมมันตรังสี (radioactive label) กับสารเภสัชรังสีสำหรับการรักษาโรค เช่น กัมมันตรังสีไอโอดีน 131 metaiodobenzylguanidine (^{131}I -MIBG) สำหรับการรักษาและสร้างภาพถ่ายทางรังสีในโรค pheochromocytoma และ neuroblastoma ซึ่งรังสีเบต้าที่มีพิสัยสั้นในไอโอดีน 131 จะเข้าไปทำลายเนื้อเยื่อ โดยประมาณ 90% ของเนื้อเยื่อที่ถูกทำลายเกิดจากรังสีเบต้า ส่วนที่เหลือเกิดจากรังสีแกมมาที่มีพิสัยยาวกว่าซึ่งใช้ในการสแกนเพื่อการวินิจฉัยหลังจากการรักษาลดปล่อยอนุภาคเบต้าที่มีความทะลุทะลวงน้อยกว่าครึ่งมิลลิเมตรในเนื้อเยื่อ เมื่อกัมมันตรังสีไอโอดีนถูกดูดซึมเข้าไปในต่อม

ไทรอยด์ รังสีเหล่านี้จะถูกดูดซึมเข้าไปในต่อมไทรอยด์ทั้งหมดจึงเป็นการรักษาที่มีประสิทธิภาพสำหรับ hyperthyroidism รังสีเบต้าจากไอโอดีน 131 สามารถทำให้เกิดอันตราย หากถูกกลืนกิน สูดดม หรือปนเปื้อนกับผิวหนังหรือดวงตา

ความเสี่ยงจากรังสีภายนอก

ปริมาณรังสีสูงสุดในหนึ่งปีที่มีความปลอดภัยจากการอนุญาตในระเบียบคุ้มครองการฉายรังสี สำหรับคนที่ทำงานร่วมกับรังสีมีค่าประมาณ 20 mSv แต่สำหรับประชาชนทั่วไปมีค่าประมาณ 1 mSv ต่อปี อย่างไรก็ตามหลักการพื้นฐานของความปลอดภัยจากรังสีสามารถลดความเสี่ยงที่เกิดขึ้นได้ โดยวิธีลดความเสี่ยงจากรังสีภายนอกที่ง่ายที่สุดคือ การรักษาระยะห่างให้มากที่สุดจากแหล่งกำเนิดรังสี (Ankit, 2008 ; precautions, 2010)

การทบทวนวรรณกรรม/สารสนเทศ (Information) ที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ. 1990 P. Schotanus, R. Kamermans และ P. Dorenbos (Schotanus, et al., 1990) จาก Delft University of Technology, Netherlands ได้ศึกษาคุณสมบัติการวัดรังสีของผลึก CsI เปรียบเทียบกับ CsI(Tl) เมื่อเปลี่ยนความเข้มข้นของสารเจือทลเลียมระหว่าง 0.006 ถึง 0.3 เปอร์เซ็นต์โมล ด้วยการวัดรังสีแกมมาพลังงาน 662 keV ของ Cs-137 และอนุภาคแอลฟาของ Pu-239 ร่วมกับหลอดทวิคูณแสงและซิลิคอนโฟโตไดโอด (Silicon photodiode) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ตรวจจับแสง พบว่าผลึก CsI บริสุทธิ์มีประสิทธิภาพการให้แสงสูงสุด (Light yield) ที่ความยาวคลื่น 315 nm ส่วนผลึก CsI(Tl) ที่ผ่านการเจือสารมีประสิทธิภาพการให้แสงสูงสุดที่ความยาวคลื่น 550 nm เมื่อมีความเข้มข้นสารเจือเท่ากับ 0.03 เปอร์เซ็นต์โมลของทลเลียม ทดสอบด้วยรังสีแกมมาและอนุภาคแอลฟาโดยใช้ผลึก CsI(Tl) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 18 มิลลิเมตร หนา 30 มิลลิเมตร ที่ความเข้มข้น 0.03 เปอร์เซ็นต์โมลของทลเลียม พบว่าโฟโตไดโอดจะให้จำนวนคู่อิเล็กตรอนและโฮล (Electron-hole pair) มากกว่าโฟโตอิเล็กตรอนจากหลอดทวิคูณแสง แต่ความสามารถในการแจกแจงพลังงาน (Resolution) ต่ำกว่าที่ระดับพลังงานเดียวกัน

ปี ค.ศ. 2000 E. Fioretto, F. Innocenti, G. Viesti และคณะ (Fioretto et al., 2000) จากห้องปฏิบัติการ Laboratori Nazionali di Legnaro, Legnaro, Italy ได้ศึกษาผลของปริมาตรผลึกเรืองรังสี CsI(Tl) ที่มีขนาด 12.8 cm^3 , 37.5 cm^3 , 344.6 cm^3 และ 833 cm^3 โดยใช้ผลึกเรืองรังสีร่วมกับซิลิคอนโฟโตไดโอดเพื่อตรวจสอบหาวัตถุที่สามารถระเบิดได้ เนื่องจากโดยทั่วไปวัตถุที่สามารถระเบิดได้จะมีไนโตรเจนเป็นส่วนประกอบอยู่ ดังนั้นจึงใช้นิวตรอนพลังงานต่ำ (Thermal neutron) เข้าไปทำอันตรกิริยากับนิวเคลียสของไนโตรเจน ส่งผลให้มีการปลดปล่อยรังสีแกมมาออกมา (Prompt gamma) ที่มีพลังงาน 10.8 MeV ซึ่งสามารถตรวจพบได้โดยใช้ผลึกเรืองรังสี ผลการทดลองพบว่าเมื่อปริมาตรของผลึก CsI(Tl) เพิ่มขึ้นสามารถวัดรังสีแกมมาในระดับพลังงานสูงได้ดี โดยที่ความสามารถในการแจกแจงพลังงานเทียบเท่าหรือดีกว่าผลึก NaI(Tl) ที่ใช้ร่วมกับหลอดทวิคูณแสง โดยที่ผลึก CsI(Tl) ที่ใช้ร่วมกับซิลิคอนโฟโตไดโอดมีราคาต่ำกว่า มีความเป็นเชิงเส้นในการตอบสนองพลังงานสูง ไม่ไวต่อการรบกวนของสนามแม่เหล็ก และมีขนาดเล็กกว่า

ปี พ.ศ. 2547 มานิตย์ จิตรภักดี (จิตรภักดี, et al., 2547) ได้พัฒนากระบวนการปลูกผลึกแบบบริดจ์แมน-สต็อกบาร์เจอร์ โดยใช้สารเริ่มต้นเป็นผง CsI ความบริสุทธิ์ 99.9% ผสมกับ Tl ความ

บริสุทธิ์ 99.999% บรรจุในภาชนะปลูกผลึกที่ทำด้วยแก้วไวคอร์ (Vycor) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร โดภาชนะปลูกผลึกถูกแขวนอยู่ในท่อปลูกผลึกระบบปิดที่ทำด้วยท่อเหล็กกล้าไร้สนิม ภายใต้การอัดก๊าซอาร์กอนบริสุทธิ์ 99.999% ผลการปลูกผลึกพบว่าระบบปลูกผลึกที่พัฒนาขึ้นสามารถควบคุมคุณภาพของผลึกให้มีปริมาณสารเจือปนที่ความเข้มข้นอยู่ระหว่างร้อยละ 0.0256 – 0.0806 โดยโมล เมื่อนำผลึกที่ปลูกได้ประกอบกับอุปกรณ์ตรวจจับแสงชนิดฟิโนโตไดโอดของบริษัท Hamamatsu รุ่น S3590-8 สำหรับวัดสเปกตรัมพลังงานของรังสีแกมมาที่มีพลังงาน 662 keV พบว่าผลึก CsI(Tl) ที่มีความหนา 8 มิลลิเมตร มีความสามารถในการแจกแจงพลังงาน 15.48 % นอกจากนี้ยังทดลองใช้ผลึกที่สร้างขึ้นที่มีความหนา 8 มิลลิเมตร และ 4 มิลลิเมตร ประกอบกับ อุปกรณ์ตรวจจับแสงชนิดหลอดทวีคูณแสงของบริษัท RCA รุ่น 5819 พบว่าให้ความสามารถในการแจกแจงพลังงาน 13.67%

ปี พ.ศ. 2553 มานิตย์ จิตรภักดี (Manit Jitpukdee, 2009; M. Jitpukdee, Wongsawaeng, & Punnachaiya, 2011) ได้มีการพัฒนากระบวนการปลูกผลึกแบบบริดจ์แมน-สต็อกบาร์เจอร์ ให้มีประสิทธิภาพในการปลูกผลึกดีขึ้น ทำให้สามารถปลูกผลึกที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10 มิลลิเมตร หนา 10 มิลลิเมตรได้ เมื่อผลึกดังกล่าวมาใช้งานร่วมกับหลอดทวีคูณแสงมีการเพิ่มประสิทธิภาพการรวมแสงที่เรืองจากผลึกเข้าสู่อุปกรณ์ไวแสงได้ดีขึ้นโดยการใช้เทฟลอน (Teflon) พันรอบผลึกเพื่อให้เกิดการสะท้อนแสงมากขึ้น การทดลองดังกล่าวทำให้ผลึกวัดรังสีมีความสามารถในการแจกแจงพลังงาน 7.19% ของสารกัมมันตรังสีมาตรฐาน Cs-137 ที่มีพลังงาน 662 keV และสามารถปลูกผลึกให้มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 22 มิลลิเมตร หนา 22 มิลลิเมตร ที่มีความสามารถในการแจกแจงพลังงาน 7.53% โดยใช้สารกัมมันตรังสีชนิดเดียวกัน ทั้งนี้ได้เปรียบเทียบผลึก CsI(Tl) ที่ปลูกได้ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 22 มิลลิเมตร หนา 22 มิลลิเมตร กับผลึก NaI(Tl) ของบริษัท Bicron รุ่น 1M1/2P ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 25 มิลลิเมตร หนา 25 มิลลิเมตร พบว่าผลึก CsI(Tl) ให้ความสามารถในการแจกแจงพลังงาน ประสิทธิภาพการวัดพีคของพลังงาน (Intrinsic peak efficiency) และ พีคต่อคอมป์ตัน (Peak to Compton ratio) ที่ 7.53% 10.35 และ 4.58:1 ตามลำดับ ในขณะที่ NaI(Tl) ให้ความสามารถในการแจกแจงพลังงาน ประสิทธิภาพการวัดพีคของพลังงาน และพีคต่อคอมป์ตัน ที่ 10.76% 8.43 และ 2.72:1 ตามลำดับ

1.3 วัตถุประสงค์ของโครงการวิจัย

- 1) เพื่อสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับการตรวจโทรอยด์อัปเดตทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์
- 2) เพื่อสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับการตรวจโทรอยด์อัปเดตที่มีต้นทุนต่ำขึ้นใช้เองในประเทศ
- 3) เพื่อขยายผลการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับหัววัดรังสีแกมมาทางการแพทย์ให้สามารถนำไปต่อยอดในเชิงพาณิชย์ได้

1.4 ขอบเขตของโครงการวิจัย

การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เป็นการสร้างระบบหัววัดเรื่องรังสีที่สามารถพกพาได้ง่าย โดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดปด้วยทลเลียมที่มีระบบคอลลิเมเตอร์ป้องกันรังสีกระเจิงและออกแบบตัวจับยึดให้มีขนาดเล็กเพื่อง่ายต่อการเคลื่อนย้าย สามารถนำไปใช้เป็นหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรอยด์อัมพลูทอนจากสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131

ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับจากโครงการวิจัย

- 1) ได้หัววัดรังสีแกมมาสำหรับการตรวจโทรอยด์อัมพลูทอนทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์
- 2) หัววัดรังสีแกมมาสำหรับการตรวจโทรอยด์อัมพลูทอนที่มีต้นทุนต่ำขึ้นใช้เองในประเทศ
- 3) เป็นแนวทางสำหรับขยายผลการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับหัววัดรังสีแกมมาทางการแพทย์ให้สามารถนำไปต่อยอดในเชิงพาณิชย์ได้



บทที่ 2

เนื้อเรื่อง (Main body)

2.1 วิธีการดำเนินการวิจัย

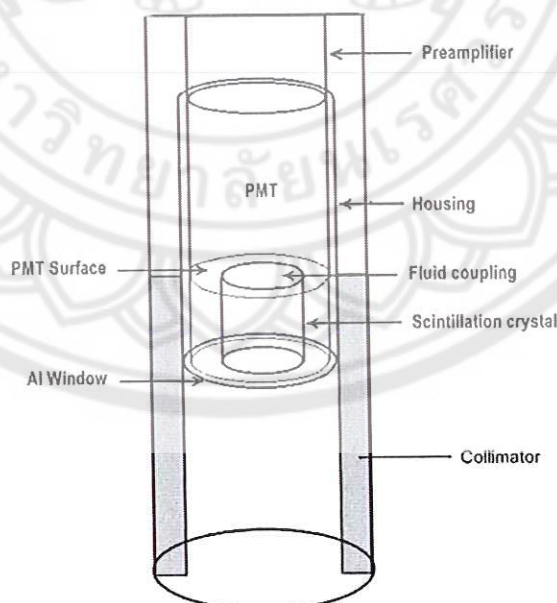
การศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องตรวจโพรอยด์อัลเทคด้วยผลึกซีเซียมไอโอไดต์โคปด้วยทลเลียมร่วมกับหลอดทวิคูณอิเล็กตรอน ประกอบด้วยการดำเนินวิจัยดังต่อไปนี้

- 1) การออกแบบและประกอบหัววัดเรืองรังสี
- 2) การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี
- 3) การเก็บรวบรวมข้อมูลขนาดของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม
- 4) การวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี

2.1.1 การออกแบบและประกอบหัววัดเรืองรังสี

2.1.1.1 การออกแบบหัววัดเรืองรังสี

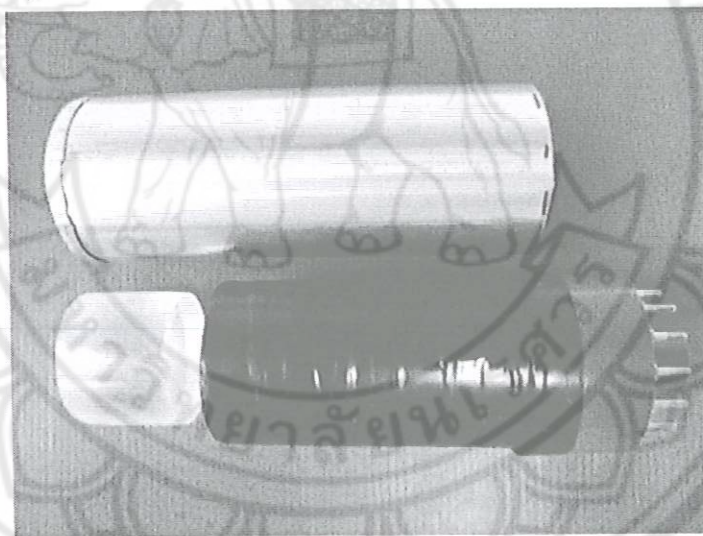
การออกแบบหัววัดรังสีในงานวิจัยครั้งนี้เป็นการนำผลึกซีเซียมไอโอไดต์โคปด้วยทลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว มาเชื่อมต่อเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กตรอนบริษัทฮามามัตซี Type R2154-05 No.AA1226 โดยมีระบบคอลลิเมเตอร์สำหรับป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกเข้าสู่ระบบนับวัดดังรูปที่ 5



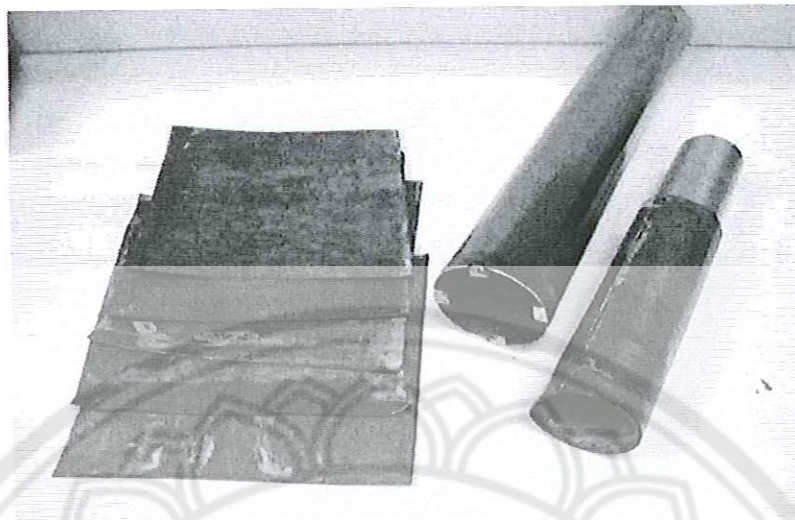
รูปที่ 5 การออกแบบหัววัดรังสีโดยมีระบบคอลลิเมเตอร์สำหรับป้องกันรังสีกระเจิง

2.1.1.2 การประกอบหัววัดเรอริงรังสี

การประกอบหัววัดเรอริงรังสีเป็นการนำผลึกซีเซียมไอโอไดด์โคบด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว ที่ได้รับการทดสอบประสิทธิภาพการนับวัดตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) แล้วมาเชื่อมต่อเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์แสดงในรูปที่ 6 โดยจะใช้สารฟลูอิดคัปปลิง (Fluid coupling) ชนิด oil 1000 ที่มีค่าดัชนีหักเหของแสง (reflective index) ใกล้เคียงกับน้ำทาบริเวณผิวหน้าที่เป็นรอยต่อระหว่างผลึกเรอริงรังสีและหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์เพื่อให้เกิดการหักเหของแสงจากผลึกเข้าสู่หลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ได้ดี จากนั้นทำการหุ้มผลึกวัดรังสีและหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ชั้นด้วยแผ่นอลูมิเนียมที่มีความหนา 0.5 มิลลิเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความยาว 14 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 6 เพื่อประกอบเป็นหัววัดรังสีและเพื่อเป็นการกันแสงจากภายนอกไม่ให้เข้าไปรบกวนการนับวัดของหัววัดรังสี จากนั้นนำแผ่นตะกั่วที่มีความหนาและความยาวจากปลายผลึกถึงปลายคอลลิเมเตอร์ขนาดต่างๆ ดังแสดงในรูปที่ 7 มาหุ้มรอบอลูมิเนียมเพื่อใช้สำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์ จากนั้นทำการหุ้มส่วนประกอบทั้งหมดอีกครั้งด้วยท่อสแตนเลสที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 นิ้ว ความยาว 31 เซนติเมตร



รูปที่ 6 การเชื่อมต่อผลึกเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์

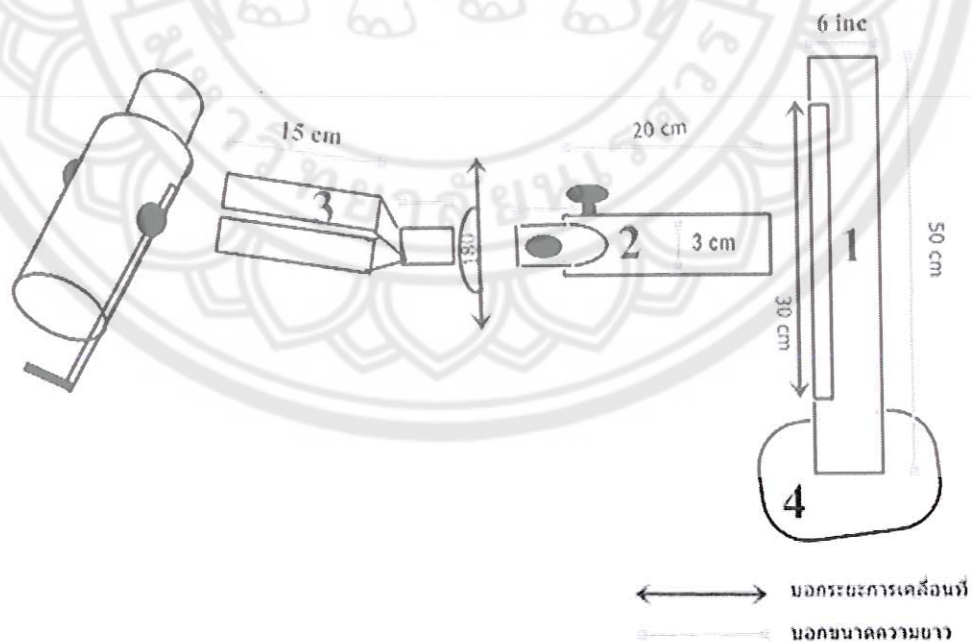


รูปที่ 7 การนำตะกั่วหุ้มหัววัดรังสีสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์

2.1.2 การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสีแบบพกพา

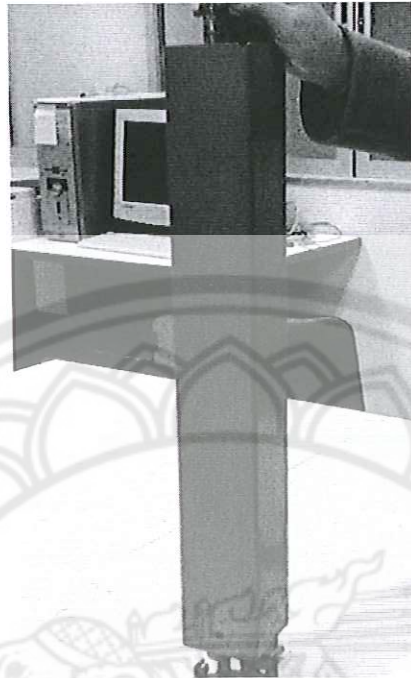
การออกแบบตัวจับยึดหัววัดเรืองรังสีของเครื่องโทรอยด์อัทเทคแบ่งเป็น 4 ส่วนดังแสดงในภาพที่ 8 ประกอบด้วย

1) อุปกรณ์จับยึดส่วนแรกซึ่งเป็นส่วนของแกนหลักทำจากท่อเหล็กกลวงที่มีขนาด 3×3 นิ้ว สูง 50 เซนติเมตร โดยแกนหลักสามารถเคลื่อนหัววัดเรืองรังสีให้ขึ้นลงแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 9 ภายในแกนหลักจะประกอบไปด้วยเฟืองและเกลียวหมุนสำหรับการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้งดังแสดงในรูปที่ 10 และ 11

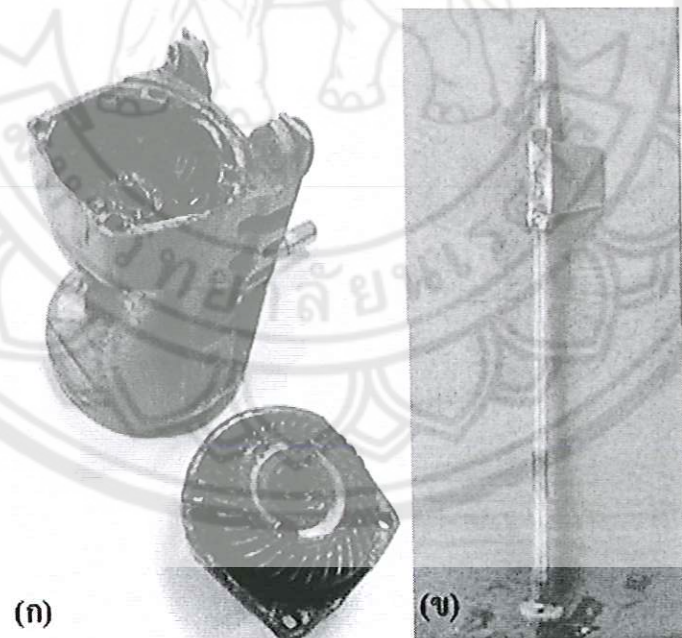


รูปที่ 8 การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีแบบพกพาสำหรับเครื่องโทรอยด์

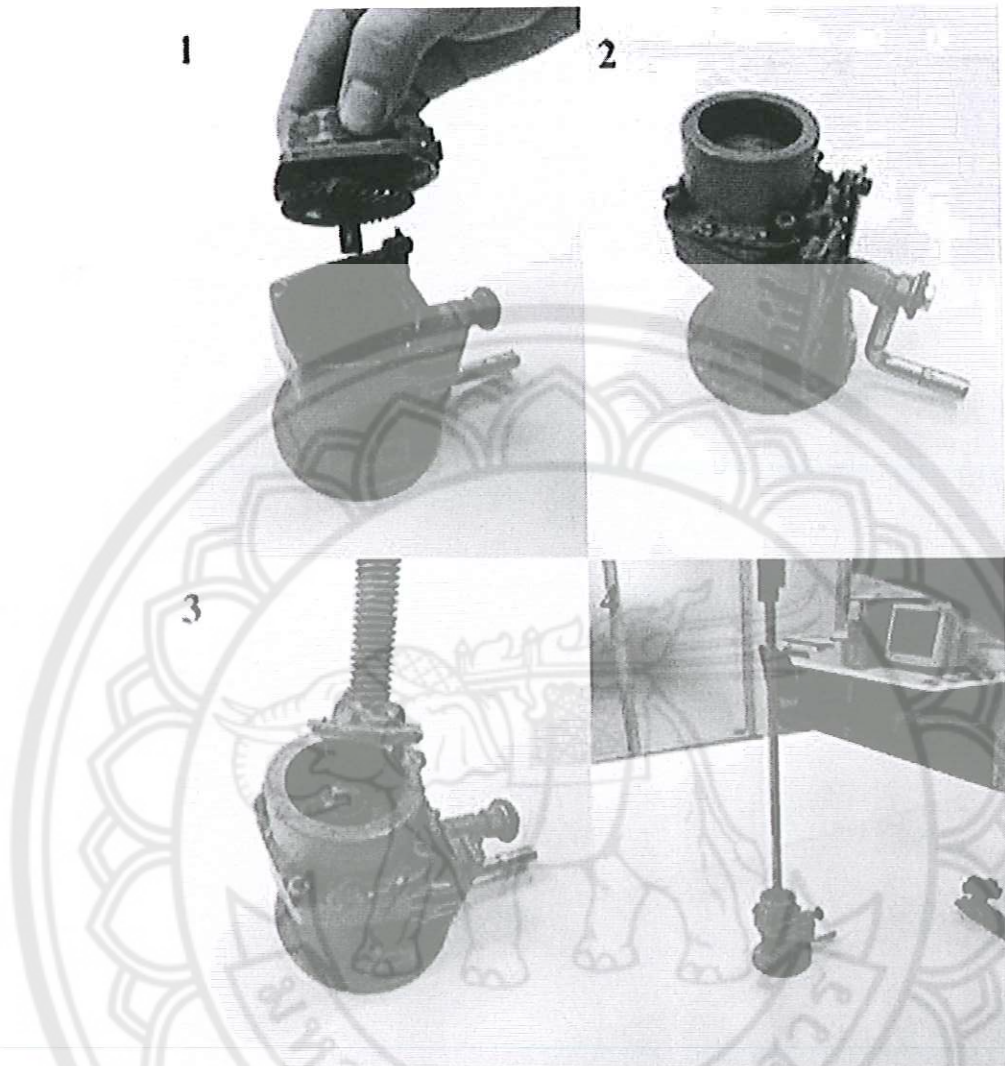
1) แกนหลักของอุปกรณ์จับยึด 2) อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สอง 3) อุปกรณ์จับยึดหัววัด 4) ฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลัก



รูปที่ 9 ท่อเหล็กสำหรับใช้ทำเป็นแกนหลักของอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรอจรังสี

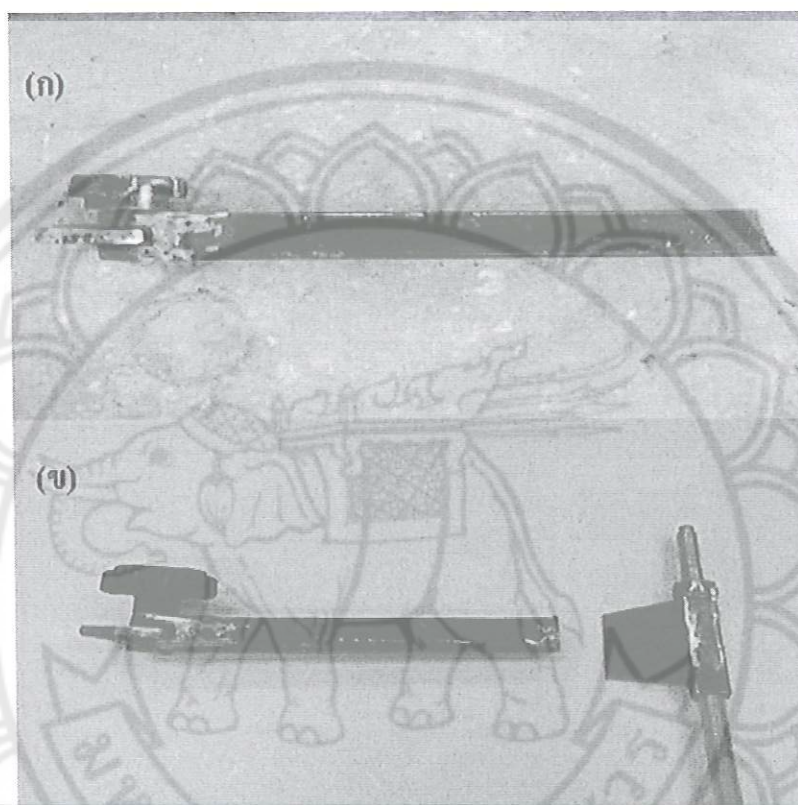


รูปที่ 10 ภาพส่วนประกอบภายในแกนหลักประกอบไปด้วย (ก) เฟืองหมุนแท่งเกลียวและ (ข) แท่งเกลียวหมุน สำหรับปรับระดับหัววัด



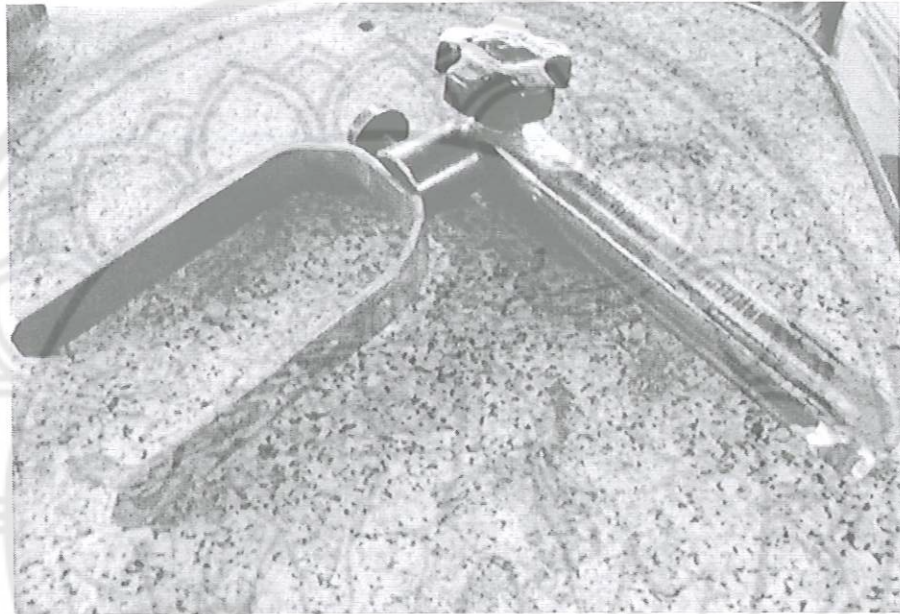
รูปที่ 11 การประกอบเฟืองและเกลียวหมุนสำหรับการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้ง

2) อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สองเป็นแขนจับยึดกับส่วนแรกวางต่อจากแกนหลักทำจากท่อเหล็กขนาด 1×1 นิ้ว ยาว 20 เซนติเมตร ทำหน้าที่หมุนหัววัดเรื่องรังสีในแนวระนาบ สามารถหมุนได้ 180 องศา ตรงส่วนปลายจะมีส่วนของน็อตขนาด 3 หุน สำหรับปรับหมุนให้หัววัดเคลื่อนที่หรือล็อคให้หัววัดอยู่กับที่ดังแสดงในรูปที่ 12 และ 13



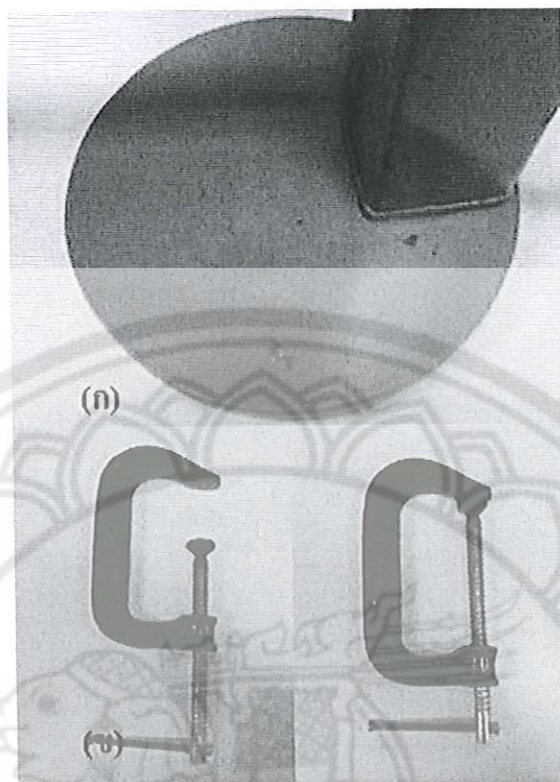
รูปที่ 12 อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สอง (ก) อุปกรณ์จับยึดส่วนของแขนจับยึดส่วนที่ 1 และ (ข) การต่อแขนจับยึดส่วนที่ 1 กับเกลียวหมุนในส่วนของแกนหลัก

3) อุปกรณ์จับยึดหัววัดซึ่งเป็นส่วนที่ยึดกับหัววัดเรื่องรังสีและแขนส่วนแรก โดยจะมีลักษณะเป็นรูปตัวยูมีความยาว 15 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 13 ข้อต่อที่ต่อกับแขนส่วนแรกสามารถหมุนได้ 360 องศา เพื่อใช้ตรวจผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน ส่วนปลายของแขนจะยึดกับหัววัดเรื่องรังสีโดยมีน๊อตขนาด 2 หุน สำหรับปรับให้หัววัดเรื่องรังสีกระดก ขึ้น-ลงได้และใช้ในการล็อกให้หัววัดอยู่กับที่



รูปที่ 13 แสดงภาพอุปกรณ์จับยึดส่วนของอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีรูปตัวยูต่อกับแขนจับยึดส่วนที่ 1

4) ฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลักทำจากเหล็กรูปวงกลม มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 25 เซนติเมตร ความหนา 1 เซนติเมตร ดังแสดงในรูปที่ 14 โดยที่ฐานจะมีตัวจับยึดรูปตัวซีใช้สำหรับยึดติดกับโต๊ะหรือเตียงคนไข้ เพื่อให้อุปกรณ์จับยึดมีความมั่นคงมากขึ้นเพราะหัววัดเรื่องรังสีมีน้ำหนักมาก เมื่อประกอบอุปกรณ์จับยึดเสร็จเรียบร้อยแล้วก็นำอุปกรณ์จับยึดไปชุบโครเมียมเพื่อความสวยงาม น่าใช้มากขึ้น



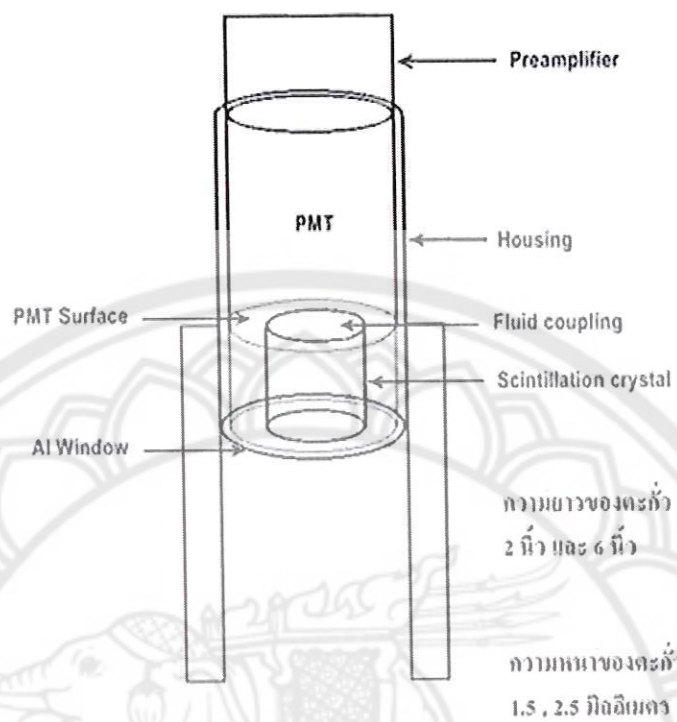
รูปที่ 14 แสดงภาพ (ก) ฐานของอุปกรณ์จับยึดและ (ข) ตัวจับยึดรูปตัวซี

2.1.3 การเก็บรวบรวมข้อมูลขนาดของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม

การเก็บรวบรวมข้อมูลในการศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการทดสอบเพื่อศึกษาความยาวของคอลลิเมเตอร์และความหนาของตะกั่วที่เหมาะสมสำหรับทำเป็นคอลลิเมเตอร์ของหัววัดรังสี โดยงานศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้คอลลิเมเตอร์ชนิด flat field collimator ซึ่งนิยมใช้กับเครื่องโทรอยด์อ็อปเทคทำให้มีความไวในการตรวจจับที่สม่ำเสมอทุกบริเวณของท่อมโทรอยด์และช่วยในการลดรังสีกระเจิงจากบริเวณอื่น

การทดสอบหาความยาวของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม

การทดสอบหาความยาวที่เหมาะสมของตะกั่วสำหรับทำคอลลิเมเตอร์เพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกเข้าสู่หัววัดรังสี โดยพิจารณาจากความยาวที่ให้ค่าความสามารถของการแยกแยะพลังงานรังสีที่ดีที่สุด ดังนั้นก่อนนำตะกั่วมาทำเป็นคอลลิเมเตอร์จะต้องมีการศึกษาความยาวคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสมเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกด้วยการทดสอบประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงาน โดยทำการเปลี่ยนแปลงความยาวคอลลิเมเตอร์จากปลายผลึกเรืองรังสีจนถึงปลายคอลลิเมเตอร์เป็นระยะ 2 นิ้ว และ 6 นิ้ว ดังแสดงในรูปที่ 15

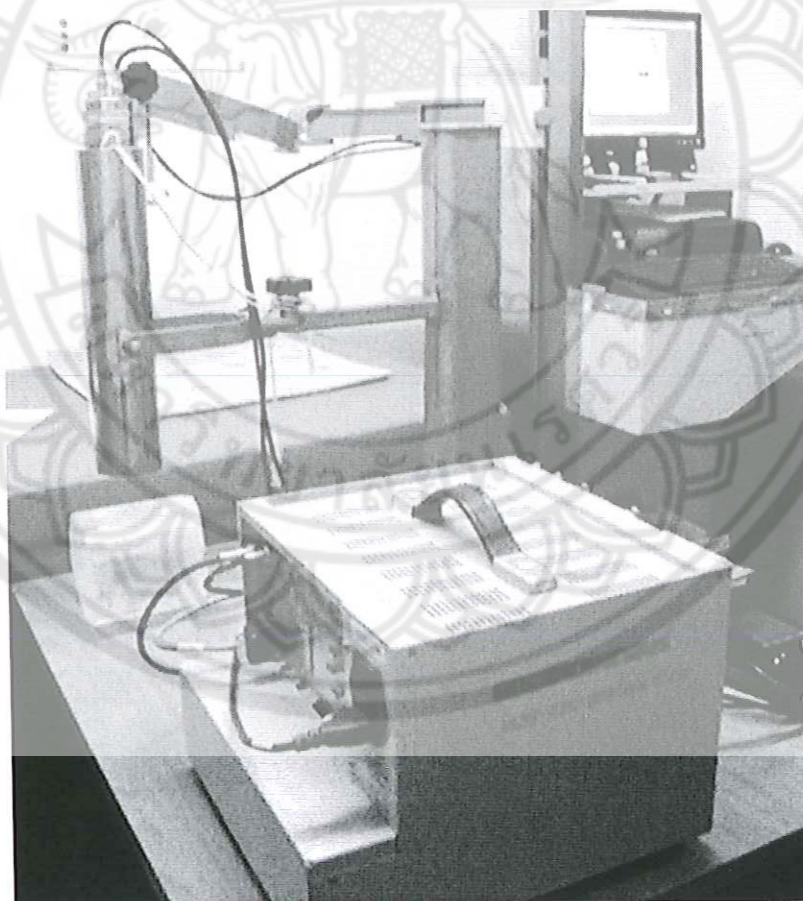


รูปที่ 15 การหุ้มตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอก

มหาวิทยาลัยพระนคร

การทดสอบความหนาของตะกั่วสำหรับทำเป็นคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม

การทดสอบความหนาของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสมเป็นการทดสอบการป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกเข้าสู่หัววัดรังสี การทดสอบนี้จะใช้การอ้างอิงความหนาของตะกั่วจากค่าลดทอนรังสีลงครึ่งหนึ่ง (HVL) ของสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 เพื่อดูประสิทธิภาพในการลดทอนรังสีกระเจิงภายนอก โดยจะพิจารณาจากค่าประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานเมื่อทำการเปลี่ยนแปลงความหนาของตะกั่วสำหรับใช้ทำเป็นคอลลิเมเตอร์เท่ากับ 1.5 และ 2.5 มิลลิเมตร ทำการทดสอบด้วยการบรรจุแคปซูลสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ที่มีความแรงรังสี 60 ไมโครคูรี ลงในหุ่นจำลองไทรอยด์และนำไปวางไว้ใต้หัววัดเครื่องรังสีที่ใส่คอลลิเมเตอร์ดังแสดงในรูปที่ 16 การวางหุ่นจำลองไทรอยด์จัดให้มีระยะห่างจากปลายผลึกเครื่องรังสีถึงสารกัมมันตรังสีเท่ากับ 17 เซนติเมตร ตั้งค่าให้ครอบคลุมช่วงโฟลด์พีคที่พลังงาน 364 keV ซึ่งเป็นค่าพลังงานของสารกัมมันตรังสีไอโอดีน เวลาในการนับวัดเท่ากับ 90 วินาที บันทึกค่านับวัดและคำนวณหาค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมาของตะกั่วขนาดต่างๆ เพื่อเปรียบเทียบความหนาและความยาวที่เหมาะสมสำหรับทำเป็นคอลลิเมเตอร์



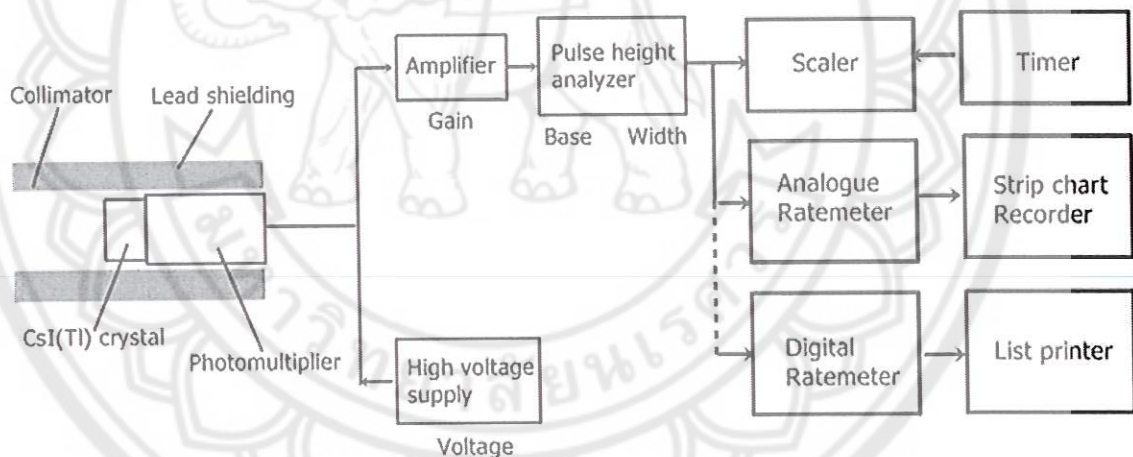
รูปที่ 16 การทดสอบประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานจากการใช้ตะกั่วหุ้มหัววัดเครื่องรังสีสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์ที่มีความยาวและความหนาขนาดต่างๆ

2.1.4 การวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสีแบบพกพา

การทดสอบเครื่องมือทางการแพทย์เพื่อประเมินประสิทธิภาพก่อนที่จะนำเครื่องมือดังกล่าวไปใช้งานจริงนั้นทำได้ด้วยการทำประกันคุณภาพ (Quality assurance) เครื่องมือชนิดนั้นตามข้อกำหนดของมาตรฐานสากล โดยเฉพาะอย่างยิ่งการทดสอบแบบ Acceptance test ตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) หรือ National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (IAEA, 1991; I. A. E. A. IAEA, 2008; NEMA, 2004; Sokole, et al., 2010) โดยการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้หัววัดรังสีที่ผ่านการจัดระบบอุปกรณ์สำหรับวัดรังสีแล้วด้วยการทดสอบประสิทธิภาพแบบ Acceptance test ของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ตามคำแนะนำของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) โดยมีการจัดระบบการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสีดังแสดงในรูปที่ 17 ซึ่งประกอบด้วย

1) การทดสอบการสอบเทียบพลังงาน (Energy calibration)

การทดสอบเพื่อหาค่าที่เหมาะสมสำหรับนับวัดรังสีแกมมาของสารกัมมันตรังสีซีเซียม 137 การทดสอบนี้ทำได้โดยการเปลี่ยนค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ให้หัววัดเรืองรังสีและเปลี่ยนค่าการขยายสัญญาณในการนับวัดรังสีตามพลังงานของสารกัมมันตรังสีซีเซียมโดยตั้งเวลานับวัดทั้งหมด 90 วินาที และตั้งค่าให้ครอบคลุมโฟลต์พีคของซีเซียม 137



รูปที่ 17 แผนภาพการจัดระบบวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี

2) การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีของระบบนับวัดสำหรับตรวจวัดรังสีแกมมาใช้การประเมินจากค่าเปอร์เซ็นต์ความกว้างที่ระดับสูงสุดครึ่งหนึ่งของค่านับวัดสูงสุด (%FWHM) ของสเปกตรัมพลังงานรังสี โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ที่มีพลังงาน 662 keV โดยสามารถคำนวณหาค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีได้ดังสมการ

$$\% \text{ FWHM} = \frac{\text{FWHM}}{E} \times 100$$

เมื่อ E คือค่าพลังงานหรือตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี (center of window pulse height analyzer) โดยค่า %FWHM ที่มีค่าน้อยบ่งบอกถึงระบบนับวัดรังสีมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีได้สูง สำหรับค่า %FWHM ที่ยอมรับได้อยู่ในช่วง 7% ถึง 10% ขึ้นอยู่กับขนาดและรูปร่างของผลึก(Bushberg, 2002) ในกรณีที่ %FWHM มีค่าสูงอาจเกิดจากผลึกเกิดการแตกร้าว เสื่อมสภาพเนื่องจากความชื้นทำให้ผลึกมีสีเหลืองหรือการเสื่อมสภาพของหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์

3) การทดสอบความไวของระบบนับวัด (Sensitivity)

การทดสอบเพื่อหาค่าความไวของระบบนับวัดรังสีทำได้โดยการประเมินความสามารถของการนับวัดค่าปริมาณรังสีของระบบนับวัดรังสีเมื่อเวลาผ่านไป โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ที่มีค่าครึ่งชีวิตยาวนาน 30 ปี ทำให้เกิดการลดลงจากการสลายตัวของสารกัมมันตรังสีเนื่องจากมีค่าการสลายตัว(decay) เพียงประมาณ 2.3% ต่อปี ผลการทดสอบประมาณ 95% ของการนับวัดทั้งหมดจะต้องอยู่ในค่าที่กำหนด ระบบนับวัดรังสีจึงจะมีความไวที่เหมาะสมสำหรับการนำไปใช้งานได้จริง

4) การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting Precision; χ^2 TEST)

การทดสอบหาความแม่นยำ (Precision) ของระบบนับวัดรังสีสามารถทำได้จากการทดสอบจากการนับวัดค่าปริมาณรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 โดยทำการนับวัดทั้งหมดจำนวน 10 ครั้ง จากนั้นทำการประเมินหาค่า χ^2 ด้วยสมการ

$$\chi^2 = \frac{\sum(C_i - C_{avg})^2}{C_{avg}}$$

เมื่อค่า C_i คือค่านับวัดปริมาณรังสีแต่ละครั้งและ C_{avg} คือค่านับวัดปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการนับวัดทั้งหมด 10 ครั้ง โดยค่า χ^2 ของระบบนับวัดที่ดีควรอยู่ภายใน 95% ของขอบเขตการยอมรับและไม่ควรมีค่าน้อยกว่า 3.32 และมากกว่า 16.92

5) การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of Energy Response)

การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีทำได้จากการพิจารณากราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี (Center of window pulse height analyzer) โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่มีช่วงพลังงานแตกต่างกันซึ่งประกอบด้วยสารกัมมันตรังสีชนิด Co-57, Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137 และ Co-60 มีพลังงาน 122, 356, 364, 511, 662 และ 1,332 keV ตามลำดับ เพื่อดูการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีต่อพลังงานระดับต่างๆ การตอบสนองต่อพลังงานของระบบนับ

วัดรังสีที่ดีควรมีความเป็นเชิงเส้นสูงเพื่อให้สามารถทำการนับวัดปริมาณรังสีที่ระดับพลังงานต่างๆ ที่ใช้กันโดยทั่วไปในทางการแพทย์ได้เป็นอย่างดี

6) การทดสอบ Integral Background Count Rate

การทดสอบเพื่อหาอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังของระบบนับวัดรังสีทำโดยการนับวัดรังสีพื้นหลังทุกวันก่อนการนับวัดสารกัมมันตรังสีชนิดอื่นๆ เพื่อต้องการดูว่าระบบนับวัดรังสีมีความสามารถในการนับวัดรังสีพื้นหลังที่แพร่ออกมาจากวัสดุอุปกรณ์ที่มีส่วนผสมของสารกัมมันตรังสีอยู่ด้วยหรืออาจมีการปนเปื้อนของสารกัมมันตรังสีอยู่ในบริเวณนั้น หากปริมาณรังสีพื้นหลังที่นับวัดมีค่ามากเกินไป 20% จากค่านับวัดอ้างอิง

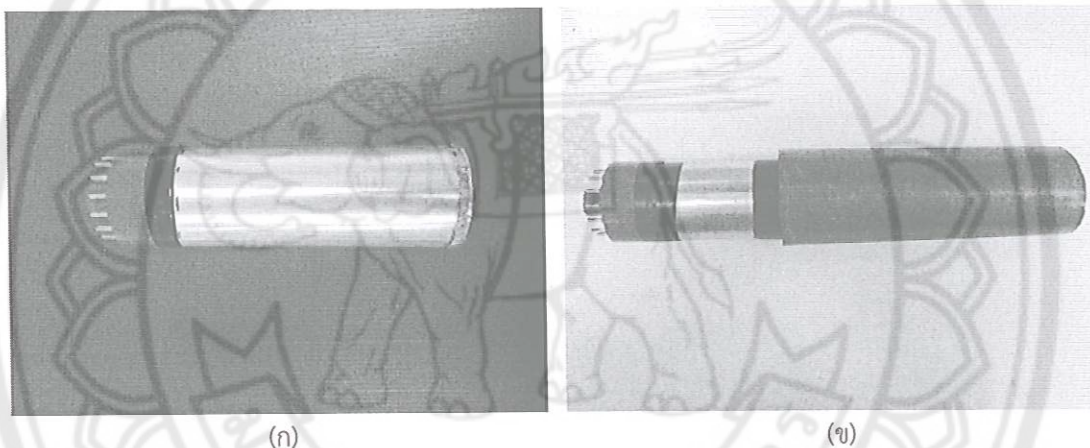
7) ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

การทดสอบเพื่อหาการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีต่อความแรงรังสีในเชิงเส้นโดยการใช้สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูล (capsule source) ที่มีค่าครึ่งชีวิตระดับปานกลาง เพื่อหาการตอบสนองของการนับวัดปริมาณรังสีต่อความแรงรังสี โดยการทดสอบทำได้โดยการนำสารไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูลบรรจุใส่เข้าไปในหุ่นจำลองไทรอยด์และทำการลดความแรงรังสีโดยการกั้นด้วยตะกั่วที่มีความหนา 1, 2, 3, 4 และ 5 HVL จากนั้นทำการนับวัดปริมาณรังสีและบันทึกค่าเพื่อนำไปหาความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่างๆ จากกราฟที่สร้างขึ้น

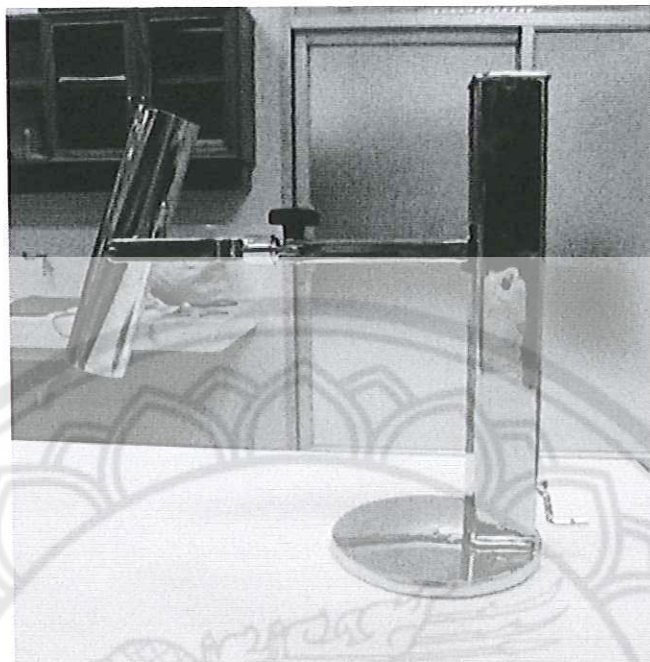
บทที่ 3 ผลการวิจัย (Results)

3.1 ผลการออกแบบหัววัดเรืองรังสีและอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องโทรยดอ์ัพเทคด้วยผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดยดัดแปลงด้วยท่อเหล็กที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์และหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียมดังแสดงในรูปที่ 18 (ก) จากนั้นหุ้มหัววัดรังสีด้วยแผ่นตะกั่วที่มีความหนาและความยาวขนาดต่างๆ สำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์ชนิด flat field collimator เพื่อป้องกันรังสีกระเจิงดังแสดงในรูปที่ 18 (ข) และสร้างอุปกรณ์จับยึดที่มีขนาดเล็กเพื่อให้ง่ายต่อการเคลื่อนย้ายดังแสดงในรูปที่ 19



รูปที่ 18 (ก) หลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์และผลึกซีเซียมไอโอไดต์ที่หุ้มด้วยอลูมิเนียมและ (ข) หัววัดเรืองรังสีที่หุ้มตะกั่ว สำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์



รูปที่ 19 หัววัดเรื่องรังสีพร้อมคอลลิเมเตอร์และตัวจับยึดหัววัด

3.2 ผลการทดสอบความหนาของตะกั่วสำหรับทำเป็นคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม

การทดสอบหาความหนาของตะกั่วที่เหมาะสมจากการทดสอบประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา โดยใช้ตะกั่วหุ้มหัววัดเรื่องรังสีด้วยความหนา 1.5 และ 2.5 มิลลิเมตร นอกจากนี้ยังได้ทำการเปลี่ยนค่าความยาวของตะกั่วจากผลึกวัดรังสีถึงปลายคอลลิเมเตอร์เป็นระยะ 2 และ 6 นิ้ว การทดสอบด้วยการหาสเปกตรัมพลังงานรังสีจากหุ่นจำลองไทรอยด์ที่บรรจุสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูลที่มีความแรงรังสี 60 ไมโครคูรี วางใต้หัววัดเรื่องรังสีระยะห่างจากผลึกถึงสารกัมมันตรังสีไอโอดีนเท่ากับ 17 เซนติเมตร ตั้งเวลานับวัดทั้งหมด 90 วินาที ทำการบันทึกค่านับวัดและคำนวณหาความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา จากนั้นนำค่าทั้งหมดมาเปรียบเทียบเพื่อหาความหนาและความยาวที่เหมาะสมโดยพิจารณาจากประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมาได้ผลดังแสดงในตารางที่ 1 จากผลการทดสอบพบว่าตะกั่วที่มีความหนา 2.5 มิลลิเมตร และยาวจากปลายผลึกถึงปลายคอลลิเมเตอร์ 6 นิ้ว มีค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมาดีที่สุด ดังนั้นการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงใช้ตะกั่วที่มีความหนา 2.5 มิลลิเมตร ความยาวจากปลายผลึกถึงปลายคอลลิเมเตอร์ 6 นิ้ว สำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์ของหัววัดเรื่องรังสี

ตารางที่ 1 แสดงค่าประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานจากการใช้ตะกั่ว หุ้มหัววัดเรอริงรังสีสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์ที่มีความยาวและความหนาขนาดต่างๆ

ระยะจากปลายผลึก ถึงปลายคอลลิเมเตอร์ (นิ้ว)	ความหนาของตะกั่ว (มิลลิเมตร)	
	1.5	2.5
2	85.012	45.474
6	70.092	14.286

3.3 ผลการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรอริงรังสีแบบพกพา

3.3.1 การทดสอบการสอบเทียบพลังงาน (energy calibration)

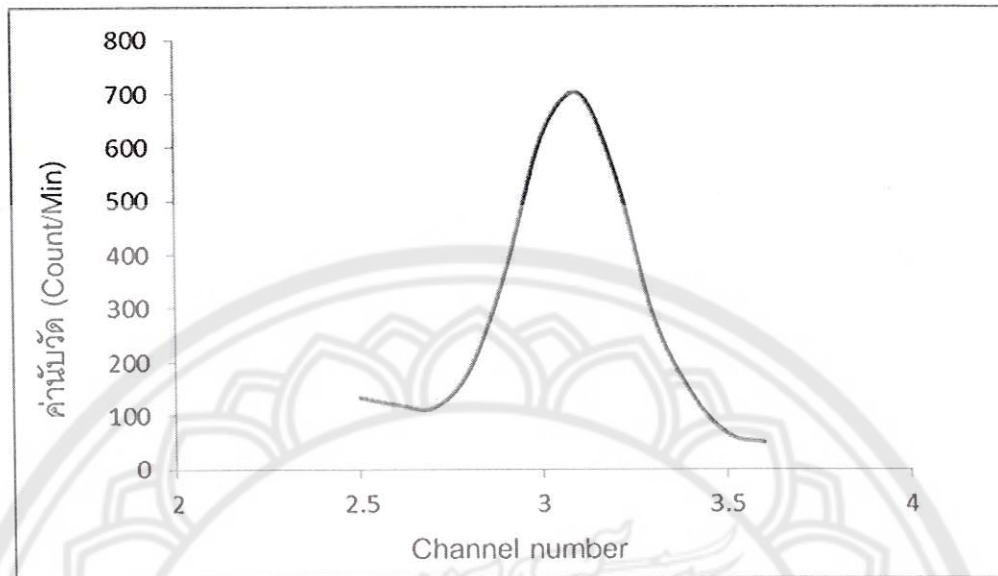
การทดสอบเพื่อสอบเทียบพลังงานของหัววัดเรอริงรังสีเป็นการหาความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งสูงสุดของสเปกตรัมและค่าพลังงานของรังสีแกมมาก่อนการใช้งานจริง โดยใช้เครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบช่องเดียว รุ่น 3020 ทำการวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ที่มีพลังงาน 662 keV ใช้เวลานับวัด 90 วินาที เปิดหน้าต่างกว้าง 15% ครอบคลุมโฟลด์พีคของซีเซียม 137 เมื่อเพิ่ม gain factor อัตราการนับวัดจะเพิ่มขึ้นในขณะที่เมื่อเพิ่มความต่างศักย์ที่สูงขึ้น อัตราการนับวัดจะมีค่าลดลงดังแสดงในตารางที่ 2 เมื่อทำการคำนวณหาความสามารถในการแยกแยะพลังงานพบว่าที่ความต่างศักย์เท่ากับ 1.3 kV และ Gain factor เท่ากับ 300 มีความสามารถในการแยกแยะพลังงานเท่ากับ 14.906 ซึ่งดีกว่าการตั้งค่าความต่างศักย์และค่า gain factor ขนาดอื่นๆ

ตารางที่ 2 แสดงค่าอัตราการนับวัดที่ได้จากการตั้งค่าความต่างศักย์และค่า gain factor ขนาดต่างๆ

High Voltage (kV)	Gain Factor (Count/min)	
	100	300
1.25	2,062	2,406
1.30	1,653	1,903
1.35	1,298	1,471

3.3.2 การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรอริงรังสีเป็นการทดสอบเพื่อพิจารณาความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีสำหรับการนับวัดรังสีแกมมา โดยพิจารณาจากค่า %FWHM ที่ได้จากการใช้เครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบช่องเดียว รุ่น 3020 วัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 20 โดยผลที่ได้จากการวิเคราะห์สเปกตรัมพลังงานพบว่ามีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีเท่ากับ 10.532% โดยค่าดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงกับมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) ซึ่งกำหนดค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานอยู่ในช่วง 7-10%



รูปที่ 20 กราฟแสดงสเปกตรัมพลังงานของแหล่งกำเนิดรังสีซีเซียม 137

3.3.3 การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา (Sensitivity)

การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบหัววัดรังสีเป็นการทดสอบดูความไวต่อการนับวัดโดยใช้เครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบช่องเดียว รุ่น 3020 วัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 จากนั้นทำการนับวัดในช่วงเวลาต่างๆ ตั้งเวลานับวัดทั้งหมด 10 นาที ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมาแสดงดังตารางที่ 3 และแสดงดังรูปที่ 21 จากผลการทดสอบพบว่าอยู่ในขอบเขตของการยอมรับ $\pm 3\sqrt{n}$ (เมื่อ n คือค่านับวัด) จากผลการทดสอบความไวของระบบนับวัดพบว่าค่าการนับวัดทั้งหมดอยู่ภายในช่วงที่กำหนดตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) แสดงให้ทราบว่าระบบหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความไวของการนับวัดที่ดี

ตารางที่ 3 แสดงผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา

วันที่	Count/sec
1	327.21
2	336.55
3	359.71
4	357.60
5	342.48
6	330.36
7	296.81



รูปที่ 21 ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดของหัววัดเรืองรังสี

3.3.4 การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting precision; χ^2 TEST)

การทดสอบความแม่นยำของการนับวัดของหัววัดเรืองรังสีโดยใช้เครื่องวิเคราะห์สัญญาณแบบช่องเดี่ยว รุ่น 3020 ทำการนับวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานจากสารกัมมันตรังสีซีซีเอ็ม 137 พลังงาน 662 keV โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง และใช้เวลา นับวัดครั้งละ 90 วินาที ได้ผลดังแสดงในตารางที่ 4 สำหรับการคำนวณค่าความแม่นยำของการนับวัดสามารถหาได้จากสมการ

$$\bar{C} = \frac{\sum Ci}{10} = 3,016.5 \text{ counts}$$

และ

$$\chi^2 = \frac{\sum (Ci - \bar{C})^2}{\bar{C}} = 5.60$$

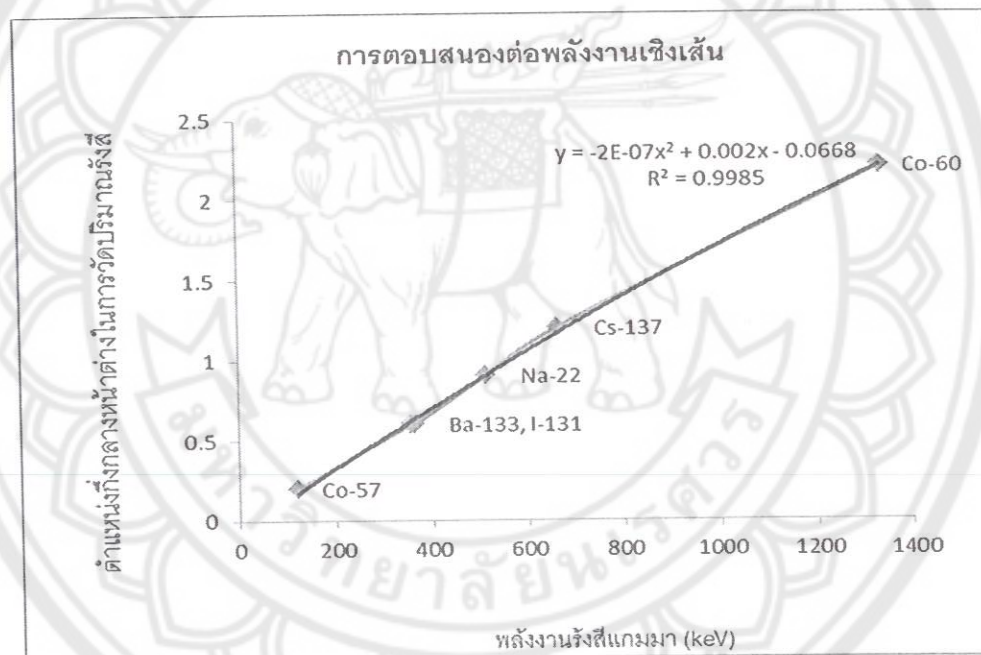
ผลการนับวัดที่ได้จากการทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (χ^2 test) พบว่าความแม่นยำมีค่าเท่ากับ 5.60 ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศ (IAEA) ที่ได้กำหนดค่าความแม่นยำของการนับวัดอยู่ในช่วง 3.32 ถึง 16.92

ตารางที่ 4 แสดงผลการทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (χ^2 test)

ลำดับครั้งที่ i	จำนวนนับวัด C_i (Counts)	$C_i - \bar{C}$	$(C_i - \bar{C})^2$
1	2,968	-48.5	2,352.25
2	3,023	6.5	42.25
3	3,002	-14.5	210.25
4	3,066	49.5	2,450.25
5	3,041	24.5	600.25
6	2,971	-45.5	2,070.25
7	3,052	35.5	1,260.25
8	3,007	-9.5	90.25
9	2,955	-61.5	3,782.25
10	3,080	63.5	4,032.25
$\sum C_i = 30,165$		$\sum (C_i - \bar{C})^2 = 16,890.5$	

3.3.5 การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of energy response)

การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่มีช่วงพลังงานแตกต่างกันซึ่งประกอบด้วยสารกัมมันตรังสีชนิด Co-57, Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137 และ Co-60 ที่มีพลังงาน 122, 356, 364, 511, 662 และ 1,332 keV ตามลำดับ เพื่อดูการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีต่อพลังงานระดับต่างๆ การตอบสนองต่อพลังงานของระบบนับวัดรังสีที่ดีควรมีความเป็นเชิงเส้นสูง เมื่อนำข้อมูลที่ได้มาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี (center of window pulse height analyzer) ผลการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสีมีค่าการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นสูงโดยมีค่า R^2 เท่ากับ 0.998 ดังแสดงในรูปที่ 22



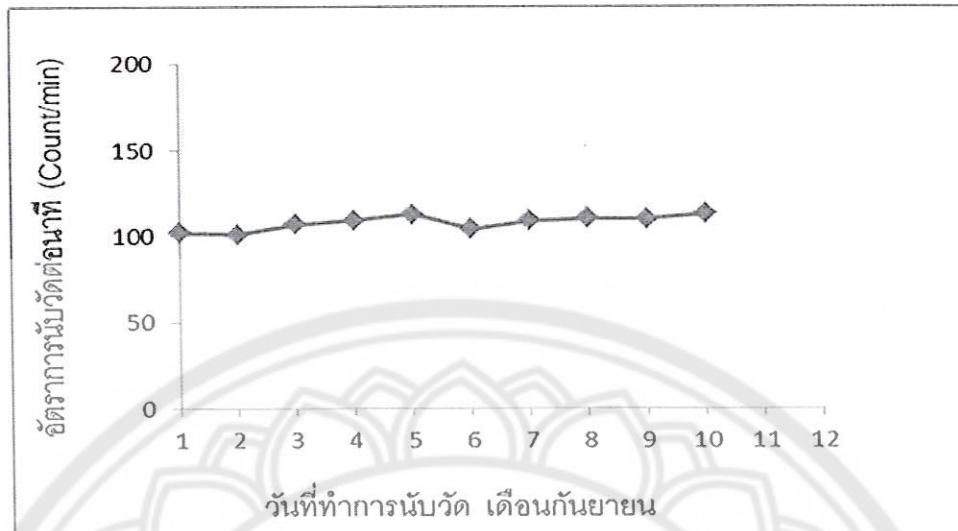
รูปที่ 22 แสดงการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของแหล่งกำเนิดรังสีชนิด Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137, Co-57 และ Co-60

3.3.6 การทดสอบ Integral background count rate

การทดสอบ Integral background count rate ของหัววัดเรืองรังสีเป็นการทดสอบ อัตราการนับวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังของระบบการนับวัดรังสีแกมมาได้ผลดังแสดงในตารางที่ 5 และ รูปที่ 23 โดยผลการทดสอบพบว่าปริมาณรังสีพื้นหลังทุกค่าที่ทำการนับวัดในแต่ละวันมีค่าน้อยกว่า 20% จากค่านับวัดอ้างอิงตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศ

ตารางที่ 5 ผลการทดสอบ Integral background count rate

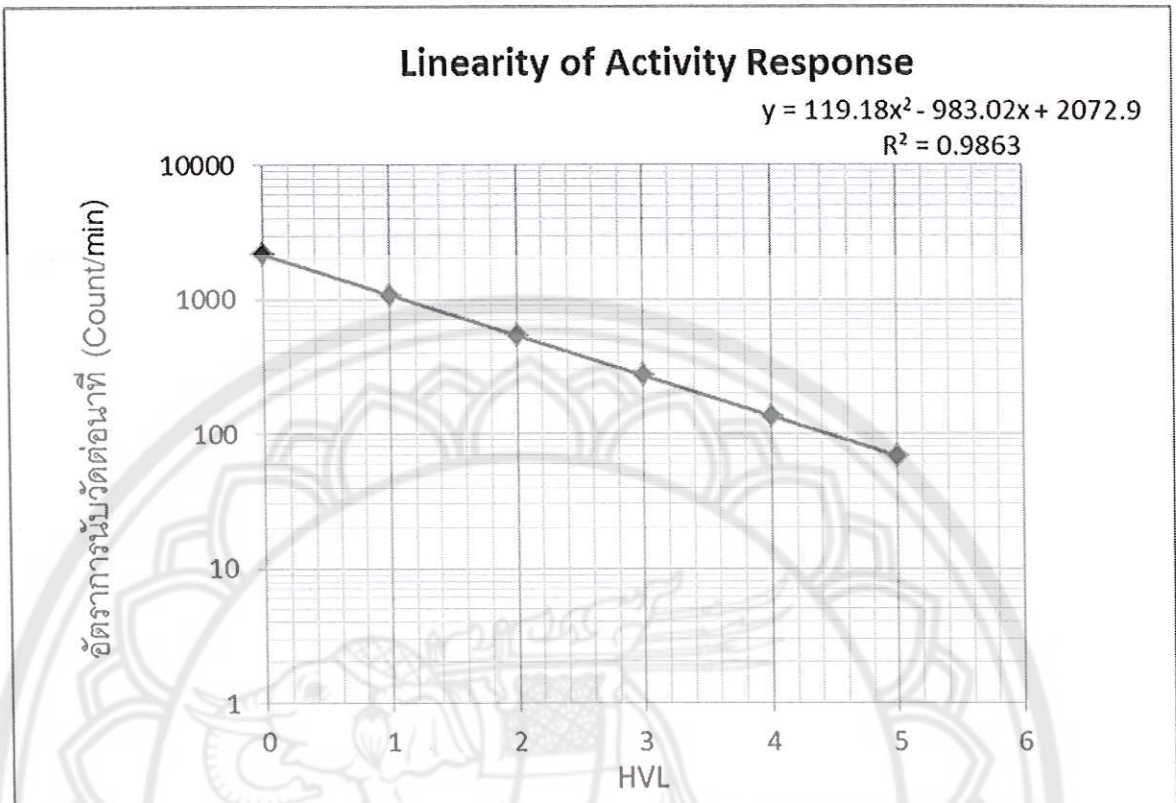
วันที่	Counts/min	% different
1	102.2	0
2	100.9	1.272
3	106.7	4.403
4	109.2	6.849
5	112.6	10.176
6	104.2	1.956
7	108.9	6.555
8	110.1	7.729
9	109.9	7.534
10	112.8	10.371



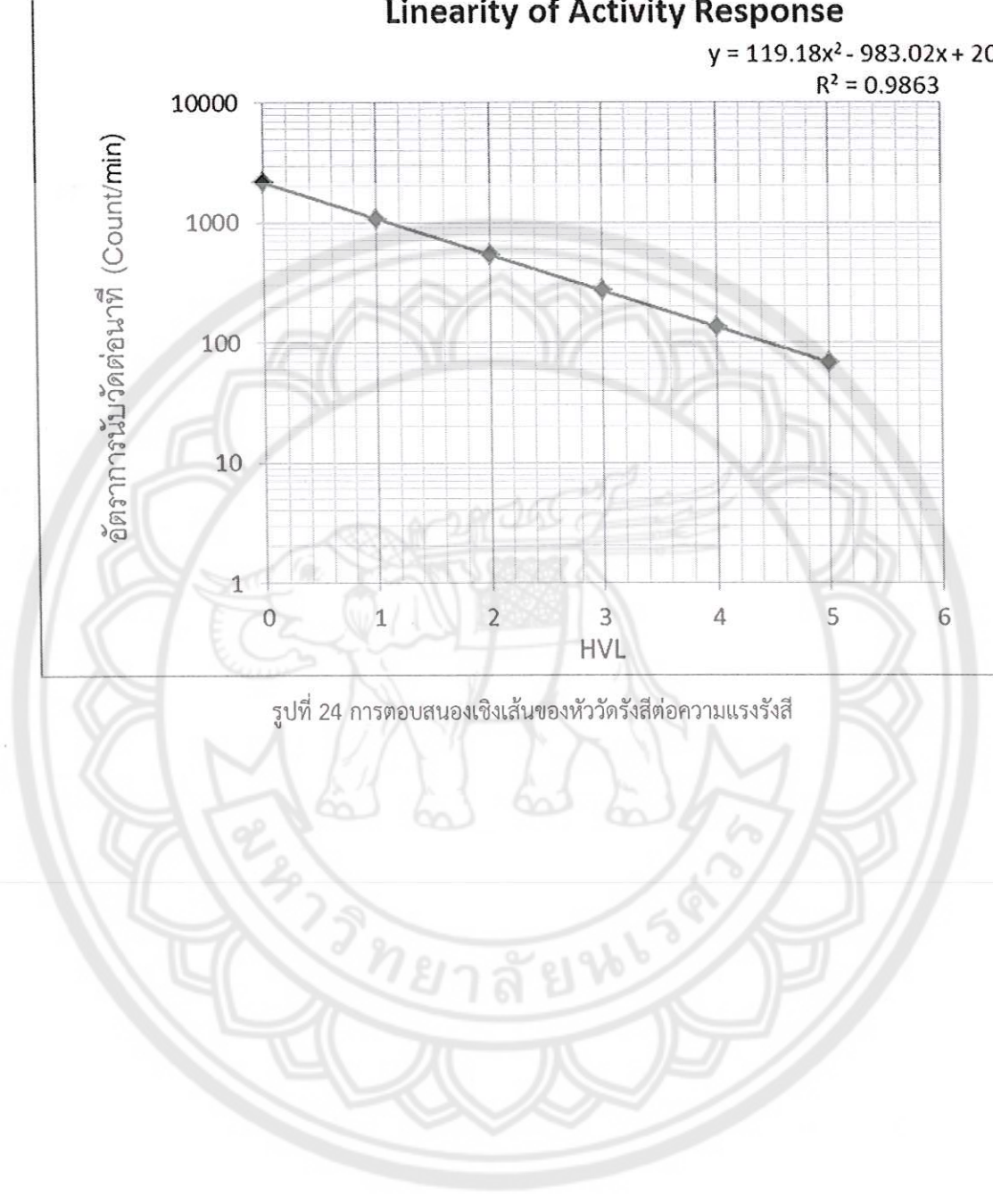
รูปที่ 23 ผลการทดสอบ Integral background count rate

3.3.7 ทดสอบการตอบสนองเชิงเส้นของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

การทดสอบการตอบสนองเชิงเส้นของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเป็นการทดสอบเพื่อหาการตอบสนองของการนับวัดปริมาณรังสีต่อความแรงรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ที่มีความแรงรังสี 60 ไมโครคูรี เมื่อกันด้วยตะกั่วที่มีความหนา 1, 2, 3, 4 และ 5 HVL จากนั้นสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างอัตราการนับวัดต่อนาทีและความหนาของตะกั่ว (HVL) ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 24 สำหรับผลการทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นพบว่าเป็นเชิงเส้นดี โดยมีค่า R^2 เท่ากับ 0.986



รูปที่ 24 การตอบสนองเชิงเส้นของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสี



บทที่ 3

ข้อวิจารณ์ (Discussion)

จากการศึกษาวิจัยเพื่อพัฒนาการปลูกผลึกแบบเคลื่อนแกรเดียนท์ของอุณหภูมิที่ผ่านมาทำให้ได้ผลึกเรอริงส์ที่สามารถใช้วัดสารกัมมันตรังสีที่พลังงานต่างๆ อย่างมีประสิทธิภาพ (นันทวัฒน์ & มานิตย์, 2554) ดังนั้นงานศึกษาวิจัยในครั้งนี้จึงได้นำผลึกเรอริงส์จากงานวิจัยดังกล่าวมาใช้พัฒนาในส่วนของระบบหัววัดเรอริงส์ทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ที่มีขนาดเล็กสามารถพกพาได้ง่าย โดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โคปด้วยทลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ยาว 2 นิ้ว เป็นหัววัดเรอริงส์ในเครื่องโทรยด์อัฟเทค โดยเชื่อมต่อเข้ากับหลอดทิวทูนอเล็กตรอนและมีระบบคอลลิเมเตอร์สำหรับป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกเข้าสู่ระบบนับวัด

สำหรับการทดสอบประสิทธิภาพการแยกแยะพลังงานเพื่อหาความยาวและความหนาของคอลลิเมเตอร์ที่เหมาะสม ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการทดสอบตะกั่วที่มีความหนา 1.5 มิลลิเมตร และ 2.5 มิลลิเมตร โดยมีการปรับเปลี่ยนความยาวของตะกั่วเป็น 2 นิ้ว และ 6 นิ้ว ตามลำดับ จากนั้นทำการทดสอบการแยกแยะพลังงานของสารกัมมันตรังสีซีเซียม 137 และสารกัมมันตรังสีไอโอไดน์ 131 ชนิดแคปซูลจากผลการทดลอง พบว่าตะกั่วที่มีความหนา 2.5 มิลลิเมตรและความยาวจากปลายผลึกถึงปลายคอลลิเมเตอร์เท่ากับ 6 นิ้ว มีความสามารถในการแยกแยะพลังงานเหมาะสมที่สุดจึงได้ใช้ตะกั่วขนาดดังกล่าวเป็นคอลลิเมเตอร์ของหัววัดเรอริงส์การศึกษาวิจัยในครั้งนี้

ผลการทดสอบประสิทธิภาพของหัววัดเรอริงส์เมื่อทำการทดสอบการสอบเทียบพลังงานรังสี การทดสอบประสิทธิภาพของหัววัดเรอริงส์สำหรับเครื่องตรวจโทรยด์อัฟเทคที่พัฒนาขึ้น ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ใช้การตรวจสอบมาตรฐานของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ด้วยวิธีการ Acceptance test ตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) พบว่าผลการทดสอบการสอบเทียบพลังงานของหัววัดเรอริงส์มีความสัมพันธ์ระหว่างตำแหน่งสูงสุดของสเปกตรัมและค่าพลังงานของรังสีแกมมาเมื่อให้ความต่างศักย์เท่ากับ 1.3 kV และค่า gain factor เท่ากับ 300 มีค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานดีที่สุดในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงเลือกใช้การตั้งค่าดังกล่าวสำหรับการเก็บข้อมูล สำหรับการทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรอริงส์จากต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พบว่ามีค่าเท่ากับ 10.532% โดยค่าดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) ซึ่งกำหนดค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานอยู่ในช่วง 7-10% สำหรับการทดสอบความไวของระบบนับวัดด้วยการประเมินความสามารถในการนับวัดค่าปริมาณรังสีเป็นระยะเวลาหนึ่งจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พบว่าค่าการนับวัดทั้งหมดอยู่ภายในช่วง $\pm 3\%$ แสดงให้ทราบว่าหัววัดเรอริงส์มีความไวของการนับวัดที่ดี อย่างไรก็ตามการทดสอบความไวของระบบนับวัดที่ดีควรมีระยะเวลาที่ยาวนานเพื่อที่จะสามารถทำการประเมินความไวของระบบนับวัดในระยะยาวได้ สำหรับผลการทดสอบความแม่นยำของระบบนับวัดของหัววัดเรอริงส์ด้วยการทดสอบการนับวัดค่าปริมาณรังสีจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พบว่ามีค่า χ^2 เท่ากับ 5.6 ซึ่งค่าดังกล่าวอยู่ในช่วง 3.39 - 16.92 ของขอบเขตการยอมรับ การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรอริงส์จาก

การสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสีจากสารกัมมันตรังสี Co-57, Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137 และ Co-60 พบว่าผลการตอบสนองต่อพลังงานของหัววัดเรืองรังสีที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นที่ดี สำหรับการทดสอบ Integral background count rate พบว่าปริมาณรังสีพื้นหลังที่นับวัดมีค่าน้อยกว่า 20% จากค่านับวัดอ้างอิงซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ การทดสอบการตอบสนองของหัววัดเรืองรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นของการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้การลดความแรงรังสีจากการกั้นด้วยตะกั่วที่มีความหนา 1, 2, 3, 4 และ 5 HVL จากสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูล ผลการทดสอบพบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่างๆ มีความเป็นเชิงเส้นดี นอกจากนี้หัววัดเรืองรังสีที่สร้างขึ้นยังมีต้นทุนในการผลิตต่ำเนื่องจากวัสดุอุปกรณ์ที่ใช้หาได้ง่ายตามท้องตลาด



บทที่ 4

สรุปและขอเสนอแนะ (Conclusion and Recommendation)

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรอยด์อัฟเทคจากผลึกซีเซียมไอโอไดต์โดยตัดด้วยทึลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว ที่ได้จากการพัฒนาผลึกเรืองรังสีชนิดสารอนินทรีย์ประกอบหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งหุ้มโดยแผ่นอลูมิเนียมและมีระบบคอลลิเมเตอร์ที่ทำจากตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกเข้าสู่ระบบนับวัด จากการทดสอบพบว่าตะกั่วที่มีขนาดความหนา 2.5 มิลลิเมตร ความยาวจากปลายผลึกถึงปลายคอลลิเมเตอร์ 6 นิ้ว มีความเหมาะสมสำหรับการใช้เป็นคอลลิเมเตอร์ของหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรอยด์อัฟเทคได้ดี สำหรับการสอบเทียบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีพบว่าหัววัดเรืองรังสีมีประสิทธิภาพที่ยอมรับได้ตามข้อกำหนดสากลทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะสามารถนำหัววัดเรืองรังสีที่ได้จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไปใช้เป็นระบบหัววัดรังสีสำหรับการตรวจโทรอยด์อัฟเทคได้ นอกจากนี้หัววัดเรืองรังสีที่สร้างขึ้นยังมีข้อดีที่สำคัญคือมีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้ง่ายและประหยัดพื้นที่ใช้งาน สามารถนำไปใช้ต่อกับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ที่มีอยู่เพื่อวัดปริมาณรังสีได้และมีต้นทุนในการผลิตต่ำสามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนวิชารังสีเทคนิคและวิชาฟิสิกส์หน่วยงานที่มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการวัดสารกัมมันตรังสีไอโอไดน์ 131 และสถานพยาบาลต่างๆ ที่สนใจ

เอกสารอ้างอิงของโครงการวิจัย

- Ankit, W. (2008). Thyroid Uptake Probe System
- Brika, J. B. (1964). *The Theory and Practice of Scintillation Counting*. New York: Pergamon Press.
- Bushberg, J. T. (2002). *The essential physics of medical imaging*. Philadelphia Lippincott Williams & Wilkins.
- Cherry, S. R., Sorenson, J. A., & Phelps, M. E. (2003). *Physics in nuclear medicine*. Philadelphia, Pa: Saunders.
- Fioretto, E., Innocenti, F., Viest, G., Cinausero, M., Zuin, L., Fabris, D., et al. (2000). CsI(Tl)-photodiode detectors for γ -ray spectroscopy. *Nucl. Instr. and Meth. A.*, 442, 412-416.
- Gilman, J. J. (1963). *The Art and Science of Growing Crystal*: Division of Engineering , Brown University.
- Heikkinen, J., Helminen, A., Korkola, P., Nikkinen, P., Rautio, P., & Saarakkala, S. (2010). *Quality control guidance for nuclear medicine equipment*. Finnish.
- IAEA. (1991). *Quality control of nuclear medicine instruments 1991*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- IAEA, I. A. E. A. (2008). *Quality Control Procedures Applied to Nuclear Instruments*. Vienna Austria.
- Jitpukdee, M. (2009). *Development of high performance inorganic scintillator for gamma-ray spectroscopy*. Chulalongkorn university.
- Jitpukdee, M., Wongsawaeng, D., & Punnachaiya, S. (2011). Applied Moving-Temperature-Gradient Technique for CsI(Tl) Crystal Growth. *J. Nucl. Sci. Technol.*, 48(9), 1347-1352.
- Knoll, G. F. (2000). *Radiation detection and measurement*. Hoboken New Jersey: John Wiley&Sons.
- NEMA. (2004). *Performance measurements and quality control guidelines for non-imaging intraoperative gamma probes*. Rosslyn, VA: National Electrical Manufacturers Association.
- precautions, i.-h. (2010). <http://or.ucsf.edu/ehs/12492-DSY/version/default/part/4/data/>.
- Roy, U. N., Groza, M., Cui, Y., Burger, A., Cherepy, N., Friedrich, S., et al. (Available online at www.sciencedirect.com.). K₂CeCl₅: A new scintillator material.
- Schotanus, P., Kamermans, R., & Dorenbos, P. (1990). Scintillation characteristics of pure and Ti-doped CsI crystals. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 37, 177-182.

- Shah, K. S., Glodo, J., Klugerman, M., Higgins, W. M., Gupta, T., & Wong, P. (2004). High Energy Resolution Scintillation Spectrometers. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 51, 2395-2399.
- Sokole, E. B., Płachcńska, A., & Britten, A. (2010). Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 37, 662-671.
- Tsutsumi, M., & Tanimura, Y. (2006). LaCl₃(Ce) scintillation detector applications for environmental gamma-ray measurements of low to high dose rates. *Nucl. Instr. and Meth. A.*, 557, 554-560.
- จิตรภักดี, ม., ปุณณชัยยะ, ส., & ทองอร่าม, เ. (2547). การปลูกผลึกซีเซียมไอโอไดด์ (ทัลเลียม) สำหรับงานวัดสเปกตรัมเรืองรังสีแกมมา. Paper presented at the การประชุมวิชาการวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 30.
- จิราภรณ์, โ., & ภาวนา, ภ. (2545). เทคโนโลยีทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์. กรุงเทพมหานคร.
- ธวัชชิต, ต. (2541). การตรวจและการวัดรังสี. กรุงเทพมหานคร: สำนักพิมพ์แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
- นันทวัฒน์, อ., & มานิตย์, จ. (2554). การสร้างผลึกเรืองรังสีชนิดสารอินทรีย์เพื่อใช้ในการวัดรังสีทางการแพทย์. Paper presented at the การประชุมทางวิชาการ "นเรศวรวิจัย" ครั้งที่ 8, พิษณุโลก.



ภาคผนวก: บทความสำหรับการเผยแพร่

มหาวิทยาลัยนครพนม

การสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับเครื่องไทรอยด์อัปเดต

นันทวัฒน์ อูดี^{1*} และ สุชาติ แย้มเม่น²

Construction of gamma ray detector for thyroid uptake system

Nuntawat Udee^{1*} and Suchart Yammen²

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

²ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จ.พิษณุโลก

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province.

²Department of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Naresuan University, Phitsanulok Province.

*Corresponding author. E-mail : nun_oudee@hotmail.com

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีสำหรับเครื่องไทรอยด์อัปเดตที่มีต้นทุนการผลิตต่ำ โดยสร้างให้หัววัดรังสีมีขนาดเล็กและง่ายต่อการเคลื่อนย้ายโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดด์โด๊ปด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวีคูณอิเล็กตรอนและหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียม ต่อมาหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์ จากนั้นทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศ (IAEA) สำหรับผลการทดสอบค่าความไวในการนับวัดรังสีแกมมา ค่าความแม่นยำของการนับวัด ค่าการตอบสนองเชิงเส้นของพลังงาน ค่าอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังและค่าการตอบสนองเชิงเส้นของความแรงรังสีที่ระดับต่าง ๆ ได้ผลเป็นไปตามข้อกำหนดของสำนักงานทบวงการประมาณระหว่างประเทศ หัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจไทรอยด์อัปเดตที่สร้างในการศึกษานี้จึงมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับนำไปใช้ในทางคลินิกได้

คำสำคัญ : การสร้างหัววัดรังสี หัววัดรังสีทางการแพทย์ เครื่องไทรอยด์อัปเดต หัววัดรังสีชนิดสารอินทรีย์

Abstract

This research was conducted to construct thyroid uptake system with a low production cost. The size of the developed detector is small. The detector is easy to move, and is made from the cesium iodide crystals doped with thallium in diameter of 2 inches and thickness of 2 inches connected with the photomultiplier tube and covered by sheet of aluminum. It is then covered by the lead sheets to be collimator. Next, the performance is tested by the inspection method upon the recommendation of the International Atomic Energy Agency (IAEA). For the test results, the sensitivity in counting gamma, the precision of radiation measurement, linear response of energy, the rate of radiation background, and the linear response of the radiation levels to meet the requirements of the IAEA. The construction of portable scintillation detector for Thyroid uptake system in this research has suitable property for use in clinical.

Keywords : construction of scintillation detector, thyroid uptake system, cesium iodine crystal

บทนำ (Introduction)

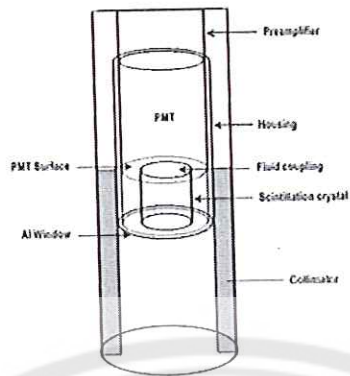
การตรวจและติดตามการรักษาผู้ป่วยด้วยวิธีการทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในประเทศไทยนับวันยิ่งมีจำนวนมากขึ้นเนื่องจากปัจจุบันวิทยาการทางการแพทย์มีความก้าวหน้าเป็นอย่างมากส่งผลให้การรักษาโรคต่าง ๆ มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งการตรวจรักษาโรคมะเร็งที่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยทั้งปัญหาด้านร่างกายและจิตใจเป็นอย่างมาก โรคมะเร็งยังทำให้เกิดความสูญเสียทางด้านเศรษฐกิจและสังคมของประเทศไทย และนับวันจำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งจะมีจำนวนที่มากขึ้นเรื่อย ๆ สำหรับการตรวจรักษาทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของโรคมะเร็งมีหลายชนิดด้วยกันในจำนวนนี้โรคมะเร็งต่อมไทรอยด์เป็นอีกโรคที่พบได้ในประชากรไทยที่สามารถเกิดขึ้นได้กับทุกวัย ไม่ว่าจะเป็นเด็ก วัยรุ่น ผู้ใหญ่หรือในผู้สูงอายุก็ตาม สาเหตุของการเกิดโรคมะเร็งจากความผิดปกติของฮอร์โมนที่ร่างกายผลิตขึ้น อย่างไรก็ตามปัจจุบันสามารถทำการรักษาให้หายขาดได้ ทั้งด้วยวิธีการผ่าตัด การรับประทานไอโอดีนรังสี 131 การรักษาด้วยวิธีการทางรังสีรักษาหรือรักษาด้วยเคมีบำบัด ในกรณีการรักษาด้วยวิธีการรับประทานสารกัมมันตรังสีทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ผู้ป่วยจะถูกทำการประเมินผลการรักษาด้วยวิธีการวัดความแรงรังสีแกมมาของไอโอดีนรังสี 131 ที่ผู้ป่วยได้รับด้วยเครื่องไทรอยด์อัปเดต (Thyroid uptake system) ในปัจจุบันเครื่องไทรอยด์อัปเดตมีราคาค่อนข้างสูง ทำให้งานวิจัยที่สนใจที่จะผลิตขึ้นในประเทศไทยและยังไม่มีผู้ใดทำมาก่อน

เครื่องไทรอยด์อัปเดตมีส่วนประกอบสำคัญได้แก่หัววัดรังสีและระบบนับวัดรังสี ในส่วนของหัววัดรังสีประกอบด้วยหัววัดรังสีซินทิลเลชัน (Scintillation detector) (Brika, 1964) และอุปกรณ์ไวแสงชนิดหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ (PMT) ซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณแสงที่เกิดจากรังสีแกมมาตกกระทบผลึกวัดรังสี (Knoll, 2000; Roy et al.; Shah et al., 2004; Tsutsumi & Tanimura, 2006) จากการศึกษาวิจัยที่ผ่านมาผู้วิจัยและคณะได้ทำการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างองค์ความรู้ (Basic research) ด้านการปลูกผลึกวัดรังสีซินทิลเลชันชนิด CsI(Tl) และได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของผลึกวัดรังสีที่สร้างขึ้นตามมาตรฐานสากล โดยผลึกเรืองรังสีที่สร้างขึ้นมีต้นทุนที่ต่ำในขณะที่สมรรถนะการวัดปริมาณรังสีเพียงพอสำหรับการนับวัดรังสีแกมมาแต่ยังมีได้นำมาประยุกต์ใช้ประโยชน์เป็นหัววัดรังสีทางการแพทย์ (จิตรภักดี, ปุณณชัยยะ, & ทองอร่าม, 2547; นันทวัฒน์ & มานิตย์, 2554) ดังนั้นงานศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงได้มุ่งเน้นที่จะสร้างระบบหัววัดรังสีแกมมาสำหรับใช้เป็นหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจไทรอยด์อัปเดตที่มีราคาต่ำขึ้นใช้ในประเทศไทย โดยพัฒนาให้หัววัดรังสีดังกล่าวสามารถนำไปใช้งานในการตรวจรักษาโรคมะเร็งต่อมไทรอยด์ได้นอกจากนี้ยังจะทำการสร้างอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่มีขนาดกระทัดรัดสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่ายทำให้สามารถนำหัววัดรังสีไปใช้งานยังสถานที่ต่าง ๆ ภายนอกโรงพยาบาลได้อย่างสะดวก

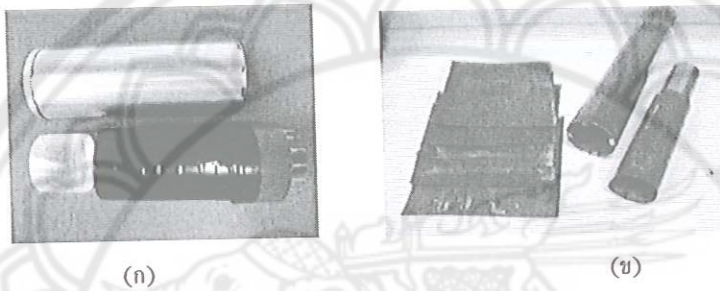
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ (Materials and Methods)

การออกแบบและประกอบหัววัดเรืองรังสี

การออกแบบหัววัดรังสีในงานวิจัยครั้งนี้เป็นการนำผลึกซีเซียมไอโอดัดโดยดัดด้วยทาลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ด้วยฟลูอิดคัปปลิง (Fluid coupling) ชนิด oil 1000 เพื่อให้เกิดการหักเหของแสงจากผลึกเข้าสู่หลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ได้ดี จากนั้นทำการหุ้มผลึกวัดรังสีและหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ชั้นด้วยแผ่นอลูมิเนียมที่มีความหนา 0.5 มิลลิเมตร ยาว 14 เซนติเมตร เพื่อประกอบเป็นหัววัดรังสีและกันแสงจากภายนอกไม่ให้เข้าไปรบกวนการนับวัดของหัววัดรังสีดังแสดงในรูปที่ 1 และ 2(ก) จากนั้นหุ้มหัววัดรังสีด้วยแผ่นตะกั่วอีกชั้นเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากภายนอกดังแสดงในรูปที่ 2(ข) จากนั้นทำการหุ้มส่วนประกอบทั้งหมดด้วยท่อสแตนเลสขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 นิ้ว ความยาว 31 เซนติเมตรอีกชั้นเพื่อห่อหุ้มอุปกรณ์ทั้งหมดให้เป็นชิ้นเดียวกัน



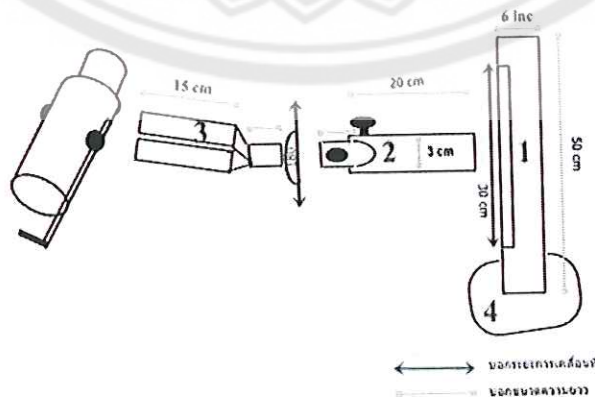
รูปที่ 1 การออกแบบหัววัดรังสีที่ประกอบด้วยผลึกเรืองรังสีเชื่อมต่อกับหลอดทวีคูณอิเล็กตรอนหุ้มด้วยอลูมิเนียมและตะกั่ว



รูปที่ 2 (ก) การเชื่อมต่อผลึกเรืองรังสีเข้ากับหลอดทวีคูณอิเล็กตรอนและ (ข) การหุ้มตะกั่วสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์เพื่อป้องกันรังสีกระเจิง

การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี

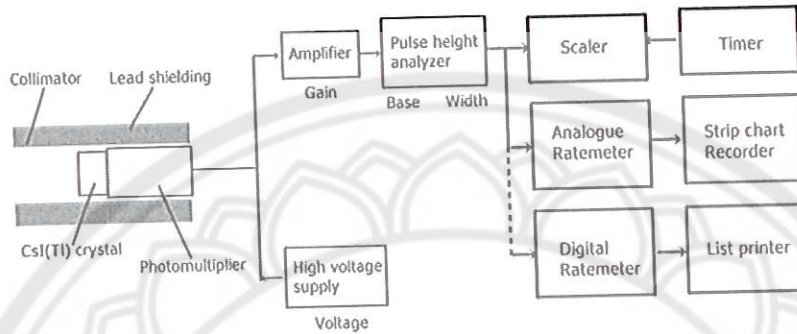
การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสีในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยแกนหลักทำจากท่อเหล็กกลางขนาด 3x3 นิ้ว สูง 50 เซนติเมตร สามารถเคลื่อนหัววัดเรืองรังสีขึ้นลงในแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร ภายในแกนหลักจะประกอบไปด้วยเฟืองและเกสียวหมุนสำหรับทำการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้ง อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สองทำหน้าที่หมุนหัววัดเรืองรังสีในแนวระนาบและสามารถหมุนได้ 180 องศา นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ที่ยึดกับหัววัดเรืองรังสีรูปตัวยูมีความยาว 15 เซนติเมตร สำหรับปรับให้หัววัดเรืองรังสีกระดกขึ้นลงได้และสามารถทำการล็อกหัววัดรังสีอยู่กับที่ได้ ส่วนของข้อต่อรูปตัวยูสามารถหมุนได้เป็นมุม 360 องศา เพื่อให้สามารถใช้ตรวจผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน และส่วนฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลักทำจากเหล็กวงกลมเพื่อให้อุปกรณ์จับยึดมีความมั่นคงดังแสดงในรูปที่ 3



รูปที่ 3 การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีสำหรับเครื่องโทรรอยด์ประกอบด้วย 1) แกนหลัก 2) อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สอง 3) อุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีรูปตัวยู 4) ฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลัก

การวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรอิ่งรังสี

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับ(Acceptance test) ของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ตามข้อกำหนดของมาตรฐานสากลซึ่งเป็นไปตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวง การปรมาณระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) โดยมีการจัดระบบการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรอิ่งรังสี ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แผนภาพการจัดระบบการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรอิ่งรังสี

การทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับ(Acceptance test) ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ประกอบด้วย

การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของระบบนับวัดสำหรับการตรวจวัดรังสีแกมมา ใช้วิธีการหาค่าเปอร์เซ็นต์ความกว้างที่ระดับสูงสุดครึ่งหนึ่งของค่านับวัดสูงสุด (%FWHM) ของสเปกตรัมพลังงานรังสี จากกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พลังงาน 662 keV มีความแรงรังสีเท่ากับ 1 ไมโครคูรี โดยความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีที่มีค่าน้อยบ่งบอกถึงระบบนับวัดรังสีมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีได้สูง

การทดสอบความไวของระบบนับวัด (Sensitivity)

การทดสอบเพื่อหาค่าความไวของระบบนับวัดรังสีทำโดยการประเมินความสามารถในการนับวัดค่า ปริมาณรังสีเมื่อเวลาผ่านไปตามช่วงระยะเวลาหนึ่ง ๆ โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 โดยค่าที่ยอมรับได้ 95%

การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting Precision; χ^2 test)

การทดสอบหาความแม่นยำของระบบนับวัดรังสีจากการนับวัดค่าปริมาณรังสีด้วยสารกัมมันตรังสี มาตรฐานซีเซียม 137 จำนวน 10 ครั้ง เพื่อประเมินหาค่า χ^2 ของการนับวัด โดยค่าที่ยอมรับได้ระหว่าง 3.32- 16.69

การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of Energy Response)

การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีพิจารณาจาก กราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของสารกัมมันตรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี (Center of window pulse height analyzer) โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่ชนิด Co-57, Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137 และ Co-60 ที่มีพลังงาน 122, 356, 364, 511, 662 และ 1,332 keV ตามลำดับ เพื่อดูการ ตอบสนองของระบบนับวัดรังสีที่พลังงานระดับต่าง ๆ โดยการตอบสนองต่อพลังงานของระบบนับวัดรังสีที่ดีควรมี ความเป็นเชิงเส้นสูงเพื่อให้สามารถทำการนับวัดปริมาณรังสีที่ระดับพลังงาน ที่ใช้ในทางการแพทย์ได้เป็นอย่างดี

การทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลัง (Integral Background Count Rate)

การทดสอบเพื่อหาอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังของระบบนับวัดรังสีเป็นการประเมินความสามารถในการนับวัดรังสีพื้นหลังจากการวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังในแต่ละวันซึ่งค่าดังกล่าวไม่ควรมีความแตกต่างกันเกิน 20% ตลอดระยะเวลาการนับวัด

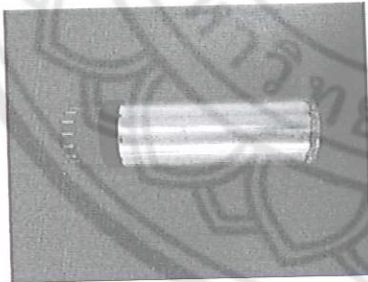
ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

การทดสอบเพื่อหาการตอบสนองของระบบนับวัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นจากการใช้สารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูล (capsule source) ที่มีค่าครึ่งชีวิตระดับปานกลางเพื่อหาการตอบสนองของการนับวัดปริมาณรังสีต่อความแรงรังสี โดยการนำสารไอโอดีน 131 ชนิดแคปซูลบรรจุในหุ่นจำลองโทรอยด์และทำการลดความแรงรังสีด้วยการกั้นด้วยตะกั่วที่มีความหนา 1, 2, 3, 4 และ 5 HVL จากนั้นทำการนับวัดปริมาณรังสีและบันทึกค่าเพื่อนำไปหาความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่าง ๆ

ผลการศึกษา (Results)

การออกแบบหัววัดเรืองรังสีและอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี

งานศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องโทรอยด์อ็อปเทคโดยใช้ผลึกซีเอ็มไอโอดีนโดปด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวีคูณอิเล็กทรอนิกส์และหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียมดังแสดงในรูปที่ 5(ก) และหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงดังแสดงในรูปที่ 5(ข) จากนั้นประกอบหัววัดรังสีเข้ากับอุปกรณ์จับยึดดังแสดงในรูปที่ 6 อุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ออกแบบให้มีขนาดเล็กกระทัดรัดเพื่อให้ประหยัดพื้นที่ใช้งานและสามารถทำการเคลื่อนย้ายได้สะดวก สำหรับการใช้งานระบบหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นสามารถนำไปใช้วัดค่าปริมาณรังสีที่ต่อมโทรอยด์ของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษา มะเร็งต่อมโทรอยด์ได้โดยสามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร และหมุนในแนวระนาบได้เป็นมุม 180 องศาซึ่งเพียงพอในการใช้งานสำหรับวัดค่าปริมาณรังสีในตัวผู้ป่วยทั้งในท่านั่งและท่านอน

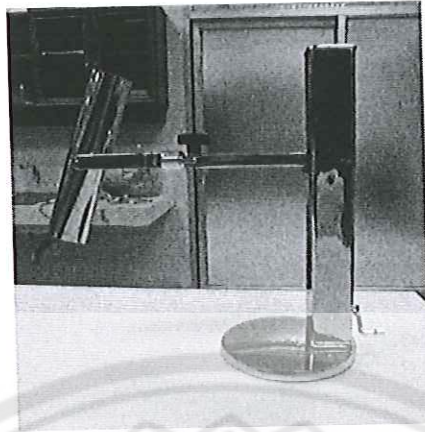


(ก)



(ข)

รูปที่ 5 (ก) หลอดทวีคูณอิเล็กทรอนิกส์และผลึกซีเอ็มไอโอดีนที่หุ้มด้วยอลูมิเนียมและ (ข) หัววัดเรืองรังสีที่หุ้มตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์

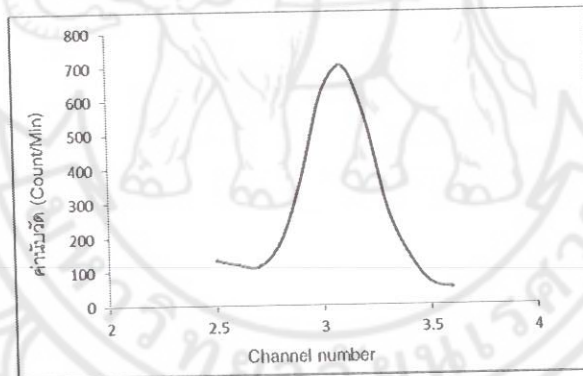


รูปที่ 6 หัววัดเรืองรังสีพร้อมคอลลิเมเตอร์และตัวจับยึดหัววัด

ผลการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี

การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

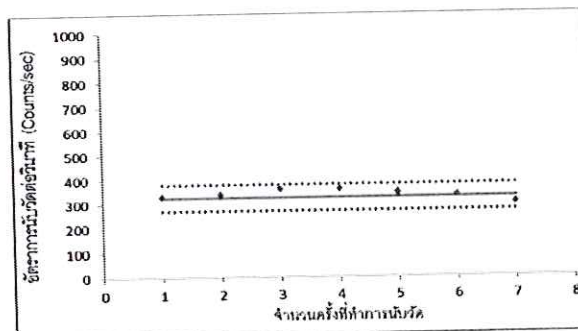
การทดสอบเพื่อพิจารณาความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีโดยพิจารณาจากค่า %FWHM ที่ได้จากการวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 7 จากการวิเคราะห์สเปกตรัมพลังงานรังสี พบว่าหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม 137 เท่ากับ 9%



รูปที่ 7 กราฟแสดงสเปกตรัมพลังงานของแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม 137

การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา (Sensitivity)

การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดเป็นการทดสอบหาว่าความไวต่อการนับวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมาแสดงดังรูปที่ 8 โดยค่าที่นับวัดที่ได้อยู่ภายในขอบเขตของการยอมรับ 95%



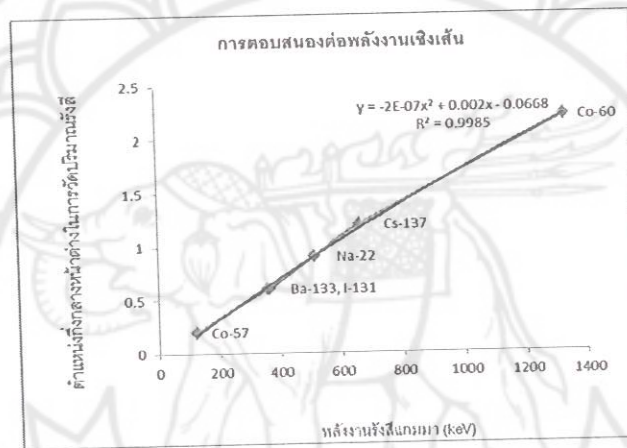
รูปที่ 8 กราฟแสดงผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดของหัววัดเรืองรังสี

การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting precision; χ^2 test)

การทดสอบความแม่นยำการนับวัดของหัววัดเรืองรังสีจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พลังงาน 662 keV โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง พบว่ามีค่าความแม่นยำเท่ากับ 5.60 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณะระหว่างประเทศ

การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of energy response)

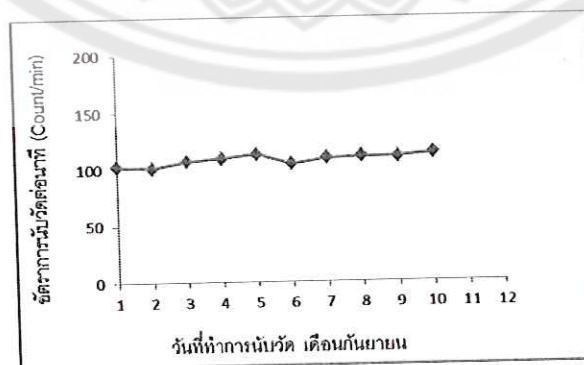
การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีใช้วิธีการศึกษาความเป็นเชิงเส้นของการนับวัดปริมาณรังสีแกมมาที่พลังงานต่าง ๆ โดยการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่มีช่วงพลังงานแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี ผลการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสีมีค่าการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นสูงโดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.998 ดังแสดงในรูปที่ 9



รูปที่ 9 กราฟแสดงการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของแหล่งกำเนิดรังสีชนิด Ba-133, I-131, Na-22, Cs-137, Co-57 และ Co-60

การทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลัง (Integral background count rate)

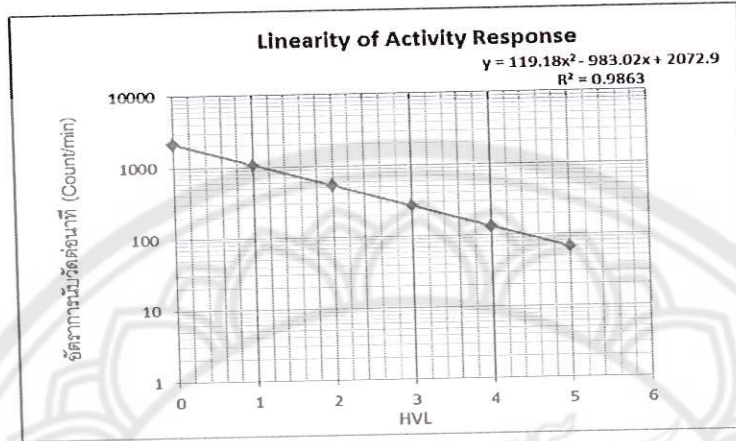
การทดสอบ Integral background count rate ของหัววัดเรืองรังสีเป็นการทดสอบอัตราการนับวัดของระบบการนับวัดรังสีแกมมา โดยทำการวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังได้ผลดังรูปที่ 10 ผลการทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลัง พบว่าปริมาณรังสีพื้นหลังทั้งหมดที่ทำการนับวัดในแต่ละวันมีความแตกต่างกันน้อยกว่า 20% ตามเกณฑ์มาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณะระหว่างประเทศ



รูปที่ 10 กราฟแสดงผลการทดสอบ Integral background count rate

ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

การทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสีได้ผลดังแสดง
ในรูปที่ 11 พบว่าค่าการนับวัดที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นดี โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.986



รูปที่ 11 กราฟแสดงการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

จากศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีที่มีระบบคอลลิเมเตอร์ป้องกันรังสีกระเจิงและอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีสำหรับใช้งานในเครื่องโทรดอ์อัฟเทคทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยสามารถทำการวัดค่าปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน ผลการทดสอบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีตามมาตรฐานของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการประมาณะระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) พบว่าการทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรืองรังสีโดยใช้ต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 มีค่าเท่ากับ 9% ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการประมาณะระหว่างประเทศซึ่งกำหนดค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดรังสีควรอยู่ในช่วง 7-10% สำหรับการทดสอบความไวของระบบนับวัด พบว่าหัววัดเรืองรังสีมีค่านับวัดอยู่ภายใน 95% แสดงถึงระบบนับวัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความไวการนับวัดที่ดี อย่างไรก็ตามการทดสอบความไวของระบบนับวัดรังสีควรทำการประเมินอยู่ตลอดระยะเวลาการใช้งาน สำหรับผลการทดสอบความแม่นยำของระบบนับวัดของหัววัดเรืองรังสี พบว่ามีค่าเท่ากับ 5.6 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับที่กำหนดให้อยู่ในช่วง 3.39-16.92 สำหรับการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสี เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีพลังงานต่าง ๆ พบว่าผลการตอบสนองต่อพลังงานของหัววัดเรืองรังสีที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นที่ดี สำหรับการทดสอบค่าอัตราการนับวัดรังสีที่พบหลังพบที่มีความแตกต่างระหว่างวันไม่เกิน 20% ตามข้อกำหนดสากล สำหรับการทดสอบการตอบสนองของหัววัดเรืองรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นพบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่าง ๆ มีความเป็นเชิงเส้นดี

สรุปผลการศึกษา (conclusion)

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรดอ์อัฟเทคโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์ โดปด้วยทาลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว ที่ได้จากการพัฒนาผลึกเรืองรังสีชนิดสารอนินทรีย์ สำหรับการวัดปริมาณรังสีทางการแพทย์และผ่านการสอบเทียบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีทางการแพทย์ตามข้อกำหนดสากลของสำนักงานทบวงการประมาณะระหว่างประเทศ เมื่อทำการประเมินหาประสิทธิภาพของระบบนับวัดรังสีที่สร้างขึ้น พบว่ามีประสิทธิภาพที่ยอมรับได้ตามข้อกำหนดสากล ทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะสามารถนำหัววัดเรืองรังสีที่ได้จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไปใช้เป็นระบบหัววัดรังสีสำหรับการตรวจโทรดอ์อัฟเทคได้ นอกจากนี้หัววัดเรือง

รังสีที่สร้างขึ้นยังมีข้อดีที่สำคัญคือมีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้ง่ายและประหยัดพื้นที่ใช้งาน สามารถนำไปใช้ต่อกับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ที่มีอยู่เพื่อวัดปริมาณรังสีได้และมีต้นทุนในการผลิตต่ำสามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนวิชารังสีเทคนิคและวิชาฟิสิกส์หน่วยงานที่มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการวัดสารกัมมันตรังสีไอโอดีน 131 และสถานพยาบาลต่างๆ ที่สนใจได้

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณทุนอุดหนุนการวิจัยกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร ปี พ.ศ. 2555 ที่ให้การสนับสนุนการวิจัยทั้งหมด ขอขอบคุณหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ร.พ.ศูนย์มะเร็งลพบุรี จ.ลพบุรี และภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวรที่สนับสนุนเครื่องมือและสถานที่ในการทำวิจัย ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- Brika, J. B. (1964). *The Theory and Practice of Scintillation Counting*. New York: Pergamon Press.
- IAEA. (1991). *Quality control of nuclear medicine instruments 1991*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- Knoll, G. F. (2000). *Radiation detection and measurement*. Hoboken New Jersey: John Wiley&Sons.
- Roy, U. N., Groza, M., Cui, Y., Burger, A., Cherepy, N., Friedrich, S., et al. (Available online at www.sciencedirect.com.). K₂CeCl₅: A new scintillator material.
- Shah, K. S., Glodo, J., Klugerman, M., Higgins, W. M., Gupta, T., & Wong, P. (2004). High Energy Resolution Scintillation Spectrometers. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 51, 2395-2399.
- Tsutsumi, M., & Tanimura, Y. (2006). LaCl₃(Ce) scintillation detector applications for environmental gamma-ray measurements of low to high dose rates. *Nucl. Instr. and Meth. A.*, 557, 554-560.
- จิตรกักดี, ม., ปุณณชัยยะ, ศ., & ทองอร่าม, ิ. (2547). การปลูกผลึกซีเอ็มไอโอดีน (ทลเอ็ม) สำหรับงานวัดสเปกตรัมเรองรังสีแกมมา. Paper presented at the การประชุมวิชาการวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 30.
- นักแก้วเด่น, อ., & นานิตย์, จ. (2554). การสร้างผลึกเรองรังสีชนิดสารอินทรีย์เพื่อใช้ในการวัดรังสีทางการแพทย์. Paper presented at the การประชุมทางวิชาการ “นเรศวรวิจัย” ครั้งที่ 8, พิษณุโลก.