

《原 著》

トモスキャナー II による横断断層シンチグラフィー

—第2報 感度、直線性、均一性、分解能およびスライス厚さについての検討—

前田 敏男* 松平 正道** 久田 欣一* 鳴津 秀樹***

要旨 ガンマ線放出核種による RCT 装置として開発されたトモスキャナー II の性能をファントム実験で検討した。直線性、感度は良好な値を示した。均一性は吸収補正プログラムを使用した場合、頭部検査条件では 6.3%，軸幹部検査条件では 8.7% の % standard deviation を示した。分解能は、頭部検査条件で検出器間距離が 32 cm の時、FWHM が 1.85 ± 0.15 cm と深さ、方向でもかなり均一であった。検出器間距離が大きくなるにしたがい分解能は中心部で悪化した。軸幹部検査条件では検出器間距離を 44 cm とすると FWHM は 2.85 ± 0.65 cm と中心部に近い程悪い値を示した。スライス厚さの FWHM は頭部検査条件では 1.5 ± 0.3 cm と深さ方向でかなり均一であったが、軸幹部検査条件では 2.3 ± 1.3 cm となり中心部(深部)程厚くなつた。軸幹部検査条件での悪い結果は、今回使用したコリメータの焦点距離が 13 cm であったためと思われる。

I. はじめに

放射性医薬品を用いたシンチグラフィーの特徴は、検査が非侵襲性であることと、得られる画像は臓器や病巣の形態のみならず病態生理や機能も反映していることである。しかし従来のシンチグラムでは目的とする部位の前後の放射能分布が重なって表示されるため、画像のコントラストが低下したり、定量的評価が困難な欠点を有する。この欠点を補う方法として断層シンチグラフィーが研究されている。

断層シンチグラフィーには、目的とする面以外をぼかす方法¹⁻⁶⁾と、横断断層像を再構成する方法^{1,4,7-28)}がある。前者は画像コントラストを改善するが、原理的に放射性医薬品の体内分布を定量的に測定することは無理である。一方、後者は

定量的評価の可能性について研究が行なわれている。

横断断層シンチグラフィの画像再構成の方法には、単純な逆投影法^{1,8,9)}、逐次近似法^{7,10,11,13-15,26)}、フィルタ補正逆投影法^{19,21-28)}あるいはフーリエ変換法^{14-18,20)}などがある。これらの計算にコンピュータを使用するため、Radionuclide Computed Tomography (RCT) あるいは Emission Computed Tomography (ECT) と総称されている。

放射性医薬品の分布を定量的に評価するには放射性医薬品の生体内での動態や物理的半減期に対応した短時間検査が可能であること、組織による吸収補正が良好になされること、深さ方向で分解能や感度およびスライス厚さが均一であることが要求される²⁹⁾。

我々はガンマ線放出核種用に開発された、英国 J&P 社製のトモスキャナー II を 1978 年 12 月より日常検査に役立てている。今回はこの装置について行なった RCT のファントム実験結果を報告する。

II. 材料と方法

トモスキャナー II は 1 対の対向型シンチスキー

* 金沢大学医学部核医学科

** 金沢大学医学部附属病院放射線部

*** 徳島大学医学部放射線科

受付：54年7月25日

最終稿受付：54年7月25日

別刷請求先：金沢市室町 13-1 (番号 920)

金沢大学医学部核医学科

前田 敏男

ヤナーと患者固定用ベットおよびコンソールで構成されている (Fig. 1).

検出器は 4 インチ×2 インチの Na I 結晶に焦点距離 13cm のコリメータが付いている。コリメータは低エネルギー用 (180 KeV) と中エネルギー用 (400 KeV) がある。

患者固定用のベッドは上下、前後および回旋が可能であり、位置決めは検出器の中心 (スライス面) を示す光のスリットに合わせて行なう。

コンソールは 1 対の波高分析器、マイクロコンピュータ (DEC PDP 11/03: 36k), 2 個のフロッピーディスク、カラー CRT、コントロールスクリーン、撮像用カメラ (六切 X 線フィルムに 6 画像を分割撮像する) およびキーボードで構成されている。

表示はカラー、hot body, gray scale などが選択できる。data 収録は 80×80 matrix、表示は 160×160 matrix で行なう。

検出器は検査部位の周囲を 27 cm (small field scan; 頭部検査) あるいは 40 cm (large field scan; 軸幹部検査) の直線スキャンを行ない、さらに 6 度毎回転しこの直線スキャンを 30 回 ($6^\circ \times 30 = 180^\circ$) くりかえす。このようにして得られた data は、コンピュータでフィルタ補正逆投影法により横断断層像に再構成される。スキャンスピードと検査所要時間は最初にテストスキャンを行ないコンピュータが指定するが、任意に変更することも

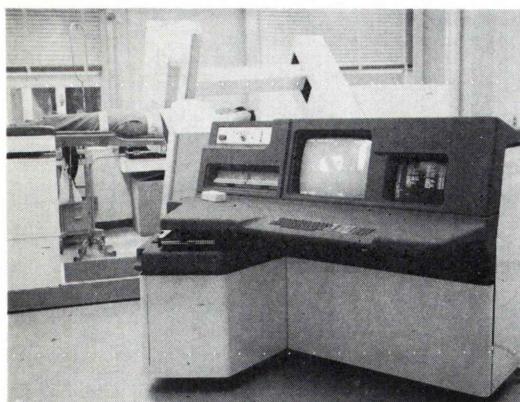


Fig. 1 Tomogscanner II is composed of one pair detectors, a couch and a console.

できる。

今回のファントム実験は ^{99m}Tc -pertechnetate ($^{99m}\text{TcO}_4^-$) を線源とし、感度、直線性、均一性、分解能およびスライス厚さについて検討した。エネルギーは 140 KeV ± 10% に設定した。

III. 結 果

1. 感 度

1) small field scan (頭部検査): 内径 14.5cm のアルミニウム円筒 (厚さ 3 mm; 成人の頭蓋骨による 140 KeV のガンマ線の吸収に相当することを予備実験で確認した) に $0.517 \mu \text{ Ci}/\text{ml}$ の $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を満たして測定した。

スキャンスピードは 2.5cm/秒、検査所要時間は 6.6 分、再構成画像の全力カウント数は 2.93229×10^6 count であった。したがってこの時の感度は $1.43 \times 10^4 \text{ count}/\text{秒}/\mu \text{ Ci}/\text{ml}$ である。

2) large field scan (軸幹部検査): 内径 20 cm × 29 cm のダ円形のアクリル製の筒に $0.189 \mu \text{ Ci}/\text{ml}$ の $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を満たして測定した。

スキャンスピードは 1.7 cm/秒、検査所要時間は 12.5 分、再構成画像の全力カウント数は 3.392639×10^6 count であった。したがってこの時の感度は $2.40 \times 10^4 \text{ count}/\text{秒}/\mu \text{ Ci}/\text{ml}$ である。

2. 直 線 性

直径 14.5 cm の円筒に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を満たし、small field scan 条件でスキャンスピードを一定にし、経時的に測定した。各々の検査時間の再構成画像の全力カウント数の変化は ^{99m}Tc の物理的減衰とよく一致した (Fig. 2.)。

3. 均 一 性

トモスキャナー II の吸収補正の方法は、2 個の検出器のカウント数が Ca, Cb である時の補正した値は $(\text{Ca} + \text{Cb}) \mu \text{ L} / (1 - e^{-\mu L})$ としている³⁰。この装置は ^{99m}Tc の場合は $\mu = 0.123 \text{ cm}^{-1}$ を使用している。L は検出器間の被検体の幅に相当する長さであり、被検体の大きさを small field scan では 22 cm の円形、large field scan では 24 cm × 32 cm のダ円形と仮定して計算している。

1) small field scan (頭部検査): 内径 14.5cm の

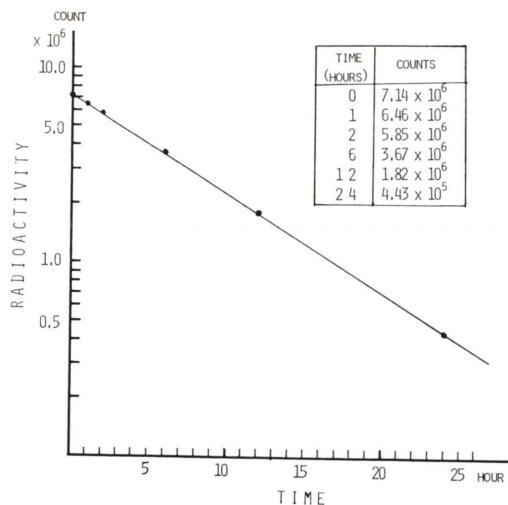


Fig. 2 The count rate linearity versus activity was examined with $^{99m}\text{TcO}_4^-$ filled volume source. The dots are actual experimental data which are coincident with the physical half-life of ^{99m}Tc , the line.

円筒に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を均一に満たし横断断層像を撮像した。吸収補正を行なわない場合はスライスの中心部が低い activity を示したが、吸収補正を行なうと均一な像が得られた (Fig. 3.)。吸収補正を行なった時の % standard deviation は像の中心より半径 5 cm 以内では 6.3 % であった。

2) large field scan (軸幹部検査): 内径 20 cm × 29 cm のダ円形の筒に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を満たし、横断断層像を撮像した。吸収補正により均一な像が得られた (Fig. 4.). 吸収補正を行なった時の % standard deviation のは像の中心より 18 cm × 27 cm のダ円形の範囲では 8.7% であった。

4. 分解能

内径 2 mm のビニール管に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を入れた線源の再構成像の半値幅 (FWHM) で検討した。予備実験で線源を水中に置いても空中に置いても半値幅は同じである事を確認し、以後の一連の実験は空中で行なった。

1) small field scan (頭部検査): 検出器間距離を 32cm, 36cm あるいは 40cm とした時、線源をスライスの中心より 2 cm ずつ外側 (スライスの表面) へ移動させ、各々の部位で測定した。線源

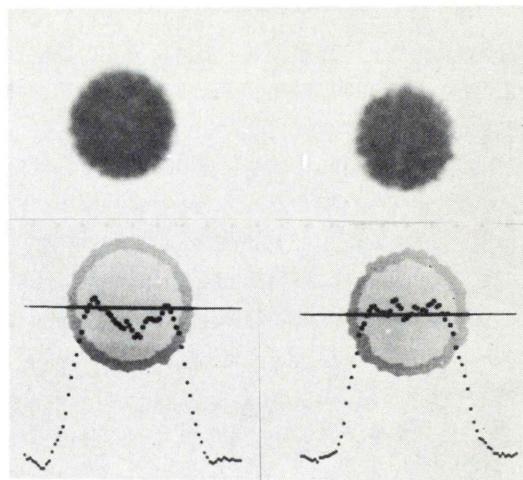


Fig. 3 Effect of absorption correction: The upper ones are gray scale image of 14.5 cm diameter cylindrical phantom. The lower ones are the profile activity at the line. The left or the right ones are the images reconstructed without or with correction of absorption. The error (% s.d.) of the uniformity is calculated from the center in 10 cm diameter of the reconstructed image is 6.3% with absorption correction.

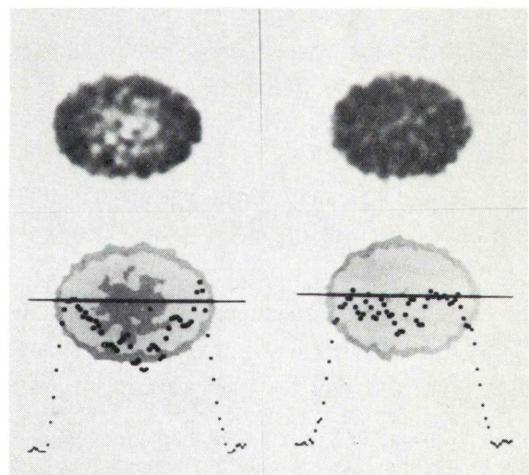


Fig. 4 Effect of absorption correction: The upper ones are gray scale image of 20 × 29 cm elliptical volume phantom. The lower ones are the profile activity at the line. The left or the right ones are the images reconstructed without or with correction of absorption. The error (% s.d.) of the uniformity is calculated from center in 18 × 27 cm ellipse of the reconstructed image is 8.7% with absorption correction.

をスライスの中心より外側に置くにしたがい像が多少歪むため、半値幅は横と縦の2方向の平均値で求めた。検出器間距離が32cmの場合は深さの影響は少なく、半値幅は 1.85 ± 0.15 cmであった。検出器間距離が36cmあるいは40cmの場合は中心部ほど半値幅は悪くなり、各々の値は 2.1 ± 0.3 cmあるいは 2.35 ± 0.55 cmであった(Table 1)。

2) large field scan(軸幹部検査): 検出器間距離を44cmとした場合の半値幅は 2.85 ± 0.65 cmとなり、中心部は表層部よりも悪い値を示した(Table 1)。

5. スライス厚さ

直径1mm×深さ1mmの穴に $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を入れた点線源を用いた。線源をスライス面の中心から2.5mmずつ離してゆき、スキャンスピードを一定にし、各々の位置で測定した再構成画像の線源部のカウント数を求めた。 ^{99m}Tc の物理的減衰も補正した。スライスの種々の深さにおけるスライス厚さを測定した。

1) small field scan(頭部検査): 検出器間距離は36cmにして検討した。カウント数が50%になる範囲のスライス厚さはスライスの中心で3.5cm、スライスの中心より10cm表面部で1.3cmであり、深さ方向で 1.5 ± 0.3 cmと比較的均一であった(Fig. 5)。

2) large field scan(軸幹部検査): 検出器間距離は44cmにして検査した。カウント数が50%にな

Table 1

Distance from center of the reconstructed slice (depth)	FWHM at each distance of the detectors			
	32 cm*	36 cm*	40 cm*	44 cm**
Water:	0 cm	1.8 cm	2.4 cm	2.9 cm
Air:	0 cm	1.8	2.4	2.9
	2	1.8	2.4	2.7
	4	1.8	2.1	2.5
	6	1.7	1.8	2.1
	8	1.8	1.8	1.9
	10	2.0	1.8	1.8
	12			2.3
	14			2.3
	16			2.2

* small field scan, ** large field scan

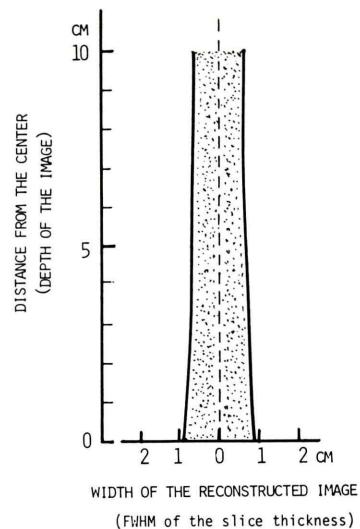


Fig. 5 The FWHM of slice thickness is approximately uniform independent of depth, 1.5 ± 0.3 cm, in the head study condition.

る範囲のスライス厚さはスライスの中心で3.5cm、スライスの中心より、5cm, 10cmおよび14cm表面部では各々2.8cm, 1.4cmおよび1.0cmとなり凸レンズ状になった(Fig. 6)。

IV. 考案

RCTにはガンマ線放出核種のガンマ線を検出する方式^{1,4,8~23)}と、陽電子放出核種の消滅X線を同時計測する方式^{24~28)}がある。陽電子放出核種を用いる方式では吸収補正が容易なこと、¹¹C、¹³N、¹⁵Oなどの化合物を使用できるため生体内に存在する物質や治療用医薬品の代謝を検討できること、さらに深さ方向の分解能の均一な装置が開発され定量的測定が可能であるのが特徴といわれている²⁹⁾。しかし使用する核種の物理的半減期が短かいためサイクロトロンが必要であり、臨床検査を行なうには多数の専門家の協力も必要であるため特殊な施設でしか行なうことができない。陽電子放出核種でも入手しやすいものとしては、⁶⁸Gaや⁸¹Rbなどがある。しかし⁶⁸Ga化合物による検査は^{99m}Tc化合物でも可能であり、⁸¹Rbによる心筋血流評価は²⁰¹Tlでも可能である。

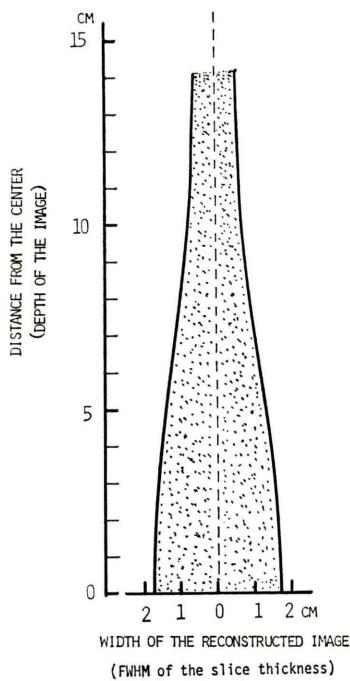


Fig. 6 The FWHM of slice thickness is increased with depth, 2.3 ± 1.3 cm, in the body study condition, which is examined with the 13 cm focus depth collimator.

ガンマ線放出核種による RCT は従来のシンチグラフィーと同様に核医学検査施設ではどこでも行なうことができる利点がある。放射性医薬品の開発、装置の改良および臨床検査の応用範囲の開拓などが RCT の今後の課題として残っている。装置にはガンマカメラ方式^{13-23,26)}とスキャナー方式^{1,4,8-12)}がある。カメラ方式の利点は同時多層断層撮像が可能であることと、心電計同期像も撮れることである²³⁾。スキャナー方式は一断層の撮像時間が比較的短かいため患者の苦痛を考慮すると臨上は好都合である^{9,11,12)}。多数の検出器をリング状に並べて使用する方式³¹⁾も研究されており、この方式では秒単位の検査も可能であり、多層リング状にすれば同時多層断層も可能であることが考えられる。X 線 CT 値を用いて吸収補正を行なえば良い結果が得られるとの報告²¹⁾もあり、将来は X 線 CT 装置と RCT 装置の組合せも不可能ではないであろう。

今回検討したトモスキャナー II は頭部検査用としては深さと無関係に比較的均一な分解能とスライス厚さを示したが、軸幹部検査条件では深部で悪い値を示した。この原因は軸幹部検査も焦点距離 13cm のコリメータを使用したためであると思われる。J & P 社は最近軸幹部検査用のコリメータを開発したとのことであり、新型コリメータを用いれば以上の欠点が改善されるであろう。 gamma 線検出方式の RCT ではコリメータの設計も重要である³²⁾。

頭部用ファントム作製にあたり、貴重な標本をお貸下さいました金沢大学第二解剖学室山田致知教授ならびに熊木克治助教授に感謝いたします。

トモスキャナー II を使用する機会を与えて下さいました高千穂交易株式会社ならびに三井物産株式会社に感謝いたします。

文 献

- Kuhl DE, Edwards RQ: Image separation radioisotope scanning. Radiology **80**: 653-661, 1963
- Anger HO: Multiple tomographic gamma-ray scanner. Medical Radioisotope Scintigraphy, Vienna IAEA 1969, pp 203-216
- Muehllehner G: A tomographic scintillation camera. Phys. Med Biol **16**: 87-96, 1971
- Bowley AR, Taylor CG, Causer DA, et al: A radioisotope scanner for rectilinear, arc, transverse section and longitudinal section scanning: (ASS-the Aberdeen Section Scanner). Brit J Radiol **46**: 262-271, 1973
- 有水 昇: 断層シンチカメラ並びにその臨床的応用. 日本医学放射線学会雑誌 **35**: 142-151, 1975
- Chang LT, Macdonald B, Perez-Mendez V: Axial tomography and three dimensional image reconstruction. IEEE Trans Nucl Sci **23** 568-572, 1976
- Iinuma T, Nagai T: Image restoration in radioisotope imaging systems. Phy Med Biol **12**: 501-509, 1967
- Kuhl DE, Edwards RQ: Reorganizing data from transverse section scans of the brain using digital processing. Radiology **91**: 975-983, 1968
- Kuhl DE, Edwards RS: The Mark III Scanner: a compact device for multiple-view and section scanning of the brain. Radiology **96**: 563-570, 1970
- Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR, et al: Quantitative section scanning using orthogonal tangent cor-

- rection. *J Nucl Med* **14**: 196–200, 1973
- 11) Kuhl DE, Edwards RQ, Ricci AR, et al: The Mark IV system for radionuclide computed tomography of the brain. *Radiology* **121**: 405–413, 1976
 - 12) Jarritt PH, Ell PJ, Myers MJ, et al: A new transverse-section brain imager for single-gamma emitters. *J Nucl Med* **20**: 319–327, 1979
 - 13) Muehllehner G, Wetzel RA: Section imaging by computer calculation. *J Nucl Med* **12**: 76–84, 1971
 - 14) Budinger TF, Gullberg GT: Three-dimensional reconstruction in nuclear medicine by iterative least-squares and Fourier transform techniques. *IEEE Med Sci Ns-21*: 2–20, 1974
 - 15) Budinger TF, Derenzin SE, Gullberg GT, et al: Emission computed axial tomography. *J Comput Assist Tomogr* **1**: 31–45, 1977
 - 16) Kay DB, Keyes JW Jr, Simon W: Radionuclide tomographic image reconstruction using Fourier transform technique. *J Nucl Med* **15**: 981–986, 1974
 - 17) Kay DB, Thompson BJ: Optical processing in radio-nuclide tomographic image reconstruction. *Optic Engineering* **16**: 45–51, 1977
 - 18) Jaszcak RJ, Murphy PH, Huard D, et al: Radio-nuclide emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera. *J Nucl Med* **18**: 373–380, 1977
 - 19) Keyes JW Jr, Orlandea N, Heetderks WJ, et al: The Humongotron—A scintillation-camera transaxial tomograph. *J Nucl Med* **18**: 381–387, 1977
 - 20) 向井孝夫, 藤田透, 石井靖, 他: ミニコンによる RI 断層像の合成. 映像情報 **9**: 21–27, 1977
 - 21) Gustafson DE, Berggren MJ, Singh M, et al: Computed transaxial imaging using single gamma emitter. *Radiology* **129**: 187–194, 1978
 - 22) Chang L-T: A method for attenuation correction in radionuclide computed tomography. *IEEE Trans Nucl Sci Ns-25*: 638–643, 1978
 - 23) Murphy PH, Thompson WL, Moore ML, et al: Radionuclide computed tomography of the body using routine radiopharmaceuticals. 1. System characterization. *J Nucl Med* **20**: 102–107, 1979
 - 24) Cho ZH, Cohen MB, Singh M, et al: Performance and evaluation of the circular ring transverse axial positron camera (CRTAPC). *IEEE Trans Nucl Sci Ns-24*: 532–543, 1977
 - 25) Yamamoto YL, Thompson CJ, Meyer E, et al: Dynamic positron emission tomography for study of cerebral hemodynamics in a cross section of the head using positron-emitting ^{68}Ga -EDTA and ^{77}Kr . *J Comput Assist Tomogr* **1**: 43–56, 1977
 - 26) Budinger TF, Derenzin SE, Gullberg GT, et al: Emission computer assisted tomography with single-photon and positron annihilation photon emitters. *J Comput Assist Tomogr* **1**: 131–145, 1977
 - 27) Phelps ME, Hoffman EJ, Huag S-C, et al: ECAT: a new computerized tomographic imaging system for positron-emitting radiopharmaceuticals. *J Nucl Med* **19**: 635–647, 1978
 - 28) Ter-Pogossian MM, Mullani NA, Hood J, et al: A multislice positron emission computed tomograph (PETT IV) yielding transverse and longitudinal images. *Radiology* **128**: 477–484, 1978
 - 29) Phelps ME: Emission computed tomography. *Sem Nucl Med* **7**: 337–365, 1977
 - 30) Keyes WI: A practical approach to transverse-section gamma-ray imaging. *Brit. J Radiol* **49**: 62–70, 1976
 - 31) Kanno I, Umemura K, Miura S, et al: Headtome: a hybrid radionuclide computed tomographic scanner for brain dynamic studies. *2 CT* **1** 23–24 1979. (pp B-69–71)
第2回シンポジウム CT の物理技術的諸問題, 1月 23–24日, 1979, 東京 (報文集 ppB-69–71)
 - 32) Kircos LT, Leonard PF, Keyes JW Jr: An optimized collimator for single-photon computed tomography with a scintillation camera. *J Nucl Med* **19**: 322–323, 1978

Summary

Single Photon Radionuclide Computed Tomography with Tomogscanner II: (2) Phatom Study on the Sensitivity, Linearity, Uniformity, Resolution and Slice Thickness

Toshio MAEDA*, Kinichi HISADA*, Masamichi MATSUDAIRA** and Hideki SHIMAZU***

**Department of Nuclear Medicine, Kanazawa University, Kanazawa*

***Central Radioisotope Service Division, Kanazawa University*

****Department of Radiology, Tokushima University, Tokushima*

Physical data on the Tomogscanner II, single photon radionuclide computed tomography unit, were examined.

The sensitivity was $1.4+10^4$ counts/sec/ μ Ci with a homemade brain phantom which was 14.5 cm diameter wrapped with 3 mm thick alminium plate, or $2.4+10^4$ counts/sec/ μ Ci with a 20+29 cm solid plastic body phantom.

The count rate linearity was very good.

The experimental error (% s.d.) of the uniformity was calculated from center in 10 cm diameter or 18+27 cm ellipse section of the above phantom, and each value was 6.3% or 8.7% when the absorption correction program was used.

The resolution (FWHM) was 1.85 ± 0.15 cm, 2.1 ± 0.3 cm or 2.85 ± 0.65 cm with the detectors distance of 32 cm, 36 cm or 44 cm, respectively. The FWHM of slice thicknews was 1.5 ± 0.3 cm or 2.3 ± 1.3 cm in brain or dboy scan condition, respectively.

These physical data are satisfactory in brain study but not in body study. The cause of the increased FWHM and slice thicknes swith depth of the reconstructed body-phantom image may be the use of the 13 cm focus depth collimator.

Key words: Tomogscanner II, Single photon radionuclide computed tomography