〔RI 専門委員会報告〕

シンチグラム記録表示の標準化

日本放射線技術学会 RI 委員会 (委員長 光田秀雄)

(班 長) 松 平 正 道

(班 員) 鈴 木 精 義・長 谷 川 武・三 島 厚

(Code No. 32210)

STANDARDIZATION OF PHOTORECORDING AND DISPLAY
FOR SCINTIGRAPHY

By MASAMICHI MATSUDAIRA (chief)

SEIGI SUZUKI,

TAKESHI HASEGAWA and

ATSUSHI MISHIMA

Radioisotope Committee of Japanese Society of Radiological Technology (Chairman: Hideo Mitsuta)

Summary

In order to obtain standardized scintigraphy in all radioisotope laboratories, photorecording conditions for radioisotope imaging were evaluated technically by Radioisotope Committee of Japanese Society of Radiological Technology.

First of all the imaging technique each radioisotope laboratory was surveyed by imaging with the standard phantom, next it was undertaken to determine the best condition of film density, information density, cut off level, rate down and line spacing for photoscintigraphy using X-ray film.

The optimum film density of volume source in liver, lung and kidney scintigraphy was 1.5-1.7 at maximum value. However for positive imaging such as bone, brain and tumor scanning the optimum film density was 0.5 at surrounding tissue area. It is desired that the scintigraphy with short life nuclide such as ^{99m}Tc information density over 1,000 counts/cm² on the maximum point and if possible, over 2,000 counts/cm² with scanner and over 5,000 counts/cm² with scinticamera. It is a general rule to set non-contrast enhancement and non-cut off for photoscintigraphy. The optimum line spacing of scanning is 2-3 min.

1. 緒 言

ラジオアイントープ (RI) イメージ装置は年々改良が加えられ、その性能も向上し、イメージング用 RI 医薬

品としては ^{99m}Tc 標識化合物の開発により、大量投与が行われる傾向にあり、RI イメージ (シンチグラフィ) の画質の向上に寄与している。一方、シンチグラフィの画質、表現が施設毎に異なりがちであり¹⁾、客観性に

優れているとは言えないことも事実である。当班の課題はシンチスキャナーおよびシンチカメラによる RI イメージングについて、記録表示の技術的向上および標準化により、客観性のある良好なシンチグラムを得るための規準を示すことを目的としている。

シンチグラフィの記録は現在、X線フィルムまたはポラロイドフィルムによる写真記録が主体であるが、本課題の検討にあたっては、X線フィルムによるフォトシンチグラフィに限定し、日常シンチグラフィを肉眼で観察し核医学診療を遂行する場合を主眼とした。また本課題はフォトレコーダーに達した信号をフィルムに記録する段階での技術的検討を主題としており、波高分析の条件やコリメータ使用法などのイメージング技術的な検討を原則として含まない。この課題の目的を達成するため、第1段階として同一ファントームを用い、各施設における RI イメージングの現況を把握し、次いでこの結果を基に検討を加えることとした。

2. 各施設における RI イメージングの現況とその検討

2.1 方法

各施設の RI イメージングの記録方法およびその技術的レベルを把握するため、同一ファントームのイメージングを各施設の Operator により、その施設で日常実施している肝イメージングの記録条件で行うこととした。

ファントームは主に肝、脾、骨髓、バックグラウンドを想定して作製したが、一般のイメージングに対するデータも提供するものと考えた。このファントームは以後スタンダードファントームと呼ぶことにする（単にファントームと記すこともある）。Fig. 1はこのファントームの諸元を示したものである。すなわち Fig. 1に示したものを Fig. 2 に示すようなアクリル容器に入れ、A部よ

Fig. 1. スタンダードファントームの寸法

Fig. 2. スタンダードファントーム

り 1 cm 上まで水を満たして使用した。A部は肝臓を想定してあり、1 cmφ, 2 cmφ および 3 cmφ の欠損部を設けてある。B部はバックグラウンド程度から除々に放射能が増加する状態に設定されており、肝イメージングでは骨髓に想定でき、一般的には放射能の少量の集積をも忠実に書き出すか否かを観察することを目的としている。C部は脾臓を想定してあり、この部分もバックグラウンド程度からB部に比べ急激に放射能が増加した状態に設定してある。用いたラジオアイソトープは ^{198}Au , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ および $^{113\text{m}}\text{In}$ であり、A, B, C部に合計で ^{198}Au の場合は 200 μCi , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ および $^{113\text{m}}\text{In}$ の場合は 1 mCi, を封入した。A, B, C各部の容積比は 28.6 : 1 : 4.3 であり、各部の放射能の割合はその容積比とした。すなわち各部の放射能の濃度（単位体積あたりの放射能）は同一である。

スタンダードファントームのイメージングは東北、関東、東海、北陸の各地方32施設について実施し、71例のシンチグラフィを得た。イメージングは全てX線フィルムを用い、その施設の放射線技師により行われた。シンチグラムの濃度測定はフィルムを濃度計で走査し、その出力をペンレコーダーで記録することにより行い、ペンレコーダーに記録された動揺を含むフィルム濃度分布曲線の平均的な値をその部分のフィルム濃度とした。スキャナーによるシンチグラムの濃度測定はラインスเปージング以下の検出アパーチャで行った。各施設で行われたスタンダードファントームシンチグラムの本項に記載されているフィルム濃度はフィルムベース濃度を差引いた値である。したがって実際のフィルム濃度は記載してある値より0.2~0.25 程度高い。

2.2 結果

各施設でイメージングされた71例のスタンダードファントームシンチグラフィについて、そのデータを整理した。装置および使用核種別に分類したシンチグラフィの例数は Table 1 に示すとおりである。Fig. 3, 4, 5, 6はこれらのシンチグラフィの代表例である。 ^{198}Au を

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

Table 1. 各施設で実施したスタンダードファントームシンチグラムの件数

装 置	使用核種	件 数
スキャナー	^{198}Au	22
	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	19
	$^{113\text{m}}\text{In}$	6
シンチカメラ	^{198}Au	9
	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	12
	$^{113\text{m}}\text{In}$	1

用いたスキャナーによるシンチグラフィーのライン L_2 (Fig. 1) における濃度測定のを Fig. 7 に示したが、各施設のシンチグラフィーデータで最も著しい相違が認められるものの1つとしてフィルム濃度を上げることができる。Fig. 8 は71例のファントームシンチグラフィーについて、それぞれの最高濃度で示した分布図であり、施設により濃度0.6 から2.6 までの相違が認められる。Fig. 9 はファントームシンチグラフィーのA, B, C 各部の最高濃度の変化を代表例について示したものであり、特にスキャナーについては各施設により、その変化に大

Fig. 3. 各施設におけるスキャナーによるスタンダードファントームシンチグラム, 使用核種 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 1. フィルム濃度1.0以下 2.3.4. フィルム濃度1.0~2.0 5. ガウシアンフィルター 6.7. フィルム濃度2.0以上 8.9.10. 強度のカットオフ, コントラスト強調 (1,5, 6, は欠損部が L_2 上に存在する)

Fig. 4. 各施設におけるスキャナーによるスタンダードファントムシンチグラム使用核種 ^{198}Au
 1.2. フィルム濃度 1.0 以下 3.4. フィルム濃度 1.0~2.0 5.6. フィルム濃度 2.0 以上 7.8. 強度のカットオフ、コントラスト強調

きな相違が認められる。

画質に影響をおよぼす重要な因子である情報密度 (count/cm²) は今回のスキャナーによるファントムテストでは **Fig. 10** のようなデータで示され各施設により大きな差違が認められる。これらは計数効率、スキャンスピード、ラインスペーシングの相違によるものであるが、計数効率については例えば $^{99\text{m}}\text{Tc}$ については **Fig. 11** に示すように、RI 使用量が同一であっても得られる計数率に大きな差違が現われている。

Fig. 3-8, 9, 10 および **Fig. 4-7, 8** に示すシンチグラムは強度のコントラスト強調または Cut off が行われていると思われる例であり、B 部の放射能分布はほとんど表現されていない。一般にカットオフが行われておらず、コントラスト強調も行われていないか、または弱い強調が行われている程度のシンチグラフィーは、僅かな放射能を含む B 部、C 部も原形を良く表現しているが、強い

コントラスト強調やカットオフの行われているものは B 部、C 部の描出が僅かであったり、B 部がほとんど描出されていないシンチグラフィーが大部分であった。シンチカメラによるシンチグラフィーでは CRT など記録表示系に問題のあると思われる例が認められた (**Fig. 5-7, 8**)。

欠損部の検出能力についてはシンチスキャナーでは球 30 mmφ がようやく認められ、シンチカメラでは $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を用いた場合、球 30 mmφ は明らかに認められ球 20 mmφ が認められた例も多かった。しかしフィルム濃度最高値 2.0 以上のシンチグラムでは全ての例で欠損部を検出することは困難であった。

施設によりシンチグラフィーの画質および表現に大きな相違のあることは明らかであり、放射能分布のシンチグラフィー表現にかなりの相違のあることが今回のテストで判明した。

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

Fig. 5. 各施設におけるシンチカメラによるスタンダードファントームシンチグラム
 1.2.3.使用核種 ^{99m}Tc , フィルム濃度1.0~2.0
 4.使用核種 ^{99m}Tc , 濃度 2.0以上 5.6.使用核種 ^{198}Au 7.8.CRT display が不良と思われるもの

2.3 小 括

各施設で実施されたスタンダードファントームのイメージングデータより、情報密度、フィルム濃度、コントラスト強調およびカットオフ、欠損部検出能力などについて考察を加える。

フォトシンチグラフィは検出された r 線の計数に応じた露光量をフィルムに与えて得られるが、放射性核種よりの r 線放出には統計的動揺が存在するためフィルム濃度に揺ぎを生じ、これが画質を低下させる原因の1つとなる。統計的動揺を減少させるにはシンチグラムに寄与する計数を増加させる必要がある。このシンチグラフィに寄与する計数を情報密度 (information density or count density 略して ID) で表わす方法が行われている。情報密度 (ID) はシンチグラム単位面積あたりに寄与する計数で表わされており、スキャナーにおいてはスキャン速度を V (cm/min), ラインスペーシングを d

(cm), 計数率を N (count/sec) とすると $ID = N \times 60 / V \times d$ (count/cm²) で計算される。情報密度はスキャン臓器への放射性核種の集積量、装置の検出効率、スキャン速度、ラインスペーシングに依存する。ファントームイメージングにおける各施設の計数率の違いは第1に計数効率の相違に原因がある。計数効率はクリスタルの大きさ、波高分析ウィンドウ幅にも影響されるが、今回のテストではコリメータの種類により最も大きく影響されているようである。この結果、情報密度は施設間で1ケタ以上の差違となって現れ、画質を左右している。情報密度を増加することにより統計動揺の少ない良質のシンチグラフィが得られることは確かなことである。しかし今回のファントーム実験では欠損部の描出という見地のみからは、必ずしも情報密度の多いシンチグラフィが良好であったとは断言できなかった。これはコリメータの空間分解能を犠牲にした高感度コリメータの使用に

昭和 51 年 5 月

日本放射線技術学会雑誌

より、高い計数効率が可能であったという一面を示している。統計動揺を改善し、また高周波ノイズを除く目的で記録スポットの defocus によるスムージング効果を利用したシンチグラフィ（Fig.3-5）を行うことが試みられている。このシンチグラフィは等濃度解析装置でデータ処理する場合に有効であり、データ処理によりRI

Fig. 6. 各施設における ^{113m}In によるスタンダードファントムシンチグラム
1.2.フィルム濃度 1.0~2.0 3.フィルム濃度 2.0以上 (2 cm ϕ および 3 cm ϕ 欠損部は L_2 上に存在する)

Fig. 7. スタンダードファントムシンチグラフィのライン L_2 上のフィルム濃度分布

Fig. 8. 各施設におけるスタンダードファントムシンチグラフィのフィルム濃度最高値

Fig. 9. 各施設で実施したスタンダードファントムシンチグラフィA, B, C各部のフィルム濃度最高値

Fig. 10. 各施設で実施したスキャナーによるスタンダードファントムシンチグラフィの情報密度最高値の分布図

Fig. 11. 各施設において ^{99m}Tc を用いたスタンダードファントームのスキニングを実施したときの最高計数率の分布図

Fig. 12. Fig. 3.~5. をデータ処理することにより得たフィルム濃度分布

分布状態、欠損等が客観的に示される (Fig. 12).

日常シンチグラフィーの読影はフォトシンチグラフィーを透過光、特にシャーカステンで観察する場合が一般的であり、フィルム濃度が画質の重要な因子となる。このため各施設間で大きな相違のあるフィルム濃度を観察に適した濃度付近に標準化すべきである。フィルム濃度の過大は肉眼には微少な濃度変化を識別困難とし、低濃度ではコントラストの低下を招くこととなろう。ファントームテストの RI 分布の表現、欠損部の描出などからフィルム最高濃度 1.5 付近に適正值があると推察される。

シンチスキャナーのフォトレコーダーにはコントラスト強調回路およびカットオフ回路を内蔵しているのが通常であり、使用者の多くが任意にカットオフやコントラスト強調を行っている現状である。ファントームスキニングにおいても、カットオフレベルおよびコントラスト強調の度合が施設により異なり、これがシンチグラフィーの客観性を失なわしている大きな原因の 1 つである。今回のファントームスキニングで「低いカットオフレベル、弱いコントラスト強調」というデータのシンチグラフィーにおいても、強いカットオフやコントラスト強調が行わ

れたと考えられるものが相当存在しており、各施設のスキニングデータ回答は必ずしも正しくなかったと言える。これは使用者のコントラスト強調やカットオフに対する考え方に相違や問題点があるということと、各メーカーの装置により回路方式や考え方に差違があり、またこれらを設定するコントローラーの目盛などが定量的でないことに原因があると考えられる。スキャナーによるファントームスキニングで A, B, C 各部の濃度最高値の変化の割合がそれぞれ異なる (Fig. 9) 理由はコントラスト強調やカットオフの相違によるものと考えられ、放射能分布の表現に客観性のないことを示している。これに比較しシンチカメライメージの濃度変化比率の相違は視野均等性の不良によるものと考えられ、また直線性、CRT の輝点、拡大率の相違などが画質に優劣を生じさせる原因の 1 つとなっていることは明らかである。シンチグラフィーは放射能分布を忠実に表現することが原則であり、スキャナーにおいてはファントームスキニング結果からも一般に強度のカットオフやコントラスト強調は好ましくないと言える。

欠損部の検出能力などに関する解像力の検討は今回の課題の範囲外であるが、参考までに考察を加える。ファントームイメージングの結果から、スキャナーでは肝臓などの厚い容積線源の中心付近にある欠損部の検出能力は 3 cm 程度が限度と言える。2 cm 直径の球は浅い部分においてもほとんど検出されておらず、これはコリメータの焦点をファントーム A 部中心付近に合せてスキニングしていることにもよろうが、このことは焦点付近以外は分解能が非常に低下するハニコンコリメータの性

Fig. 13. スキャナー (SCC 150) とシンチカメラ (Dyna Camera 2C) の空間分解能の比較 (空気中) 使用核種 ^{99m}Tc

能的な限界を物語っている。スキャナーに比較し、シンチカメラの欠損部検出能力は優れており、現在の標準的な性能を有するシンチカメラによる十分な情報密度を含んだ適正濃度のシンチグラフィーによれば、ファントームの球 1 cm ϕ を除き全ての欠損を検出することが可能である (Fig. 5-2)。Fig. 13は5 inスキャナーと現在の標準的な性能を有するカメラの空間分解能を示したもので、スキャナーが解像力で優れている部分はコリメータ焦点付近であり、それ以外の深さではシンチカメラが優れていることで、ファントームシンチグラフィーの欠損部検出結果が理解できる。最近ではシンチカメラの固有分解能は更に改善されつつあり、分解能という見地のみからはシンチカメラがスキャナーに比べ明らかに優れていると言える。しかしこのことはホールの小さい高分解能低エネルギー用コリメータを使用した場合であり、実際には ^{99m}Tc など低エネルギー核種を用いるときに限って言えることである。シンチカメラによる今回のスタンダードファントームイメージングではコリメータファントーム間に距離をとっている例があったが、イメージングに際しては可能な限り人体に密着すべきである。

今回のスタンダードファントームのイメージングデータを検討した結果、情報密度、フィルム濃度、カットオフおよびコントラスト強調に各施設間で大きな隔りがあり、これは実際のイメージングにおいても同様であることを意味しており、シンチグラムデータに全国的な共通性、客観性に乏しいことを暗示している。一定水準以上のシンチグラフィーを得るためのイメージング技術の標準が示されるべきである。

3. イメージ記録表示に関する基礎的検討

3.1 方法

イメージ記録条件に関するフィルム濃度、情報密度、コントラスト強調、カットオフ、ラインスペーシングについて検討を行った。Fig. 14(A)は実験に用いたファントームであり、厚さ 20 mm (内径) のアクリル容器の中に 2 mm 厚さの 9 個のアクリル階段を設け、放射能の 10 段階を可能とするものである (以後 RI 階段ファントームと記す)。

この RI 階段ファントームを用い、フォトシンチグラム濃度に関する実験では、情報密度をスキャナーおよび全身シンチカメラ方式については 2,000 counts/cm 2 、シンチカメラについては 5,000 counts/cm 2 とし、種々の濃度のシンチグラフィーを作成し、RI 階段の識別の程度を肉眼で判定した。この結果より次項で述べる方法

(A)

(B)

Fig. 14. RI 階段ファントーム(A)とスキャナーによるフィルム濃度の異なるファントームシンチグラフィー(B)

によりフィルム濃度と識別能の関係を求めた。情報密度に関しては、これを 100 counts/cm 2 から 10,000 counts/cm 2 まで変化させた種々のシンチグラムを作成し、同様にこれを観察することにより識別能を求めた。このときの周辺部(10)の濃度は各情報密度いずれも 1.5 ± 0.1 とした。以上の実験にはコントラスト強調およびカットオフは一切行わなかった。コントラスト強調およびカットオフに関する実験にもこのファントームを用いた。

情報密度と画質の関係を求めるためさらに Fig. 23(A) に示すようなファントームを用いた。これは板状線源 (面線源) の上に図示したようなチャートを置いたもので、

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

これを種々の情報密度でイメージングすることにより、その識別の程度との関係を求めた。この実験に用いたスキャナーのハニコンコリメータ（焦点 10 cm）の空間分解能は半値幅で 10 mm であり、シンチカメラについてはコリメータチャート間距離 0.5 cm および 10 cm で測定を行い、それぞれの半値幅は 7 mm および 11 mm であった。

Fig. 19(A) は脳シンチグラムに関する記録条件を検討するためのファントームである。このファントームは今回の実験目的を満たす条件のみでよいので 2 元的な形状で作られている。中心部のクサビ状の部分は最も厚い所で 4 cm であり、放射能分布の状態をシンチグラフィ上で判断する目的を兼ねている。

スキャナーにおいてはラインスペーシングが画質に影響を及ぼすと考えられるが、これについては Fig. 26(A) に示すようなチャートを 1.5 mm, 3 mm, 4.5 mm, 6 mm のライン間隔でスキャンすることにより欠損部の検出の状態を観察することにより判定した。以上のファントームには全て ^{99m}Tc を用いた。

3.2 結果

スキャナーによる RI 階段ファントームシンチグラム (Fig. 14(B)) の各階段の識別の程度を種々のフィルム濃度について示したものが Fig. 15 である。Fig. 15(A) は周囲と各階段、Fig. 15(B) は隣接する各階段、Fig. 15(c) は隣接する 1 段おきの各段階の識別の程度を示している。この結果より計数率の異なる 2 個所の識別の程度をフィルム濃度と関連させて明確にするため、比較される 2 個所のうち高濃度部を基準として、フィルム濃度と識別能の関係を求めた。識別の限界は (+) と (±) の間に存在するものとし、その場合の 2 個所について、高濃度部の濃度およびその高濃度部との濃度差を RI 階段ファントームシンチグラムより求めた。Fig. 15 の太線で記された階段がこれに関連した部分であり、例えば Fig. 15(A) における周囲(10)濃度 0.80 のシンチグラフィについては周囲(10)と階段(7)および(10)と(8)の中間に識別限界があるとし、周囲(10)と階段(7)の濃度差および周囲(10)と階段(8)の濃度差を求め、それぞれの濃度差の中間値（平均値）を周囲濃度 0.80 に対する識別限界濃度差（最少識別濃度差）とした。Fig. 15(B) (C) については例えば周囲濃度 0.80 のシンチグラフィの階段 (6, 7) と階段 (6, 8) の中間に識別限界があるとし、同様にそれぞれの濃度差の中間値を求めた。この場合の基準となるフィルム濃度は階段(7)と階段(8)の中間値（平均値）で代用した。以下同様に各シンチグラムについて、その最少識別濃度差を求め

周囲濃度 (単位 10)	識別を判定した RI 階段の組合せと識別の度合								
	10-1	10-2	10-3	10-4	10-5	10-6	10-7	10-8	10-9
0.80	+	+	+	+	+	+	+	+	+
0.90	+	+	+	+	+	+	+	+	+
1.10	+	+	+	+	+	+	+	+	+
1.40	+	+	+	+	+	+	+	+	+
1.75	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2.10	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2.40	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2.50	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2.70	+	+	+	+	+	+	+	+	+
2.95	+	+	+	+	+	+	+	+	+

(A)

	1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-9
0.80	+	+	+	+	+	+	+	+
0.90	+	+	+	+	+	+	+	+
1.10	+	+	+	+	+	+	+	+
1.40	+	+	+	+	+	+	+	+
1.75	+	+	+	+	+	+	+	+
2.10	+	+	+	+	+	+	+	+
2.40	+	+	+	+	+	+	+	+
0.50	+	+	+	+	+	+	+	+
2.70	+	+	+	+	+	+	+	+
2.95	+	+	+	+	+	+	+	+

(B)

	1-3	2-4	3-5	4-6	5-7	6-8	7-9
0.80	+	+	+	+	+	+	+
0.90	+	+	+	+	+	+	+
1.10	+	+	+	+	+	+	+
1.40	+	+	+	+	+	+	+
1.75	+	+	+	+	+	+	+
2.10	+	+	+	+	+	+	+
2.40	+	+	+	+	+	+	+
2.50	+	+	+	+	+	+	+
2.70	+	+	+	+	+	+	+
2.95	+	+	+	+	+	+	+

(C)

Fig. 15. RI 階段ファントームシンチグラムの周囲フィルム濃度による識別の度合 (+) 明瞭に識別できる (+) 識別できる (±) 漸く識別できる (-) 識別不可能
(A) 周囲(階段10)と各階段の識別の度合
(B) 隣接する各階段の識別の度合
(C) 隣接する一段おきの階段の識別の度合

たが、シンチカメラについては視野感度不均一性をさけるため全身シンチカメラ方式²⁾によるデータを採用した。情報密度やコントラスト強調の程度による識別能についても全て同様の方法で行った。

以上の方法により得られた最少識別濃度差 (ΔD) min は Fig. 16 の曲線(b)に示されるようなものとなり、計数率の異なる 2 ケ所を肉眼で識別するには、フィルム濃度が高くなるにしたがい、その濃度差も高値であることを必要としている。(ΔD)min についてはスキャナーとシンチカメラの間には有意の差は認められなかった。Fig. 17 はこの関係をフィルム特性曲線上に示したものである。特性曲線(a)はスキャナーのフォトレコーダーによりコントラスト強調を行わず感光させて得たものである。ここで基準となる高濃度部の濃度を D とし $D - (\Delta D)_{\min}/D$ を特性曲線(a)上で計数率の比率 n/n_B に変換して、これを識別能とした。この値が高いほど僅かな計数率差が識別可能であることを示している。Fig. 17 よりシンチグラムフィルム濃度と識別能の関係を識別能曲線として表わし

Fig. 16. 情報密度 2,000 counts/cm² におけるフィルム濃度と最少識別濃度差(ΔD)min の関係
(a) コントラスト強調を行った例
(b) コントラスト強調を行わない例

Fig. 17. フィルム特性曲線と最少識別濃度差(ΔD)min および識別限界計数比率(n , n_B)
(a) フォトシンチグラム記録装置, コントラスト強調行わず
(b) フォトシンチグラム記録装置, コントラスト強調
(c) 増感紙を用いたX線照射

Fig. 18. 情報密度 2,000 counts/cm² におけるフォトシンチグラフィーの識別能曲線

たものが Fig. 18 である。

脳ファントムについては、スキャナーによるコントラスト強調やカットオフを行わない種々の濃度(A部の濃度0.31~1.7)のシンチグラフィーおよびコントラスト強調とカットオフを行ったシンチグラフィー、カメラに

よる種々の濃度(A部の濃度0.3~1.5)のシンチグラフィー (Fig. 19)を得た。コントラスト強調およびカットオフを行わないシンチグラフィー(カメラによるものも含む)についてはA部のフィルム濃度0.5程度のものが、陽性像C、Dの描出において最も良好であり、E部クサビ状のRI分布状態をフィルム濃度傾斜として良く表現しており、視覚的にも最も鮮明な画像を示した。適度なコントラスト強調およびカットオフを行ったシンチグラフィーも良好な陽性像の描出を得た。脳スキャンなどのように陽性像を目的とするシンチグラフィーの場合、周

Fig. 19. 脳ファントムとシンチグラフィーの例

- (A) 脳ファントム
- (B) シンチスキャナー: カットオフ(-), コントラスト強調(-)
- (C) シンチスキャナー: カットオフ(+), コントラスト強調(+)
- (D) シンチカメラ

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

周囲組織像のフィルム濃度によって識別の度合が左右される。これを周囲組織の計数率と陽性像の計数率の比率が 1:1.3, 1:1.6, 1:2, 1:3, 1:5 について、周囲組織像のフィルム濃度が 0.3~1.5 まで変化したときの周囲濃度 (D_s) と陽性像濃度 (D_p) の濃度差 ($D_p - D_s$, コントラスト) および周囲濃度に対するコントラストの比率 ($(D_p - D_s)/D_s$) を Fig. 17 に示した特性曲線(a)より算出すると Fig. 20 に示すような結果が得られる。コントラストは周囲濃度を上昇させることにより増加するが、コントラストの比率は周囲濃度約 0.5 で最高値を示す。

Fig. 20. 周囲計数率 (n_s) と陽性部計数率 (n_p) の比率による周囲フィルム濃度 (D_s) と陽性像部フィルム濃度 (D_p) の差 (コントラスト, $D_p - D_s$) およびその濃度差 ($D_p - D_s$) と周囲濃度の比率 ($(D_p - D_s)/D_s$)

スキャナーフォトレコーダーのコントラスト強調回路を動作させたときのフィルム濃度特性を Fig. 17(b) に示したが、この条件において RI 階段ファントームシンチグラフィーより求めた最少識別濃度差は Fig. 16(a) に示したとおりである。これより算出した識別能を Fig. 18 に示す階段ファントームシンチグラフィーでは中間領域の階段の識別はコントラスト強調を行わないものに比較し明瞭であるが、識別の限界 (識別能) はほぼ同様であり、高濃度部では低下している。

RI 階段ファントームを情報密度を変化させてイメージングしたシンチグラフィー (Fig. 21) より、情報密度と識別能の関係を求めたものが Fig. 22 である。情報密度による識別能の改善は 300 counts/cm² 付近まで急激であり、1,000 count/cm² 以上で緩やかである。しかしフ

Fig. 21. 情報密度による RI 階段ファントームシンチグラフィーの変化

Fig. 22. 情報密度と識別能の関係

ントームシンチグラムの情報密度 1,000 counts/cm² と 2,000 counts/cm² についてその画質を比較すると、視覚的には 2,000 counts/cm² によるものがバラツキが少なく

(A)

(B)

Fig. 23. 解像力テストチャート(A)および情報密度を変化させた
スキャナーによるシンチグラフィ(B)

Fig. 24. 情報密度 (ID) を変化させたシンチカメラ
によるシンチグラフィ

(A) コリメータ, チャート間距離 0.5 cm

(B) コリメータ, チャート間距離 10 cm

はるかに良好であった。情報密度を変化させた解像力テストチャートのシンチグラム (Fig. 23, 24) より、バーチャートおよび円形欠損チャートの識別限界 (解像力) を求めたものが Fig. 25 である。情報密度の増加と共に解像の程度は向上しているが、一般的には、約 1,000 counts/cm² 以上でその向上は緩やかである。しかしシンチカメラによる距離 0.5 cm の場合に示されているように検出器の空間分解能が良好であれば 1,000 counts/cm² 以上においても情報密度にしたがった改善が認められる。

Fig. 26はテストチャートをラインスペーシングを変えてスキャニングしたシンチグラフィである。全ての欠損部は各ラインスペーシングで識別可能であるが、1.5 mm および 3 mm のラインスペーシングで明瞭である。

4. 総括および考察

当委員会で作製したスタンダードファントムを各施設においてイメージングしたシンチグラフィについては2項で述べたように、その記録条件および表現力に大きな相違のあることが判明した。これはイメージング技術と装置の相違に起因している。イメージング技術の中で

Fig. 25. 情報密度によるテストチャート解像の変化

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

(A)

(B)

Fig. 26. ラインスペーシング1.5, 3, 4.5, 6 mm で実施した
テストチャートのシンチグラフィー

記録条件に関する問題点としては主として、フィルム濃度、情報密度、コントラスト強調およびカットオフに集約される。各施設におけるファントムシンチグラムデータおよび3項における検討結果より、これらの問題点を考察し、また装置に対する使用者としての考え方なども含めフォトシンチグラフィーの記録表示に関する技術的な一定の基準を提起したい。

4.1 シンチグラフィーのフィルム濃度について

シンチグラム上で計数率の差を識別する考え方として①記録信号スポット（打点）の粗密の程度で表わす②スポットとスポットの間隔の大小で表わす③スポットの量をフィルム濃度として表わすという3方法が挙げられる。計数の多い場合のフォトシンチグラフィーは③による表現法であるが、計数の少ない場合は①②による表現に近くなる。

現在、フォトシンチグラフィーには乳剤が両面に塗布されているX線フィルムが用いられており、このため、Fig. 17に示したようにX線撮影用増感紙を使用しX線照射を行った濃度特性(c)に比べ、主として片面乳剤のみに

感光するシンチグラフィー用フォトレコーダによる濃度特性(a)は全般的にガンマ値が低く、濃度1.8付近からこのガンマ値が低下し始め2以上でこの傾向が著しくなる。これらの影響と人間の視覚的効果により、識別能は濃度0.6から1.5程度で特に良好で0.8~1.0付近に最高点が存在し、高濃度部で急激に低下する。情報密度が2,000 counts/cm²程度の場合、今回用いた階段ファントムにおいては隣接する2個所を識別できる計数率比の限界は0.87であった。この識別能はイメージのパターンや観察者により多少の相違を生ずるであろうが、識別能曲線の傾向は変化しないと考えられる。また使用フィルムの特性や現像条件によりある程度の相違を生ずるであろうが、大きな差違はないものとする。

フォトシンチグラフィーの最高濃度を高くすることは目的とする2個所の計数率比が大きな場合はコントラストの良好な表現がなされるが、高計数率部における僅か計数率差の識別を低下させることになる。Fig. 27は異なった施設における同一患者の肝スキャンであるが、(A)はカ

ットオフやコントラスト強調が行われておらずフィルム濃度最高値は1.6であり、(B)はカットオフ、コントラスト強調が行われており、フィルム濃度最高値は2.2である。(B)に示す肝シンチグラムは最高濃度が高いため、(A)に示すものに比べ欠損部現出能の低下している例である。

肝、肺、腎など容積線源シンチグラフィーのフィルム濃度最高値は1.4~1.7程度が最良であり、高くても1.8以上にすべきでない。フィルム濃度最高値を1.6付近に定めることにより最高計数率の10%程度の計数率までを良好に識別することが可能であり、それ以下の部分はフィルムベース濃度に近い黒化度となり、しかもなおフォトスポットの粗密の程度により計数率差を見分けることが可能である。

脳スキャンについては本項ではカットオフおよびコントラスト強調を行わない場合について考えることとする。脳シンチグラフィーの大脳半球部と上矢状静脈洞や頭部周辺部の計数率の比率はほぼ1:2である。脳シンチグラフィーでは大脳半球部が周囲組織像となり、これに対し頭部周辺部、静脈洞、腫瘍などが陽性像として表現

Fig. 27. 異った施設で実施した同一患者の肝シンチグラフィ
(A) フィルム濃度最高値1.6 カットオフ(-), コントラスト強調(-)
(B) フィルム濃度最高値2.2 カットオフ(+), コントラスト強調(+)

される。このように目的とする陽性像と周囲組織から成る RI 分布のシンチグラフィに対しては周囲組織像、(脳シンチグラフィにあっては大脳半球部)の濃度が約 0.5 となるように記録条件を設定すべきである。腫瘍シンチグラフィ、胎盤シンチグラフィなども同じ部類に属する。フィルム濃度の異なる 2 箇所を肉眼で識別するには、その濃度差 (コントラスト) の絶対値に依るより、基準濃度とコントラストの比率が重要であろうということは Fig. 16, 17 においても推察され、この推論を前提とすると Fig. 20 により陽性像に対する周囲組織像のフィルム濃度をほぼ 0.5 に選ぶことが最も適当であると言える。これは脳ファントムによるシンチグラフィで裏付けられている。

シンチカメラによるシンチグラフィはカットオフやコントラスト強調が行われないため全て本項の考え方でイメージングされるべきである。スキャナーにおいてはコントローラによりカットオフやコントラスト強調を行うことが可能であるため、さらに検討を加える必要があ

り、これについては 4.3 項で考察する。

4.2 情報密度 (Information density, Count density) について

シンチグラフィに寄与する計数は波高分析器を通過した後の信号であり、その後のレートダウンは画質の統計的動揺には関与しない。情報密度を増加することにより画質の向上することは明らかであるが、一般に $1,000 \text{ counts/cm}^2$ 以上で画質の改善は数値的には緩慢であると言える。しかし視覚的には $2,000 \text{ counts/cm}^2$ 以上で優れており、検出器の空間分解能が優れている場合は $1,000 \text{ counts/cm}^2$ 以上においても情報密度にしたがった明らかな改善が認められる。

現在のスキャナーの空間分解能はコリメータ焦点付近において半値幅 10 mm 程度であるためスキャナーによるシンチグラフィの情報密度は $2,000 \text{ counts/cm}^2$ 程度を目標とすべきであろう。しかし、このような情報密度を得るには事実上 ^{99m}Tc または ^{113m}In を用いたスキャンに限られると言ってよい。5in スキャナーによる肝スキャンの場合 ^{99m}Tc コロイド 2~4 mCi 程度の投与で $2,000 \text{ counts/cm}^2$ 程度のスキャンニングは容易であるが、コリメータによっては困難な場合もある。 ^{99m}Tc 専用設計された良好なコリメータの開発が望まれる。短半減期核種以外の放射性核種では $100 \sim 400 \text{ counts/cm}^2$ 程度でスキャンニングされる例が多いが、可能であれば 300 counts/cm^2 以上を目標としたい。

現在のシンチカメラは低エネルギー用コリメータを用いるとき、近距離で 6~8 mm, 約 10 cm の距離で 10~11 mm 程度の半値幅を有しスキャナーよりかなり優れている。しかもシンチカメラの固有分解能はさらに改善されつつある。故に ^{99m}Tc を用いたシンチカメライメージングでは、その性能を発揮させるため $5,000 \text{ counts/cm}^2$ 程度の情報密度を目標とすべきであろう。 ^{99m}Tc 標識化合物による肝イメージング、肺イメージング等ではこの程度の情報密度は可能である。以上述べた情報密度の数値はイメージング臓器の最高計数率部における値であり、RI 集積の少ない部分の情報密度は、この値より低下することは免れない。

4.3 コントラスト強調とカットオフ

スキャナーによるフォトシンチグラフィのコントラスト強調はフォトレコーダーの発光管の発光量を計数率に応じて増強させることにより行われる。コントラスト強調により RI 分布のシンチグラム濃度差を視覚的に明瞭に表現し得ることは明らかである。しかし識別の限界 (識別能) はほとんど改善されない。コントラスト強調を

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

行い計数率による濃度差を増強することにより識別能は向上するように考えられるが、肉眼による最少識別濃度差は Fig. 16 に示す値よりはるかに優れているにもかかわらず³⁾ この本来の肉眼的能力は統計的動揺に打消されていると言える。即ちフィルム濃度差の強調は計数率差の統計的改善には寄与していないため、コントラスト強調は識別限界の改善にはほとんど役立たない。識別能の改善へのコントラスト強調の寄与は統計的改善がなされたときはじめて有効となる。

RI 分布の傾斜がバックグラウンド程度から高濃度まで存在する肝や肺など容積線源と考えられる臓器のスキュンにおいて、強いコントラスト強調を行うことは識別計数率範囲を狭めるおそれがある。強いコントラスト強調を行うことは、フィルム濃度を飽和領域に近い部分まで押し上げることになるか、あるいはフィルム濃度最高値を押えることにより低計数率部のフィルム濃度をベース濃度に近い値まで低下させることになり望ましい結果は得られない。これに加えて不用意なカットオフが行われた場合、正しい情報は得られなくなる。

脳スキュンについてはコントラスト強調は有用である。大脳半球部と陽性像との計数率の比率は大きくないので、大脳半球部を0.5 程度に設定するなら適当なコントラスト強調により、高濃度部は飽和することなく RI 分布の差を明瞭に表現することができる。

フィルム本来の濃度特性は低濃度部および高濃度部で γ 値が低下するため全濃度域において直線的でないことは周知の通りであるが、このためスキュナーによっては記録用発光管の発光量を変化させることにより計数率とフィルム濃度を直線的な特性になるよう設計された機種がある。このような記録方法はそのフィルム濃度分布を測定しデータ解析を行う目的には好都合である。しかし視覚的に観察する場合には必ずしも妥当であるとは言えないかも知れない。一般の写真、X線写真その他フィルムに写されたほとんど全てのものはフィルム本来の特性にしたがっており、我々は無意識の中にその観察に慣れている。またフォトシンチグラフィーでは低濃度部の平坦な特性が有用な場合もある。カットオフを行わない場合、計数率の少ない部分においては、そのフォトスポットがわずかな濃度として観察され、その濃淡やスポットの間隔、密度で RI 分布の状態を知ることが可能であり、しかもフィルムベースに近い濃度であるため観察の妨げとはならない。

カットオフはスキュン臓器の低計数率部やバックグラウンドを消去しシンチグラフィーを明瞭にすることを主

な目的としている。確かに適当なカットオフはシンチグラフィーを観察し易く、あるいは美しくするものと思われる。しかし熟練した読影者にとって、フォトスキュンに表われる高周波の斑点(バックグラウンド)は低周波の像を見分けるのに大きな妨げとはならない⁴⁾ と言われているようにバックグラウンドのカットオフは検出限界をほとんど改善しないと思われる。肝スキュンや腎スキュンなど多くの臓器シンチグラフィーでは、その臓器の形態、RI 分布の状態のみならず血中や周囲の RI 分布の情報が診断上必要であり、肺シンチグラフィーでは肺動脈血流量にしたがった計数率を忠実に表現していることが必要である。このようなスキュンに対しカットオフを行うことは情報を失うことになり、一般に高いカットオフレベルでスキュンを行うことは厳にさけるべきである。カットオフを行うなら正常人臓器のスキュン例においてバックグラウンドがようやく消去される(いくらかバックグラウンドが観察される)一定レベルとすべきである。

Fig. 28(a)(b)は施設の異なる2 個所での全身骨スキュン(被検体は異なる)の例である。カットオフレベルの高いスキュン(a)が多くの情報を失っているのに比べ、カットオフの行われていないスキュン(b)が明らかに診断価値が高いと言える。

Fig. 28. 全身骨スキュン

- (a) 高いカットオフが行われている全身スキュナー像
(b) カットオフが行われていない全身スキュナー像
(c)(d)(e) 全身カメラ像

コントラスト強調およびカットオフについては種々の意見もあり、本報告ではこれらについての検討はなお不十分である。しかしコントラスト強調およびカットオフの相違がシンチグラムの客観性を失しなわしている1つの原因となっている。現時点ではコントラスト強調およびカットオフを行わないフィルム本来の特性にしたがった記録を標準とする方向に統一することが妥当であると

考える。この考え方が統一された客観性のあるしかもスキャナーとシンチカメラによるものを同一基準で観察可能とするシンチグラフィーを得るための1つの因子となる。

コントラスト強調、カットオフ効果を利用するには、人工的操作の加えられていない Original イメージで画像再生処理装置、例えば視野均等性の優れた良好なカラーテレビ再生装置により目的に適した処理および再生を行う方法も今後再検討されてよい1つの課題である。

4.4 レートダウンについて

フォトスキャンの場合、レートダウンは2つの目的で用いられる。1つはフォトレコーダには有限の発光時間が存在するため、これを越える計数率の入力が到来してもフィルム濃度は上昇せず飽和することを防ぐためである。スキャンに当たってはその装置の発光時間を知り、パルス到来間隔が発光時間以下にならないようレートダウンを行うことが重要である。

他の1つは適当なフィルム濃度を定めるための1部として用いられる。レートダウンの程度は本質的には画質に影響を与えないと言えるが、視覚的には特に低計数率部、バックグラウンド領域においてある程度の相違を生ずる。レートダウンを大きく設定することは最高計数率部を一定濃度とすると、個々のフォトスポットの濃度を高くする結果となりバックグラウンドは疎らとなるが、その存在は比較的目立ちやすくなる場合がある。 ^{99m}Tc を用いた高計数のシンチカメラ像は低計数率部が電子回路的にカットされていないにもかかわらず、バックグラウンドが比較的消去されているように表現される理由はレートダウンが行われず、このため個々のスポットはフィルムに対して非常に低い感光しか与えないことに1つの原因がある。スキャナーによるシンチグラフィーにおいてもカウントが多い場合、レートダウンを必要最少に止めることで、ある程度バックグラウンドを光学的に消去することができる。 ^{99m}Tc 大量投与が一般的となりつつある現在、フォトスポットの発光時間を短かく、しかも発光量を広範囲に調整できる装置を望みたい。

4.5 ラインスペーシングについて

実験結果では1.5 mm および 3 mm が明らかに良好である。Knowles 等⁵⁾は1.6 mm, 3.2 mm, 4.8 mmのラインスペーシングの中で3.2 mm が最も良好であったとしている。Keyes 等⁶⁾はコリメータ分解能(半値幅R)の1/2のラインスペーシングで十分であるとしている。RI イメージングでは最良の条件下では半値幅の70%程度の欠損が検出可能であるからR/2のラインスペーシングで

その欠損像を少なくとも1行は横切ることになる。したがってR/2のスペーシングでもよいことになるが、視覚上およびフォトスポットのバラツキの影響をさける意味で欠損像が3行程度のラインスペーシングでスキャンされるのが望ましい。

現在のスキャナーのコリメータ分解能は10 mm 程度であるので最良の条件下で7~8 mm までが検出可能とすると2~3 mm 程度のラインスペーシングが適当となる。

4.6 標準露光の提案

シンチグラフィーの客観性を具体的に表現するため、フィルム上に10段階程度の階段濃度による標準露光を行う方法が今後検討されることを提案する。標準露光は装置内臓のパルス発生器によりなされ、その段階、計数率は全国メーカー統一的なものとする。

スキャナーにおいては5~5,000 cps を対数等間隔に10段階に分割しレートダウン回路の前段で入力するものとする。濃度階段はスキャンの最初または最後の1走査線上に同一記録条件で記録する。このことにより情報密度、レートダウン、コントラスト強調、カットオフの程度が判別できるものとする。

シンチカメラにおいては記録された濃度階段から情報密度が判定できる。 ^{99m}Tc リン酸化合物による骨全身カメラ像では観察されている計数率範囲なども判断できる。カメラの濃度段階は10~10,000 counts/cm²を対数的に等間隔に分割してCRT周辺部に同一 intensity で記録するものとする。

4.7 メーカーへの要望

良好で客観性のあるシンチグラフィーを得るには装置の役割も非常に重要である。この見地からフォトレコーダに関して次の諸点をメーカーに要望したい。

スキャナーについては①コントラスト強調、カットオフなどを行わない Original な記録が可能であること②発光管の輝度、コントラスト強調、カットオフが独立で調整でき、互いに不明確に干渉しないこと③発光管の輝度を調整したとき調整目盛と発光量の比率が定量的に示されていること④コントラスト調整の目盛と発光量の変化が定量的に示されていること⑤カットオフ調整についてはカットオフレベルが定量的であること、即ち最高計数率に対するカットオフレベルの割合が示されているか、またはカットオフされる計数率が定量的に示されていること⑥記録用発光管の発光時間を短縮できること、また種々の調整を行ったときの発光時間が示されていることを希望する。

シンチグラム記録表示の標準化 (光田・松平・鈴木・長谷川・三島)

シンチカメラについては CRT と光学系に対して一層の改善を望みたい。CRT については視野の直線性が良好で視野全体の輝点が均一であり、微細でシャープな輝点が可能であること、光学系では CRT-フィルム間の焦点距離が正確に調整されていることである。

良好なシンチグラフィーは高感度、高分解能な検出系と高精度の記録系の組合せで初めて可能である。なお 4.6 項で述べた標準露光に関しても検討されることを望む。

5. 結 論

現在、最も一般的に行われている X 線フィルムによる

フォトシンチグラフィーの客観性と画質の向上のため記録表示に関する条件に一定の標準を設けることを目的として検討した結果、以下のような結論を得た。

1. 当班で作製したスタンダードファントームを各施設の放射線技師により、その施設で実施している肝イメージング条件で行ったシンチグラフィーデータには施設間で大きな相違が認められた。この結果イメージング技術に一定の標準を設けることの必要性を確認した。

2. シンチグラフィー記録表示に関する諸因子について Table 2 のような一定標準を決定した。これは記録条件を設定するときのシンチグラフィーの基準であり、これを基に各施設の実状に則した方法によりイメージング

Table 2. シンチグラフィー記録表示に関する諸因子の標準

因 子	目 的	条 件	備 考
フ ィ ル ム 濃 度 〔スキャナー シンチカメラ〕	容積線源と考えられる臓器 (肝・肺・腎など)	最高計数率部の濃度 1.5~1.7	1.8以上の濃度は避けること 最高計数率の少ない場合は左 記の値より低くてよい
	周囲組織中に陽性像として描 出される臓器・組織 (脳・骨・胎盤・腫瘍など)	周囲組織部の濃度 0.5	
情 報 密 度 (count/cm ²) 〔スキャナー シンチカメラ〕	短半減期核種大量投与 (主として ^{99m} Tc)	1,000以上 可能なら下記の値が望ましい スキャナー: 2,000以上 シンチカメラ: 5,000以上	
	計数率の少ない場合	可能なら 300以上	
コ ン ト ラ ス ト 強 調 〔スキャナー〕	一般のスキャンニング	コントラスト強調を行わない シンチグラフィーを基本とす る	容積線源と考えられるものに 強いコントラスト強調を行っ てはならない
	脳スキャン	適度なコントラスト強調は有 効	
カ ッ ト オ フ 〔スキャナー〕	一般のスキャンニング	カットオフを行わないシンチ グラフィーを基本とする	カットオフを行うなら正常人 臓器のスキャンニングにおける バックグラウンドがようやく 消えるような一定レベルとす る
レ ー ト ダ ウ ン 〔スキャナー〕	一般のスキャンニング	適当なレートダウン	高計数の場合、レートダウン 比率を低くすることによりバ ックグラウンドを目立ち難く する効果がある。 発光管の発光時間を考慮する こと
ラ イ ン ス ペ ー シ ン グ 〔スキャナー〕	一般のスキャンニング	2~3 mm	

を行うとよい。Table 2は全てのイメージングに適合するとは限らない。一般的なシンチグラフィの基準であり、基本的な考え方である。

3. シンチグラフィに標準露光を行う考え方について提案した。

4. コントラスト強調、カットオフ効果を利用するにはカラーテレビ再生装置などによる再生処理による方法が再検討されるとよい。

5. 記録系（フォトレコーダ）に関してメーカーに4.7項で記述したような要望を行う。

本論文に対して御検討、御校閲いただいた金沢大学医学部核医学教室教授、久田欣一博士ならびに同教室講師利波紀久博士に御礼申し上げます。

文 献

1) 日放技測定委員会：シンチスキヤニングに関する調

査報告，日放技学会誌，24(4)，385，1973.

2) 久田欣一，鈴木豊，松平正道：全身シンチグラムの現状と展望について，映像情報，9，1973.

3) Kanamori, H.: Determination of optimum film density range for roentgenograms from visual effects. *Acta. Radiol. Diagn.*, 4, 463, 1966.

4) Wyper, D. T.: A comparison of blended and conventional photoscan displays. *Radiology*, 99, 147, 1971.

5) Knowles, L. G., et al.: Effect of line spacing and ratemeter averaging on lesion detection. *J. Nucl. Med.*, 13(3), 191, 1972.

6) Keyes, W. I. and Gillespie, P. J.: Rational selection of parameters in ratemeter controlled rectilinear scanning. *International J. of Applied Radiation and Isotopes*, 21, 649, 1970.