

《ノート》

大視野 ガンマカメラの性能評価

Comparative Evaluation of Wide-field Gamma Camera Performance

福喜多博義* 川合 英夫* 新尾 泰男** 斎藤 忠***

中田 常男****

Hiroyoshi FUKUKITA*, Hideo KAWAI*, Yasuo NIIO**, Tadashi SAITO***
and Tsuneo NAKATA****

*Department of Radiology, National Cancer Center

**RI Section, Teikyo University Hospital

***RI Section, Department of Radiology, Tokyo Women's Medical College Hospital

Current institute: Department of Radiology, Tazaki Hospital

****RI Section, Matsudo City Hospital

I. 緒 言

最近、ガンマカメラ装置(以下カメラと略す)は大視野のもの(有効視野 35 cm ϕ)が主流をなしてきており、そのうえカメラ自体の性能も従来の小視野のもの(有効視野 25 cm ϕ)に比較して格段に向上してきた。

カメラについての性能は製造販売業者からの仕様書の中に明記されているが、測定方法が統一されておらず、その値から機種間の性能を比較することは困難である。また必ずしも臨床上必要な性能表示がなされていない。そこで使用者の立場から測定方法を一定にして、また臨床に即するような方法で性能評価を試みた。

性能試験方法については、日本アイソトープ協

会¹⁾あるいは日本放射線技術学会²⁾等でそのプロトコールが勧告されているので可能な限りそれに準じたが、一部われわれ独自の方法でも行った。

カメラの性能を客観的に評価する必要性から勧告案ではコンピュータによる数値解析を勧告しているが、今回の測定では各カメラごとに施設が異なり、コンピュータをもたない施設もあったため、評価方法として核医学技術者による視覚評価法を採用した。

II. 対象および方法

対象としたカメラは(A) Ohio Nuclear 製のΣ410S, (B) 日立製の RC-IC-1635 LD, (C) Searle 製の LFOV, および(D) 東芝製の GCA 401 である。これらの装置の検出器型状は Table 1 の如くである。各機種とも検出器の有効視野は直径 35 cm 前後のものである。国産のカメラは結晶の厚さを 9.5 mm と薄くし、かつ光電子増倍管の直径を 5 cm にして分解能の向上を計っている。また測定に使用した高分解能コリメータの穴数は、カメラ(B) が 85,000 と多く、他の 3 機種は 40,000 前後

* 国立がんセンター放射線診断部

** 帝京大学病院核医学検査室

*** 東京女子医大病院放射線科核医学部

現在 田崎病院放射線科

**** 松戸市立病院 RI 検査室

受付: 56年 5月 23日

最終稿受付: 56年 12月 10日

別刷請求先: 東京都中央区築地 5-1-1 (〒104)

国立がんセンター放射線診断部

福喜多 博義

Key words: Wide-field gamma camera, Camera performance.

Table 1 Detector specifications proposed by the manufacturers

	Effective field of view (cm)	Crystal thickness (mm)	Number of P. M.	P. M. Diameter (cm)
A) Ohio nuclear ($\Sigma 410 S$)	36.8	12.7	37	7.6
B) Hitachi (Gamma view)	33.0	9.5	61	5.1
C) Searle (LFOV)	38.7	12.7	37	7.6
D) Toshiba (GCA 401)	35.0	9.5	61	5.1

Table 2 Specifications of high resolution collimators offered by the manufacturers

	Number of holes	Hole shape	Hole width (mm)	Hole height (mm)	Septum width (mm)
A) Ohio nuclear	35,000	Triangular	1.6	31.8	0.25
B) Hitachi	85,000	Hexagonal	1.0	28.0	0.14
C) Searle	39,500	Triangular	1.6	29.5	0.25
D) Toshiba	42,000	Hexagonal	1.4	36.0	0.26

	Score Sheet					
	A	B	C	D	A'	C'
Resolution	(+)					
	(-)					
Uniformity	(+)					
	(-)					
Linearity						
Phant. Exam	0 cm					
	12 cm					

A) Ohio nuclear ($\Sigma 410 S$)...DUFC; on
 B) Hitachi (Gamma view RC-IC-1635LD)
 C) Searle (LFOV)
 D) Toshiba (GCA 401)
 A') Ohio Nuclear ($\Sigma 410 S$)...DUFC: off
 C') Searle (LFOV, Scinti view)

Fig. 1 Score sheet for visual inspection.
Signs (+) and (-) correspond to cameras with and without collimator, respectively.

である。米国ではコリメータ製造を専門会社へ依託しているためその形状がカメラ(A)と(C)で類似している(Table 2)。

試験は、(a) 固有分解能と総合分解能(いずれもバーファントムを使用), (b) 均一性と総合均一性, (c) 画像歪(格子状ファントムを使用), (d) 計数率特性, (e) ファントム—検出器間距離に対する分解能の依存性および(f) 各種コリメータによる

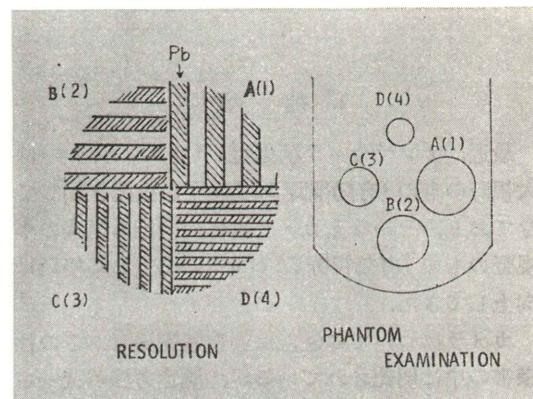


Fig. 2 Schematic drawings of the bar phantom and the liver slice phantom used in the present comparative studies. The bar phantom contains four sectors, the slit-widths of which are (A) 4.7, (B) 4.0, (C) 3.1 and (D) 2.3 mm. The liver slice phantom contains four holes of different sizes; (A) 15.0, (B) 12.5, (C) 10.0 and (D) 7.5 mm. Figure in parentheses indicates the score assigned to the slit-width and the hole diameter.

感度比較の6項目について行った。線源はすべて ^{99m}Tc を用い、波高分析器のウインドウは光電ピークを中心に20%とした。またカメラ固有の性能を試験するときは点状線源とし、総合的な性能を試験するときは面状線源とした。計数率特性は、

線源増加法にて行い、グラフ上飽和に達する計数率までプロットした。

III. 視覚評価法

前項あるいは第 II 項の方法によって得られた X 線フィルム上の画像を 23 名の核医学技術者がそれぞれ別個に評価し、Fig. 1 に示す表に得点をつけた。採点方法は分解能試験では、スリット間隔 2.3 mm, 3.1 mm, 4.0 mm および 4.7 mm の 4 区画に分割されたパーファントムのうち最小間隔の 2.3 mm を分解できていると思われるものを 4 点とし、次に 3.1 mm が分解できていれば 3 点として以下順次点数を付ける方法をとった。ファンタム一検出器間距離依存性試験では、肝スライスファンタム中の 6 個の穴のうち最小穴径から 7.5 mm, 10 mm, 12.5 mm, 15.0 mm の 4 個について直径 7.5 mm の穴を分解していると思われる場合 4 点とし、以下同様に行った (Fig. 2)。画像歪と均一性については 5 段階評価で行い、最良、良、読影上問題とならない、悪い、そして使用不可能であるの順に点数をつけた。表中の (+), (-) はコリメータの有無を、(A) は均一性補正回路 (DUFC) の ON, (A') は OFF を示している。

VI. 結 果

分解能試験の結果を Fig. 3 に示す。グラフ上斜線ありはコリメータを外した固有分解能であり、斜線なしはコリメータを含めた総合分解能である。縦軸は 23 名の視覚評価によって得られた点数の平均値である。図から固有分解能、総合分解能ともカメラ (B) と (D) が勝れている。これは結晶や光電子増倍管等検出器の構造を改造し、高分解能化を計った結果である。

均一性および総合均一性についての結果を Fig. 4 に示す。図の表示は日常検査に使っても影響が出ないと思われる均一性 (例えば辺縁で少々目立つ程度) を 3 点と規定しており、この点数を基準にしてグラフを作成している。グラフにおいてカメラ (A) と (A') の得点から明らかな様に、均一性補正回路の効果は顕著である。またすべての機種においてコリメータ装着による均一性の劣化がみられる。

画像歪についての結果を Fig. 5 に示す。評価方法および表示方法は均一性試験と同様にして行った。どの機種も基準以上の性能を保持しており、その中でカメラ (B) が特に優れていた。

計数率特性を線源増加法によって測定した。

Fig. 6 は横軸に真の計数率、縦軸に測定計数率を

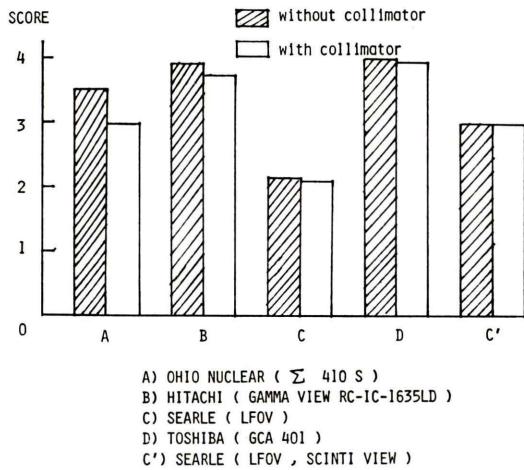


Fig. 3 Scores of visual inspection on spatial resolution of cameras with and without the collimator.

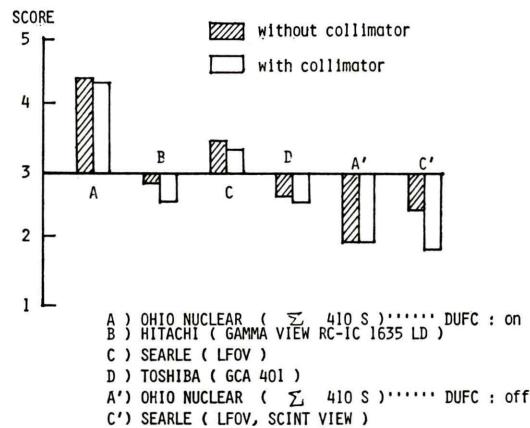


Fig. 4 Scores of visual inspection on uniformity of cameras with and without the collimator.

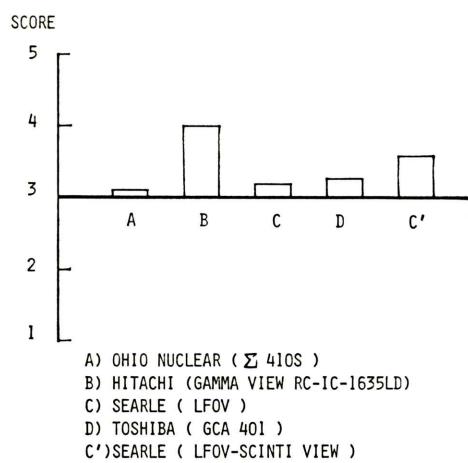


Fig. 5 Scores of visual inspection on linearity of cameras with the high resolution collimator.

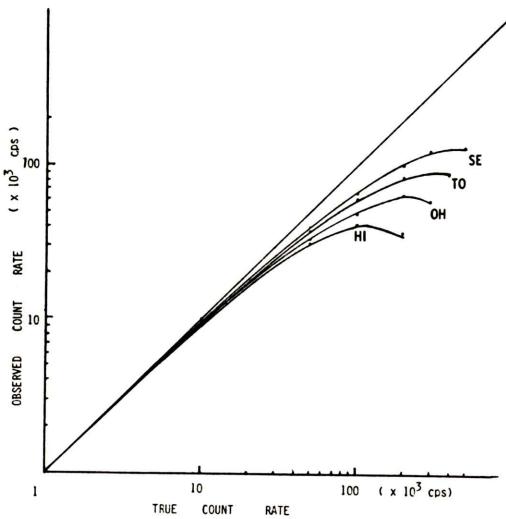


Fig. 6 Count rate characteristics of the cameras, OHIO NUCLEAR (OH), HITACHI (HI), SEARLE (SE) and TOSHIBA (TO), using 20% window for ^{99m}Tc . The straightline indicates the theoretical count rate for zero dead-time.

とりグラフ上にプロットして得た曲線である。波高分析器のウインドウを 20% にして求めた。また真値 N (グラフ上 45° をなす直線) とそれから 10% 低下した点の測定値 n とで次式²⁾

Table 3 Dead time and maximum count rate

	Dead time (μ sec.)	Maximum count rate (kcps)
A) Ohio nuclear	5.6	68
B) Hitachi	6.2	61
C) Searle*	3.0	133
D) Toshiba	4.4	95

* High count rate mode

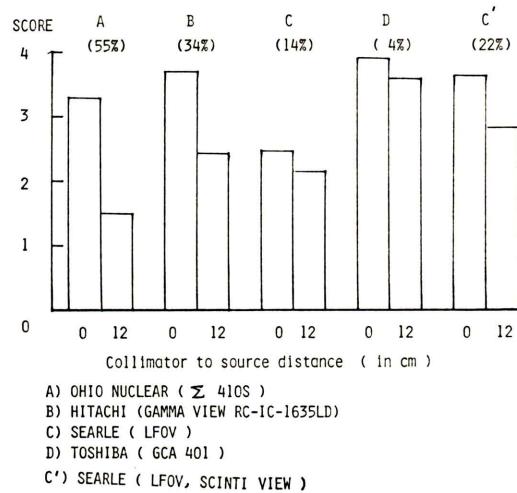


Fig. 7 Scores of visual inspection on system resolution with the IAEA liver slice phantom. Numbers zero and 12 indicate the distance (cm) from the collimator face to the source.

Table 4 Relative sensitivity of cameras with high resolution and high sensitivity collimators.

	High resolution collimator	High sensitivity collimator
A) Ohio nuclear	1.00	3.14
B) Hitachi	0.74	3.04
C) Searle	1.09	3.30
D) Toshiba	0.73	1.36

から不感時間 τ を求め、最高計数率とともに表にまとめた (Table 3).

Fig. 7 は肝スライスファントム一検出器間距離の増加による分解能の低下をみたものである。グ

ラフ上段の数値はファントム一検出器間距離を 0 cm から 12 cm にしたときの分解能の劣化率を示している。距離 0 cm のときの分解能はカメラ (D) が一番よく、次にカメラ (B) となり分解能試験 (Fig. 3) と同じ傾向が見られた。また、カメラ (D) の分解能劣化率が一番小さかった。

Table 4 は高分解能コリメータおよび高感度コリメータを装着した場合の各装置の相対感度を比較したもので、高分解能コリメータを装着したカメラ (A) の感度を 1 としている。高分解能コリメータ装着時の感度はコリメータの型状とよく相關している。また高感度コリメータでの感度比は、カメラ (D) を除いてほぼ同じであった。

V. 考 案

1958 年 Anger³⁾ によってガンマカメラが開発され、以後 RI イメージングにおける画質も飛躍的に向上し、現在は直径 35 cm の大視野カメラが臨床に供されている。これらの大視野カメラは従来の小視野カメラに比して性能が格段に向上了り、Burdine ら⁴⁾ もその臨床的有効性を報告している。国内におけるカメラの稼動状況をみると、アイソトープ協会の調査⁵⁾ では 1979 年 6 月までに 581 台が設置され、そのうちおよそ半数が大視野カメラである。

これらのカメラの性能は製造販売業者から仕様書として提供されているが、業者間で測定方法が統一されていないのが現状である (Table 5)。例えば最高計数率といってもエネルギー ウィンドウがまちまちであるため最高計数率が異なり、当然それによって不感時間も異なってくる。われわれが

知りたいのは臨床使用 ウィンドウ (例えば 20%) で最高何 kcps 計数可能かである。よって使用者の立場からこれらの性能を把握しておく必要がある。そのための試験方法についての勧告案^{1,2)} や試験についての報告^{6~8)} もなされている。

ここでは東京核医学技術研究会に所属する 4 施設の中から 4 機種のカメラを選び性能試験を試みた。そして得られた結果を基に、各機種の特徴を描出するため Fig. 8 のようなグラフを作成した。計数率特性の表示はカメラ (c) の最高計数率 133 kcps を 5 点とし、他のカメラについてはそれにに対する比率で表示した。装置の性能は日進月歩であり今回選んだ装置にも購入時期に 1 年半の開き

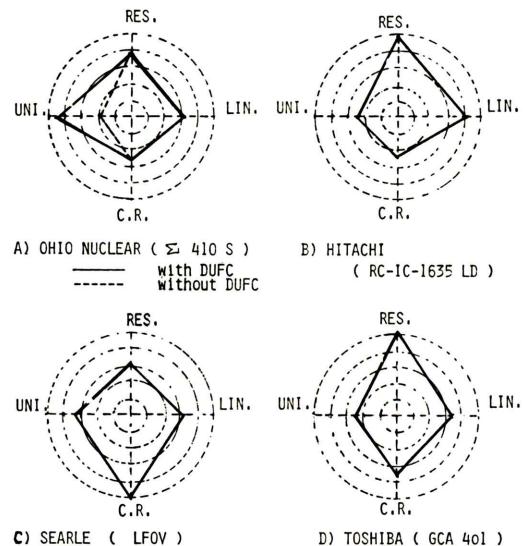


Fig. 8 Schematic drawings of the overall performances on the cameras tested.

Table 5 Performances offered by the manufacturers

	Intrinsic Resolution (FWHM, mm)	Max. count-rate* (kcps)	Dead time (μsec.)	Energy resolution (FWHM, kev)
A) Ohio nuclear	5.0	200 (100%W)	4.5**	19.6
B) Hitachi	3.6	80 (50%W)	5.0	17.0
C) Searle	5.1	200 (95%W)	2.0***	18.2
D) Toshiba	4.4	120 (40%W)	5.5	18.2

* Maximum count rate measured with the energy window given in parentheses

** DUFC mode: off *** High count rate mode: on

があり、新製品の開発あるいは使用装置の老化等が考えられるため、試験結果がその機種を代表するものではない。しかしこのグラフからでもつぎの事柄が読みとれよう。例えば、カメラ(B), (D)のように分解能が優れている機種、カメラ(A)のように均一性補正回路によって均一性を均善した機種、カメラ(C)のように高計数率モードによって計数率特性をよくした機種など、それぞれ特徴をもたせていることがよく理解できる。特に注目する点として、国産のカメラ(B), (D)は結晶を9.5 mmと薄くしていることである。これは感度を下げていることであり、使用核種のエネルギーとの兼ね合いで考えなければならない。今後²⁰¹Tlなどの数+KeV程度の低エネルギー核種が主流になれば普及するであろう⁹⁾。カメラに内蔵された均一性補正回路を使用する場合、^{99m}Tc, ⁶⁷Ga等の異核種間での均一性補正を可能にし、かつカメラ本体を含めた経時的変動の少ない補正回路が望まれる。計数率特性は数十 mCiをボーラス注入する検査に問題となる。例えば10 mCiのボーラス注入で高分解能コリメータ装着時の計数率はおよそ30 kcpsとなり、倍量投与の場合にはそれに対応できるカメラも限られてくる。よってカメラ(C)のような計数率特性の良いカメラを使用する必要がある。

結論として、今回の試験からも明らかなように購入機種を選定する場合は検査目的に応じて選ぶ必要がある。また今回は故障の種類や頻度等についての調査は行わなかったが、ユーザーとしてはカメラが日々安定した性能を保持し、故障の頻度

も少ないとといった点にも留意し、機種選定を行う必要がある。

謝辞：稿を終えるにあたり、本研究に終始御指導、御稿閲下さった国立がんセンター医長小山田日吉丸先生に感謝致します。また試験を行うにあたり御協力下さったメーカおよび東京核医学技術研究会々員の諸兄に感謝致します。

本論文の要旨は第19回日本核医学会総会にて報告した。

文 献

- 1) 日本アイソトープ協会、イメージング規格化小委員会：アンガー型シンチレーションカメラの性能試験条件. *Radioisotopes* **26**: 743-746, 1977
- 2) 日本放射線技術学会. RI 検査技術小委員会：装置の性能検査法. *日本放射線技術学会誌* **34**: 644-651, 1979
- 3) Anger HO: Scintillation camera. *Rev Sci Instrum* **29**: 27-33, 1958
- 4) Burdine JA, Murphy PH: Clinical efficacy of a large-field-of-view scintillation camera. *J Nucl Med* **16**: 1158-1165, 1975
- 5) 中島智能：核医学利用統計(3). *Isotope news*, 3月号 31-32, 1980
- 6) Payne JT, Williams LE, Ponto RA, et al: Comparison and performance of Anger cameras. *Radiology* **109**: 381-386, 1973
- 7) Lim CB, Hoffer PB, Rollo FD, et al: Performance evaluations of recent wide field scintillation gamma cameras. *J Nucl Med* **19**: 942-947, 1978
- 8) Royal HD, Brown PH, Clauch BC: Mobile gamma cameras: A comparative evaluation. *Radiology* **128**: 229-234, 1978
- 9) Royal HD, Brown PH, Clauch BC: Effects of a reduction in crystal thickness on Anger-camera performance. *J Nucl Med* **20**: 977-980, 1979