宿題報告

核医学イメージングにおける問題点とその対応

大阪市立大学医学部附属病院

濱 田 國 雄

Key words : Field uniformity, Image size, Count density, Film density

INVESTIGATION OF RADIONUCLIDE IMAGING TECHNIQUES

KUNIO HAMADA

Department of Radiology Osaka City University Medical School

Summary

Since nuclear medicine imaging relies greatly on the scintillation camera quality controls, we emphasized floodfield uniformity, which is the most important factor among the various quality controls.

Field uniformity checks the ability to produce accurate images of the relative radionuclide distribution in a patient, without this assurance, the physician interpreting cannot be certain if all image abnormalities are attributable to the disease or to nonuniform performance of the camera.

Second, to make the best image, we investigated three fundamental factors (image size, count density, film density) so as to detect the small lesions.

Size reduction to 16% of the real size appeared to be the best as regards image quality.

Under the condition of image size reduction, a count density of 2,000 cpcm² was the most suitable.

Film density was the best in the range from 1.0 to 1.2 to detect cold lesions and in the range from 0.8 to 1.0 to detect hot lesions.

1. はじめに

RI 画像の画質を決定するのは、イメージング装置および放射性医薬品の性能とイメージング技術である。このうち、イメージング技術は、装置および放射性医薬品の知識を必要とする。すなわち、装置と放射性医薬品に関する知識を有することが、両者を生かしたイメージングにつながるからである。イメージング技術にはほかに感光材料の知識と装置の性能管理および最適なイメージング条件の選択能力がある。

イメージング技術の研究は、RI 画像の画質を向上させ

るために必要であるほか、データをコンピュータ処理し、その結果を曲線や機能図として表現する場合にも必要である。これは、装置の保守管理に始まり、データ収集から記録にいたる過程での基本的問題で共通する部分が多く認められることから明らかである。

ここでは、イメージング技術のうち最適イメージング条件を中心に検討と考察を加え、いくつかの問題点とその対応について報告する。

2. RI 画像の成立過程の分析

RI 画像は、被写体内の RI 分布による情報が各種伝達

核医学イメージングにおける問題点とその対応 (濱田)

系、変換系を通過し、最終的にフィルムの濃度分布として表現されたものである。RI 画像の画質を決定する因子は、この RI 画像の成立過程を分析することで明らかとなる。Fig. 1 は、RI 画像の成立過程を示したもので Whitehead¹⁾ が用いたモデルである。

Fig. 1 Description of a nuclear medicine imaging system with a linear system model

この図において、被写体内の RI 分布は、放射性医薬品の性能および被写体の状態により決定する信号とバックグラウンドの比としてシンチカメラに入力される。シンチカメラでは、この入力にシステムのボケが加わったカウント像へと変換されるが、ここではつぎの因子が画質を左右する。すなわち、シンチカメラの性能管理、波高分析器ウィンドウの設定状態、計数密度である。

つづいて、カウント像は、マルチフォーマットイメージャ（以下イメージャと略）を経てフィルム上の濃度分布としてわれわれの視覚で認められる RI 画像となる。ここでは、cathode ray tube（以下 CRT と略）の特性とフィルム特性とがフィルム濃度コントラストと粒状性に影響する。また、イメージサイズとフィルム濃度も画質に影響を与える因子である。

なお、RI 画像の画質は、病巣検出能と相関することが知られている。以後、実験ではすべて〈病巣検出能から画質の良否を決定する〉という方法をとった。

3. 固有感度均一性

イメージング技術の第一歩は、シンチカメラの性能管理からはじまる。シンチカメラの性能管理は、10項目に分類されている²⁾。本稿では、その中で特に重要と考えられ、また毎朝検査前にテストをおこなうよう勧告³⁾されている固有感度均一性（以下均一性と略）についての議論する。

RI 画像の診断は、フィルム上の濃度差を視覚でとらえておこなう。一方、均一性は、変動する可能性がある。

したがって、RI 画像をイメージングする場合、事前に均一性のテストが必要であり、〈均一性が良好であること〉が保証されていなければならない。しかし、本邦では、均一性テストの重要性の認識が十分でないと報告されている⁴⁾。シンチカメラの性能管理のうち、「均一性」をとり上げた理由はここにある。

均一性のテストは、シンチカメラの検出器の視野に均一な入力を与え、イメージャでイメージングしたフィルムの濃度分布をしらべておこなう。この場合、完全な均一性を求めることはむづかしいが、フィルム上の濃度ムラが視覚で認められなければよい。（コンピュータを用いる検査では、コンピュータで均一性を補正する。）通常、フィルム上の濃度ムラが視覚で認められない場合の不均一度は、微分法で10%以下である。（これは、「イメージサイズ縮小の効果」⁵⁾の実験結果から推定できる数値である。後述する。）

シンチカメラの均一性は、波高分析器ウィンドウ（以下ウィンドウと略）の中心にガンマ線の光電ピークがある状態で調整されている。したがって、ウィンドウの位置がずれると均一性はわるくなり、RI 画像の画質も異なってくる。つぎに、ウィンドウの位置のずれと均一性および画質との関係を簡単な実験をおこなってしらべた。

3.1 実験方法

実験器具：点線源 (^{99m}Tc : 7.4×10^6 Bq), ^{99m}Tc 溶液を封入した IAEA 肝ファントム（以下肝ファントムと略）、アクリル板 ($20 \times 20 \times 1$ cm), ^{99m}Tc 溶液を入れたアクリル製水槽（以下 B ファントムと略）($20 \times 20 \times 20$ cm)

イメージング方法：ウィンドウ幅はすべて20%とした。ウィンドウの設定位置は、中心が133 keV, 140 keV, 147 keV の3種類とし、140 keV の上下にそれぞれ5%のずれを作った。計数密度は2000カウント/cm²、イメージサイズは6切6分画、フィルム濃度は約1.0とした。

均一性像は、通常の方法³⁾でイメージングした。計数密度2000カウント/cm²は、大口径シンチカメラ(40 cm ϕ)の総カウントで約2.5Mカウントである。

肝ファントム像は、上記イメージング条件のほかに、RI 濃度コントラストを0.3とした。その方法は、まず肝ファントムを600カウント/cm²でイメージングし、つぎに肝ファントムを取り除き、検出器上の同位置に B ファントムを置いて1400カウント/cm²で同一フィルム上に重複イメージングした。また、肝ファントムのイメージングには、上下に5 cm のアクリル板を置いて散乱体とし、同時にこれで検出器から5 cm 離れることによる「ボケ」

Fig. 2 Field uniformity and image quality of an IAEA liver phantom set on an asymmetric and symmetric energy window for a scintillation camera

を加えた。

3.2 結果および考察

均一性像と肝ファントム像を Fig. 2 に示す。均一性は、ウィンドウの中心が140 keV のものが最も良好で、133 keV と147 keV のものは少し劣っている。肝ファントム像で3者を比較すると、ウィンドウの中心が147 keV のときに cold lesion の描出が最もすぐれ、ついで140 keV のときのものとなり、133 keV のものは最も劣った。

今回の実験では、ウィンドウの中心を7 keV (5%) ずらして均一性の劣化の程度をしらべた。均一性の劣化は、視覚で少し認められた。ウィンドウの中心のずれがさらに進むと、松本も指摘している如く均一性の劣化は顕著になり、複数のスポット状模様が強く認められるようになる。

肝ファントム像では、ウィンドウの中心が147 keV のとき、cold lesion の描出が最もすぐれていた。この理由として、散乱線の含有率の低いことがあげられる。 ^{99m}Tc のスペクトルとウィンドウの関係から、散乱線の含有率は、ウィンドウの中心が147 keV の画像が最も低く、ついで140 keV のものとなり、133 keV のものは最も高くなる。cold lesion 描出能に与える影響は、ウィンドウのずれが5%の場合、均一性より散乱線含有率の方が大きいと推定できる。

したがって、ウィンドウの中心を故意に5%上方にずらし、147 keV でイメージングする特別な方法もあるこ

とをわれわれは報告している⁶⁾。この方法は、解像力を重視する planar 像のイメージングに有用である。しかし、感度が約30%低下することと均一性の劣化が少し認められることから常時用いるわけにはいかなないと考える。

通常は、ウィンドウの中心を140 keV に設定してイメージングをおこなう。

一方、ウィンドウの中心がエネルギーの低い方へずれたイメージング法は、散乱線を多く含んだ画質の劣化した RI 画像となるので避けなければならない。

最新のシンチカメラでは、押しボタン方式で使用核種の光電ピークがウィンドウの中心に設定される装置がある。また光電ピークがウィンドウの中心から少しずれた場合、自動的に補正されるシステムもみられる。このような自動化は今後進むであろう。しかし、われわれ使用者は、これらの便利になったシンチカメラを用いる場合でも、検査前にウィンドウの設定状態を CRT 上に表わし目で確認する慎重な態度が望まれる。

4. イメージサイズの縮小効果

通常のイメージングに用いられる計数密度 (1000~3000 カウント/cm²) では、フィルム上のイメージサイズのちがいにより RI 画像の画質は異なる。われわれの実験では、大四切1コマ、6切6分画、6切20分画の3者の比較で、6切6分画の画質が最もすぐれていた⁵⁾。

このイメージサイズのちがいと画質に関する研究には、

核医学イメージングにおける問題点とその対応 (濱田)

ほかに Rollo の報告⁷⁾と Pitt らの報告⁸⁾がみられる。Rollo は、イメージサイズ縮小による画質改善の理由として、フィルム上のドット密度の増加を挙げている。Pitt らは、デジタル像で目とフィルム間距離を大きくして視角を変化させ、像を小さく観察することにより病巣検出率の向上が認められたとしている。いずれもイメージサイズを実物大より縮小して観察することで好結果を得ている。

最近、高分解能 CRT をもつイメージャが普及し、種々のサイズでイメージングできるようになった。そして現状は、施設により採用されるイメージサイズは異なり、実物大から 35 mm サイズまでその範囲は広い。

現在、市販されているシンチカメラとイメージャを使用してイメージングをおこなう場合、〈診断価値の高いイメージサイズはどの程度か〉を明確にする時期に来ていると思う。

4.1 実験方法

実験方法は、文献⁵⁾において詳述したのでここでは要点だけを述べる。イメージサイズを大四切 1 コマ、6 切 6 分画、6 切 20 分画の 3 種類とし、その優劣を病巣検出率で比較した。4 個の cold lesion (直径: 1, 1.5, 2, 3 cm) を有するファントムおよび 4 個の hot lesion (直径: 0.8, 1.3, 1.8, 2.6 cm) を有するファントムを使用した。核種は ^{99m}Tc を用いた。計数密度は、単位面積当りの計数値で 500, 2000, 10,000 カウントの 3 種類とした。cold および hot lesion 部は、計数密度の 10% から 50% の範囲で 10% ごとに異なる 5 種類とした。

RI 画像の評価は、医師 1 名、放射線技師 5 名計 6 名の心理実験でおこなった。(評価法は飯沼の論文⁹⁾を参考にした。)

4.2 結果および考察

実験結果の表 (前報告) をここではさらに簡略化し、サイズと RI 濃度比の異なる 20 種類の lesion の検出率でサイズの異なる RI 画像を比較した (Table 1, 2)。

イメージサイズ縮小の効果は、計数密度が 500 カウント/cm² および 2000 カウント/cm² のときに認められた。大四切 1 コマと 6 切 6 分画とで cold lesion 検出率を比較すると 15% の差があった。計数密度が 10000 カウント/cm² になるとイメージサイズ縮小の効果は認められなかった。イメージサイズ 3 種類のうち、6 切 6 分画が最もすぐれていた。

イメージサイズ縮小による lesion 検出率向上の理由として、Rollo はフィルム上のドット密度の増加のみをとりあげているが、筆者はつぎの 3 因子を考える。

Table 1 Comparison of cold-lesion detectability on three different image sizes

Image size	Count density 500/cm ² (%)	2000/cm ² (%)	10000/ cm ² (%)
230 (11"×14"Format 1)	40	60	80
65 (8"×10"Format 6)	55	75	80
35 (8"×10"Format 20)	50	70	75

Table 2 Comparison of hot-lesion detectability on three different image sizes

Image size	Count density 500/cm ² (%)	2000/cm ² (%)	10000/ cm ² (%)
230 (11"×14"Format 1)	40	60	75
65 (8"×10"Format 6)	50	65	75
35 (8"×10"Format 20)	45	65	75

- 1) フィルム上のドット密度の増加
- 2) intensity (CRT 輝度) 減少による RI 画像の粒状性の改善
- 3) intensity 減少によるフィルム上からのバックグラウンドの一部消失

つぎに lesion 検出率向上の理由とした上記 3 因子と実験結果との関係について考察する。

上記 1) は、イメージサイズを縮小すれば、フィルム上のドット密度が増加し、計数密度が 500~2000 カウント/cm² 程度では lesion 検出率向上に役立つと考える。計数密度が 10000 カウント/cm² になると、大四切 1 コマでドット密度は約 30000 カウント/cm² となる。イメージサイズを縮小させることによるドット密度のこれ以上の増加は、現在の装置では検出率向上に結びつかないと考える。

2) は通常イメージサイズを縮小してイメージングする場合、intensity を減少させるが、このことが RI 画像の粒状性を改善し検出率向上に役立っている。すなわち、intensity が減少するほど、フィルム上の砂粒をまき散らしたようなざらついた感じも減少する傾向がみられる。

3) は 2) と同様に intensity を減少させることによる効果の一つで、フィルム上から微小なバックグラウンドが消失し、いわゆるカットオフと同様の結果が得られ検出率向上に役立つ。ただしその程度は、フィルム特性によって異なる。この 2) および 3) の現象は、同一被写体をイメージサイズを変えて計数密度 500~2000 カウント/cm² でイメージングした 2 枚の RI 画像を比較すると明らかである。

計数密度が10000カウント/cm²でイメージングする場合、大四切1コマのサイズであっても低計数密度のときより相当 intensity を減少させる。この場合もフィルム上に上記2), 3)の効果が認められる。すなわち、10000カウント/cm²でイメージングした大四切1コマのRI画像は、intensity 減少による画質改善の効果をすでにもっており、イメージサイズを縮小してもそれ以上の効果は得られなかったものと考ええる。

6切6分画と6切20分画とで lesion 検出率を比較すると、6切6分画の方がすぐれていた。6切20分画は、実物大の約8%に相当し1cmφの lesion は0.08 cmφに縮小する。lesion が2 cmφ以上になると6切6分画と同一実験結果を示すことから、2 cmφより小さな lesion を検出する場合は、6切20分画は縮小しすぎであると考ええる。

[本項の実験は、均一性の許容範囲をしらべたことにもなっている。すなわち、cold および hot lesion 部を背景計数密度の10%から50%まで増減し、視覚で認識できる cold および hot lesion をしらべているからである。この実験結果から、通常の計数密度 (1000~3000カウント/cm²)でイメージングする場合、均一性の許容範囲は±10%以下であると推定できる。]

5. 計数密度

RI 画像の画質は、計数密度によって左右される。理論的には、計数密度は多いほど画質は向上する。臨床の RI 画像は、RI 投与量の制約や検査所要時間の制約を考慮して計数密度を決定する。

RI 画像は、計数密度が「ある量」に達するまで病巣検出能 (情報量) と画質とは正の相関を示すことが知られている。この「ある量」は、シンチカメラの性能の限界を示すものである。上記の種々の制約を考慮すれば、「ある量」の手前が通常のイメージングに適した計数密度であると考えられる。われわれの実験—^{99m}Tc 使用、イメージサイズ：6切6分画—では、通常のイメージングに適当な計数密度は2000カウント/cm²であった。

5.1 実験方法

病巣を模した1cmφの球体を^{99m}Tc 溶液を入れた水槽 (アクリル製) の中に入れ、その RI 濃度コントラスト (以下 Co と略) を1.0から0.1まで変化させてイメージングした (Fig. 3)。Co は、水槽中の RI 溶液の量を加減して決定した。すなわち、球体の周囲の RI 溶液層の厚さを B、球体の上下の RI 溶液層の厚さを T としたとき $Co = \frac{B-T}{B}$ とした。計数密度は、単位面積当り100カウ

Fig. 3 Schematic of an experimental method and object contrast

トから10000カウントの間で、1000カウントまでは100カウントごと、1000カウントから5000カウントまでは1000カウントごととし、これに10000カウントを加えて16種類とした。イメージサイズは、6切6分画とし、フィルム濃度は約1.0となるようにした。なお、球体の位置は、Co の数値が異なるごとに移動し記録した。

評価法は、心理実験でおこなった。放射線技師 (経験5年以上) 3名に上記方法で得た RI 画像を見せ、3名すべてが球体の存在を確認し、その位置を正確に指摘できたものを選んだ。読影者は、球体の数とその存在の有無については知らされていない。

このようにして選出した RI 画像のうち、同一計数密度で Co が最小のものを取りだし、縦軸に Co の数値を、横軸にその計数密度をとって曲線を作成した (Fig. 4)。

Fig. 4 Correlation of the cold lesion detectability with count density

5.2 結果および考察

結果は、Fig. 4 に示した。この曲線は、種々の Co の値をもつ1cmφの球体検出と計数密度との関係を表わしたものである。

計数密度が100カウント/cm²では、Co が1.0であっても球体は認められなかった。計数密度が200カウント/

核医学イメージングにおける問題点とその対応 (濱田)

cm^2 になると Co が 1.0 の球体が認められ、以後計数密度の増加とともに視覚で認められる球体の Co の数値は急速に低値を示した。すなわち、計数密度の増加とともに RI 画像の解像力は向上し、とくに低計数密度ではその傾向が顕著であった。計数密度が $1000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ をこえると解像力の向上はゆるやかとなり、 $2000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ から $10000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ までさらにゆるやかな向上を示した。

筆者は、現在のシンチカメラで検出可能な最小単位 ($1 \text{ cm}\phi$) の球体を、 Co を変化させて種々の計数密度でイメージングする実験をおこなった。その実験結果から、通常のイメージングには、 $2000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ が適当な計数密度であると判断し、一つの目安として提言した。

Whitehead は、ガンマが約 2 の片面乳剤フィルムを使用した場合、微小な hot および cold lesion 検出に必要な計数密度は約 $2500 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ と $3000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ であるとしている⁹⁾。松本は、装置の性能を十分生かしたイメージングをおこなうためには、 $1000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ 以上の計数密度が必要であるとのべている¹⁰⁾。松平は、 $1000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ 以上、可能なら $5000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ の計数密度が望ましいとしている¹¹⁾。

Fig. 4 で示した実験結果は、一つのシンチカメラ、イメージャ、感光材料の系を用いた結果であるが、現在市販されている他の装置・器具を用いた場合もほぼ同一の結果が得られるであろう。

6. フィルム濃度

RI 画像の最適フィルム濃度は、対象となる病巣の面積と Co の大きさによって決定する。しかし、臨床の RI 画像のイメージングでは、事前に病巣の大きさなどが予知できないのが普通である。また、面積と Co の異なる複数の病巣を対象とする場合も多い。したがって、通常、RI 画像をイメージングする場合、微小な病巣に焦点を絞ってフィルム濃度を決定する。ここでも、病巣の面積と Co が比較的小さい場合を想定し、IAEA 肝ファントムを用いて最適フィルム濃度を検討した。

RI 画像の最適フィルム濃度は、シャウカステンの輝度によって変動し、またフィルム特性によっても異なる。本稿では、医療用の $3500 \text{ lm}/\text{m}^2$ の明るさを有するシャウカステンと片面乳剤フィルム MI-NC (ガンマ: 2.7) を用いた実験結果について述べる。われわれの実験では、最適フィルム濃度は、cold lesion 検出の場合 0.8 から 1.2, hot lesion 検出の場合 0.6 から 1.2 であった。

6.1 実験方法

cold lesion ファントムを用いた実験: ファントムとして $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 溶液を封入した IAEA 肝ファントム (以下 C ファントムと略) と $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 溶液を入れた $20 \times 20 \times 20 \text{ cm}$ のアクリル製水槽 (以下 B ファントムと略) を用いた。イメージサイズは 6 切 6 分画、計数密度は $2000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ 、フィルム濃度は、0.2 から 2.0 まで 0.2 づつ変化させた 10 種類とした。 Co は 0.2 と微小なものにした。その方法は、同一フィルム上に C ファントムを $400 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ 、B ファントムを $1600 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ で重複イメージングし Co を 0.2 とした。

hot lesion ファントムを用いた実験: C ファントムの cold lesion に相当する部位をすべて hot lesion とするファントム (以下 H ファントムと略) を作成し使用した。実験方法は、cold lesion の場合とほぼ同じである。異なる点は、同一フィルム上に H ファントムを $400 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ 、B ファントムを $2000 \text{ カウント}/\text{cm}^2$ で重複イメージングし、 Co を 0.2 としたことである。

評価法は、前項と同じ方法でおこなった。しかし、このファントムは信号の位置に規則性があり、読影者は信号の位置を知ったうえで判定をおこなった点が前項と異なる。

6.2 結果および考察

cold lesion の実験結果は、Fig. 5 に示した。視覚で認めることのできた最も小さな lesion のサイズは 12 mm で、そのフィルム濃度は 0.8 から 1.2 の間であった。 $16 \text{ mm}\phi$ と $20 \text{ mm}\phi$ の lesion は、フィルム濃度が 0.6 から 1.6 の間で認められた。lesion のサイズが 24 mm 以上になるとフィルム濃度が 0.4 から 1.8 と広い範囲で認められた。なお、 $8 \text{ mm}\phi$ と $10 \text{ mm}\phi$ の cold lesion は、フィル

Fig. 5 Correlation of the cold-lesion detectability with film density using MI-NC (gamma of approximately 2.7)

Fig. 6 Correlation of the hot-lesion detectability with film density using MI-NC (gamma of approximately 2.7)

ム濃度に関係なく認めることはできなかった。

hot lesion の実験結果は、Fig. 6 に示した、フィルム濃度が0.6から1.2の間で、12 mm ϕ から24 mm ϕ の4個の hot lesion が認められた。32 mm ϕ と40 mm ϕ の hot lesion は、フィルム濃度が0.4から1.4の間で認めることができた。なお、8 mm ϕ と10 mm ϕ の hot lesion は、フィルム濃度に関係なく認めることはできなかった。

実験結果のうち、12 mm ϕ の lesion の認識可能濃度範囲は、cold lesion で0.8から1.2, hot lesion で0.6から1.2であった。したがって最適フィルム濃度はこの値となる。

臨床の RI 画像は、病巣の背景濃度 (RI 濃度) が一樣でなく種々の値を示すので、最適濃度を中心としたある濃度範囲をもつものとなる。この濃度範囲は、イメージャの CRT とフィルムの特性によって決定する。

医用画像のうち、X線写真の最適濃度についての報告では、約1.0が多い。比較的最近では、金森の報告¹²⁾があり1.26~1.3を最適濃度としている。RI 画像では、当学会 RI 委員会報告¹³⁾があり、フィルム濃度が0.8~1.0で識別できる濃度差が最も小さいとし、またフィルム濃度は1.8をこえてはならないとしている。

上記諸家の報告から、(シャウカステンの明るさのちがい、フィルム特性のちがいがあるのでバラツキは少し認められるが)医用画像の最適濃度は1.0近辺にあるものと考えられる。

7. 全体の考察とまとめ

RI 画像をイメージングするに際し、シンチカメラの性能管理の重要性は周知のことである。しかし、十分な性能管理を実行している施設は数少ない。原因として、〈簡

便におこなえること〉や〈高価で特別な装置・器具を必要としない〉ことなどの条件が満たされていないからであろう。また、イメージングをおこなうヒトの自覚も大きな因子の一つである。前述の波高分析器のウィンドウの設定位置や感度均一性は、planar image だけでなく SPECT image の画質にも大きな影響をおよぼす。

イメージサイズは、実物大より縮小した方が画質は向上する。6 切 6 分画程度が適当と考える。

計数密度は、使用核種の半減期に差があり使用量が異なるので特定できないが、2000 カウント/cm² を一つの目安として提言する。将来、計数密度が多く設定できる ^{99m}Tc 製剤で殆どの検査ができれば理想的で、被写体内 RI 濃度コントラストの高い ^{99m}Tc 化合物の開発が今後とも期待される。

フィルム上の最適濃度は、cold lesion の場合0.8~1.2, hot lesion の場合0.6~1.2であった。(シャウカステン: 3500 lm/m², フィルム: MI-NC)

RI 画像は、種々の制約をうけて医用画像中最も画質が劣っている。しかし、RI 画像は、形態だけでなく生理的情報を反映しているのでも有用性は高い。われわれは、イメージングに際し基本的事項を大切に慎重な態度でのぞみたい。

稿を終るにあたり、本報告に御指導、御校閲いただきました当大学中央放射線部光田秀雄技師長に深く感謝するとともに、実験に御協力いただきました池田穂積、小堺和久、大村昌弘、下西祥裕各氏に厚くお礼を申し上げます。

また、発表の機会をあたえていただきました神田幸助学会長をはじめ、役員の方々に心からお礼を申し上げます。

文 献

- 1) Frank R Whitehead: Minimum detectable gray-scale differences in nuclear medicine images. J. Nucl. Med., **19**, 87-93, (1978).
- 2) 放射性同位元素検査技術委員会: RI 体外測定装置の性能検査法. 日放技学誌, **34**(5), 634-656, (1979).
- 3) 核医学イメージング規格化専門委員会: シンチカメラ性能の定期点検に関する勧告. Radioisotopes, **30**, 420-423, (1981).
- 4) 細野紀一, 五十嵐均: 群馬におけるガンマカメラの精度管理に関する調査結果. 日放技学誌, **42**(6), 778-779, (1986).
- 5) 濱田國雄, 池田穂積, 大村昌弘, 他: イメージサイズのちがいと画質について, 日放技学誌, **37**(5), 540

核医学イメージングにおける問題点とその対応 (濱田)

- 545, (1981).
- 6) 池田穂積, 濱田國雄, 光田秀雄, 他: シンチカメラのベースライン設定の比較検討. 日放技学誌, **31**(2), 154, (1975).
- 7) F David Rollo, C Craig Harris: Nuclear medicine physics, instrumentation, and agent. The C. V. Mosby Company. Saint Louis. 428-430, (1977).
- 8) W Robert Pitt, Peter F Sharp, Robert B Chesser, et al.: Radionuclide image minification can compensate for coarse digitization. J. Nucl. Med., **24**, 1046-1504, (1983).
- 9) 飯沼武, 福久健二郎: 電子計算機による RI イメージ形成のシミュレーション. 日医放会誌, **31**(12), 1270-1285, (1972).
- 10) 松本正典: Gamma camera image の適正撮影法. 日放技学誌, **35**(1), 72-75, (1979).
- 11) 松平正道: シンチカメラの性能および RI イメージング. 日放技学誌, **35**(1), 46-52, (1979).
- 12) 金森仁志: X線写真の最適濃度と最適濃度範囲—心理的効果の導入. 日放技学誌, **37**(3), 324-335, (1981).
- 13) RI 委員会: シンチグラム記録表示の標準化. 日放技学誌, **32**(1), 44-61, (1976).