

《ノート》

島津製ポジトロン CT 装置 SET-130 W (HEADTOME III) の定量性についての検討

The Performance Evaluation of SET-130 W (HEADTOME III)

桑原 康雄* 一矢 有一* 綾部 善治* 三宅 義徳*
増田 康治*

Yasuo KUWABARA, Yuichi ICHIYA, Zenji AYABE, Yoshinori MIYAKE and
Kouji MASUDA

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University

I. はじめに

SET-130 W (HEADTOME III) は秋田脳研と島津製作所の共同研究により開発されたポジトロン CT 装置で、高分解能と高い定量性を目標として製作されている。本装置の基本性能については秋田脳研より報告されており¹⁾、当施設の装置についてもすでに報告したが²⁾、今回、頭部用ポジトロン CT としての定量性を中心に検討した。

II. 方法ならびに結果

当施設の装置の仕様および基本性能を Table 1 に示す。測定は normalize scan, blank scan, transmission scan および emission scan の順に行い、normalize scan には ^{68}Ge の水溶液をいたした $10.5 \times 28.4 \text{ cm}$ の板状線源、blank scan と emission scan には直径 30 cm (小リング) あるいは 70 cm (大リング) のリング状線源を用いた。コリメータは全身用と頭部用標準コリメータを組み合わせた頭部用の標準モードである SNA を用いた。同時計数のための time window は 17 ns とした。データ収集は 128×128 の matrix で行い、画像の再構

成は butter worth フィルタの cut off level 8, order 2 で行った。

a) 均一性

本装置では被写体外のドーナツ状の領域の計数の平均値を求め、これを散乱同時計数として視野内から一様に除いている。本システムでは再構成画像の均一性が transmission scan でのこの領域の選び方により影響を受けるため、円筒形ファントムでの再構成画像が均一となるようにこの領域を決定した。このうちドーナツ状領域の幅については、内径の大きさによりある程度制約を受けることから、内径 320 と 360 mm については 60 mm とし、 $400, 450, 500 \text{ mm}$ については $40 \text{ mm}, 540 \text{ mm}$ では $15 \text{ mm}, 580 \text{ mm}$ では 10 mm とした。なお、emission scan での散乱線除去の領域は内径 360 mm 、幅 40 mm に固定して行った。Fig. 1 に均一な ^{68}Ga 水溶液を満たした直径 17 cm の円筒形ファントムを用いた場合のおおのの条件での辺縁部の関心領域 ($4 \times 4 \text{ cm}$) の PCT 値に対する中心部の値の比を示す。また、Fig. 2 に円筒形ファントムの再構成画像の代表的なプロフィルを示す。小リング線源を用いた場合、この領域の内径が小さ過ぎると再構成画像の中心部が盛り上がり、逆に大き過ぎたり補正しない場合には中心部が陥凹している。スライスごとでやや異なるが、

Key words: Positron emission tomography, Cross-calibration.

* 九州大学医学部附属病院放射線科

受付：61年7月21日

最終稿受付：61年9月3日

別刷請求先：福岡市東区馬出3-1-1（〒812）

九州大学医学部附属病院放射線科

桑原 康雄

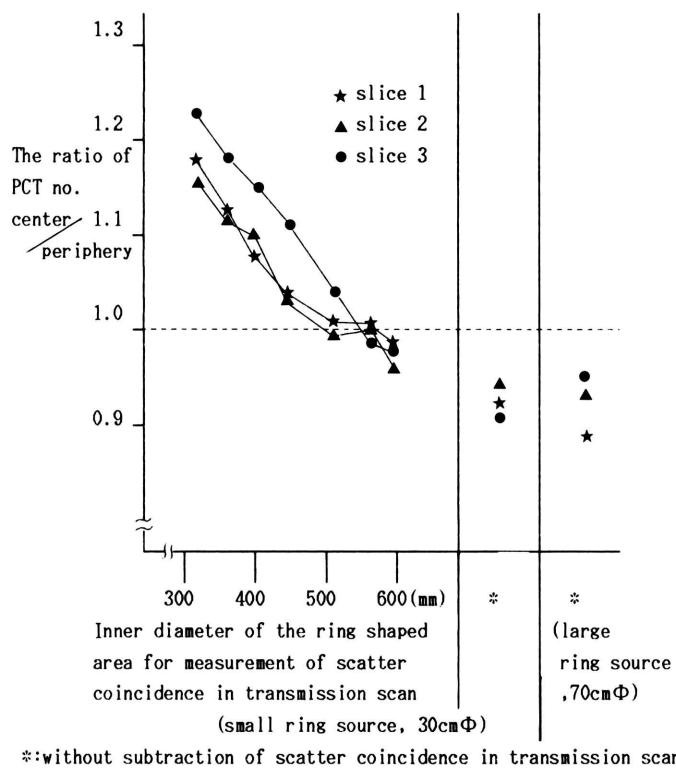


Fig. 1 The relationship between inner diameter of the ring shaped area among 3 slices and uniformity of reconstructed image as assessed by ratio of counts at center to periphery. (17 cm ϕ cylindrical pool phantom)

Table 1 SET-130 W (HEADTOME III)

detector	BGO	13.4×25×40 mm
number of detectors		160/ring
number of rings		3
distance between rings		15 mm
collimator system		
SNA	(standard mode for head)	
RNA	(high resolution mode for head)	
special resolution (center of the field)		
SNA	8.2–8.6 mm	
RNA	6.5–6.8 mm	
slice thickness (center of the field)		
SNA	13.0–14.6 mm	
sensitivity		
SNA (in-plane)	44–53 kcps/ μ Ci/ml	
(inter-plane)	87 kcps/ μ Ci/ml	
RNA (in-plane)	29–34 kcps/ μ Ci/ml	
(inter-plane)	58 kcps/ μ Ci/ml	

良い均一性を得るために内径 540 mm、幅 15 mm が適当であった。したがって、以下の検討は特記ないかぎりこの条件で行った。また、大リング線源を用いた場合には、検出器と線源との距離が近いため、このような方法で均一性を調整することができず、Fig. 1 に示すように中心部の PCT 値が辺縁部に対して 10% 近くも低下した。

b) 高計数率特性(数え落し補正)

本装置は偶発同時計数をモニターすることによりソフトウェア的に数え落し補正を行うプログラムを備えている¹⁾。ポジトロン CT 検査では被写体の放射能濃度を知るためポジトロン CT 装置で測定した PCT 値と γ カウンタで測定したファンтом内の溶液のカウント数を相互較正する方法が

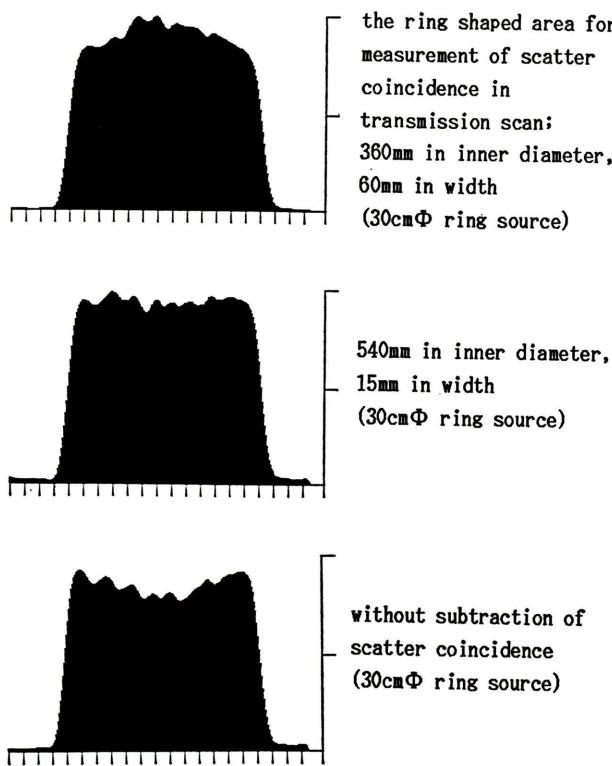


Fig. 2 Profiles of images of 17 cm ϕ cylindrical pool phantom reconstructed by transmission scan using different ring shaped areas for measurement of scatter coincidence.

用いられるが、この相互較正係数(ファントム内の溶液のカウント数 cps/PCT 値)と計数率との関係を見ることにより数え落し補正の効果を検討した(Fig. 3)。測定には直径 17 cm の円筒形ファントムを用いた。補正を行わない場合には 10 kcps を超えると相互較正係数が急激に変化しているが、補正を行うと 50 kcps(全計数—偶発同時計数)まではほぼ一定に保つことができる。次に、円筒形ファントムの直径と相互較正係数との関係について示す(Fig. 4)。数え落し補正を行うと直径 17 cm ϕ 以下ではほぼ一定である。20 cm ϕ のファントムでは相互較正係数の低下が見られたが散乱線除去の領域を内径 580 mm、幅 10 mm とするとこの低下は見られない。

c) 線形性

円筒を 60 度ずつ長軸方向に 6 分割したファントムを用いて同一スライス内での放射能濃度と PCT 値との線形性について検討した(Fig. 5)。高濃度まで良好な線形性が見られるが 0 濃度のコンパートメントでは PCT 値が高くなっている。

d) 感度の安定性

感度の安定性を相互較正係数の日差変動によりみた。数え落し補正のプログラムが備えられる以前の昭和 59 年 6 月から 7 月、数え落し補正を行いはじめた 10 月から 11 月、および 60 年 8 月から 9 月までの 3 つの期間での相互較正係数の平均値および標準偏差を Table 2 に示す。数え落し補正を行った場合には相互較正係数の変動係数はほ

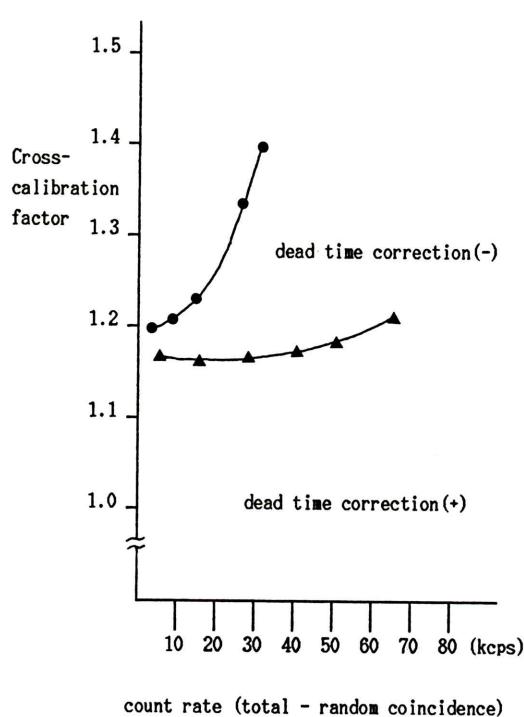


Fig. 3 Cross-calibration factor with and without dead time correction. (17 cm ϕ cylindrical pool phantom)

ば1%以内と非常に安定している。

e) 統計変動

均一な⁶⁸Ga水溶液を満たした円筒形ファントム内でのPCT値のバラツキと全計数値との関係を検討した。Fig. 6にデータ収集時間を一定として計数率を変化させた場合と計数率を15から20 kcpsとほぼ一定としてデータ収集時間を変えた場合での統計変動を示す。収集データ数の増加に対する統計変動の減少は500万カウントを超えると急にゆるやかになり、この傾向は計数率を上げた場合のほうが強かった。

III. 考案

ポジトロンCT装置の定量性を均一性、高計数率特性、線形性、感度の安定性および統計変動の点から検討した。

均一性は脳のような微細な構造を持つ臓器を対

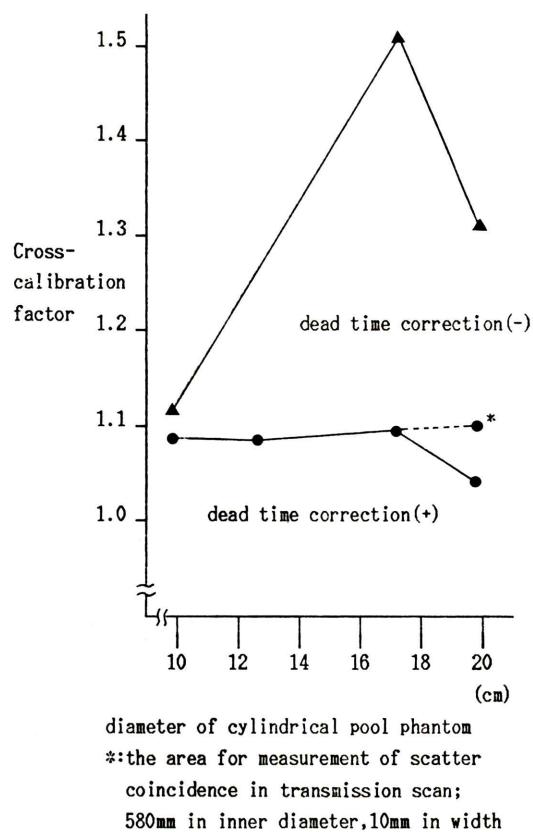


Fig. 4 The relationship between inner diameter of cylindrical phantom and cross-calibration factor with and without dead time correction. (0.6 μ Ci/ml)

象として定量評価を行う場合には不可欠のものである。本装置のシステム上 transmission scan での散乱同時計数の除去に用いる領域の大きさが再構成画像の均一性に影響を与えるため、適切な範囲について検討した。この現象は散乱線のため被写体の中心でデータが持ち上げられ、transmission scan において散乱同時計数を除去しない場合には吸収補正が不足し、再構成画像の中心が陥凹し、逆に散乱同時係数を過剰に評価した場合には、吸収補正を行い過ぎ、中心が持ち上がるためと考えられる。実際には、emission scan での散乱線によつても中心が持ち上がるため、均一性を保つためには transmission scan での散乱同時計数の除去は少

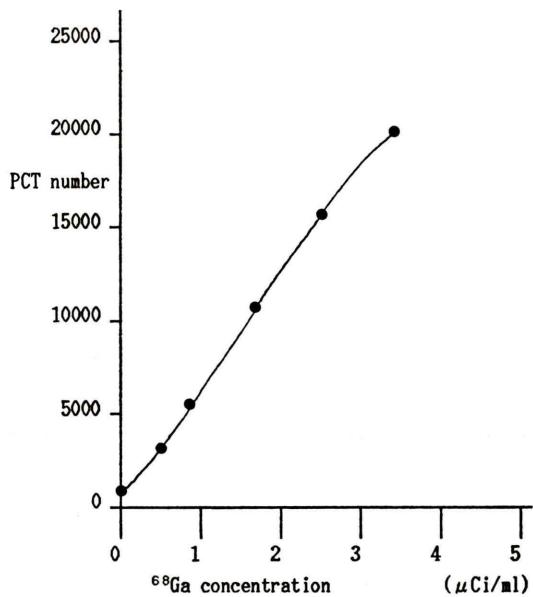


Fig. 5 Linearity of the PCT number and radioactivity. (π -phantom, 6 compartments)

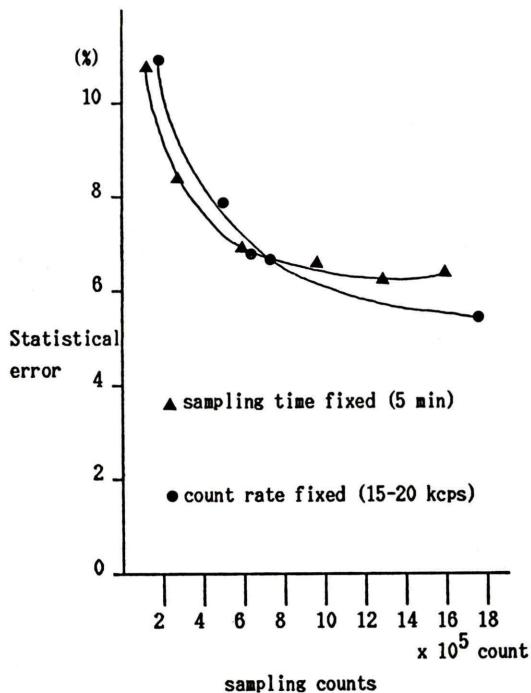


Fig. 6 The relationship between statistical error and sampling counts. (17 cmφ cylinder phantom)

なめに行うことになる。このように、本来の散乱線除去という目的からははずれているが、小リング線源を用いる場合にはこの領域を内径 540 mm、幅 15 mm とすることにより、円筒形ファントムでの均一性を一応達成することができた。しかしながら、装置に内蔵されている大リング線源を用いた場合ではこのような方法で均一性を得ることはできず、どうしても中心部で PCT 値が低下するため、そのままでは使用できないと考えられる。

本装置はハードウェアとして良い高計数率特性を持っているがソフトウェアとして数え落し補正の機能を備えている。これにより高計数率での測定においても相互較正係数が安定し、定量性が著しく向上した。また、数え落し補正のプログラムが組み込まれる以前には、それぞれの計数率に対してあらかじめ作成したチャートを用いてその補正を行っていたが、この作業が不要となり、しかも相互較正係数を測定する場合にもファントム内の放射能濃度を一定にする必要がなくなり、操作が非常に容易になった。

被写体内の放射能濃度を一定にした場合、被写体の大きさが変化してもこの相互較正係数は一定でなければならないが、実際には一定とはならない。Fig. 4 に示すように数え落し補正を行うと相互較正係数はほぼ一定となるため、これは主として被写体の大きさの増加に伴う計数率の増加によるものと考えられる。

感度の安定性は日常の臨床検査としてポジトロン CT 装置を用いる場合に重要である。これは相互較正係数の安定性により見ることができる。本装置の一号機である秋田脳研の HEADTOME III では感度の低下が報告されている³⁾が当施設の装置では Table 2 で示すように相互較正係数は非常に良く安定している。また、3つの期間で比較すると 60 年 8 月から 9 月までのものが最も安定性が良く、これは数え落し補正と γ カウンタでの測定回数の違いによるものと考えられる。また、相互較正係数の測定は値が安定しているため現時点では、2 週間に一度であると考えられる。

Table 2 Inter-assay variance of cross-calibration factor (17 cm ϕ cylindrical pool phantom)
6-7/1984 (without dead time correction, 0.6 $\mu\text{Ci}/\text{ml}$)

	Assay				Mean \pm S.D.	(% S.D.)
	1	2	3	4		
Slice 1	1.3767	1.3133	1.3100	1.3450	1.3363 \pm 0.0312	(2.3)
	1.3383	1.3767	1.3567	1.3933	1.3663 \pm 0.0239	(1.7)
	1.3867	1.3533	1.3067	1.3983	1.3613 \pm 0.0411	(3.0)
	1.3833	1.3800	1.3633	1.3983	1.3813 \pm 0.0144	(1.0)
	1.3700	1.3433	1.3367	1.3417	1.3479 \pm 0.0150	(1.0)

10-11/1984 (with dead time correction)

	Assay				Mean \pm S.D.	(% S.D.)
	1	2	3	4		
Slice 1	1.0797	1.0692	1.0953	1.0944	1.0847 \pm 0.0125	(1.2)
	1.1081	1.0965	1.1157	1.1132	1.1084 \pm 0.0085	(0.8)
	1.0897	1.0920	1.1172	1.0918	1.0977 \pm 0.0131	(1.2)
	1.1203	1.1082	1.1257	1.1102	1.1161 \pm 0.0083	(0.7)
	1.1015	1.0939	1.1157	1.1003	1.1029 \pm 0.0092	(0.8)

8-9/1985 (with dead time correction)

	Assay				Mean \pm S.D.	(% S.D.)
	1	2	3	4		
Slice 1	1.0919	1.1002	1.0996	1.0942	1.0965 \pm 0.0041	(0.4)
	1.0956	1.1039	1.1062	1.0996	1.1013 \pm 0.0047	(0.4)
	1.1015	1.0955	1.1007	1.1004	1.0995 \pm 0.0027	(0.2)
	1.1231	1.1124	1.1139	1.1085	1.1145 \pm 0.0062	(0.6)
	1.1258	1.1205	1.1161	1.1100	1.1181 \pm 0.0067	(0.6)

相互較正係数を測定する場合、当然ながら γ カウンタの精度管理も重要であり、本施設では較正を十分に行うことにより、0.5%以内の変動にコントロールしている。

統計変動は画質と関係し、なるべく画質を低下させずに短時間でしかも低い放射能濃度で検査を行う条件について検討した。スキャン時間を一定として計数率を上げた場合ある程度のレベルを超えると統計変動は減らず計数率を上げることによる効果には限度がある。しかも、実際の臨床検査では被曝線量の増加につながることや、定量性の点でも数え落しが増えるため好ましくない。一方、患者の負担を考慮した場合、短時間で検査を終えることが望ましい。今回のデータのみからは判断が難しいが、現在広く用いられている¹⁵O-steady

state法などでは、これらのバランスを考慮すると、15から20 kcps の計数率で5分間のスキャンという条件が、良い画質を得るために必要と考えられた。

IV. まとめ

SET-130 W (HEADTOME III) 頭部用ポジトロン CT としての定量性について検討した。

1) 均一性

小リング線源を用いた場合、transmission scanでの散乱同時計数除去のための領域は内径540 mm、幅15 mmが適当であった。大リング線源を用いた場合にはこのような方法で均一性を調整することができず、中心部のPCT値が辺縁部に対して10%近く低下した。

2) 高計数率特性(数え落し補正)

ソフトウエアによる数え落し補正を行わない場合には、10 kcps を超えると相互較正係数が急激に変化したが、補正を行うと 50 kcps(全計数-偶発同時計数)までほぼ一定に保つことができた。

3) 線形性

高濃度まで良好な線形性が見られたが 0 濃度のコンパートメントでは散乱同時計数のため PCT 値の上昇がみられた。

4) 感度の安定性

数え落し補正を行った場合には、相互較正係数の変動係数はほぼ 1% 以内と非常に安定していた。

5) 統計変動

統計変動を低くするための最も効率のよい収集データ数は 500 万カウント程度であると考えられた。

文 献

- 1) 菅野 巍, 三浦修一, 村上松太郎, 他:高性能ポジトロンエミッショントモグラフ: HEADTOME III. 核医学 **21**: 921-931, 1984
- 2) 桑原康雄, 一矢有一, 和田 誠, 他:島津製ポジトロン CT 装置 SET 130 W (HEADTOME III) の性能評価. 核医学 **22**: 796, 1985
- 3) 庄司安明, 菅野 巍, 三浦修一, 他:秋田脳研におけるポジトロンエミッショントモグラフィシステムの定量性維持のための基本測定. 核医学 **22**: 1515-1519, 1985