บรรณานุกรม

1. Macintyre, W.T., Fedoruk, S.O., Harris, C.C., Kuhl, D.E. and Mollard, J.R. in Medical Radioisotope Scintigraphy Vol. I, PP. 399(1969), Printed by the IAEA in Austria, July 1981.

2. Rollo, F.D. in Nuclear Medicine Physics, Instrumentation and Agents. pp. 230,334, C.V. Mosby Co., St.Louis, 1977.

3. Janghee, Kim, Horton, P.W., Belcher, E.H. Seminar on Quality Assurance in the use of Nuclear Medicine Instruments at Siriraj Hospital, BKK., Thailand, July 19-23, 1982.

4. คู่มือเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาแบบ anger camera ของบริษัทฟิลิปส์, และเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาหมายเลข 9812 155 2000 1782.

5. Magnascanner 500 Operator's Manual, Catalog No. 2806K, T55-547, Picker Instruments, Cleveland, Ohio, U.S.A.

6. Paras, P. "Performance and Quality Control of Nuclear Medicine Instrumentation" in Medical Radionuclide Imaging 1980, Vol II, PP.79, Proceedings of IAEA Symposium, Heidelberg, 1980.

7. Hine, G.J. in Instrumentation in Nuclear Medicine Vol.I, PP.101, Academic Press Inc., New York, 1967.

8. Bernier in Nuclear Medicine Technology and Techniquer, PP.84, Longman, C.V. Mosby Company, 1981.

9. Rutherford, E.R., and Geiger, H. in The Charge and Nature of the Alpha Particles, Proc.Roy.Soc., PP.81. pp.162, 1908.

10. Hine, G.J. "The Inception of Photoelectric Scintillation Detection Commemorate after Three Decades," The Journal of Nuclear Medicine, 18(1977):867-871.

11. Macintyre, W.J., Fedoruk, Harris, C.C., Kuhl, D.E., and Mallard, J.R. in Medical Radioisotope Scintigraphy Vol.I, pp.392, Printed by the IAEA in Austria, 1969.

12. National Electrical Manufacturers Association. (NEMA) in "Performance Measurements of Scintillation Cameras." Pub. No.NU1, 2101 L street, N.W. Washington, D.C. 20037, 1980.

13. Hasegawa, B.H., Kirch, D.L,, Lefree, M.T., Vogel, R.A., Steele, P.P., and Hendee, H.R. "Quality Control of Scintillation Cameras Using a Microcomputer" The Journal of Nuclear Medicine, 22(1981) : 1075-1080.

14. IAEA. "The Quality Control of Nuclear Medicine Instruments" Printed by the IAEA in Veinna Austria, 1984.

15. กองสาสนะ, ศ.สุรวิทย์ ความน่าจะเป็นและสถิติ แผนกคณิตศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์, จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, หน้า 239, 2520.

16. Keys, J.W., Carey, J.E., Moses, D.C., and Beirwaltes, W.H., in Manual of Nuclear Medicine Procedures, 2nd edition, pp. 121-143, Charles C.Thomas, Spring Field , Illinois, USA.1969.

17. Adams, R., Zimmerman, C.D., "Methods for Calculating the Deadtime of Anger Camera Systems" The Journal of Nuclear Medicine 14(1973):496.

18. Wilson, G.A., Keys, J.W., Weber, D.A., "Evaluation of Camera System Deadtime with Nonuniform Acitivity Distribution" The Journal of Nuclear Medicine 14(1973):642.

19. Arnold, J.E., Johnston, A.S., Pinsey, S.M., "The Influence of True Counting Rate and Photopeak Fraction of Detected Events of Anger Camera Deadtime" The Journal of Nuclear Medicine 15(1974) : 412.

20. Sorenson, J.A., "Characterization of Deadtime of Anger Camera System" The Journal of Nuclear Medicine 15(1974):534.

21. Hutting, M., "Anger Camera Deadtime" The Journal of Nuclear Medicine 15(1974):468.

22. Adams, R., Zimmerman, C.D., "The Author's Reply" The Journal of Nuclear Medicine 15(1974):468.

23. Adams, R., Jansen, C., Grames, M., Zimmerman, C.D., "Protocol for Camera Deadtime Measurement" The Journal of Nuclear Medicine 15(1974):772.

24. Sorenson, J.A., "Deadtime Characteristics of Anger Cameras" The Journal of Nuclear Medicine 16(1975):284.

25. Adams, R., Hine, G.J., Zimmerman, C.D., "Deadtime Measurements in Scintillation Cameras under Scatter Conditions Simulating Quantitative Nuclear Cardiography" The Journal of Nuclear Medicine 19(1978):538.

26. Evans, R.D., in Atomic Nucleus, pp.785, McGraw-Hill Book Com. Inc., New York, 1955.

27. Paras, P., "Quality Assurance in Nuclear Medicine", Medical Radionuclide Imaging, Proceedings of IAEA Symposium, Vol. I, pp.3, Printed by IAEA, Veinna, Austria, 1977.

28. Cassen, B., Curtis, L., Read, C., and Libby, R., "Instrumentation of I-131 use in Medicine studies," Nucleonics 9(1951):49.

29. Price, W.J., Nuclear Radiation Detection, McGraw-Hill Book Comp. Inc., New York, 1958.

30. Kaplan, I., in Nuclear Physics, pp.402, Addison-Wesley Publishing Comp., California, 1972.

31. Wagner, H.N., in Principles of Nuclear Medicine, pp.95, 108, 197, W.B. Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, 1968.

32. Richardson, R.L., "Anger Scintillation Camera," in Rollo, F.D., edition Nuclear Medicine Physics, Instrumentation, and Agents Chapter 6, C.V. Mosby Co., St.Louis, 1977.

33. Wicks, R., Blau, M. "The Effect of Window Fraction on the Deadtime of Anger Cameras" The Journal of Nuclear Medicine 18(1977):733.

34. Sorenson, J.A. "Methods of Correcting Anger Camera Deadtime Losses" The Journal of Nuclear Medicine 17(1975):137.

35. Lange, D., Hermann, H.J. "Interdependence of Deadtime Losses and Camera Inhomogeniety" in Medical Radionuclide Imaging Vol.I, pp.282, Proceeding of IAEA Symposium, Veinna, Austria, 1980.

36. Johns, H.E., Cunningham, J.R. in The Physics of Radiology 3rd.ed pp. 532, Charles C Thomas Publisher, Spring field, Illinois, U.S.A., 1969.

37. Koral, K.F., Schrader, M.E., and Knoll, G. "A measure of Anger-Camera Linearity : Results with and without a Correction" The Journal of Nuclear Medicine 22(1981):1069-1074.

38. Rhodes, B.A., in Quality Control in Nuclear Medicine Radiophama-ceutical, Instrumentation and in Vitro Assays The C.V. Mosby Company, St.Louis, 1977.

39. Sorenson, J.A., Phelps, M.E., in Physics in Nuclear Medicine, pp. 73, Grune and Stratton Inc., New York, 1980.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

ผลของ Resolving time ต่อเครื่องนับวัด

เมื่อหัวนับวัดรับสัญญาณแรกแล้วจะหยุดนับวัดเป็นเวลาคงที่ช่วงหนึ่งก่อนนับวัดสัญญาณที่สอง ทำนองเดียวกันเครื่องจะหยุดนับวัดในช่วงเวลาเดียวกันนี้ก่อนนับวัดสัญญาณที่สามและจะหยุดนับวัดเป็นช่วง ๆ ติดต่อกันไปตามลำดับ เรียกช่วงเวลาคงที่ที่เครื่องนับวัดหยุดนับก่อนกลับคืนมานับวัดใหม่ว่า resolving time หรือ deadtime (T) ถ้ามีสัญญาณเข้าเครื่องนับวัดในช่วงเวลา T เครื่องนับวัดจะตัดสัญญาณเหล่านี้ทิ้ง หรือเครื่องนับวัดจะนับสัญญาณเป็นคาบ ๆ ของเวลา T พฤติกรรมการนับวัดของเครื่องมือมี 2 ชนิด

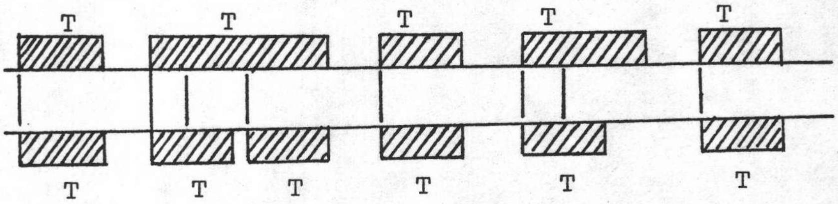
1. Paralyzable หลังจากรับสัญญาณแรกและเกิดสัญญาณใหม่ก่อนครบเวลาหรือในช่วงเวลา T เครื่องนับวัดจะไม่นับวัดสัญญาณ แต่เวลาการหยุดนับวัดจะนานขึ้นโดยเริ่มนับช่วงเวลา T หลังจากเกิดสัญญาณใหม่และเวลาการหยุดนับวัดจะขยายไปเรื่อยจนกว่ามีช่วงเวลาระหว่างสองสัญญาณเกิดห่างกันอย่างน้อย = T จึงสามารถนับค่านับวัดต่อไปเช่น มี 5 สัญญาณเกิดในช่วงเวลา T, 2T, 0.5T, 0.8T, 3T ตามลำดับ จะมีเฉพาะสัญญาณแรก, ที่สองและที่ห้าเท่านั้นที่เครื่องนับวัดจะแสดงออกมาได้ จากรูป 1 แสดงการนับวัดชนิด paralyzable สำหรับต้นกำเนิดรังสีมีกัมมันตภาพมาก ๆ เครื่องนับวัดจะแสดงอัตรานับวัดต่ำเพราะสัญญาณส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นในเวลาใกล้เคียงกันและสัญญาณเกิดขึ้นในช่วงเวลาน้อยกว่า T จะถูกตัดทิ้งหมด

ถ้า N = อัตรานับวัดหรืออัตราของสัญญาณแท้จริงที่เข้าเครื่องนับวัด (cps)

R = อัตรานับวัดที่เครื่องนับวัดแสดงออกมา (cps)

T = ช่วงเวลาที่เครื่องหยุดนับวัด (resolving time, sec)

paralyzable



non paralyzable

รูปที่ 1 เปรียบเทียบการนับสัญญาณ 8 สัญญาณของเครื่องมือ 2 แบบ คือ

ก. paralyzable จะแสดงได้ 5 ค่านับวัด เมื่อแต่ละสัญญาณเกิดห่างกันอย่างน้อย T และการหยุดนับวัดจะขยายออกถ้าเกิดสัญญาณระหว่างเวลา T

ข. non paralyzable จะนับสัญญาณที่เกิดห่างกันอย่างน้อย T วินาที และจะไม่รับสัญญาณใดเลยที่เกิดขึ้นระหว่างเวลา T จากรูปเครื่องนับวัดจะแสดงออกมา 6 ค่านับวัด

ดังนั้นจะได้ความสัมพันธ์คือ(19,21,22,24,26,33)

$$R = Ne^{-NT} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots \quad (1)$$

ซึ่งมาจากการสมมติค่านับวัดจากต้นกำเนิดรังสีกระจายแบบปัวซอง (Poisson Distribution)(26)

$$P_x = \frac{m^x e^{-m}}{X!}$$

t = เวลาของการนับวัด(วินาที)

m = จำนวนเหตุการณ์มากสุดหรือค่านับวัด

= Nt

ถ้า N เป็นเหตุการณ์หรืออัตรานับวัดที่ไม่ซ้ำกันหรือออกมาไม่พร้อมกัน

X = จำนวนค่านับวัดที่เกิดในช่วงเวลา T หรือเกิดค่านับวัดพร้อมกัน

$$P_o = \frac{m^o e^{-m}}{0!}$$

$$= e^{-m}$$

$$= e^{-Nt}$$

$$dPo = -Ne^{-Nt}\,dt$$

ถ้ามีค่านับวัดเกิดขึ้นมากในช่วงเวลา t_2-t_1 หรือมี N มาก

$$dPo = -Ne^{-Nt}\,dt$$

$$\int_{t_1}^{t_2} dPo = -N\int_{t_1}^{t_2} e^{-Nt}\,dt$$

$$= N(e^{-Nt_1} - e^{-Nt_2})$$

$$R = N(e^{-Nt_1} - e^{-Nt_2}) \; ; \; R = \int_{t_1}^{t_2} dPo$$

$$t_2 = \infty \, , \; t_1 = T$$

$$R = Ne^{-Nt}$$

เมื่อ $e^{-Nt} = 1 - \frac{NT}{1!} + \frac{N^2T^2}{2!} - \frac{N^3T^3}{3!} + \ldots\ldots$

ก. ถ้า T มีค่าน้อย $NT << 1$ อัตรานับวัดที่ปรากฏเมื่อมีค่านับวัดบางค่าขาดหายไปเนื่องจากรีโซลวิงไทม์คือ

$$R = N(1-NT) \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (2)$$

หรือ $N = R(1+RT)$ .... (3)

จาก (1) $\frac{dR}{dN} = e^{-NT} - TNe^{-NT}$

ข. ถ้า R มีค่ามากขึ้นจนกระทั่งได้ R_{max} ที่ $\frac{dR}{dN} = 0$

$$0 = e^{-NT} - TNe^{-NT}$$

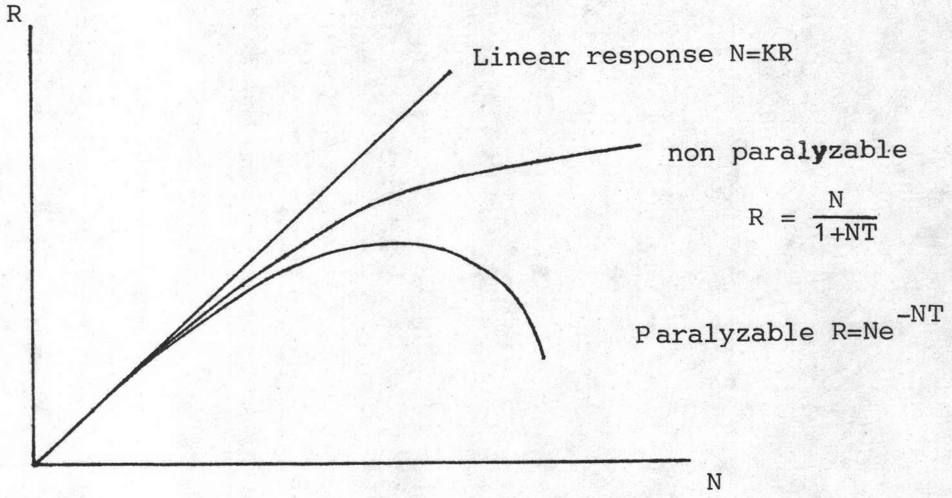
$$NT = 1$$

จาก (1) $R_{max} = Ne^{-1}$; $R = Ne^{-NT}$ และ $NT = 1$

$$= \frac{N}{e} \quad \text{และ} \quad NT = 1$$

$$R_{max} = \frac{1}{eT} \qquad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (4)$$

(4) $N > \frac{1}{T}$ พบว่า R ลดลงหรือเครื่องมือไม่สามารถแสดงค่านับวัดออกมาได้ครบหรือมีการสูญหายไปของค่านับวัด ดังรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ของการนับวัดในเครื่องนับวัดชนิด paralyzable และ non-paralyzable paralyzable จะแสดงอัตรานับวัดมากสุด $R_{max} = \frac{1}{eT}$ ที่อัตรานับวัดต่ำ ๆ เครื่องนับวัดจะเป็นแบบ non paralyzable

เครื่องมือที่ทำงานแบบ paralyzable เช่นเครื่องมือ electromechanic, เครื่องนับวัดไกเกอร์มูลเลอร์ที่ต่อเข้ากับแอมปลิฟายเออร์ความต้านทานสูง ๆ และเครื่องวิเคราะห์ความสูงของสัญญาณ (PHA.)

Non Paralyzable เครื่องนับวัดจะหยุดนับวัดเป็นเวลา T หลังจากค่านับวัดแรกและไม่นับค่านับวัดใด ๆ ระหว่างเวลา T เริ่มนับค่านับวัดต่อไปหลังจากครบเวลา T แล้ว

R = อัตรานับวัดที่เครื่องนับวัดแสดงออกมา

RT = เวลาทั้งหมดที่เครื่องนับวัดหยุดรับสัญญาณ

1-RT = เวลาที่เครื่องนับวัดสามารถนับวัดสัญญาณได้

N = อัตราสัญญาณที่เข้าเครื่องนับวัด

$$\frac{R}{N} = 1 - RT$$

$$N = \frac{R}{1 - RT}$$

ก. ที่อัตรานับวัดต่ำ ๆ แล้ว NT << 1

เมื่อ $\frac{1}{1+RT} = 1+RT + R^2T^2 + \dots\dots\dots\dots$

$N \simeq R(1+RT) \dots\dots\dots(5); \quad NT << 1, R < N$

สมการ (3) และ (4) เท่ากัน

แสดงว่าที่อัตรานับวัดต่ำ ๆ (N ต่ำ) อัตรานับวัดของ Paralyzable และ non-paralyzable เท่ากัน ดังรูปที่ 2

ข. สำหรับ non-paralyzable ถ้า N เพิ่มขึ้น N

จาก $N = \frac{R}{1-RT}$

$$R = \frac{N}{1+NT}$$

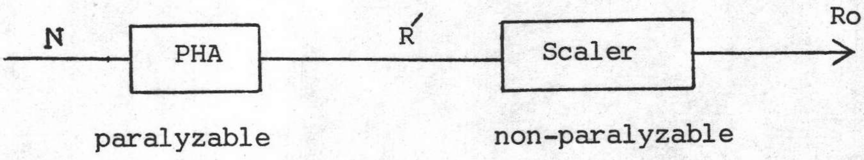
$$= \frac{1}{\frac{1}{N} + T} \quad ; \; N \neq 0$$

$$N=\infty, \quad R_{max} = \frac{1}{\frac{1}{\infty} + T}$$

$$= \frac{1}{T}$$

เครื่องมือที่ทำงานแบบ non-paralyzable คือสเกลเลอร์และขบวนการเก็บรวบรวมข้อมูล (data processing hardware)

การทำงานของระบบนับวัดจะมีผสมระหว่าง paralyzable และ non-paralyzable เสมอเช่น ในระบบนับวัดซินทิลเลชันหรือเครื่องถ่ายภาพซินทิลเลชัน



จากรูป ถ้ามี $T_n \leqslant T_p$ ระบบเครื่องมือจะเป็น non-paralyzable ถ้าอัตรานับวัดต่ำระบบเครื่องมือจะเป็น non-paralyzable เมื่ออัตรานับวัดสูง ๆ เครื่องนับวัดจะประพฤติตัวเป็น paralyzable[24,25]

Resolving Time หรือ deadtime (T) ของระบบนับวัดจะเปลี่ยนแปลงไปตามองค์ประกอบต่าง ๆ คือ

1. ถ้า $N < 4 \times 10^6$ cps $\rightarrow$ $T \simeq 6\times10^{-6}$ วินาที
   $N > 10\times10^6$ cps $\rightarrow$ T เพิ่มขึ้น [18,19,20,25]

2. ความกว้างของ window ของเครื่องวิเคราะห์สัญญาณ[19] จะเกิดในลักษณะของ paralyzable และความกว้าง window มาก T ลดลง[20,24]

3. การกระเจิงของรังสีผ่านตัวกระเจิงทั้งด้านหน้าและด้านหลังต้นกำเนิดรังสี, และการกระเจิงภายในต้นกำเนิดรังสีที่มีขนาดใหญ่[19,20,24,25]

4. ถ้ากึ่งกลาง window อยู่นอกโฟโตพีค T ลดลงกว่า T ที่คำนวณได้จากโฟโตพีค[19,25]

5. ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ต้องเปลี่ยนสัญญาณนับวัดระหว่างแอนาลอกและดิจิตอลและการเก็บข้อมูลที่จำเป็นต้องใช้ ทำให้ T เพิ่ม[19,24]

6. นิวไคลด์รังสีที่ใช้ทำให้ T เปลี่ยน[20]

7. การใช้ time constant[20,34]

8. T เปลี่ยนแปลงตามปริมาตรของต้นกำเนิดรังสีระหว่าง 0.5-10 m.l.[25]

9. T ลดลงเมื่อ Compton Scattering เพิ่มขึ้น[25]

10. T มีค่าน้อยที่สุดที่กึ่งกลางของผลึกนับวัดและมีค่าเพิ่มมากขึ้นเมื่อนับวัดบริเวณขอบของผลึกนับวัด[35]

สำหรับการหา paralyzable deadtime ของเครื่องนับวัดเมื่อใช้ต้นกำเนิดรังสี 2 อัน มีกัมมันตภาพเท่ากันและแต่ละอันมีอัตรานับวัดประมาณ 20,000 cps วางอยู่ในอากาศหรือในแฟนทอม (scattering phantom) และวางห่างกัน 5 ซม. คือ[14,25]

$$T = \frac{2R_{12}}{(R_1+R_2)^2} \ln \frac{R_1 + R_2}{R_{12}} \quad \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots\ldots(6)$$

เมื่อ R_1 = อัตรานับวัดจากต้นกำเนิดรังสีอันแรกอันเดียว

R_2 = อัตรานับวัดจากต้นกำเนิดรังสีอันที่สองอันเดียว

R_{12} = อัตรานับวัดจากต้นกำเนิดรังสีทั้งสองพร้อมกัน

<u>หมายเหตุ</u> อัตรานับวัดแต่ละค่า R_1, R_2, R_{12} จะต้องหักแบคกราวด์ออกก่อนที่จะแทนในสูตร(6)

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ภาคผนวก ข.

การศึกษาความคมชัดของภาพถ่ายจากสเตพเวดจ์แฟนทอม

วัตถุประสงค์ เพื่อหาความเข้มและความคมชัดของภาพถ่ายของสเตพเวดจ์แฟนทอมที่บรรจุเทคนี-เชียม-99เอ็ม จากเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา

วิธีทดลอง

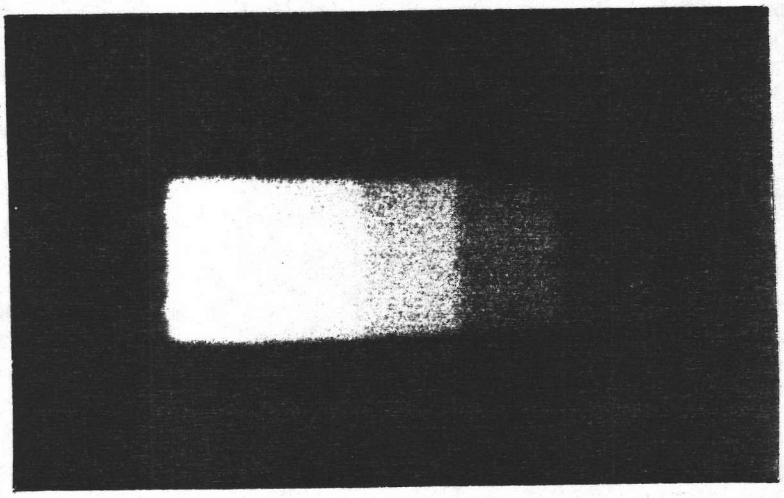
1. หงายหัวนับวัดที่มีคอลลิเมเตอร์ขึ้น ใช้ความกว้างของหน้าต่าง 20% ของโฟโตพีค

2. วางสเตพเวดจ์แฟนทอมบรรจุเทคนีเชียม-99เอ็ม กัมมันตภาพ 1 มิลลิคูรี บนหัวนับวัด เลื่อนกึ่งกลางหน้าต่างให้ตรงกับโฟโตพีคเลือกความเข้มที่เหมาะสมและถ่ายภาพไว้ด้วยค่านับวัด 2×10^6 ครั้ง

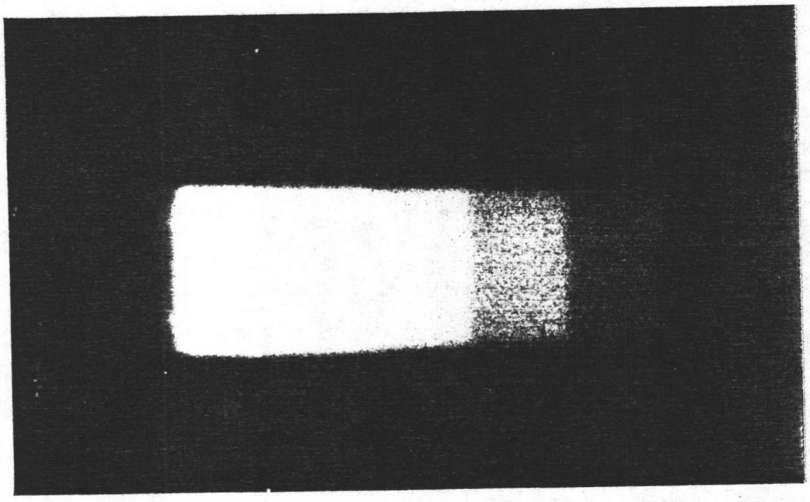
3. นำฟิล์มมาวัดความเข้มที่กึ่งกลางของแต่ละบริเวณความหนา ได้ความสัมพันธ์ดังตารางที่ ข. และรูปที่ ข.

ตารางที่ ข.

รูปที่	ความหนาสารละลาย (มม.)	2	4	6	8	10
ข-1	ความเข้มของฟิล์ม	26	40	66	95	114
	เปอร์เซนต์ความเข้มของฟิล์ม	23	35	58	83	100
	เปรียบเทียบความคมชัดระหว่างชั้นของภาพ	2,4	4,6	6,8	8,10	-
	ความคมชัด (%)	21.21	24.53	18	9	-
ข-2	ความเข้มของฟิล์ม	32	63	98	133	152
	เปอร์เซนต์ความเข้มของฟิล์ม	21	42	65	88	100
	เปรียบเทียบความคมชัดระหว่างชั้นของภาพ	2,4	4,6	6,8	8,10	
	ความคมชัด (%)	32.63	21.76	15.15	6.67	



รูปที่ ข-1

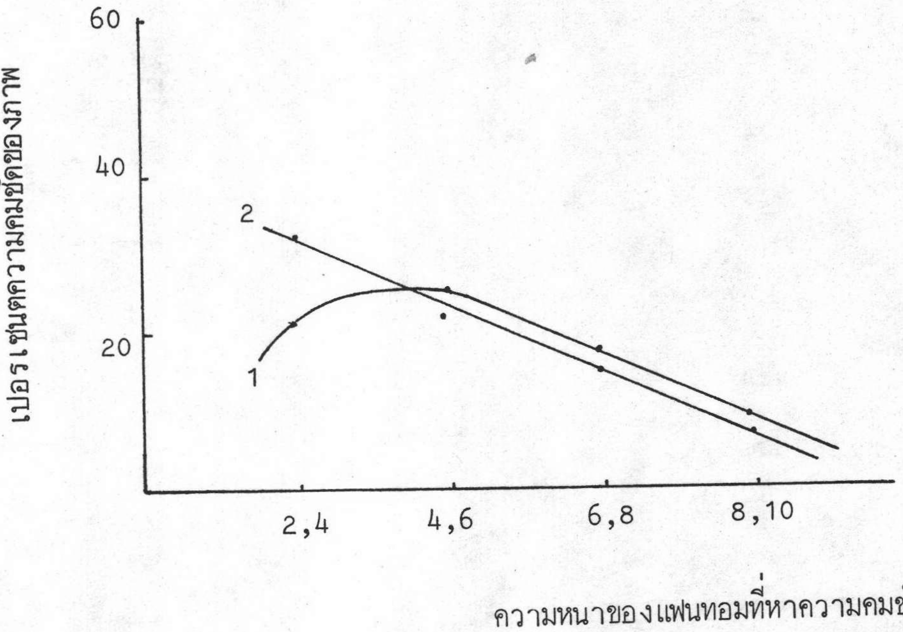


รูปที่ ข-2

รูปที่ ข-1,2 แสดงภาพถ่ายของสเตพเวดจ์แฟนทอมบรรจุเทคนีเซียม-99เอ็ม ด้วยเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา บันทึกด้วยค่านับวัด 2×10^6 ครั้ง ใช้ความเข้ม=8 ในรูป ข-1 และความเข้ม = 9 ในรูป ข-2 (ภาพถ่ายจากกระดาษจะมีความเข้มตรงข้ามกับฟิล์มถ่ายภาพเช่น ด้านซ้ายมือของรูป ข-1 จะมีความเข้มบนฟิล์มมากกว่ารูป ข-2 เป็นต้น)

สรุป

ตารางที่ ข และรูปที่ ข-1,2 แสดงความเข้มของภาพจากสเตพเวดจ์พบว่าภาพถ่ายสามารถมองเห็นความเข้มแตกต่างกันได้ชัดเจนเมื่อมีความคมชัดมากกว่า 9% (ในรูป ข-1 มุมซ้าย) และไม่สามารถแยกความเข้มออกจากกันเมื่อมีความคมชัด 6.67% (รูป ข-2 มุมซ้าย)



รูปที่ ข-3 กราฟแสดงเปอร์เซนต์ของความคมชัดของภาพจากสเตพเวดจ์แฟนทอม ซึ่งจะมีความคมชัดลดลงเมื่อมีความหนาของสารละลายกัมมันตรังสีมากขึ้น (1) เมื่อใช้ความเข้ม = 8 (2) เมื่อใช้ความเข้ม = 9

จากรูปที่ ข-3 แสดงว่าคมชัดของภาพจะลดลงเมื่อมีปริมาณกัมมันตรังสีมากขึ้นโดยเฉพาะภาพจากแฟนทอมที่มีความหนาของสารกัมมันตรังสี 8 และ 10 ซม.

ภาคผนวก ค.

การศึกษาการปรับกึ่งกลางของหน้าต่าง (energy calibration) การหาแบคกราวด์และความไว

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาการปรับกึ่งกลางหน้าต่าง การหาแบคกราวด์และการหาความไวของเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาด้วยผลัดแฟนทอมบรรจุเทคนีเชียม-99เอ็ม

วิธีทดลอง

1. หงายหัวนับวัดขึ้น วางผลัดแฟนทอมภายในบรรจุสารละลายเทคนีเชียม-99เอ็ม กัมมันตภาพ 5 มิลลิคูรี

2. ปรับกึ่งกลางของหน้าต่างให้ตรงกับโฟโตพีคของสเปคตรัมเทคนีเชียม-99เอ็ม ที่ปรากฏในจอภาพ ความกว้างหน้าต่าง 20% ของโฟโตพีค บันทึกภาพด้วยค่านับวัด 2×10^{6} ครั้ง บันทึกเวลาที่นับวัดและโฟโตพีค

3. นำผลัดแฟนทอมออกและหาอัตรานับวัดของแบคกราวด์จากการนับวัดแบคกราวด์นาน 100 วินาที จะได้ผลการทดลองดังตารางที่ ค-1 และรูปที่ ค-1, ค-2

ตารางที่ ค-1 ผลการศึกษาการปรับระดับพลังงาน แบคกราวด์และความไวของเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาด้วยความกว้างของหน้าต่าง 20% ของโฟโตพีค จากฝลัดแฟนทอมบรรจุเทคนีเชียม-99เอ็ม มีคอลลิเมเตอร์ติดอยู่ที่หัวนับวัด

วัน เดือน ปี	โฟโตพีคเทคนีเชียม (kev)	แบคกราวด์ ครั้ง/วินาที	ความไว ครั้ง/วินาที.มิลลิคูรี
16/8/27	135	30	6667
17/8/27	135	30	4831
20/8 27	140	30	6667
21/8/27	140	30	7633
22/8/27	140	30	5263
23/8/27	140	30	5263
24/8/27	140	30	5000
27/8/27	140	30	4491
28/8/27	140	30	5144
29/8/27	140	40	5008
30/8/27	140	30	4919
31/8/27	140	30	4384
3/9/27	140	40	4476
4/9/27	140	30	4762
5/9/27	140	30	–
6/9/27	140	30	–
7/9/27	140	30	–
10/9/27	140	30	4507
11/9/27	140	20	5018
12/9/27	140	30	4843
13/9/27	140	25	4460
14/9/27	140	40	4815
17/9/27	140	30	4466
18/9/27	140	30	5038
19/9/27	140	30	4708
20/9/27	140	30	4715
21/9/27	140	30	4914
23/9/27	140	30	4421

ตารางที่ ค-1 (ต่อ)

วัน/เดือน/ปี	TC-99M	Bg(cps)	sensitivity
24/9/27	140	30	4421
25/9/27	140	30	5494
26/9/27	140	30	4722
27/9/27	140	25	5291
28/9/27	140	30	4995
1/10/27	140	30	4762
2/10/27	140	30	4545
3/10/27	140	30	4862
4/10/27	140	30	4867
5/10/27	140	30	4810
8/10/27	140	30	4673
9/10/27	140	30	4688
10/10/27	140	30	4669
11/10/27	140	30	4843
12/10/27	140	30	5191
15/10/27	142	30	4461
16/10/27	142	30	5218
17/10/27	142	30	5102
18/10/27	142	30	4705
19/10/27	142	30	5368
22/10/27	142	30	4651
24/10/27	142	30	5000
25/10/27	142	30	4808
26/10/27	142	30	4808

ตารางที่ ค-1 (ต่อ)

วัน/เดือน/ปี	TC-99M	Bg(cps)	sensitivity
29/10/27	142	30	5190
30/10/27	142	30	4912
31/10/27	142	30	4831
1/11/27	142	30	4782
2/11/27	142	30	4629
5/11/27	145	30	5109
6/11/27	145	30	5209
7/11/27	145	30	5051
8/11/27	145	30	4878
9/11/27	145	30	5200
12/11/27	145	30	4948
13/11/27	145	30	4752
14/11/27	145	30	4800
15/11/27	145	30	4444
16/11/27	145	30	4700
19/11/27	145	30	4786
20/11/27	145	30	4650
21/11/27	145	30	4706
22/11/27	145	-	4782
23/11/27	145	30	4554
26/11/27	145	20	4505
28/11/27	145	30	4706
29/11/27	145	30	4808
30/11/27	145	30	4749
4/12/27	145	30	4545

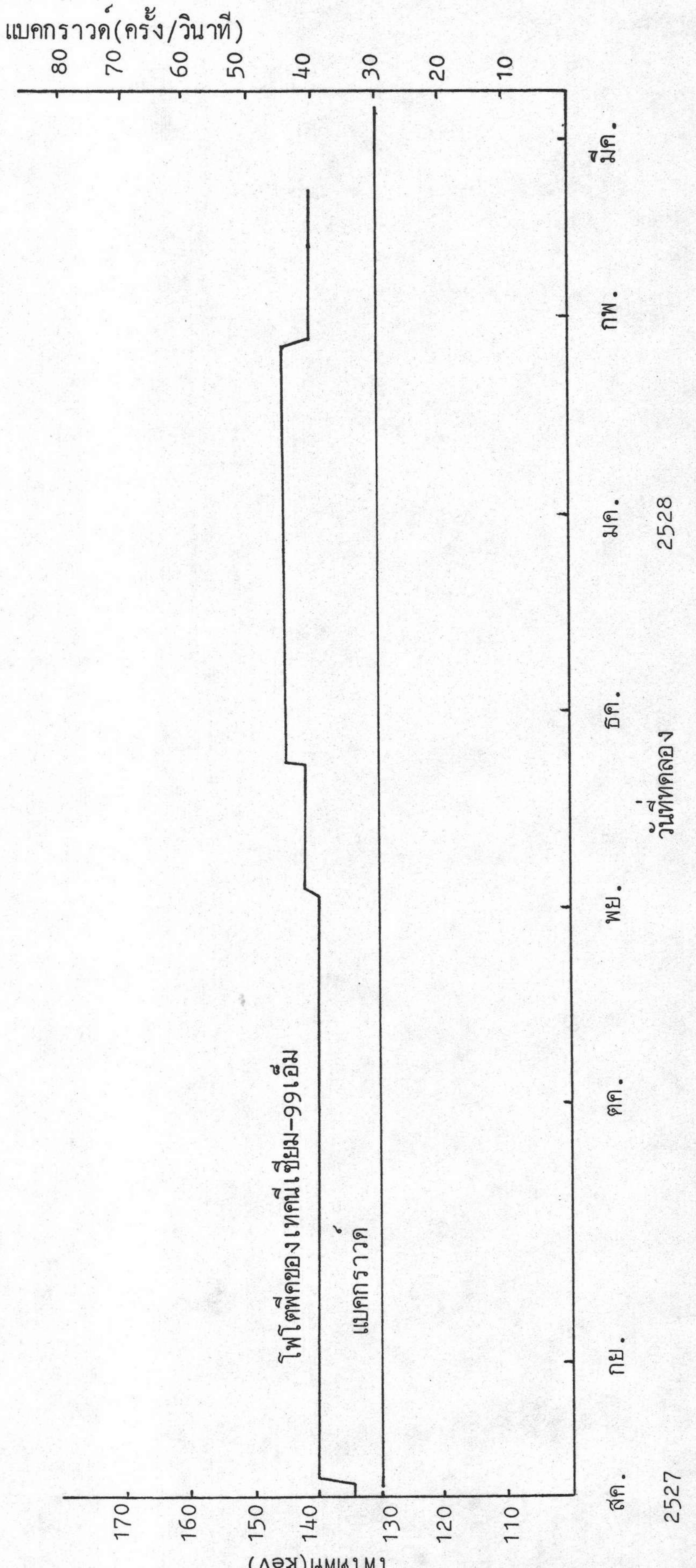
ตารางที่ ค-1 (ต่อ)

วัน/เดือน/ปี	TC-99M	Bg(cps)	sensitivity
6/12/27	145	30	4482
11/12/27	145	30	4558
12/12/27	145	30	4388
13/12/27	145	30	4842
14/12/27	145	30	-
17/12/27	145	30	-
19/12/27	145	30	4545
20/12/27	145	30	4703
21/12/27	145	30	4542
24/12/27	145	30	4245
25/12/27	145	30	5053
26/12/27	145	30	4864
27/12/27	145	30	4762
28/12/27	145	30	-
2/1/28	145	30	5000
3/1/28	145	30	4756
4/1/28	145	30	4620
8/1/28	141	30	5015
9/1/28	141	30	4915
10/1/28	141	30	4785
11/1/28	141	30	-
14/1/28	141	30	4654
15/1/28	141	30	7642
16/1/28	141	30	4813
17/1/28	141	30	6445
18/1/28	141	30	4546

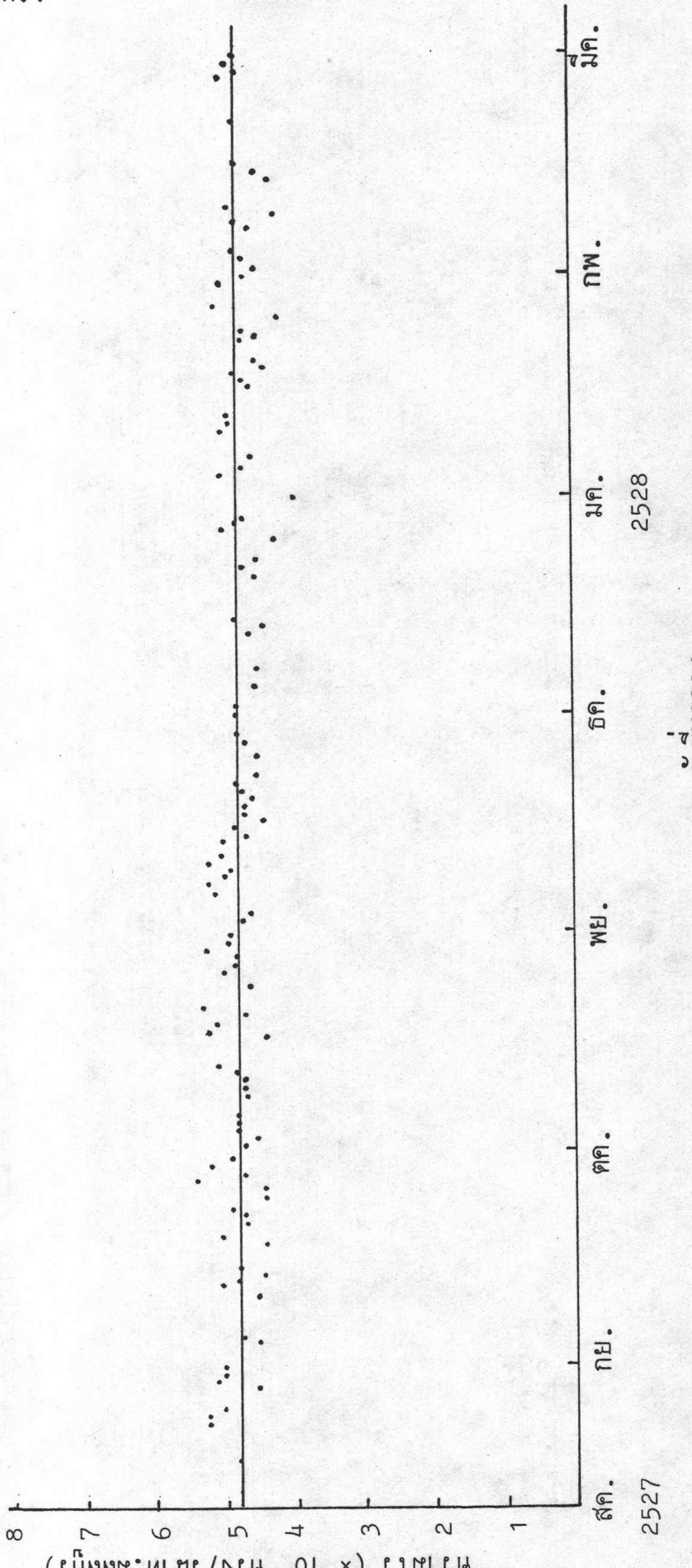
ตารางที่ ค-1 (ต่อ)

วัน/เดือน/ปี	TC-99M	Bg(cps)	sensitivity
21/1/28	141	30	4762
22/1/28	141	30	4762
23/1/28	141	30	-
24/1/28	141	30	4225
25/1/27	141	30	5128
26/1/28	-	-	-
27/1/28	-	-	-
28/1/28	141	30	4995
29/1/28	141	30	4762
30/1/28	141	30	4545
31/1/28	141	30	4762
1/2/28	141	30	4810
4/2/28	141	30	4628
5/2/28	141	30	6808
6/2/28	141	30	4250
7/2/28	141	30	4961
8/2/27	141	30	-
11/2/28	141	30	4328
12/2/28	141	30	4579
13/2/28	140	30	4815
15/2/28	140	30	-
18/2/28	140	30	-
19/2/28	140	30	6815
25/2/28	141	30	5051
26/2/28	140	30	4772
27/2/28	140	30	4877
28/2/28	140	30	4830

รูปที่ ค-1 ผลการปรับโฟโตพีคของเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมาจากเทคนีเชียม-99เอ็ม และอัตรานับวัดของแบคกราวด์ เมื่อใช้ความกว้างของหน้าต่าง 20% ของโฟโตพีค



รูปที่ ค-2 การทดสอบความไวของเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา ด้วยเทคนีเชียม-99เอ็ม เมื่อมีคอลลิเมเตอร์ติดอยู่ที่หัวนับวัด ความกว้างของระดับพลังงาน 20% ของโฟโตพีค ตั้งค่านับวัด 2×10^6 ครั้ง



สรุป

จากรูป ค-1 แบคกราวด์ของเครื่องถ่ายภาพมีค่า 30 ครั้งต่อวินาที คงที่ตลอด โฟโตพีค มีค่าระหว่าง 140-145 keV ซึ่งจะเปลี่ยนไปภายหลังการปรับเครื่องจากรูป ค-2 การวัดความไวด้วยผลัดแฟนทอมมีค่า 4,400-5,200 ครั้ง/วินาที.มิลลิคูรี ความไวเฉลี่ยมีค่า 4,800 ครั้งต่อวินาที.มิลลิคูรี

ภาคผนวก ง.

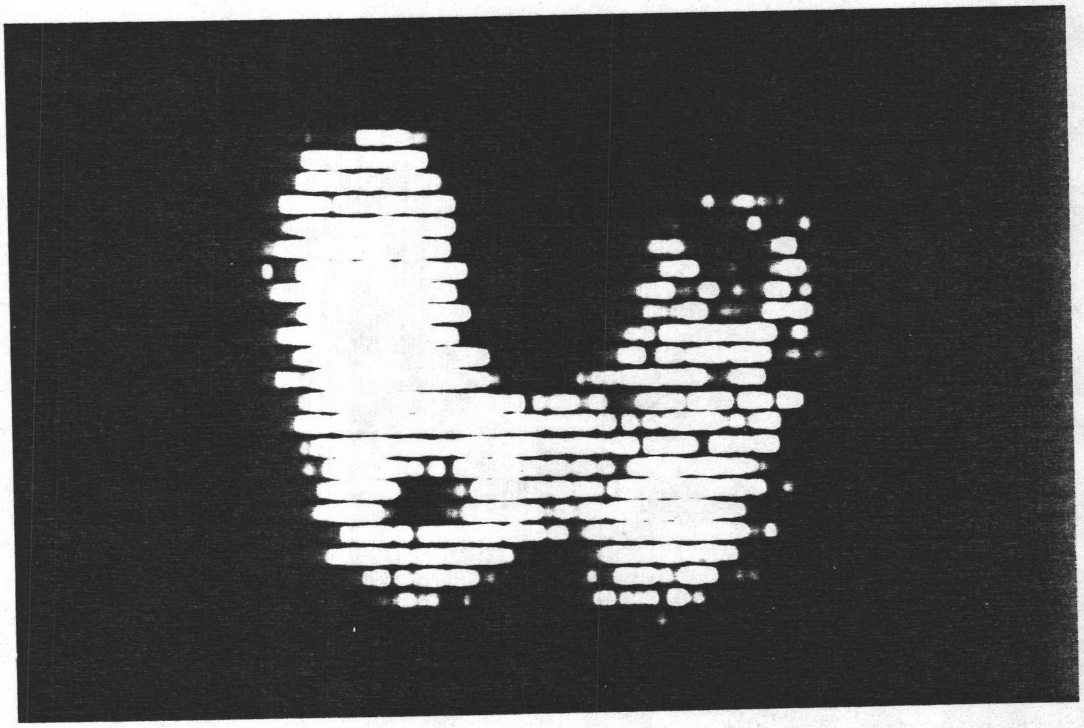
การศึกษากำลังแยกการขจัดด้วยธัยรอยด์แฟนทอม

วัตถุประสงค์ การศึกษากำลังแยกการขจัดของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์ด้วยธัยรอยด์แฟนทอมบรรจุไอโอดีน-131 กัมมันตภาพ 100 ไมโครคูรี

วิธีทดลอง

1. วางธัยรอยด์แฟนทอมให้มีระนาบกลางแฟนทอมตรงกับระนาบโฟกัสของคอลลิเมเตอร์ชนิด 163 ช่อง ของหัวนับวัด

2. ปรับหน้าต่างของเครื่องสแกนเนอร์ 330 ถึง 390 keV ค่าเวลาคงตัว 0.1 วินาที ความเร็วการสแกน 80 ซม.ต่อนาที ระยะระหว่างแถว 0.2 ซม. บันทึกภาพของธัยรอยด์แฟนทอม ดังแสดงไว้ในรูป ง-1



รูปที่ ง-1 ภาพถ่ายธัยรอยด์แฟนทอม ปรากฏจุดแทนเนื้องอกสองจุดตอนล่างของภาพขนาด 1.2 ซม. เท่ากัน และมีจุดขนาด 0.9 ซม. ที่มุมบนขวาของภาพได้ชัดเจนและที่มุมบนซ้ายมีจุดขนาด 0.5 ซม. ซึ่งมองเห็นไม่ชัดเจน แสดงว่ากำลังแยกของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์ = 0.9 ซม.

สรุป

จากภาพที่ ง-1 แสดงว่ากำลังแยกการขจัดของเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์วัดด้วยธัยรอยด์แฟนทอมบรรจุไอโอดีน-131 คือ 0.9 ซม.

ภาคผนวก จ.

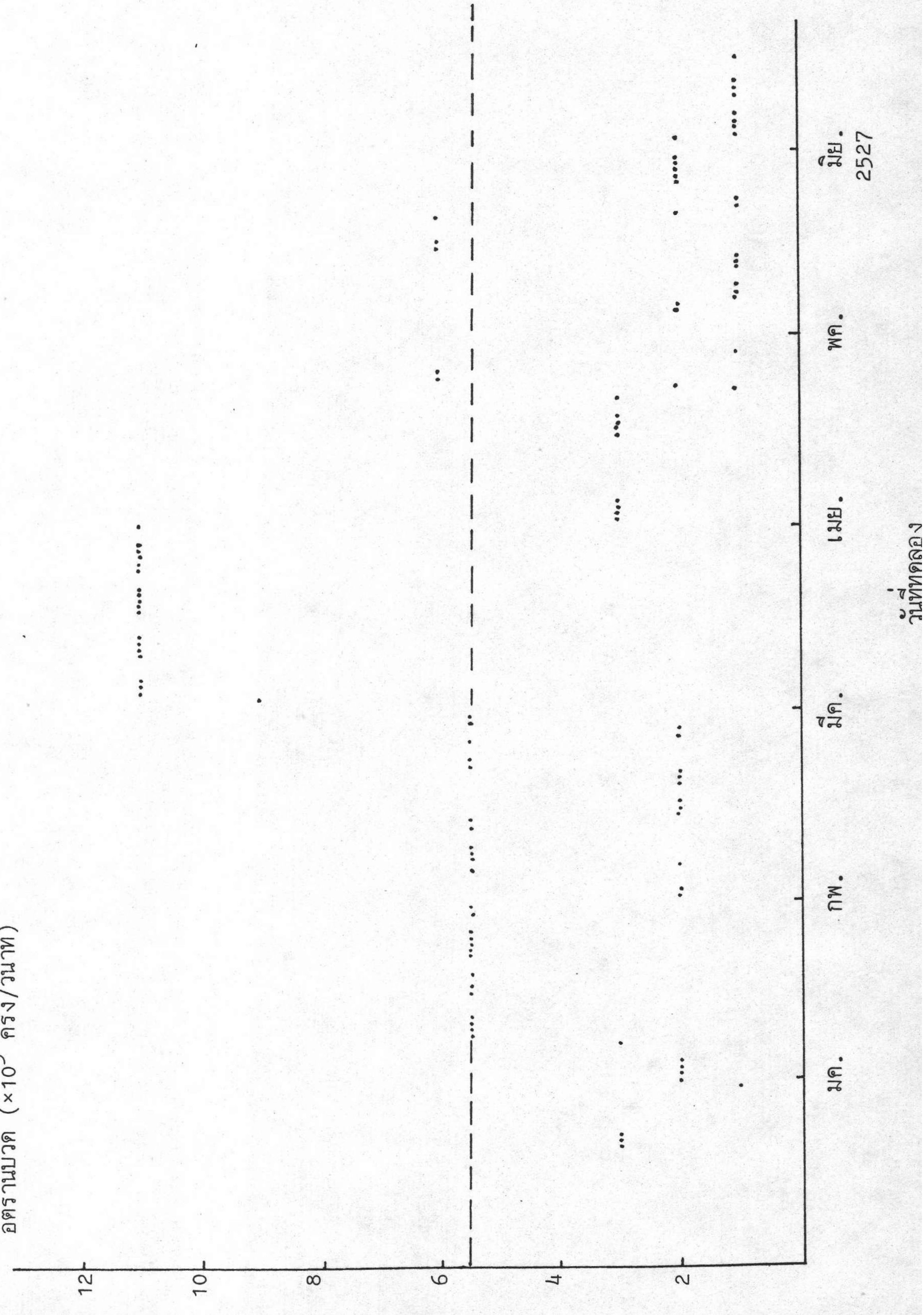
การศึกษาความไวของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาความไวของเครื่องมือสร้างภาพสแกนเนอร์ เมื่อนำไปนับวัดนิวไคลด์มาตรฐานซีเซียม-137 โดยการทำคอนโทรลชาร์ท

วิธีการทดสอบ

1. ถอดคอลลิเมเตอร์ออกจากหัวนับวัด
2. วางต้นกำเนิดรังสี มาตรฐานซีเซียม-137 บนเตียงผู้ป่วยใต้หัวนับวัดและอยู่ในแนวแกนของหัววัดห่างผิวผลึกนับวัด 20 ซม.
3. ปรับระดับพลังงานของเครื่องวิ เคราะห์ความสูงของสัญญาณให้รับพลังงานระหว่าง 630 ถึง 690 keV แล้วปรับศักย์ไฟฟ้าของหลอดโฟโตมัลติพลายเออร์และกำลังขยายของเครื่องขยายสัญญาณให้อ่านอัตรานับวัดได้มากสุด
4. หาอัตรานับวัดจากซีเซียม-137
5. นำต้นกำเนิดรังสีออกจากหัวนับวัดและใส่คอลลิเมเตอร์กลับคืนแก่หัวนับวัด
6. สำหรับการวัดความไวของเครื่องสแกนเนอร์วันแรกของการทดสอบจะต้องทดสอบซ้ำกัน 10 ครั้ง และหาค่าเฉลี่ย ($\bar{x}$) และคูณ $\bar{x}$ ด้วย 0.9743 เป็นวันสุดท้ายครบ 1 ปี ลากเส้นตรงเชื่อมจุดทั้งสอง $\bar{x}$ และ $0.9743\bar{x}$ เป็นเส้นตรงแทนการกระจายของอัตรานับวัดจากซีเซียม-137 ตลอด 1 ปี
7. ทำเช่นเดียวกับข้อ 1-5 ทุก ๆ วันตลอด 1 ปี และบันทึกอัตรานับวัดลงในกราฟรูปที่ จ-1 จนครบ 1 ปี

รูปที่ จ-1 การศึกษาความไวของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์เมื่อนำไปนับวัดนิวไคลด์มาตรฐานซีเซียม-137 ชนิดจุดเป็นเวลา 1 ปี จากกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตรานับวัดและวันที่ทดลอง พบว่าความไวที่วัดได้มีค่าไม่คงที่มีค่าแปรปรวนตลอดเวลา คือมีอัตรานับวัด 2×10^5 - 5.5×10^5, 11×10^5 และ 1×10^5 - 3×10^5 ครั้งต่อวินาที ในช่วงเดือน ก.พ.-มี.ค., มี.ค.-เม.ย. และ ก.ค.-มิ.ย.



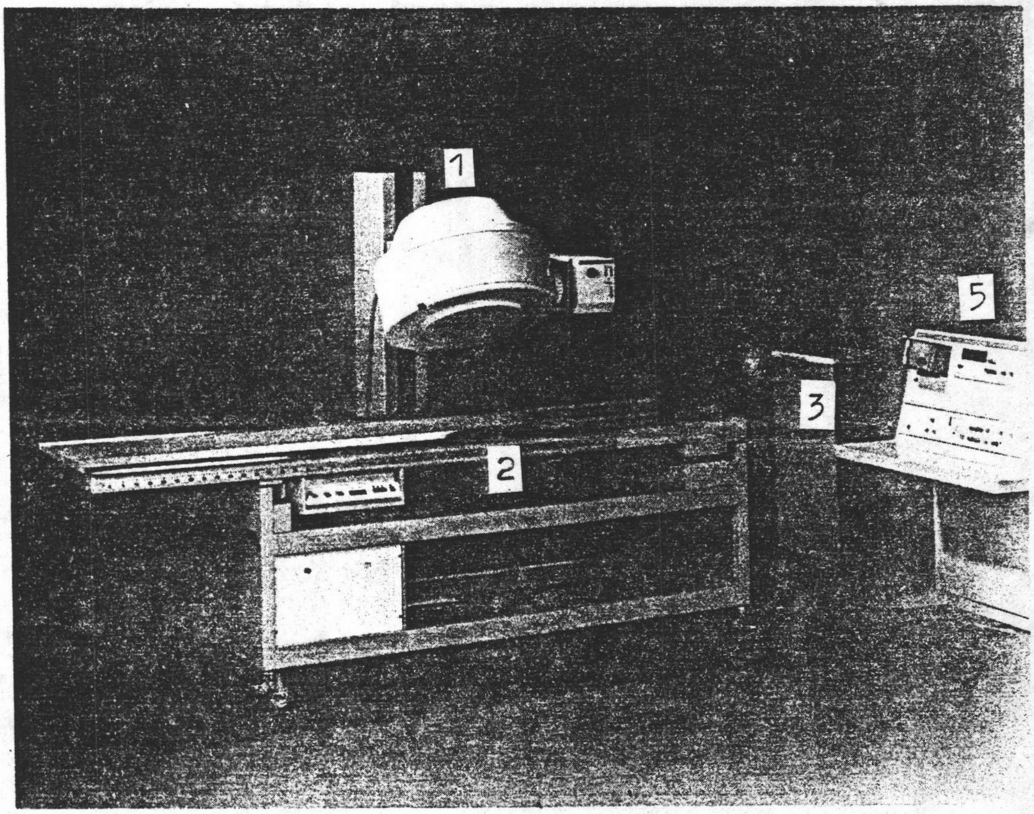
สรุป

การวัดความไวของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์ พบว่าความไวของเครื่องมือมีค่าไม่คงที่แน่นอนมักเปลี่ยนเสมอภายหลังการซ่อมเครื่องมือทำให้ระดับอัตรานับวัดเปลี่ยนแปลงไปดังรูป จ-1

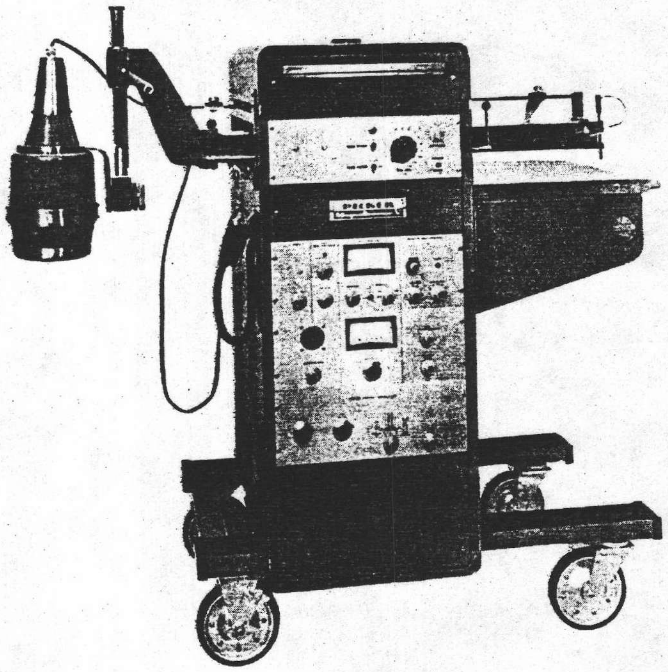
ภาคผนวก ฉ.

แสดงภาพถ่ายของเครื่องมือที่ใช้วิจัย

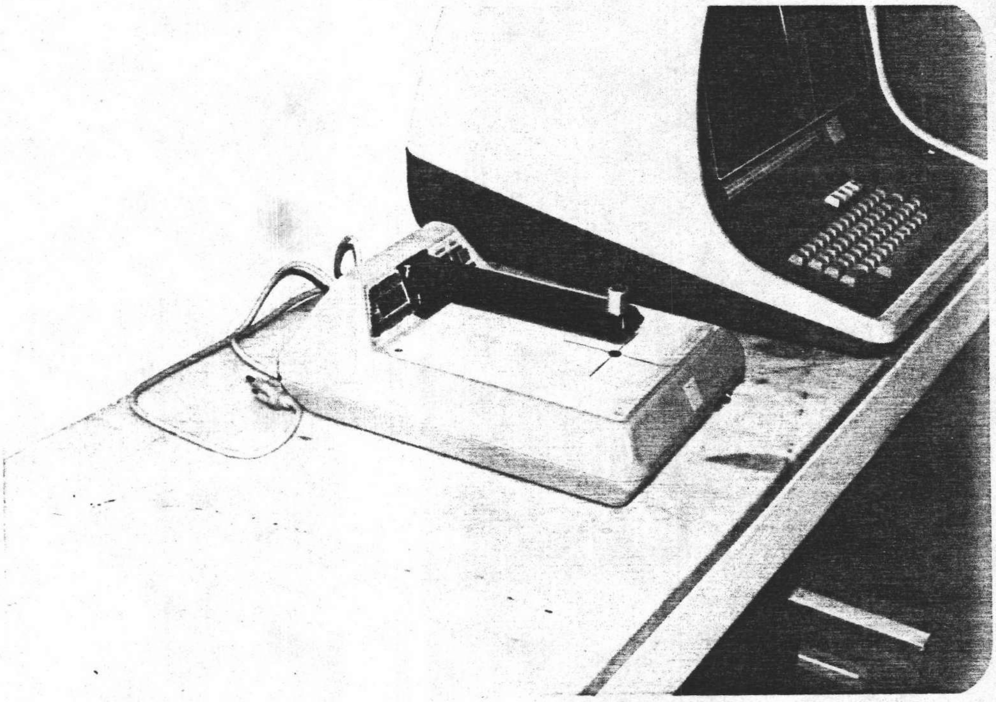
หอสมุดกลาง จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย



รูปที่ ฉ-1 แสดงภาพของเครื่องถ่ายภาพรังสีแกมมา ผลิตภัณฑ์ฟิลิปส์ Model Gamma Diagnost A9812/1558--01 ประกอบด้วย 1 หัวนับวัด, 2 เตียงผู้ป่วย, 3 เครื่องบันทึกภาพบนฟิล์ม, 4 จอแสดงภาพ 5 ส่วนควบคุมการทำงานของเครื่องมือ



รูปที่ ฉ-2 แสดงภาพของเครื่องมือสร้างภาพเรคติลิเนียร์สแกนเนอร์ Magnascanner 500 Picker Instruments หมายเลข 2806K T55-547 ประกอบด้วยหัวนับวัด และส่วนควบคุมการทำงานของเครื่องต่อเข้าด้วยแกนเหล็ก



รูปที่ ฉ-3 เครื่องวัดความเข้มของฟิล์ม X-rite Company Model 301

รูปที่ ฉ-4 แสดงภาพเครื่องวัดกัมมันตรังสี Dose calibrator ผลิตภัณฑ์ Searle

ประวัติผู้เขียน

นายวินิจ ช้อยประเสริฐ เกิดวันที่ 15 มกราคม พ.ศ. 2500 ที่อำเภอเมือง จังหวัดชุมพร สำเร็จการศึกษาปริญญาวิทยาศาสตรบัณฑิต (สาขาฟิสิกส์) จากจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในปีการศึกษา 2520 เข้าศึกษาต่อระดับปริญญามหาบัณฑิตภาควิชาฟิสิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ในระหว่างการศึกษาได้รับทุนจากโครงการผลิตและพัฒนาอาจารย์ในปีการศึกษา 2523-2524.

หอสมุดกลาง สถาบันวิทยบริการ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย