〔第41回総会シンポジウム〕

I. 核医学イメージング技術の標準化

座 長 長谷川 武

演 者 田 村 清 彦

増 田 一 孝

池 田 穂 積

中 村 豊

福喜多 博 義

1. イメージングシステムの検討

秋田大学医学部附属病院中央放射線部

田 村 清 彦・寺 田 保 正・清 水 秀 美

佐 藤 信 一・佐々木 一 文

Key words : Imaging system, Angertype scinti-camera, Analog imager, Imaging film.

IMAGING SYSTEM EVALUATION FOR NUCLEAR MEDICINE

KIYOHICO TAMURA, YASUMASA TERADA, HIDEMI SHIMIZU
and KAZUFUMI SASAKI

Department of radiology, Akita university Hospital

Summary

To evaluate the imaging system for nuclear medicine, the functions of the following three main hardware of the system were investigated ; 1) scinti-camera, 2) imager and 3) combination of CRT and film. Problems of each component were pointed out, and future trends were suggested.

1. はじめに

核医学イメージング装置として現在最も普及している
アンガー型シンチカメラが開発されて約30年近くになる

現在、その基本原理は変わらないにしても、性能向上ととも
に全身スキャン、ダイナミックおよびECT 機能などが可能となった。一方では撮像装置の普及および各種イメージングフィルムが開発されている。そこで今回イメ

ージングシステムを検討し整理する意味で、1) イメージング装置2) 撮像装置3) CRT とフィルムについて、主としてアナログイメージングについての問題点、今後の方向について検討した。

2. アンガー型シンチカメラ

Table 1 は1970年代より 5 年間隔での性能向上の推移を示したものである。1975年代に入って基本性能の各種補正機構が附加されて、その性能は飛躍的に向上し、ECT がルチーンの臨床検査に適用可能となった意義は大きい。代表的メーカ 5 社のシンチカメラについて、その基本性能の補正方式を **Table 2** に示した。各メーカ夫々に方式の差はあるが、補正回路を附加したことによって、直線性およびエネルギー補正そして均一性が向上した。**Fig. 1** は T 社のデジタルカメラの補正回路のブロック図であり¹⁾、この補正機構の特徴はユーザサイドで、コリメータの種類および核種ごとに補正できることである。

Fig. 1 Block diagram of corrected function (CEL).

Table 1 Functional advance of the scinti-camera

	1970y	1975y	1980y	1985y
シンチレータの大きさ	25 cm ϕ	33, 35, 40 cm ϕ	20, 35, 40, 50 cm ϕ	35 $\times$ 50 cm
シンチレータの厚さ	12.5 mm	9.5 mm	9.5 mm, 6.4 mm	
ホトマルの数	19本	37, 61本	37, 61, 91本, 49+6本	角型
均一性	$\pm 10\%$	$\pm 10-8\%$	$\pm 8-4\%$	
分解能	8 mm	5 mm-2 mm	3.8-2 mm	
直線性	± 5 mm	± 3 mm-2 mm	± 0.5 mm	
コリメータの孔の数	1000-4000	3000-50000	3000-80000	
カメラ機能		各種補正機構 Whole. B Portable Camera ECT (single) ECT, W. B (dual) Digital Camera		

(アンガー型シンチカメラ)

Table 2 Corrected function of scinti-camera detector of five manufactures.

メーカー	エネルギー	直線性	PMT 感度	名称	特徴 その他
東芝	◎	◎		CEL	ユーザで可能
日立	◎			XY-Z	カウントまびき ユーザで可能
GE		◎	◎	Auto tune	PMT 調整可能
アロカ	◎			DUFC	カウントまびき
シーメンス	◎	◎		ZLC	

基本性能補正機能

〔第41回総会シンポジウム〕 1. イメージング・システムの検討 (田村・他)

Table 3 Subjects of investigation.

○ PHO/GAMMA LFOV,	37.8 cm ϕ	Microdot Imager (3132)
○ GCA-10A,	25 cm ϕ	Gamma Imager (GMI-04A)
○ GCA-601E	35 cm ϕ	
○ GCA-90BE-2	35 $\times$ 50 cm	
○ Sakura Imaging Camera M, M		
○ Scope Writer Model-SC-128A (Kyoritsu)		
○ Photo Recorder (1.5 $\times$ 3 mm slit)		
○ Photo Densitometer (Sakura PDA-11)		
○ 階段ファントム (5 cm $\times$ 3 cm $\times$ 7 階段)		
○ 容積ファントム (18 $\times$ 18 $\times$ 18 cm)		
○ 各種フィルム (X レイフィルム, 片面フィルム)		
○ Tc-99m ラインソース (1.5 mCi)		

3. 使用装置および器具

Table 3 は今回実験に当って使用した装置および器具である。

4. シンチカメラの各種機能とその問題点

4.1 スタティックイメージ

RI イメージは従来まではアナログイメージとして、われわれの眼になじんできたが、エレクトロニクスの進歩にとともに、いわゆる LSI の性能向上とともに、データ処理機能の他に、デジタルイメージが実際の臨床に適用可能となってきた。Fig. 2 は、直径35 cm の有効視野 (512 $\times$ 512マトリックス) により、2 倍拡大モードの^{99m}Tc 甲状腺イメージである。すなわち1マトリックス当りの大きさが0.64 cm の大きさとなり、50 cm 視野のデジタルイメージ (512 $\times$ 512マトリックス) では約1.0

Fig. 2 Digital image of thyroid gland (512 $\times$ 512 matrix).

cm となる。対象部位の小さい甲状腺や副甲状腺、副腎などのデジタルイメージは、アナログイメージと比較して原理的に問題が残る。

4.2 全身スキャン

全身スキャンの方式は当初テーブル移動方式であったが、スペースを大とする欠点があり、現在ではほとんどのタイプが検出器移動方式になった。有効視野の小さい検出器による2パス方式また3パス方式では、スキャン時間が大となり、トラブルとして、イメージ上にラインが出る場合がありイメージ診断上の欠点がある。これを解消するために角型大視野検出器によるパラレルコリメータの1パス方式で、ホールボディイメージが可能になった。また対向型検出器を使用して1パスで正面および後面のイメージが同時に得られる装置もあり、被検者にとっては短時間でイメージが得られる利点は大きい。その反面、問題点としては装置が大型化となり、消費電力および重量が大となり、両検出器の感度差の点検など、いくつかの課題は残されている。Fig. 3 は対向型検出器 (GCA-90BE-2) による全身骨側面像のイメージであるが、本来であれば被検者が仰臥位で撮影可能な装置であるが、この場合は側臥位での撮影である。今後はこのような臨床イメージも可能とする改善が必要と考えられる。

4.3 ダイナミックイメージ

RI イメージは、機能を見出す点で優れており、^{99m}Tc の RI 医薬品の開発とともに、早期に動態機能がコンピュータを使用して行われた。最近では急速に進歩したコンピュータ利用により、臨床面で、脳、心臓などの機能のソフトウェアも充実し、一般化されてきている。この場合のハードを考えると、デジタルカメラ方式が今後

Fig. 3 Lateral image of bone by dual-heads-whole-body scinti-camera.

Fig. 4 ECT phantom image by circular and elliptic rotation.

の方向と考えられる。問題点としては、臨床ソフトウェアが各社夫々に、不統一であり、したがってメーカーの違いによる数値データの互換性がないのが難点である。

4.4 ECT

ECT (SPECT) は、急速に開発登場した XCT と比較すると、実用化までの遅れはあったが、最近では、 ^{123}I アンフェタミンなどの PET 機能に準ずる新しい RI 医薬品の開発と、ECT 装置の性能向上によりルーチンの臨床検査に適用するようになった。しかし残された問題点としては、イメージ解像力向上のため、検出器の均一性の向上、被検者とコリメータ間距離の近接、画像再構成上のフィルタ、および吸収補正^{2),3)} など改善を要するいくつかの問題が残されている。Fig. 4 はファントム (Jaszczak) による円軌道と楕円軌道のイメージであるが、円軌道のイメージよりは若干であるが、楕円軌道のイメージの方が解像力は良いが、今後の努力によってさらにその差違をはっきりさせたいものである。

5. イメージング装置まとめ

アンガー型シンチカメラの開発は、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の登場にともない急速に進歩し、特に基本性能である各種補正機構

の附加による性能向上は大きい。Fig. 5 は補正機構のないシンチカメラ Pho/Gamma-LFOV (総合分解能 4 mm (LEAP), 均一性 $\pm 10\%$, 直線性 ± 5 mm), および GCA-601E (総合分解能 2.2 mm (H.R), 均一性 $\pm 4.5\%$, 直線性 ± 0.5 mm) により $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 階段ファントム (5 cm 巾 $\times$ 3 cm 深さ $\times$ 7 段, $1 \mu\text{Ci/ml}$) を撮影し、夫々のデータ処理装置によるプロフィールカーブであるが、このプロフィールカーブでも解るように、Pho/Gamma-LFOV では

Fig. 5 Profile curve of Tc-99m step phantom.

〔第41回総会シンポジウム〕 1. イメージング・システムの検討 (田村・他)

Table 4 Standardization of imaging apparatus.

1. 検出器の各種補正機構の装置……基本性能	
a. エネルギー補正	—— ユーザサイドで可能
b. 直線性補正	
c. 均一性補正	
2. アクセサリー機構の標準装備……コンソール上の操作性	
a. エネルギーピークおよびウィンドウ巾の自動設定	
b. ランドマーク表示機構	
c. スケール表示機構	
d. 呼吸同調機構	
e. 心電同期装置	
3. 被検者に対する心理的負担の軽減対策	
a. 位置決めにおけるベットの上下, 左右のスライド可能であること. (スタティック, 全身スキャン, ECT など)	
b. 回転機構をもつ ECT には, 自動停止機構など安全装置を装備する.	
c. 装置自体がスマートであること.	
4. システム各装置を小型化として占有スペースを最少に努める.	
a. コンソール	据置型……卓上型
b. 磁気テープ装置	据置型……卓上型
c. その他の周辺装置 (プリンタ, カラー表示など) は, ラック上に配置し空間スペースを利用する.	

2 段の深さまでの解像であったのに対して, GCA-601E では 4～5 段まで解像できた. これは Pho/Gamma-LFOV の使用年数が 7 年の経過ということもあり, 特にその性能の差があったと考えられる.

また各サイズの検出器が開発され, 夫々の機能別に専用装置としての方向と, アナログ方式シンチカメラから, 種々の長所をもつデジタルカメラの普及が考えられるが, アナログ式と違った面で検討を要する課題もこれからである. Table 4 はイメージング装置 (アンガー型シンチカメラ) の現時点における標準化を考慮した意味で整理したものであり, Table 5 はそのまとめである.

6. 撮像装置

アナログ仕様のイメージャ, 5 メーカーについて調査し, その中, 東芝ガンマイメージャ GMI-04A 型と島津 (シーメンス) マイクロドットイメージャ 3132 型について検討した.

6.1 偏向歪および周辺ボケのテスト

Fig. 6 は GMI-04A 型と 3132 型の幾何学的構造を示したものである. 実験方法としては, イメージャ用ネームプリンタの # 記号の信号を, ネームプリンタ CRT 一杯に表示し, この信号を夫々両イメージャに入力し, X-Y 軸夫々において大四切フィルムに撮影し, X 軸および Y 軸の偏向の長さの違いを調べた. また周辺ボケの有無を目視により評価した.

Table 5 Evaluation result of imaging apparatus.

機 能	問 題 点	対 策	方 向
スタティック	* 目的臓器と有効視野 * 六切 1 枚撮り (甲状腺, 腎, 副腎…) の場合のデジタルイメージ * 呼吸性移動の大きい時	コリメータの選択 マトリックスおよびカウン ト数 同調装置	検出器の選択 アナログカメラ
全身スキャン	* 2→3 パス方式におけるライン描出 * 1 検出器方式の検査時間の延長	調整, 部品の交換 1 パス用コリメータ	対向大視野型 カメラ
ダイナミック	* CPU 容量, 高速性	ハード, ソフトの対応	大容量 CPU デジタルカメラ
ECT	* 被検者とコリメータ間距離. (円軌道)	スラントコリメータ 楕円軌道の対応	1 検出器型ディジ タルカメラ
ダイナミック ECT	* 検出器回転機構 再構成時間 データ収集方法	ハード, ソフトの対応	大容量 CPU デジタルカメラ

Fig. 6 Dimensional comparison of GMI-04A and 3132 imager.

6.2 Intensity の安定度テスト

両メーカーのイメージャのフォトメータ回路の信号をレコーダに接続して、電源投入後からのフォトメータの安定度を継続記録して調べた。Fig. 7, 8 はその記録の状況である。

6.3 実験結果その他

偏向歪については3132型でX軸とY軸の長さに若干の差があったがGMI-04A型では差はなかった。周辺ボケのテストではFig. 6からも解るようにGMI-04A型では使用フィルムサイズが半切からキャビネサイズの仕様で

Fig. 7 Stability of photometer of 3132.

Fig. 8 Stability of photometer of GMI-4A.

あり、幾何学的にも無理な構造となっており、GMI-04A型ではフィルムイメージで、右下部周辺ボケが大きく改善の必要があった。Intensityの安定度のテストにおいては、3132型でFig. 7から解るように30分のウォーミングタイムで安定度は良好であった。GMI-04A型においてはFig. 8で示すように仕様書でいう15分のウォーミングタイムでは不十分であり、30分以上のウォーミングタイムが必要であるとともに、その都度の設定が必要であった。その他3132型ではイメージフォーマットの種類が少なく、カセット機構がプラスチック製であると同時に開閉機構に問題点があり頻繁に亀裂および使用不能となることであった。

7. CRT とフィルム

イメージのCRT波長とフィルムの分光感度の関係が画質にどのように影響するかを目的として、CRTピーク波長の異なるGMI-04A型(395 nm)と3132型(460 nm)のイメージに対して各種フィルム(X線フィルム、オルソタイプの両面および片面乳剤フィルム)について検討した。オルソ系フィルムの分光感度のピーク波長は410~420 nmに対して一つのピーク波長と540~550 nm附近にもう一つのピーク波長があり、Fig. 9はCRTおよび各種フィルムの分光感度曲線である。

7.1 感度テスト

イメージCRTピーク波長の異なるイメージングシステム、①東芝GCA-10A—GMI-04A型②島津(シーメンス)Pho/Gamma-LFOV—3132型について、X線フィルム、フジRX(ピーク波長400 nm)、サクラAタイプ(ピーク波長450 nm)、オルソタイプサクラAOおよびオルソタイプ片面乳剤フィルムのフジMINM2のフィルム

Fig. 9 Spectrum sensitometry and Luminescence Spectra of CRTs.

Fig. 10 Relation of density and counts used in various films.

を使用して、 ^{99m}Tc 階段ファントム(5 cm 巾×3 cm 深さ×7段、 $1\mu\text{Ci/ml}$)を撮影、カウント数の増加による濃度変化を調べた。Fig. 10はその結果である。

7.2 解像力テスト

両システムについて、容積ファントム(18×18×18 cm)中に ^{99m}Tc ラインソースを固定しコリメータ、 ^{99m}Tc ラインソース間距離を10 cmとして、イメージを撮影し

た。撮影条件はトータルカウントを一定とし、最高濃度が1.2~1.3になるように intensity を調整して各フィルム間の感度を補った。評価は視覚的評価とフィルム透過光量と濃度が直線関係にあるフォトレコーダ（スリット巾1.5 mm×3 mm）により LSF を求め、さらにフェーリ変換によって MTF⁴⁾ を求め、各種フィルムを①および②のシステムについて比較した。Fig. 11, 12, 13

Fig. 11 MTF of various films by 3132 type imager.

Fig. 12 MTF of one-side-emulsion films by GMI-04A Imager.

Fig. 13 MTF of various films by GMI-04A imager.

2.3 実験結果

両システムの感度テストおよび解像力テストの結果では CRT 波長とフィルム分光感度の一致していることが最大の条件であり、陰性欠損像および陽性像識別テストにおいても同様であり、特に高分解能の最近のシンチカメラシステムでは、記録表示系での CRT とフィルムの波長特性の関係は重要であった。

8. 考 察

イメージングシステムの検討として、シンチカメラおよび記録表示系⁹⁾について実験を行ったが、従来の検出器の均一性、直線性、エネルギー分解能などの良くないシンチカメラでは、記録表示系については特に問題としていなかったが、最近の高性能型装置では、各種フィルムの開発などと相俟って、記録表示系の組合せ (CRT とフィルム) もアナログイメージでは重要な因子であることが解る、すなわちシンチカメラに信号が入力して最終のフィルムイメージになる過程で、信号が通過する全ての経路について吟味されなければならない。フィルムについては片面乳剤フィルムの中でもクリアタイプ film の MTF が優れているのは最小濃度が0.1前後と低い濃度であるためブルーベース film に比較して若干の収集情報量が大いいためと考えられる。システムの高性能化も大切であるが Fig. 14 に示すように被検者を中心とした総合的なシステムの検討はユーザが積極的にメーカーとの協力のもとに作り上げることが本来の姿勢であると考えられる。

Fig. 14 Cooperation between users and system manufacturers.

9. ま と め

以下、撮像装置としてイメージャのまとめを Table 6 にまた CRT とフィルムについてのまとめを Table 7 に示す。

〔第41回総会シンポジウム〕 1. イメージング・システムの検討 (田村・他)

Table 6 Evaluation result of imager.

1. フィルムサイズは大四ツ、六切の2サイズとし、
周辺歪みのないこと。
フォーマットは1-6コマの選択できること。
——小型装置とする。
2. CRTの波長特性は400 nm および540 nm に
ピークをもつオルソおよびレギュラーフィルムの
波長特性と合致すること。
3. Intensity の設定はCRTの蛍光体の劣化防止
のためにも適度なレベルで使用する。
4. CRTのFocus電圧の調整は年に1回は必要で
ある。
5. Intensity の安定するまでのウォーミング時間
は30分以上必要である。
6. I.D WITER 機構の装備

Table 7 Evaluation result of imaging films.

1. CRTのピーク波長はフィルムの分光感度特性
のピーク波長と一致していること。
2. CRTのピーク波長がオルソ系フィルム波長と
一致している場合には、核医学用片面乳剤フィル
ムがよい。
3. 高計数率で陰性欠損の描出にはフィルムベース
濃度の低い片面乳剤のクリアタイプがよい。低計
数率で陽性像の描出には高感度ハイコントラスト
フィルム、または片面乳剤の高感度クリアタイプ
がよい。
4. 直線性補正およびエネルギー補正機構のない低
分解能システムでは、CRTピーク波長とフィルム
分光感度特性に無関係にX線フィルムと片面乳
剤フィルムでは大差がなかった。
5. 最近の高性能イメージングシステムでは核医学
用片面乳剤フィルムがよく、中でもクリアタイプ
のフィルムが最適である。

稿を終えるにあたり、本報告の機会を与えて戴いた第41回
日本放射線技術学会総会役員諸氏、長谷川武座長に心よりお礼
申し上げます。また、御指導と御協力下さいました秋田大学医
学部附属病院中央放射線部、加藤敏郎教授および技師諸兄に厚
くお礼申し上げます。

文 献

- 1) 熊野信雄：基礎(III)ガンマカメラによるラジオアイ
ソトープ画像, RADIOISOTOPES, **33**, 908-915
(1984).
- 2) 田中栄一：基礎(IV)ラジオアイソトープの断層イメ
ージ装置, RADIOISOTOPES, **34**, 57-66
(1985).
- 3) 久田欣一, 他：Single Photon Emission Computed
Tomography 装置の性能試験条件, RADIOISO-
TOPES, **33**, 162-169 (1984).
- 4) 光田秀雄：ガンマカメラによるシンチグラムの像形
成の過程, 日本医放誌, **38**(9), 879-887 (1978).
- 5) 久田欣一, 他：核医学イメージングの規格化に関す
る勧告, 日放技学誌, **40**(4), 570-580 (1984).