

放射性 醫藥品 ^{131}I 과 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 에서 window幅 變化에 따른 計數의 變化比較에 關한 檢討

東南保健專門大學 放射線科

朴 成 玉

Abstract

A Study of Counting Efficiency according to
the Window-width on Radionuclides ^{131}I and $^{99\text{m}}\text{Tc}$

Soung Ock Park

Dept. of Radiotechnology, Dong Nam Health Junior College

Kyung Ki-Do, Korea

It is an experimental report about optimum window-width on radionuclides $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and ^{131}I and obtained results as follows;

1. In case of $^{99\text{m}}\text{Tc}$,
 - a) The difference of counting rate in each window-width is greater at the below 20% window than above 20% window-width.
 - b) BKG counting is proportionated to the window-width.
2. In case of ^{131}I ,
 - a) The counting rate increased according to the window-width but the increasing course is not equal in all window. The difference of counting rate is greater at the below of 20% window-width than above 20% window.
 - b) BKG counting is proportionated to the window-width.

* ⓘ] 論文은 본 學會의 1986 年度 學術研究費의 지원으로 研究되었음.

目 次

- I. 緒 論
- II. 實驗材料 및 方法
- III. 結 果
- IV. 考 察
- V. 結 論
- 參考文獻

I. 緒 論

核醫學 診斷에서 近來 融光카메라의 使用 增加로 因하여 從來에 使用하던 放射性 核種의 使用樣相도 變化되어 에너지가 낮은 核種이 많이 利用되고 있다.¹⁾ 그 中 ^{99m}Tc 은 짧은 半減期, γ -線만의 放出, 그리고 γ 線의 낮은 energy를 가지는 등 長點을 갖추고 있어 많은 장기의 診斷에 利用되고 있다.^{2), 3)} 또한 좋은 影像의 質로 많은 診斷情報를 얻을 수 있어 그 使用은 더욱 增加되고 있다. 比較的 높은 energy의 核種인 ^{131}I 이나 ^{198}Au 등은 scintiscanner를 利用한 임상선이나 간 診斷에 많이 利用되었지만 camera를 利用한 診斷에서는 ^{99m}Tc 과 같은 核種으로 交替되어 利用되고 있다.^{5), 6)} 이와 같은 放射性 核種을 利用한 診斷技術에서 核種의 peak energy를 포함한 window幅의 設定은 影像의 質的向上을 위해서, 또는 效率의 計數測定을 위해 重要한 機能을 담당하고 있다. 放射性 核種의 固有 spectrum에서 photopeak energy를 포함한 window幅의 設定과 計數效率에 關한 理論的根據보다 實驗的 比較檢討는 드문 實情이다.

著者는 比較的 高 energy이며 甲狀腺検査에 많이 利用되는 ^{131}I 과 scinticamera와 함께 그 利用이 增加되고 있고^{5), 6), 7)} 比較的 낮은 energy의 核種인 ^{99m}Tc 에 對하여 peak energy를 포함한 window幅의 變化에 따라 計數測定을 比較檢討한 바 있어 報告한다.

II. 實驗材料 및 方法

1) 放射性 核種

低 energy의 核種으로 scinticamera에 많이 利用되고 있는 ^{99m}Tc 1mCi와 高 energy의 核種으로는 甲狀腺検査에 많이 利用되고 있는 ^{131}I 100uCi를 選定하였다.

2) 測定裝置

- Technicare Gemini 700의 gamma camera의 計數測定 裝置
- ↔ Pin hole collimator
- ↔ Thyroid phantom

3) 實驗方法

1) 計數測定

放射性 核種 ^{99m}Tc 的 경우 그림 1에서와 같이 peak energy 140 keV를 포함하여 window幅을 2%씩 넓혀가며 1mCi를 1分씩 計數測定하였다. 그림 2는 ^{131}I 의 경우 364 keV의 peak energy를 포함하여 window幅을 2%씩 증가시키며 测定한 例이다. 表 1은 計數測定한 window幅別 energy를 나타내고 있다.

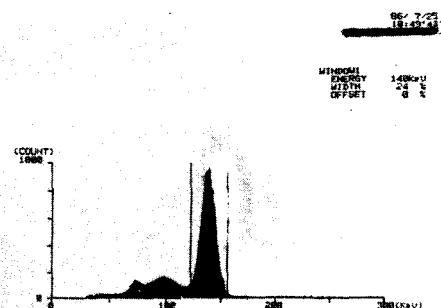


그림 1. ^{99m}Tc 的 경우, 24% window幅의 例
(2% 간격으로 그 幅을 증가시켰다)

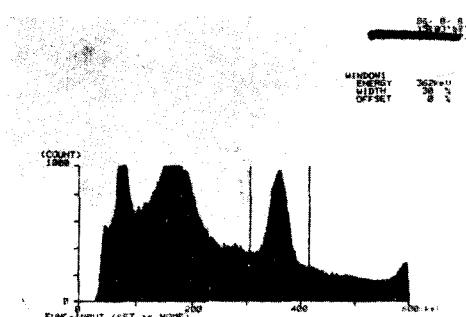


그림 2. ^{131}I 的 경우, 30% window幅의 例

2) 計數測定값의 分析

Window幅變化에 대한 計數測定값의 變化의 過程을 分析하고 效率의 計數가 可能한 範圍의 window幅을 알기 위하여 反對數 graph를 利用하였고 最高로 計數되는 window幅에 對한 各 window에서의 計數값을 배분율(%)로 나타내어 그 계수값의 크기를 검토하였다.

表 1. 計數測定한 window 幅別 energy

Window 幅 %		4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	
核種	Window Energy	keV												
^{99m} Tc		5.6	8.4	11.2	14.0	16.8	19.6	22.4	25.2	28.0	30.8	33.6	36.4	
¹³¹ I		keV	14.6	21.8	29.1	36.4	43.7	51.0	58.2	65.5	72.8	80.1	87.4	94.6
Window 幅 %		28	30	32	34	36	38	40	42	44	46	48	50	
核種	Window Energy	keV												
^{99m} Tc		39.2	42.0	44.8	47.6	50.4	53.2	56.0	58.8	61.6	64.4	67.2	70.0	
¹³¹ I		keV	101.9	109.2	116.5	123.8	131.0	138.3	145.6	152.9	160.2	167.4	174.7	182.0

c) 臨床實驗

效率的 計數가 可能한 window 幅을 確認하기 위하여 thyroid phantom 을 利用하여 測定한 window 幅中 임의로 選定한 window 幅別로 scan 하여 그 影像을 比較檢討하였다.

III. 結 果

表 2에서 ^{99m}Tc 的 경우 2% window 는 거의 peak energy에 接近한 gamma 線만 計測되어 153 Kcpm 으로 最高計數된 50% window 幅의 16% 정도가 count 되었다. 6%의 window 에서는 478Kcpm, 그리

고 12%의 window 幅에서는 最高計數의 82.03%인 785Kcpm으로 증가되었다. Window 幅을 增加함에 따라서 計數는 繼續增加하여 20% window 에서는 920 Kcpm, 30% 에서는 944Kcpm, 40% 에서는 50% window 的 最高計數의 99.1%에 해당하는 948Kcpm 이 測定되었다. 最高計數에 對한 各 window 幅에서의 對計數率의 크기와 window 別 變化過程을 알기 위한 그림 3에서 ^{99m}Tc 的 計數를 보면 photopeak 140 keV 的 20%에 해당하는 window 幅보다 큰 window 에서 計數增加는 거의 평화상태로 나타났다. 그러나 20% 以下의 window 幅範圍에서는 window 幅의 增加에 따라 計數는 急激한 變化로 增加되고 있다.

表 2. 各 window 幅에서 計數의 变화(測定單位 Kcpm)

Window 幅 %		2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	
核種		Kcpm												
^{99m} Tc		153% (15.98)	328 (34.27)	478 (49.95)	599 (62.59)	707 (73.88)	785 (82.03)	846 (88.40)	886 (92.58)	914 (95.51)	920 (96.13)	930 (97.18)	938 (98.01)	
¹³¹ I		Kcpm 3% (6)	7 (14)	11 (22)	15 (30)	17 (34)	21 (42)	23 (46)	26 (52)	29 (58)	32 (64)	33 (66)	34 (68)	
核種	Window 幅 %	26	28	30	32	34	36	38	40	42	44	46	48	
^{99m} Tc		Kcpm 940% (98.22)	942 (98.43)	944 (98.64)	946 (98.85)	946 (98.85)	948 (99.06)	948 (99.06)	948 (99.06)	951 (99.37)	953 (99.58)	955 (99.79)	957 (99.79)	957 (100)
¹³¹ I		Kcpm 36% (72)	38 (76)	38 (76)	40 (80)	41 (82)	41 (82)	43 (86)	45 (90)	46 (92)	46 (92)	48 (96)	49 (98)	50 (100)

* () 안은 최고 계수에 대한 배분율(%)임

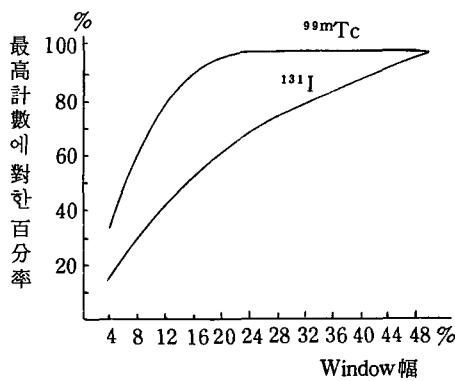


그림 3. Window幅增加에 따른 計數率의 變化
(各 window別 計數의 크기를 보이고 있다)

核種 ^{131}I の 경우에서는 peak를 포함한 2 %의 window에서는 가장 적은 計數를 보여 3Kcpm 이었고 50 % window幅의 最高計數의 6 % 정도에 해당된다. 10 %의 window幅에서 17Kcpm가, 20 % window幅에서는 32 Kcpm가 测定되었고 30 % window幅에서는 最高計數의 76 %인 38 Kcpm, 40 % window幅에서는 45 Kcpm으로 90 %가 計數測定되었으며 window幅의 增加와 함께 計數도 증가되었다. 그림 3에서 ^{131}I 的 計數變化는 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 的 計數變化와는 다르게 繼續的인 增加를 보였다. 이와같은 window幅別 독립적인 計數의 변화를 反對數 graph로 作成하여 window幅變化에 따른 計數變化過程을 조사 分析하였다. 그림 4는 反對數 graph로 나타난 window幅變化에 따른 計數變化의 過程과 window別 독립적 크기를 나타낸 것이다. 그림에서 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 는 window幅 12 % 까지는 그 增加率의 變化가 크게 나타났고 12 %幅부터 포화곡선을 이루며 20 % 以上의 window幅부터는 增加의 變化를 보이지 않았다. 또 ^{131}I 的 경우 20 %의 window幅까지의 增加는 현저하게 나타나고 있지만 20 % 以上의 window幅에서부터는 그 增加가 둔한 것을 볼 수 있다. 計數測定을 하기 위한 核種을 치우고 BKG를 测定한 바는 그림 4에서와 같이 γ 線의 peak energy가 큰 ^{131}I 核種에서도 window폭이 增加할수록 많이 나타났지만 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 도 window幅이 增加할수록 BKG counts가 증가되었다. 测定된 BKG 計數를 보면 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 的 경우 26 % window幅에서 1000 cpm, 34 % window에서 1500 cpm, 40 %에서는 2000 cpm 그리고 48 %의 window에서 2400 cpm으로 window의 增加와 함께 증가되었고, ^{131}I 的 경우 10 % win-

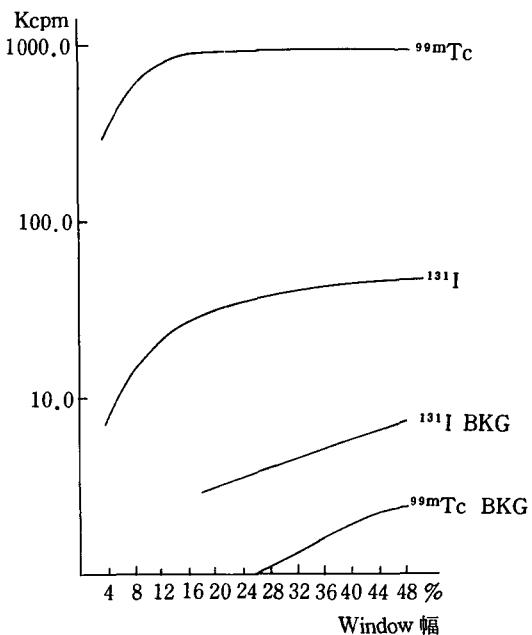


그림 4. Window幅變化에 따른 計數의 變化過程

dow幅에서 1000 cpm, 18 %에서 3000 cpm, 26 % window에서는 4000 cpm, 34 % window에서 5000 cpm이 計數되었고, 48 %의 window幅에서는 7000 cpm으로 window幅 증가에 對하여 비례로 BKG 計數의 증가를 함께 보였다.

IV. 考 察

放射性核種을 利用한 診斷時 影像化 또는 計數測定方法에서 適當한 window幅의 設定은 診斷情報의 描出에 重要한 영향을 미친다.⁸⁾ 波高分析器(pulse height analyzer)는 檢體로부터 放出되어 入力되는 大量의 γ 線 energy中 peak energy를 包含하여 必要한 範圍內의 gamma線 energy만 選別하도록 하여 記錄장치에 전달하는 電氣的 장치이다.^{9, 10, 11)} 즉 amplifier로부터 入力되는 pulse energy의 下限線(lower level discriminator : LLD) 보다는 크고 上限線(upper level discriminator : ULD) 보다는 낮은 範圍內의 energy를 가진 pulse만 記錄시키도록 하는 장치이다. 그림 5에서와 같이 ULD($E + \Delta E$)와 LLD(E) 사이의 간격(幅 : ΔE)을 window라 하며⁵⁾ 核種固有의 peak energy에 따른 적당한 window幅의 設定은 患者診斷을 위한 影像(image)과 計數(counts)에 大한 영향을 준다

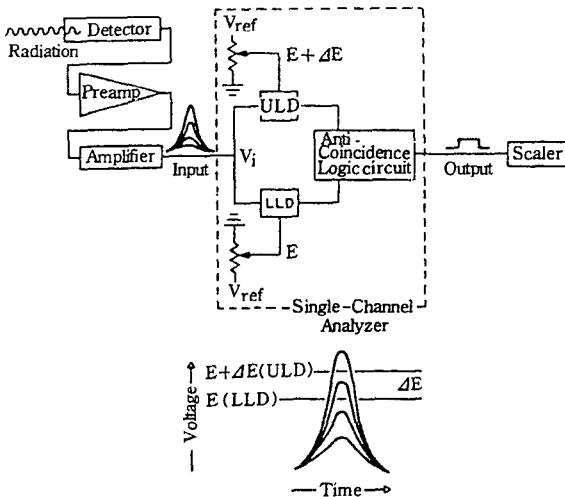


그림 5. Window 設定은 PHA의 ULD와 LLD에 의해 선정된다.

Window 幅을 核種의 peak energy 와 接近하여 좁게 하면 BKG의 counts 는 감소될지라도 計數效率는 떨어지게 된다. 보통 臨床診斷에서 影像化하는데 있어 그 感度를 增加시키고 計數效率를 좋게 하기 위해 window 幅은 peak energy 를 포함하여 比較的 넓은 window 를 利用하지만 影像의 解像力 또한 細部 診斷에 重要하므로 알맞은 window 幅을 定하는 것은 더욱 重要하다.^{2,3,12)} 보통 理論的으로 scinti-camera 特性에 의해 20% window 를 文獻上에서는 권하고 있어 ^{99m}Tc 的 경우 $140 \pm 14 \text{ keV}$, ^{131}I 的 경우는 $364 \pm 36.4 \text{ keV}$ 의 window 設定을 지적하고 있다.⁵⁾ 本 實驗을 通해 ^{99m}Tc 的 경우를 보면 window 幅이 4% 에서 8%로 增加했을 때 計數의 變化는 271Kcpm 의 差異를 냈고 8%에서 12%로의 window 幅 變化에 計數差는 186Kcpm, 12%에서 16%로 增加時は 101Kcpm의 計數差, 16%의 window 에서 20% window 로 變化했을 때 計數差는 34Kcpm 으로 나타나 점차 그 計數의 變化는 window 幅 變化에 對해 뚜렷한 計數差가 나타났으나 20% window 以上에서는 window 증가率 計數差는 0~4Kcpm 으로 거의 計數의 變化가 적었다. 核種 ^{131}I 的 경우, window 幅을 4%에서 8%로 變化시킬 때에 計數差異는 8000 cpm 으로 그 增加폭이 커 20%의 window 幅까지는 8% window 幅을 12%로 하면 6000 cpm의 差, 12%에서 16% window 幅 增加時 計數差는 5000 cpm, 그리고 16%에서 20%로의 变경時는 6000 cpm 으로

5000 ~ 6000 cpm의 計數差異를 나타내어 window 幅增加에 따라 計數증가폭은 큰 편이나 20% 以上의 window 幅에서는 20%의 window 와 24% window 에서의 계수차는 2000 cpm, 그리고 32%의 window 와 36% window 間의 計數差는 1000 cpm으로 1000 ~ 2000 cpm의 計數差로 나타나 점차 그 計數간격이 좁아져 나타났다. ^{99m}Tc 과 ^{131}I 的 camera 를 利用한 計數測定에서 20%를 中心으로 보면 20% window 以下에서는 window 幅의 increase에 따라 計數의 增加는比較的 커, 20% window 以上에서 window 幅 增加에 따른 計數의 增加는 큰 差異가 없었다. 그러나 ^{131}I 核種에 있어 scintiscanner 를 利用한 window 幅變化에 따른 計數測定에 關한 報告⁴⁾에 의하면 window 幅이 peak energy (364 keV)의 16.5%까지는 그 計數增加가 커지 않다가 그 以上부터 약 35.7%의 window 幅까지는 直線적으로 計數값이 급증되었고 그 以上的 window 幅에서는 增加曲線이 포화되는 現象을 나타냈다. 여기서 좁은 window 幅(16.5% 까지)에서 나타나는 現象은 scintiscanner 의 scintillator (螢光體)가 scinticamera 보다 두꺼우므로 나타나는 物理的 特性(좁은 window 에 의한 적은 방사선량에 의해 약하게 발생된 형광이 자체 내 흡수에 의해 감도가 낮아지는 현상 등)에 基因되는 現象이라 한다면 本 實驗의 計數增加範圍의 window 幅이 20% 以内로 좁아진 것은 camera 의 螢光體가 얇은 이 外의 형광카메라의 特性에 依한다고 사료된다.

그림 6은 각 window 幅에서의 window 設定과 影像의 質的變化를 比較한 것이다.

그림 7은 ^{99m}Tc 1mCi 를 使用한 thyroid phantom 의 scan 上을 window 幅別로 나타낸 것이다.

V. 結論

比較的 高에너지인 ^{131}I 과 低 energy에 속하며 형광 camera 의 보급과 아울러 많은 利用度를 나타내는 ^{99m}Tc 에서 window 幅의 變化에 따른 計數의 變化를 測定檢討한 바 아래와 같은 結論을 얻었다.

1. ^{99m}Tc 的 경우, 20% window 幅을 中心으로

1) 20% 以下에서는 window 幅의 增加에 따라 計數率의 增加率이 커 16%의 window 에서 最高計數의 92.5%, 18%의 window 에서 95.5%, 그리고 20%의 window 幅에서는 96.1%가 計數되었고,

2) 20% 以上의 window 幅에서는 24% window 에서 98.0%, 30% window 에서 98.6%, 그리고 40%

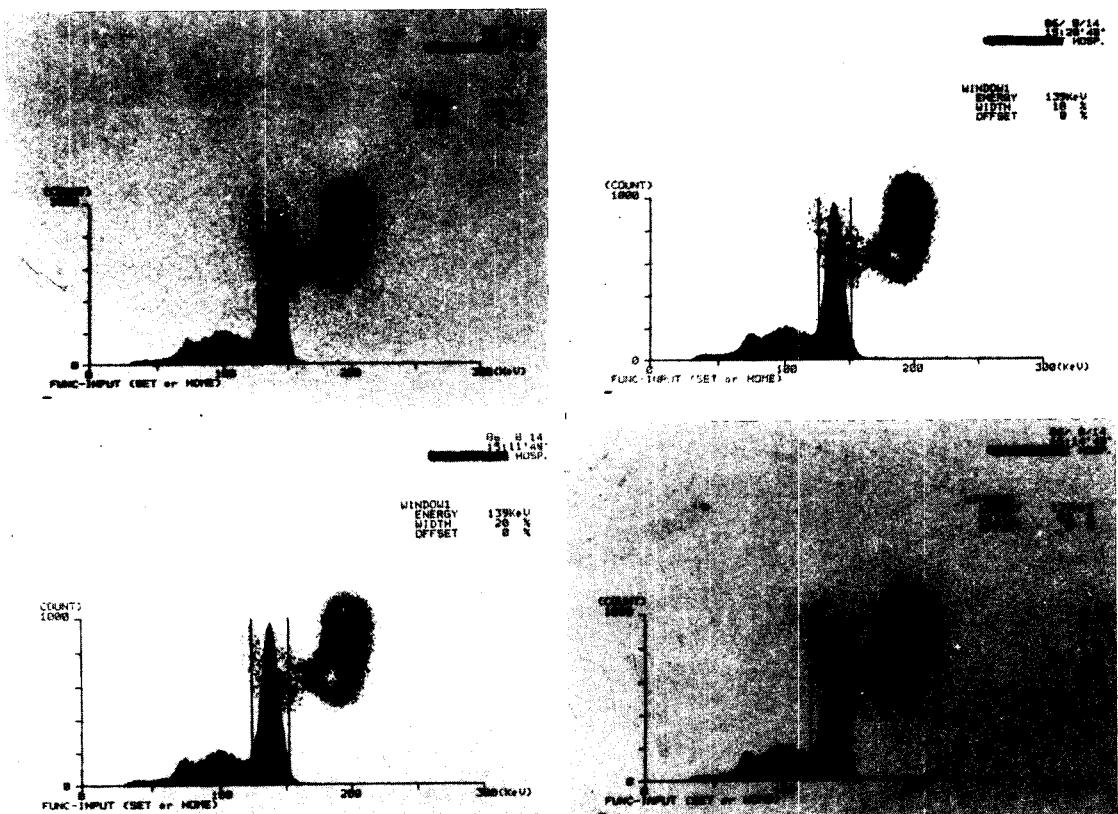


그림 6. Window幅 設定에 따른 影像의 變화



그림 7. ^{99m}Tc 1mCi 를 使用한 window 幅別 scan.像의 比較

window 幅에서 99 %가 測定되어 그 增加率은 아주 적게 나타났다.

3) BKG는 아주 적게 測定되었으나 window 幅의 增加와 함께 BKG 計數값은 계속 증가되었다.

2. ^{131}I 的 경우.

1) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 과는 약간 다르게 window 幅 增加에 따라 計數값도 增加되는 경향이나 20 % window 幅을 中心으로 4 % window 幅에서부터 20 % window 까지는 window 幅 增加에 따른 計數의 增加幅은 20 % window 부터 50 % window 幅까지의 window 增加에 따른 計數의 增加보다 크게 나타났다.

2) BKG는 window 幅의 增加에 依해 그 BKG 計數는 많이 增加되었고 그 計數값도 window 幅 10 %에서 1000 cpm, 20 % window 에서 3000 cpm, 30 % window 는 5000 cpm, 그리고 50 % window 에서는 7000 cpm 으로 그 計數값이 커졌다.

參 考 文 獻

1. 이준일 ; 핵의학 기술학, 大學書林, pp.32~33, 1986.
2. 大韓放射線技術學會 編 : 核醫學檢查技術學, 新光出版社, pp.70~74, 1985.
3. 大韓放射線技術學會 編 : 放射線機器學, 新光出版社, pp.474~478, 1985.
4. 朴成玉 : 「放射性核種 ^{131}I 과 ^{198}Au 에서 window

幅에 따른 計數測定에 關한 研究」, 大韓放射線技術學會誌, Vol.7, No.1, pp.85~92, 1984.

5. Donald R. Bernier, James K. Langan, L. David Wells; Nuclear Medicine Technology and Techniques, The C.V. Mosby Company, pp. 96~97, pp. 102-103, 1981.
6. 李文鑑 : 臨床核醫學, 麗文閣, p.37, 1982.
7. Prior R.M.: Basic Science Principles of Nuclear Medicine, The C.V. Mosby Co., Chapter 7, 1974.
8. Sheldom Baum, Roland Bramlet; Basic Nuclear Medicine, Appleton-Century-Crofts, P.207, 1975.
9. Robert C. Lange; Nuclear Medicine for Technicians, Year Book Medical Publishers, Inc., PP.71-72, 1973.
10. Paul J. Early, Muhammad Abdel Razzak, D. Bruce Sodee; Textbook of Nuclear Medicine Technology, 2nd ed. The C.V. Mosby Company, PP.143-153, 1975.
11. Harris C.C.: Nuclear Medicine Physics Instrumentation & Agents, The C.V. Mosby Co., PP.111-191, 1977.
12. 慶光顯 : 核醫學檢查技術學, 高文社, pp.53~55, 1986.