



การสร้างหัววัดรังสีแกมมาสำหรับเครื่องไทรอยด์อัปเทค นันทวัฒน์ อุทัย* และ สุชาติ แย้มเม่น^b

Construction of gamma ray detector for thyroid uptake system

Nuntawat Udee^{a*} and Suchart Yammen^b

^aภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

^bภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าและคอมพิวเตอร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จ.พิษณุโลก

^aDepartment of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province.

^bDepartment of Electrical and Computer Engineering, Faculty of Engineering, Naresuan University, Phitsanulok Province.

*Corresponding Author. E-mail address: nun_oudee@hotmail.com

Received 30 April 2013; accepted 12 July 2013

บทคัดย่อ

งานวิจัยนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีสำหรับเครื่องไทรอยด์อัปเทคที่มีต้นทุนการผลิตต่ำ โดยสร้างให้หัววัดรังสีมีขนาดเล็กและง่ายต่อการเคลื่อนย้ายโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอไดต์โด๊ปด้วยทาลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทวีคูณอิเล็กตรอนและหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียม ต่อมาหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์ จากนั้นทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแบบรับตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) สำหรับผลการทดสอบค่าความไวในการนับวัดรังสีแกมมา ค่าความแม่นยำของการนับวัด ค่าการตอบสนองเชิงเส้นของพลังงาน ค่าอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังและค่าการตอบสนองเชิงเส้นของความเข้มรังสีที่ระดับต่างๆ ได้ผลเป็นไปตามข้อกำหนดของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ หัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจไทรอยด์อัปเทคที่สร้างในการศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงมีคุณสมบัติที่เหมาะสมสำหรับนำไปใช้ในทางคลินิกได้

คำสำคัญ: การสร้างหัววัดรังสี หัววัดรังสีทางการแพทย์ เครื่องไทรอยด์อัปเทค หัววัดรังสีชนิดสารอนินทรีย์

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

การตรวจและติดตามการรักษาผู้ป่วยด้วยวิธีการทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ในประเทศไทยนับวันยังมีจำนวนมากขึ้นเนื่องจากปัจจุบันวิทยาการทางการแพทย์มีความก้าวหน้าเป็นอย่างมากส่งผลให้การรักษาโรคต่างๆ มีประสิทธิภาพที่ดีขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งการตรวจรักษาโรคมะเร็งที่ส่งผลกระทบต่อคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยทั้งปัญหาด้านร่างกายและจิตใจเป็นอย่างมาก โรคมะเร็งยังทำให้เกิดความสูญเสียทางด้านเศรษฐกิจและสังคมของประเทศไทยและนับวันจำนวนผู้ป่วยที่เป็นโรคมะเร็งจะมีจำนวนที่มากขึ้นเรื่อยๆ สำหรับการตรวจรักษาทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ของโรคมะเร็งมีหลายชนิดด้วยกันในจำนวนนี้โรคมะเร็งต่อมไทรอยด์เป็นอีกโรคที่พบได้ในประเทศไทยที่สามารถเกิดขึ้นได้กับทุกวัย ไม่ว่าจะเป็นเด็ก วัยรุ่น ผู้ใหญ่หรือในผู้สูงอายุก็ตาม สาเหตุของการเกิดโรคมะเร็งจากความผิดปกติของ

ฮอร์โมนที่ร่างกายผลิตขึ้น อย่างไรก็ตามปัจจุบันสามารถทำการรักษาให้หายขาดได้ ทั้งด้วยวิธีการผ่าตัด การรับประทานไอโอดีนรังสี 131 การรักษาด้วยวิธีการทางรังสีรักษาหรือรักษาด้วยเคมีบำบัด ในกรณีการรักษาด้วยวิธีการรับประทานสารกัมมันตรังสีทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ผู้ป่วยจะถูกทำการประเมินผลการรักษาด้วยวิธีการวัดความเข้มรังสีแกมมาของไอโอดีนรังสี 131 ที่ผู้ป่วยได้รับด้วยเครื่องไทรอยด์อัปเทค (Thyroid uptake system) ในปัจจุบันเครื่องไทรอยด์อัปเทคมีราคาค่อนข้างสูง ทำให้งานวิจัยนี้สนใจที่จะผลิตขึ้นในประเทศไทยและยังไม่มีผู้ใดทำมาก่อน

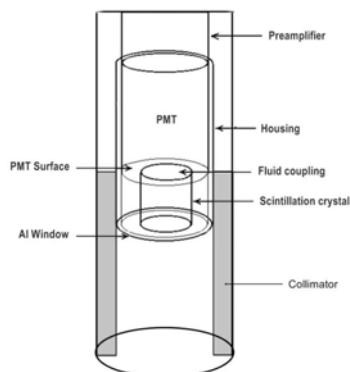
เครื่องไทรอยด์อัปเทคมีส่วนประกอบสำคัญได้แก่หัววัดรังสีและระบบนับวัดรังสี ในส่วนของหัววัดรังสีประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิดทิลเลชัน (Scintillation detector) (Brika, 1964) และอุปกรณ์ไวแสงชนิดหลอดทวีคูณอิเล็กตรอน (PMT) ซึ่งทำหน้าที่ขยายสัญญาณแสงที่เกิดจากรังสี

แกมมาตกกระทบผลึกวัดรังสี (Knoll, 2000; Roy et al.; Shah et al., 2004; Tsutsumi & Tanimura, 2006) จากการศึกษาวิจัยที่ผ่านมาผู้วิจัยและคณะได้ทำการศึกษาวิจัยเพื่อสร้างองค์ความรู้ (Basic research) ด้านการปลูกผลึกวัดรังสีชนิด CsI(Tl) และได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของผลึกวัดรังสีที่สร้างขึ้นตามมาตรฐานสากลโดยผลึกเครื่องวัดรังสีที่สร้างขึ้นมีต้นทุนที่ต่ำในขณะที่สมรรถนะการวัดปริมาณรังสีเพียงพอ สำหรับการนับวัดรังสีแกมมาแต่ยังมีได้นำมาประยุกต์ใช้ประโยชน์เป็นหัววัดรังสีทางการแพทย์ (จิตรภักดี, ปุณณชัยยะ, & ทองอร่าม, 2547; นันทวัฒน์ & มานิตย์, 2554) ดังนั้นงานศึกษาวิจัยครั้งนี้จึงได้มุ่งเน้นที่จะสร้างระบบหัววัดรังสีแกมมาสำหรับใช้เป็นหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรยด้อุปเทคที่มีราคาต่ำขึ้นใช้ในประเทศไทย โดยพัฒนาให้หัววัดรังสีดังกล่าวสามารถนำไปใช้งานในการตรวจรักษาโรคมะเร็งต่อมไทรอยด์ได้ นอกจากนี้ยังจะทำการสร้างอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่มีขนาดกระทัดรัดสามารถเคลื่อนย้ายได้ง่ายทำให้สามารถนำหัววัดรังสีไปใช้งานยังสถานที่ต่างๆ ภายนอกโรงพยาบาลได้อย่างสะดวก

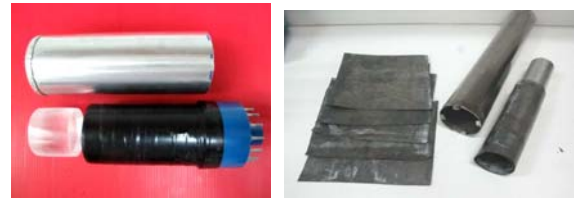
วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

การออกแบบและประกอบหัววัดรังสี

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



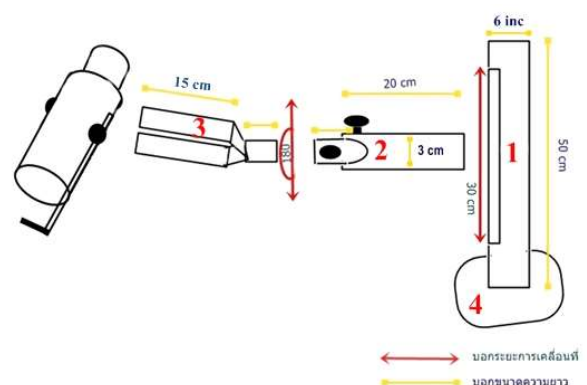
รูปที่ 1 การออกแบบหัววัดรังสีที่ประกอบด้วยผลึกเครื่องวัดรังสีเชื่อมต่อกับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์หุ้มด้วยอลูมิเนียมและตะกั่ว



รูปที่ 2 (ก) การเชื่อมต่อผลึกเครื่องวัดรังสีเข้ากับหลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์ และ (ข) การหุ้มตะกั่วสำหรับใช้เป็นคอลลิเมเตอร์เพื่อป้องกันรังสีกระเจิง

การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสี

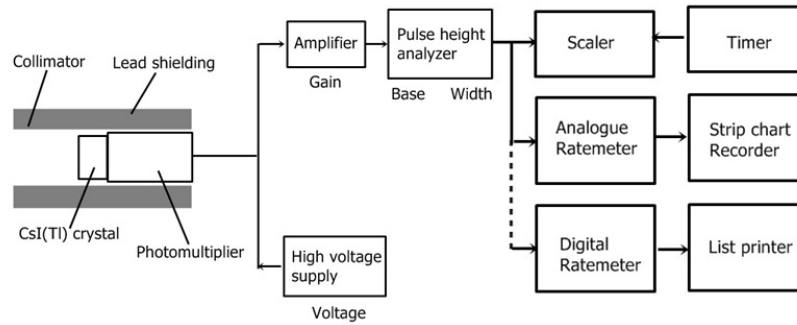
การออกแบบอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยแกนหลักทำจากท่อเหล็กกลวงขนาด 3x3 นิ้ว สูง 50 เซนติเมตร สามารถเคลื่อนหัววัดรังสีขึ้นลงในแนวดิ่งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร ภายในแกนหลักจะประกอบไปด้วยเฟืองและเกียร์หมุนสำหรับการหมุนหัววัดเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวดิ่ง อุปกรณ์จับยึดส่วนที่สองทำหน้าที่หมุนหัววัดรังสีในแนวระนาบและสามารถหมุนได้ 180 องศา นอกจากนี้ยังมีอุปกรณ์ที่ยึดกับหัววัดรังสีรูปตัวยูมีความยาว 15 เซนติเมตร สำหรับปรับให้หัววัดรังสีกระดกขึ้นลงได้และสามารถทำการลอคหัววัดรังสีอยู่กับที่ได้ ส่วนของข้อต่อรูปตัวยูสามารถหมุนได้เป็นมุม 360 องศา เพื่อให้สามารถใช้ตรวจผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน และส่วนฐานรองรับอุปกรณ์จับยึดแกนหลักทำจากเหล็กวงกลมเพื่อให้อุปกรณ์จับยึดมีความมั่นคงดังแสดงในรูปที่ 3



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

การวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดรังสี

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ทำการทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแรกรับ (Acceptance test) ของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ตามข้อกำหนดของมาตรฐานสากล ซึ่งเป็นไปตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) โดยมีการจัดระบบการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดรังสีดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แผนภาพการจัดระบบการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี

การทดสอบประสิทธิภาพด้วยวิธีการตรวจสอบแบริบ (Acceptance test) ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้ประกอบด้วยการทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

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

การทดสอบความไวของระบบนับวัด (Sensitivity)

การทดสอบเพื่อหาค่าความไวของระบบนับวัดรังสีทำได้โดยการประเมินความสามารถในการนับวัดค่าปริมาณรังสีเมื่อเวลาผ่านไปตามช่วงระยะเวลาหนึ่งๆ โดยใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 โดยค่าที่ยอมรับได้ 95% การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting Precision; χ^2 test)

การทดสอบหาความแม่นยำของระบบนับวัดรังสีจากการนับวัดค่าปริมาณรังสีด้วยสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 จำนวน 10 ครั้ง เพื่อประเมินค่า χ^2 ของการนับวัด โดยค่าที่ยอมรับได้อยู่ระหว่าง 3.32–16.69

การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of Energy Response)

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

การทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลัง (Integral Background Count Rate)

การทดสอบเพื่อหาอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังของระบบนับวัดรังสีเป็นการประเมินความสามารถในการนับวัดรังสีพื้นหลังจากการวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังในแต่ละวันซึ่งค่าดังกล่าวไม่ควรมีความแตกต่างกันเกิน 20% ตลอดระยะเวลาการนับวัด

ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

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

ผลการศึกษา (Results)

การออกแบบหัววัดเรืองรังสีและอุปกรณ์จับยึดหัววัดเรืองรังสี

งานศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดเรืองรังสีสำหรับเครื่องไทรอยด์อ็อปเทคโดยใช้ผลึกซีเซียมไอโอดีนโด๊ปด้วยทลเลียมที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว เชื่อมต่อกับหลอดทิวคูลอิเล็กตรอนและหุ้มด้วยแผ่นอลูมิเนียมดังแสดงในรูปที่ 5(ก) และหุ้มด้วยแผ่นตะกั่วเพื่อป้องกันรังสีกระเจิงดังแสดงในรูปที่ 5(ข) จากนั้นประกอบหัววัดรังสีเข้ากับอุปกรณ์จับยึดดังแสดงในรูปที่ 6 อุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นจากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ออกแบบให้มีขนาดเล็กกระทัดรัดเพื่อให้ประหยัดพื้นที่ใช้งานและสามารถทำการเคลื่อนย้ายได้สะดวก สำหรับการใช้งานระบบหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นสามารถนำไปใช้วัดค่าปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ของผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจรักษามะเร็งต่อมไทรอยด์ได้โดยสามารถเคลื่อนที่ขึ้นลงในแนวตั้งได้เป็นระยะ 30 เซนติเมตร และหมุนในแนวระนาบได้เป็นมุม 180 องศาซึ่งเพียงพอในการใช้งานสำหรับวัดค่าปริมาณรังสีในตัวผู้ป่วยทั้งในท่านั่งและท่านอน



(ก)



(ข)

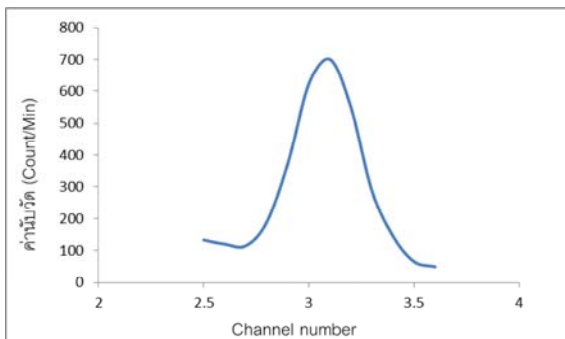
รูปที่ 5 (ก) หลอดทวิคูณอิเล็กทรอนิกส์และผลึกซีเอ็มไอโอไต์ที่หุ้มด้วยอลูมิเนียมและ
(ข) หัววัดเรืองรังสีที่หุ้มตะกั่วสำหรับเป็นคอลลิเมเตอร์



รูปที่ 6 หัววัดเรืองรังสีพร้อมคอลลิเมเตอร์และตัว
จับยึดหัววัด

ผลการวิเคราะห์และทดสอบประสิทธิภาพหัววัดเรืองรังสี การทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงาน รังสีแกมมา (Energy resolution; %FWHM)

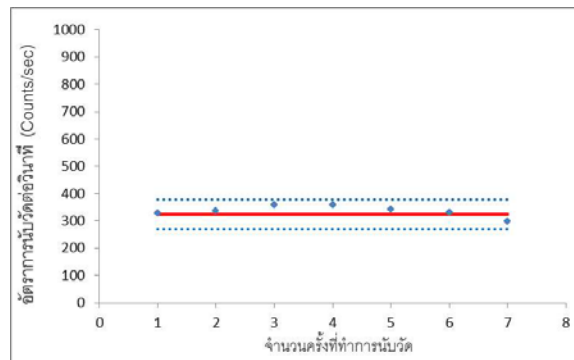
การทดสอบเพื่อพิจารณาความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีโดยพิจารณาจากค่า %FWHM ที่ได้จากการวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ได้ผลดังแสดงในรูปที่ 7 จากการวิเคราะห์สเปกตรัมพลังงานรังสี พบว่าหัววัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความสามารถในการแยกแยะพลังงานรังสีจากแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม 137 เท่ากับ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



รูปที่ 7 กราฟแสดงสเปกตรัมพลังงานของแหล่งกำเนิดรังสีชนิดซีเซียม
137

การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมา (Sensitivity)

การทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบนับวัดเป็นการทดสอบหาความไวต่อการนับวัดรังสีแกมมาจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 ผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีแกมมาแสดงดังรูปที่ 8 โดยค่านับวัดที่ได้อยู่ภายในขอบเขตของการยอมรับ 95%



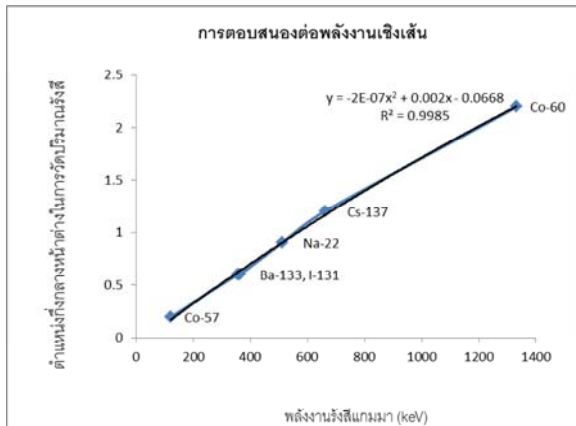
รูปที่ 8 กราฟแสดงผลการทดสอบความไวในการนับวัดรังสีของระบบ
นับวัดของหัววัดเรืองรังสี

การทดสอบความแม่นยำของการนับวัด (Counting precision; χ^2 test)

การทดสอบความแม่นยำการนับวัดของหัววัดเรืองรังสีจากสารกัมมันตรังสีมาตรฐานซีเซียม 137 พลังงาน 662 keV โดยทำการวัดทั้งหมด 10 ครั้ง พบว่ามีค่าความแม่นยำเท่ากับ 5.60 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ

การทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้น (Linearity of energy response)

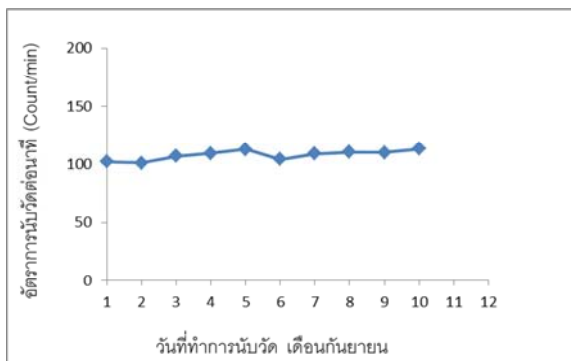
การทดสอบความสามารถในการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของระบบนับวัดรังสีใช้วิธีการศึกษาความเป็นเชิงเส้นของการนับวัดปริมาณรังสีแกมมาที่พลังงานต่างๆ โดยการศึกษาวิจัยครั้งนี้ใช้สารกัมมันตรังสีมาตรฐานที่มีช่วงพลังงานแตกต่างกัน เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพลังงานของรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสี 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)

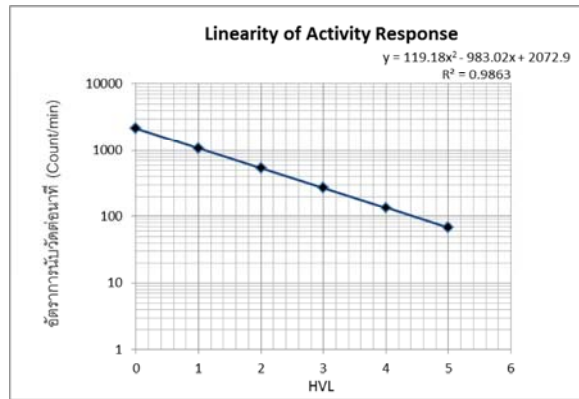
การทดสอบ Integral background count rate ของหัววัดเรืองรังสีเป็นการทดสอบอัตราการนับวัดของระบบการนับวัดรังสีแกมมา โดยทำการวัดค่าปริมาณรังสีพื้นหลังได้ผลดังรูปที่ 10 ผลการทดสอบค่าอัตรานับวัดรังสีพื้นหลังพบว่าปริมาณรังสีพื้นหลังทั้งหมดที่ทำการนับวัดในแต่ละวันมีความแตกต่างกันน้อยกว่า 20% ตามเกณฑ์มาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ



รูปที่ 10 กราฟแสดงผลการทดสอบ Integral background count rate

ทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น (Linearity of Activity Response)

การทดสอบการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสีได้ผลดังแสดงในรูปที่ 11 พบว่าค่าการนับวัดที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นดี โดยมีค่าสัมประสิทธิ์การตัดสินใจ (R^2) เท่ากับ 0.986



รูปที่ 11 กราฟแสดงการตอบสนองของหัววัดรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้น

อภิปรายผลการศึกษา (Discussion)

จากศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีที่มีระบบคอลลิเมเตอร์ป้องกันรังสีกระเจิงและอุปกรณ์จับยึดหัววัดรังสีสำหรับใช้งานในเครื่องโทรยดอปเทคทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โดยสามารถทำการวัดค่าปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ทั้งในท่านั่งและท่านอน ผลการทดสอบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีตามมาตรฐานของเครื่องมือทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์ด้วยวิธีการตรวจสอบแรกกับตามข้อเสนอแนะของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA, 1991) พบว่าการทดสอบความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดเรืองรังสีโดยใช้ต้นกำเนิดรังสีมาตรฐานซีซีเอ็ม 137 มีค่าเท่ากับ 9% ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับตามมาตรฐานของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศซึ่งกำหนดค่าความสามารถในการแยกแยะพลังงานของหัววัดรังสีควรอยู่ในช่วง 7-10% สำหรับการทดสอบความไวของระบบนับวัด พบว่าหัววัดเรืองรังสีมีค่าการนับวัดอยู่ใน 95% แสดงถึงระบบนับวัดรังสีที่สร้างขึ้นมีความไวการนับวัดที่ดี อย่างไรก็ตามการทดสอบความไวของระบบนับวัดรังสีควรทำการประเมินอยู่ตลอดระยะเวลาการใช้งาน สำหรับผลการทดสอบความแม่นยำของระบบนับวัดของหัววัดเรืองรังสี พบว่ามีค่าเท่ากับ 5.6 ซึ่งอยู่ในขอบเขตการยอมรับที่ได้กำหนดให้อยู่ในช่วง 3.39-16.92 สำหรับการทดสอบการตอบสนองต่อพลังงานเชิงเส้นของหัววัดเรืองรังสี เมื่อพิจารณาจากกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพลังงานรังสีและตำแหน่งกึ่งกลางหน้าต่างในการนับวัดค่าปริมาณรังสีโดยใช้สารกัมมันตรังสีพลังงานต่าง ๆ พบว่าผลการตอบสนองต่อพลังงานของหัววัดเรืองรังสีที่ได้มีความเป็นเชิงเส้นที่ดีสำหรับการทดสอบค่าอัตราการนับวัดรังสีพื้นหลังพบที่มีความแตกต่างระหว่างวันไม่เกิน 20% ตามข้อกำหนดสากล สำหรับการทดสอบการตอบสนองของหัววัดเรืองรังสีต่อความแรงรังสีเชิงเส้นพบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าการนับวัดรังสีและค่าความแรงรังสีที่ระดับต่าง ๆ มีความเป็นเชิงเส้นดี

สรุปผลการศึกษา

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการสร้างหัววัดรังสีสำหรับเครื่องตรวจโทรยดอ์ฟเทคโดยใช้ผลึกซีเอ็มไอโอไดต์ โดยด้วยทลเลียมขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 นิ้ว ความหนา 2 นิ้ว ที่ได้จากการพัฒนาผลึกเรืองรังสีชนิดสารอนินทรีย์สำหรับการวัดปริมาณรังสีทางการแพทย์และผ่านการสอบเทียบประสิทธิภาพของหัววัดเรืองรังสีทางการแพทย์ตามข้อกำหนดสากลของสำนักงานทบวงการปรมาณูระหว่างประเทศ เมื่อทำการประเมินหาประสิทธิภาพของระบบนับวัดรังสีที่สร้างขึ้น พบว่ามีประสิทธิภาพที่ยอมรับได้ตามข้อกำหนดสากล ทำให้มีความเป็นไปได้ที่จะสามารถนำหัววัดเรืองรังสีที่ได้จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ไปใช้เป็นระบบหัววัดรังสีสำหรับการตรวจโทรยดอ์ฟเทคได้ นอกจากนี้หัววัดเรืองรังสีที่สร้างขึ้นยังมีข้อดีที่สำคัญ คือ มีขนาดเล็ก เคลื่อนย้ายได้ง่ายและประหยัดพื้นที่ใช้งาน สามารถนำไปใช้ต่อกับเครื่องวิเคราะห์สัญญาณพัลส์ที่มีอยู่เพื่อวัดปริมาณรังสีได้และมีต้นทุนในการผลิตต่ำสามารถนำไปใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการเรียนการสอนวิชารังสีเทคนิคและวิชาฟิสิกส์หน่วยงานที่มีการศึกษาวิจัยเกี่ยวกับการวัดสารกัมมันตรังสีไอโอไดน์ 131 และสถานพยาบาลต่างๆ ที่สนใจได้

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณทุนอุดหนุนการวิจัย กองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร ปี พ.ศ.2555 ที่ให้การสนับสนุนการวิจัยทั้งหมด ขอขอบคุณหน่วยเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ร.พ.ศูนย์แม่เรืงลพบุรี จ.ลพบุรี และภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวรที่สนับสนุนเครื่องมือและสถานที่ในการทำวิจัย ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จ ลุล่วงด้วยดี

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.

จิตรภักดี, ม., ปุณณชัยยะ, ส. และ ทองอร่าม, เ. (2547). การปลูกผลึกซีเอ็มไอโอไดต์ (ทลเลียม) สำหรับงานวัดสเปกตรัมเรืองรังสีแกมมา. Paper presented at the การประชุมวิชาการวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยีแห่งประเทศไทย ครั้งที่ 30.

นันทวัฒน์, อ. และ มานิตย์, จ. (2554). การสร้างผลึกเรืองรังสีชนิดสารอนินทรีย์เพื่อใช้ในการวัดรังสีทางการแพทย์. Paper presented at the การประชุมทางวิชาการ “นเรศวรวิจัย” ครั้งที่ 8, พิษณุโลก.