

シンチレーション カメラ “GAMMA VIEW”の開発

Development of a Scintillation Camera “GAMMA VIEW”

シンチレーション カメラは、H.O.Angerにより考案されて以来、核医学には、なくてはならないものとして広く利用され、その性能の改善も目覚ましいものがある。

今回、新形シンチレーション カメラの開発に当たり、シンチレーション カメラに要求される幾つかの基本性能とそれらの相互関係について検討を加え、固有分解能の改善が重要であることを明らかにした。

新形シンチレーション カメラにおいては、検出器のシンチレータから光電子増倍管までの光伝達系を改善し、2 mmの固有分解能を実現した。

本稿は、この装置の概要と、臨床に用いたときの結果の一部について紹介する。

長沢康夫* Nagasawa Yasuo

石松健二** Ishimatsu Kenji

田渕秀穂* Tabuchi Hideho

1 緒 言

放射性同位元素を体内に投与し、その分布像を測定し記録する、いわゆるシンチグラム作成装置は、核医学診断装置として欠くことのできない装置の一つである。

とりわけ1958年にH.O.Angerにより考案されたシンチレーション カメラ¹⁾は、シンチスキャナなどに比べてシンチグラム作成に要する時間が短く、体内に投与された放射性同位元素の分布状態の経時変化をも記録することができるため、単にシンチグラム作成装置としてだけでなく、動態機能検査にも応用されてきた。

本稿では、シンチレーション カメラに要求される種々の重要な性能について、その現状及び問題点について述べ、更に、これらの個々の性能の相互関係についても述べる。

今回、これらの検討結果に基づき、高性能シンチレーション カメラ“GAMMA VIEW”を開発し、これを臨床に応用して好結果を得たので、ここに装置の概要と臨床結果とについて報告する。

2 シンチレーション カメラの現状と問題点

2.1 シンチレーション カメラの動作原理

シンチレーション カメラの動作原理を、図1により簡単に説明する。

体内に分布した放射性同位元素から放射される γ 線は、コリメータを通してシンチレータに入射する。この場合、コリメータの穴に平行な方向に入射する γ 線だけが、シンチレータに到達することができる。シンチレータに入射した γ 線は、ここで吸収され発光する。その発光量は入射 γ 線のエネルギーに比例している。この光はライト ガイドを経て、光電子増倍管に導かれ、それぞれの光電子増倍管は入射光量に比例した波高をもつパルス信号を発生する。したがって、 γ 線が入射した位置の近くに配置された光電子増倍管は大きな信号を出力するが、 γ 線の入射点より遠い位置の光電子増倍管の出力は小さい。この信号の大小の比より、 γ 線の入射位置を求めることができる。

実際のシンチレーション カメラにおいては、 γ 線の入射位置を二次元的に求めるため、光電子増倍管を蜂の巣状に稠密に配置し、図1に示すように、X方向又はY方向に同一の行、

又は列に並ぶ光電子増倍管の信号を、マトリックス アンプで加え合わせ、列信号 $x_1 \sim x_9$ 及び行信号 $y_1 \sim y_5$ を作る。これら $x_1 \sim x_9$ 及び $y_1 \sim y_5$ 信号の大小を、位置計算回路で比較し、入射 γ 線の位置を計算してX及びYの座標信号を作る。

一方、マトリックス アンプで作られるZ信号は、すべての光電子増倍管の出力信号を加え合わせたもので、入射 γ 線のエネルギーに比例した大きさをもつ信号である。このZ信号は波高分析器に導かれる。波高分析器に送られた信号が目的とする放射性同位元素が放射する γ 線のエネルギーに相当した大きさである場合にだけ、波高分析器はアンプランク信号を発生する。

このようにして作られたX、Y信号及びアンプランク信号は、X-YオシロスコープのX、Y偏向回路及びアンプランク回路にそれぞれ入力され、 γ 線が入射した位置に対応した、X-Yオシロスコープのブラウン管面の位置に輝点を作る。

このようにして、次々にシンチレータに入射する γ 線の入射位置に対応した輝点を撮影し、1枚のフィルム上に集積させることにより、体内の放射性同位元素の分布像、すなわちシンチグラムを記録することができる。

被写体中に分布した放射性同位元素から放射される γ 線はシンチレータに直接入射するものと、被写体中で散乱されて入射するものがある。被写体中で散乱を受けた γ 線は、散乱を受けた位置に線源があるかのような誤った情報をシンチグラムに与えるので取り除かねばならない。 γ 線は散乱を受けると、その一部のエネルギーを失う。したがって、被写体中で散乱を受けてシンチレータに入射した γ 線によって作られるZ信号は、被写体中の同位元素から直接シンチレータに入射した γ 線による信号に比べて大きさが小さい。

波高分析器は、前述のように、一定の大きさのZ信号に対してだけアンプランク信号を発生するため、不要な γ 線による輝点を取り除く働きをする。

スケラタイマは、X-Yオシロスコープのブラウン管上の輝点をフィルム上に集積する条件、すなわち露光時間又は輝点の数を制御するためのものである。

* 株式会社日立メディコ柏工場 ** 株式会社日立メディコ柏工場 理学博士

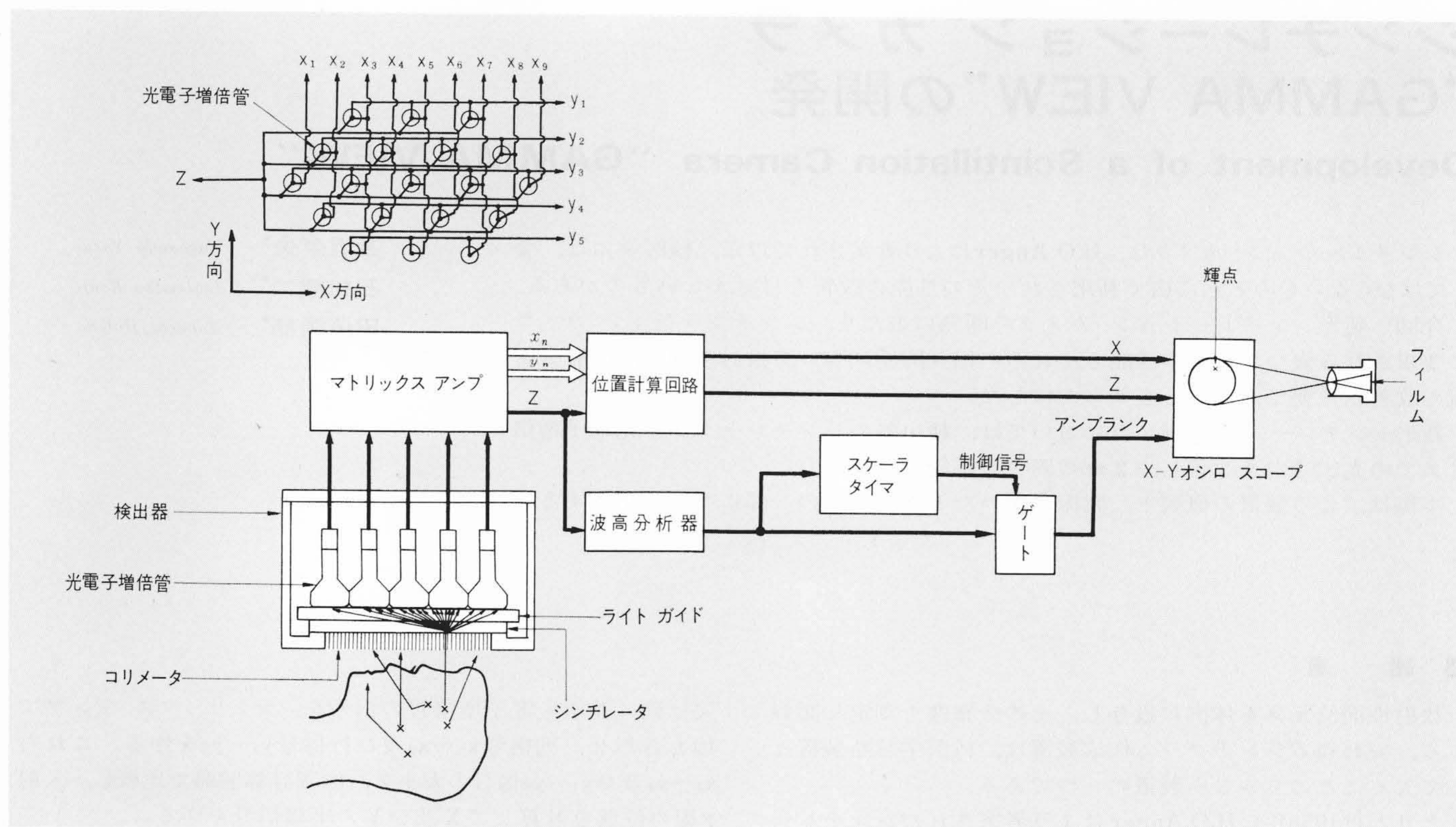


図1 シンチレーションカメラの動作原理 体内の放射性同位元素から放射された γ 線の一つが検出され、X-Yオシロスコープのブラウン管に表示された様子を示す。

左上部の図は二次元的に配列された光電子増倍管の出力信号を加え合わせる方法を線で結んで示す。

2.2 分解能

シンチレーションカメラの最も大きな欠点の一つは、他のイメージング装置、例えば、X線装置に比べて分解能が劣る点である。シンチレーションカメラの性能に関する改良は、主としてこの点に多くの努力が集中されてきた。

シンチレーションカメラの分解能は、測定しようとする放射性同位元素から放射される γ 線のエネルギー、シンチレーションカメラのコリメータの分解能及びシンチレーションカメラの固有分解能によって決まる。

近年、放射性医薬品として、その優れた化学的性質と半減期の短い特長から ^{99m}Tc が多用され、従来、用いられてきた放射性医薬品の多くが ^{99m}Tc に置き換えられるようになってきた。 ^{99m}Tc の放出 γ 線のエネルギーは140keVと低く、このように低いエネルギーに対するシンチレーションカメラの性能が重視される。

コリメータは、被写体から放射される γ 線をシンチレータに投影するもので、鉛板に多数の平行な穴を空けたものである。低エネルギーの γ 線に対しては、コリメータの穴の寸法を小さく作り、穴と穴の壁を薄くすることができるので、効率が高く、かつ分解能の優れたコリメータを作ることができる。

シンチレータから表示用ブラウン管までの測定系において生ずるシンチグラムのボケを、固有分解能という。固有分解能は図2に示すように²⁾、入射 γ 線のエネルギーが低くなるに従って悪くなる。

以上のことによりシンチレーションカメラの分解能の改良は低エネルギー γ 線、特に ^{99m}Tc に対する固有分解能の改良が重要であることが分かる。

シンチレーションカメラの固有分解能の改良されてきた様子を図3に示す。同図の縦軸に示す固有分解能の測定法は、

図4に示すように幅 d の鉛を $2d$ の周期で並べた鉛バーファントームを作り、このファントームを図5に示すようにコリメータを外したシンチレーションカメラのシンチレータに密着して取り付け、 γ 線を一様に入射させシンチグラムを撮影したとき、このファントームを分離して撮影できる最も小さな

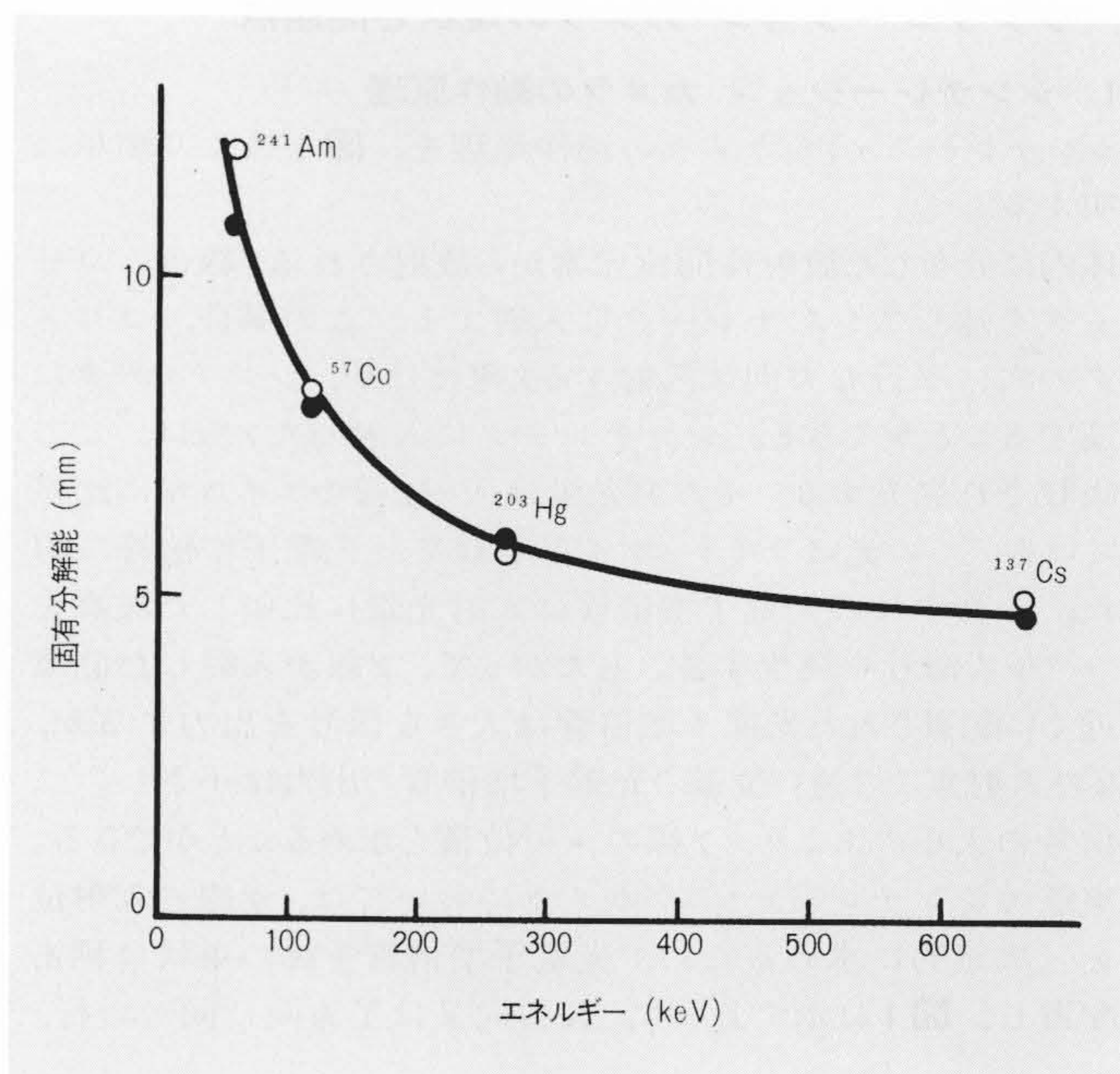


図2 固有分解能のエネルギー依存性 黒丸はX軸方向の固有分解能で、白丸はY軸方向の固有分解能を示す。

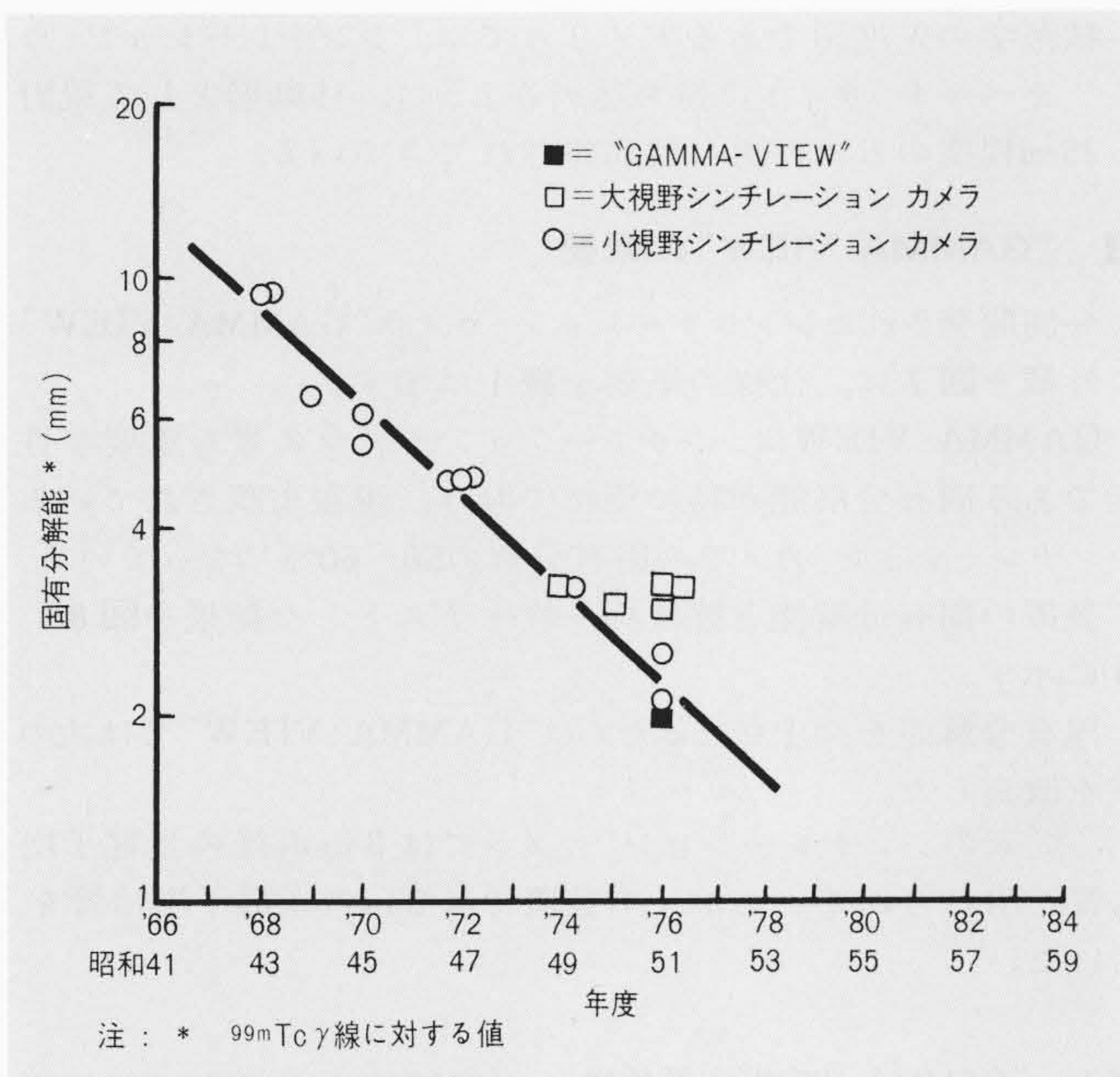


図3 シンチレーション カメラ固有分解能の推移 ^{99m}Tc の γ 線 (140 keV) で測定した値である。

d の寸法を固有分解能とする。

2.3 感 度

感度は1枚のシンチグラムを撮影するのに要する時間を決める重要な性能である。

シンチレーション カメラの感度は、主としてコリメータの効率とシンチレータの効率で決まる。シンチレーション カメラに用いられるシンチレータの効率は70～80%であるのに対し、コリメータの効率は0.01%程度で、シンチレーション カメラのシステム感度はコリメータの効率でほとんど決まる。

一方、コリメータの効率はコリメータの分解能と密接な関係があり、コリメータの分解能を良くすると効率は低下する。

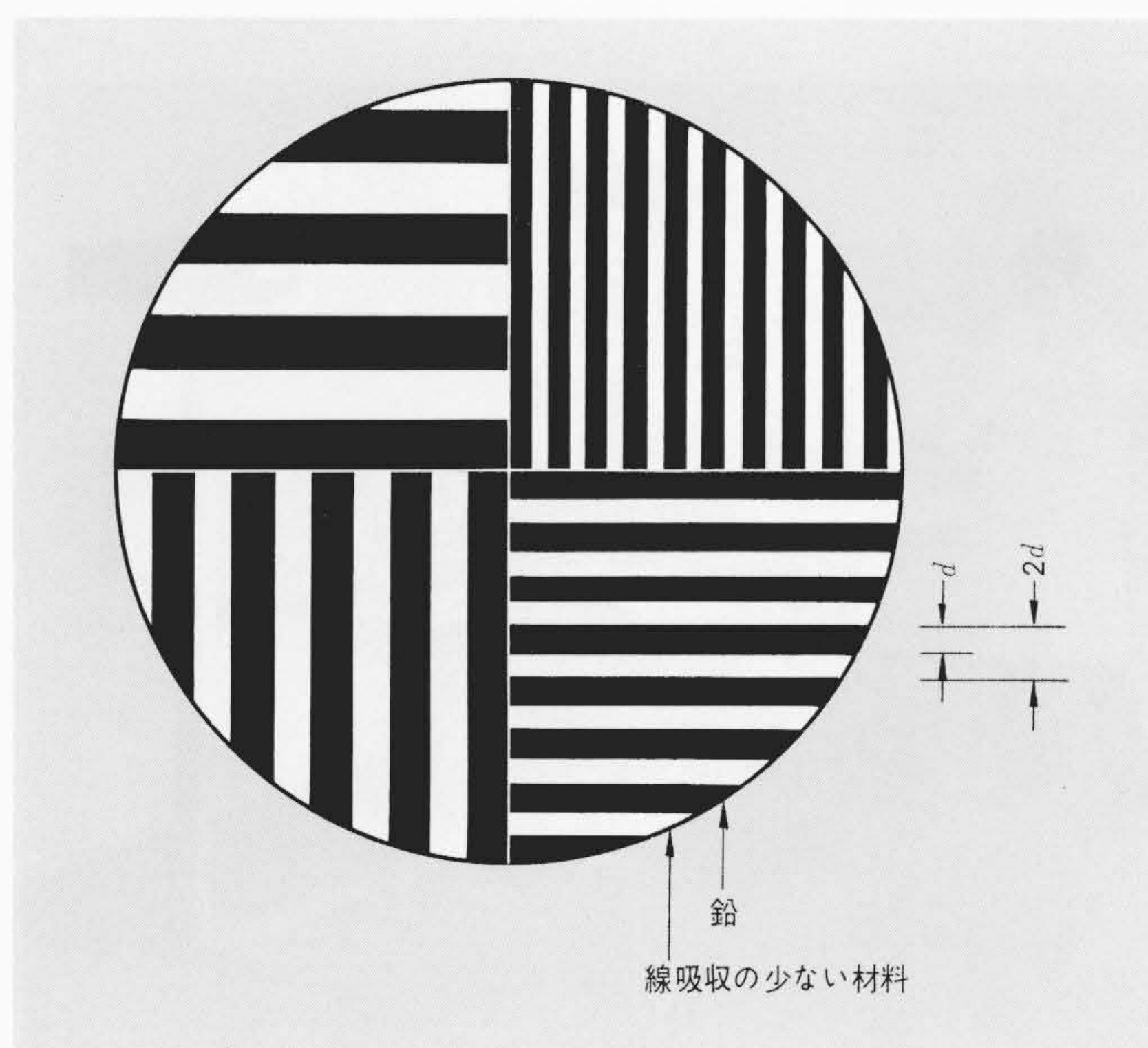


図4 固有分解能テスト用鉛バー ファントーム 分離できる限界を確認するため、鉛バーの太さは固有分解能に相当する太さの前後の太さが組み合わされている。

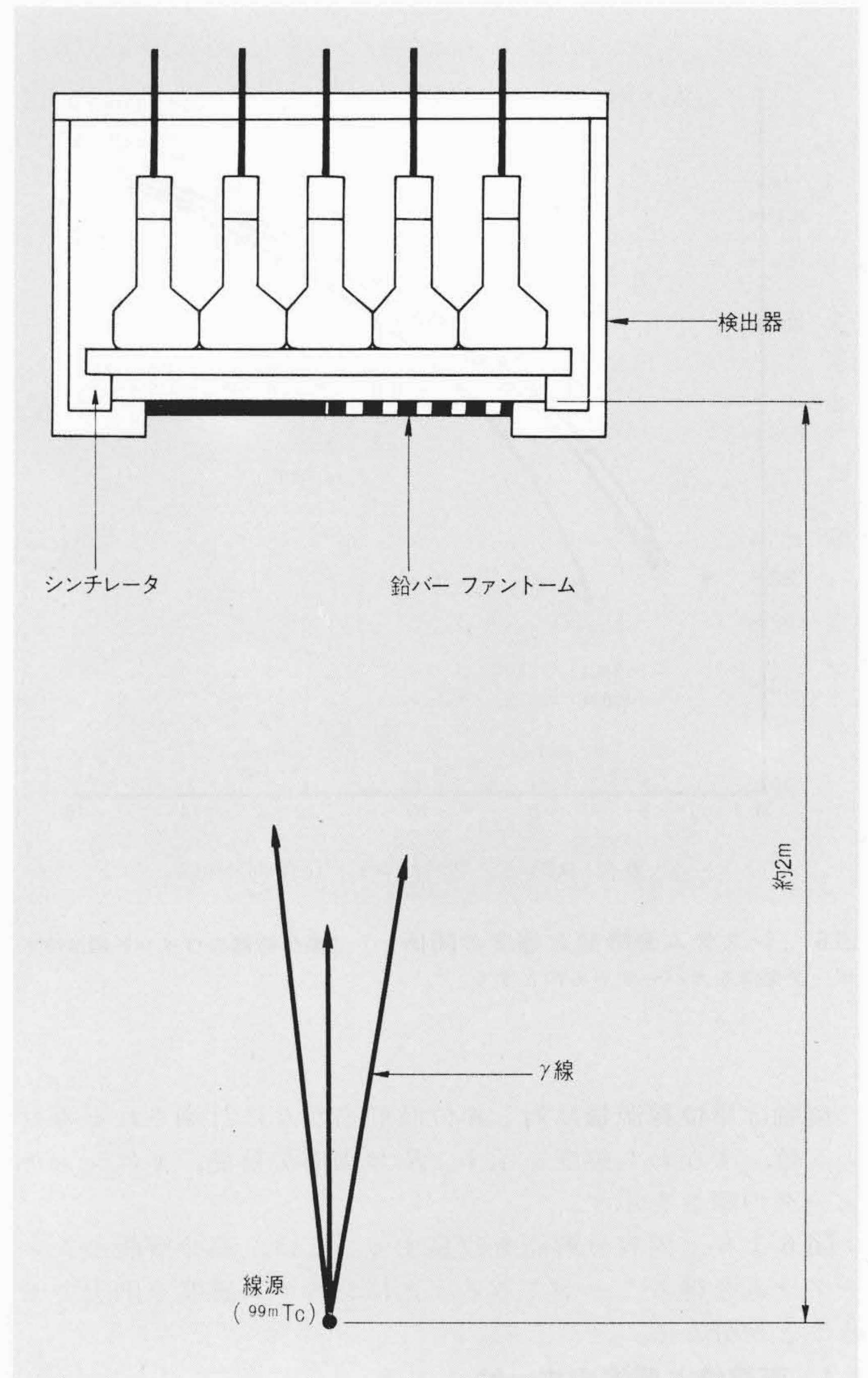


図5 固有分解能測定法 固有分解能測定のための鉛バー ファントームと線源のレイアウトを示す。

シンチレーション カメラのシステム分解能は、コリメータの分解能とシンチレーション カメラの固有分解能との影響を受けることは2.2で述べたとおりである。したがって、固有分解能の異なるシンチレーション カメラの感度を比較する場合、システム分解能を一定にしてそのときの感度を比較しなければならない。

このことは定性的にはよく知られていることであったが、定量的な検討はなされていなかった。固有分解能とシンチレータの厚さの異なるシンチレーション カメラに、それぞれ目的とするシステム分解能を実現するために最も高い効率をもつコリメータを取り付けた場合、システム感度がどのように変わるかを定量的に比較したのが図6である。同図の横軸は、システム分解能を半価幅(FWHM)で示したものである。分解能を評価する場合、2.2で述べたバー ファントームによる方法は、測定のために特別な装置を用意する必要もなく、測定法が容易であるが、データの定量的な取扱いや精度の点で問題がある。

定量的評価を行なうため、以後ライン スプレッド ファンクションのFWHMを用いることにする。分解能をFWHMで示すと、その値の約1/2がバー ファントーム テストで得られる分解能の値と一致する。

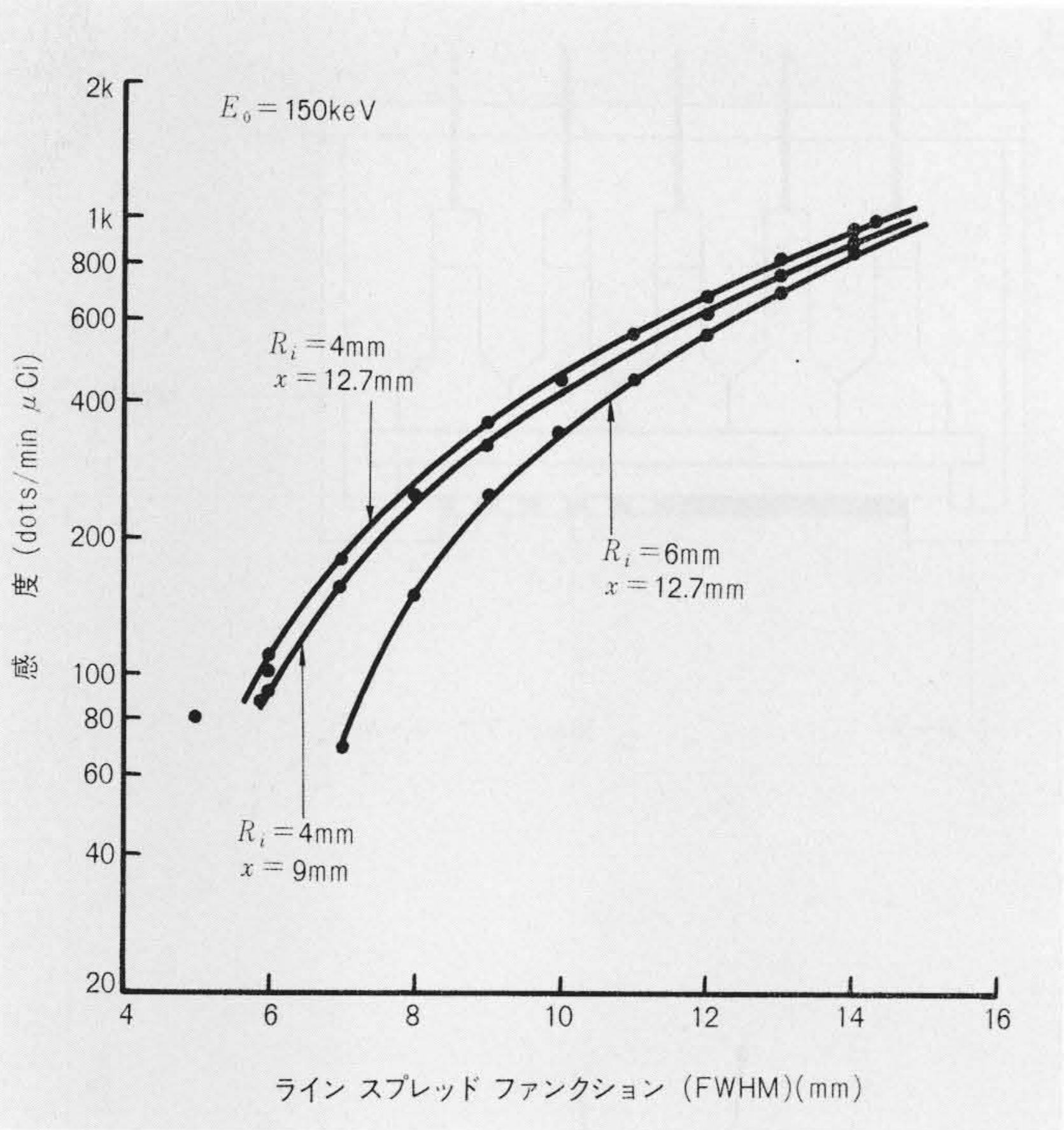


図6 システム分解能と感度の関係 波高分析器のウインド幅はホットピーク全体をカバーするものとする。

縦軸は単位線源量に対し単位時間あたりに計測されるカウント数、すなわち感度を示す。 R_i は固有分解能、 x はシンチレータの厚さを示す。

図6より、固有分解能を改良することは、高分解能のシンチグラムを得ることができるうえにシステム感度を向上させることが分かる。

2.4 直線性と感度の均一性

直線性は放射性同位元素の分布の形状がひずみなく記録されるかどうかを示すものである。直線性のひずみは、積分直線性で5%程度以下であれば臨床的にはほとんど問題にならない。しかし、直線性のひずみがあると、その場所での輝点の密度が変化を受け、見掛け上の感度の均一性が悪くなる。

感度の均一性は、一様に分布した放射性同位元素のシンチグラムを撮影したとき、そのシンチグラムの濃度変化の程度として評価される。臨床的にはシンチグラムの微少な濃度差を見ることにより診断を下すため、分解能と同様に重要な性能である。

感度の均一性を劣化させる原因には、先に述べた直線性のひずみで起こる見掛け上の均一性の悪さによるものと、2.1で述べたZ信号の大きさがγ線の入射位置により変化するために起こるものがある。後者の原因による感度の均一性を保つためには、シンチレータの光を光電子増倍管に導くライトガイドの厚さを増すことにより改善される。しかし、ライトガイドの厚さは固有分解能にも影響を与えるので、ライトガイドの寸法と形状には種々の工夫がなされている。

2.5 視野

シンチレーションカメラが開発された当初は、大形のシンチレータの製作が困難であったため、視野は約25cm直径のものが主流を占めていた。近年、大口径のシンチレータの製作が可能になり、視野サイズは拡大される傾向がある。現在では肺又は肝臓をカバーできる35cm直径前後の視野のものが広く用いられるようになってきた。

核医学の先進国であるアメリカでは、シンチレーションカメラをベッドサイドに持ち込めるように、移動形として視野も25cm程度のものが再び製品化されてきている。

3 “GAMMA VIEW”の概要

今回開発されたシンチレーションカメラ“GAMMA VIEW”の外観を図7に、仕様の概要を表1に示す。

GAMMA VIEWはシンチレーションカメラの最も重要な性能である固有分解能が特に優れており、現在市販されているシンチレーションカメラの固有分解の50~60%になっている。本装置の固有分解能と感度均一性をテストした結果を図8、9に示す。

固有分解能を向上させるために“GAMMA VIEW”では次の点を改良した。

(1) 従来のシンチレーションカメラでは3in直径の光電子増倍管が用いられていたが、本装置では2inの光電子増倍管を用いた。

表1 “GAMMA VIEW”主要仕様 固有分解能において現在市販されているものの約50~60%と向上し、感度均一性も20%改善されている。

項 目	仕 様
1. 固有分解能	2mm(バーファントーム分離可能) (^{99m} Tcによる)
2. 感度均一性	±8%以下(視野の80%領域において)
3. 視野	33cmφ
4. 使用エネルギー範囲	50~680keV
5. 露光条件設定術式	(1) 情報密度のプリセット (2) プリセット タイム (3) プリセット カウント (4) ダイナミック スタディ(プリセット タイム)
6. 露光条件計算回路	プリセットされた情報密度に対して最適露光条件の設定可能
7. 関心領域設定回路	円又は長円の2領域 長円の形状、大きさ傾き可変

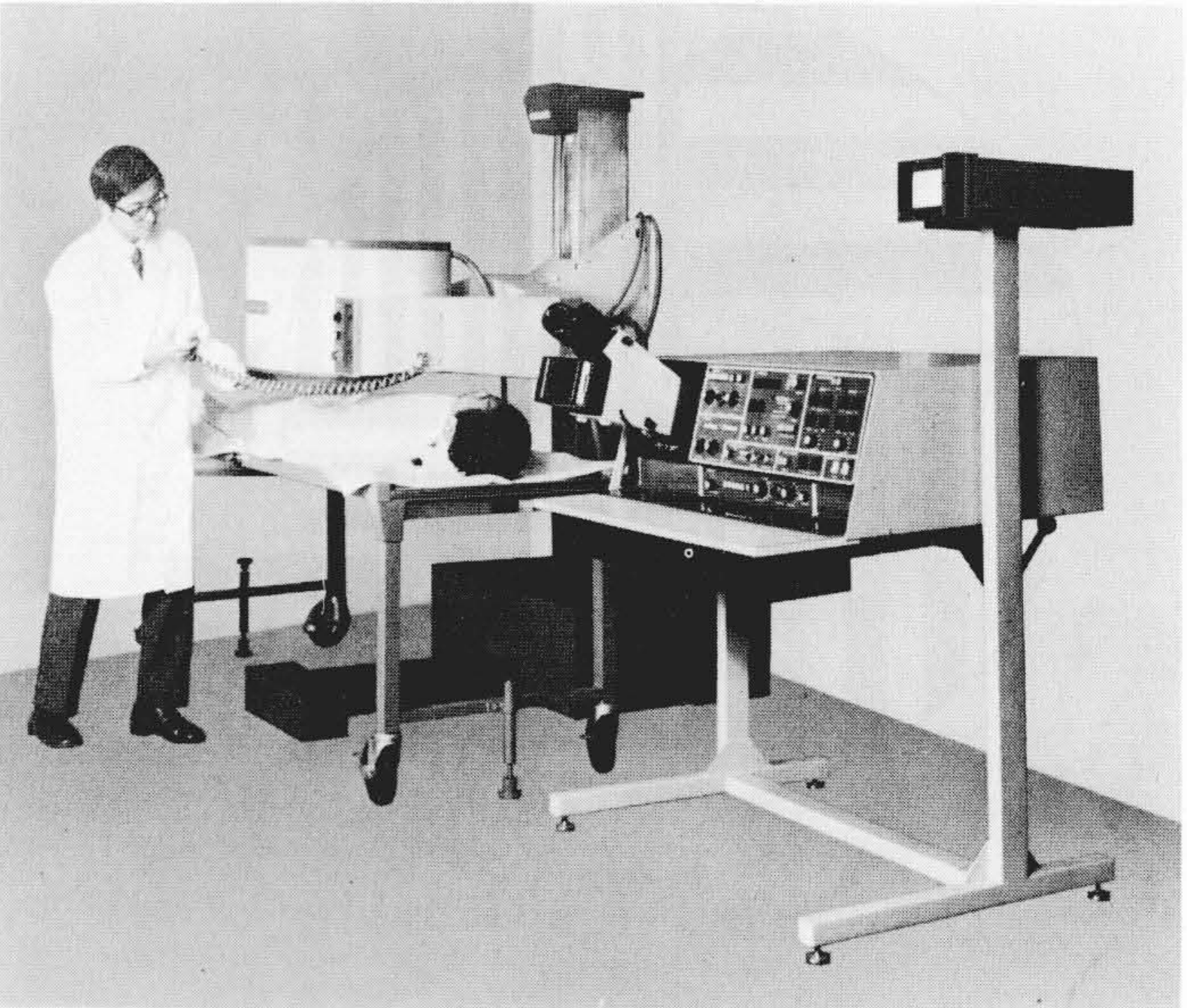


図7 “GAMMA VIEW”の外観 左は検出器と検出器支持スタンドを示す。右は、シンチグラム撮影用カメラ(左端)を装着したコンソールを示す(コンソール右の柱上のオシロスコープは、モニタ用オシロスコープ)。

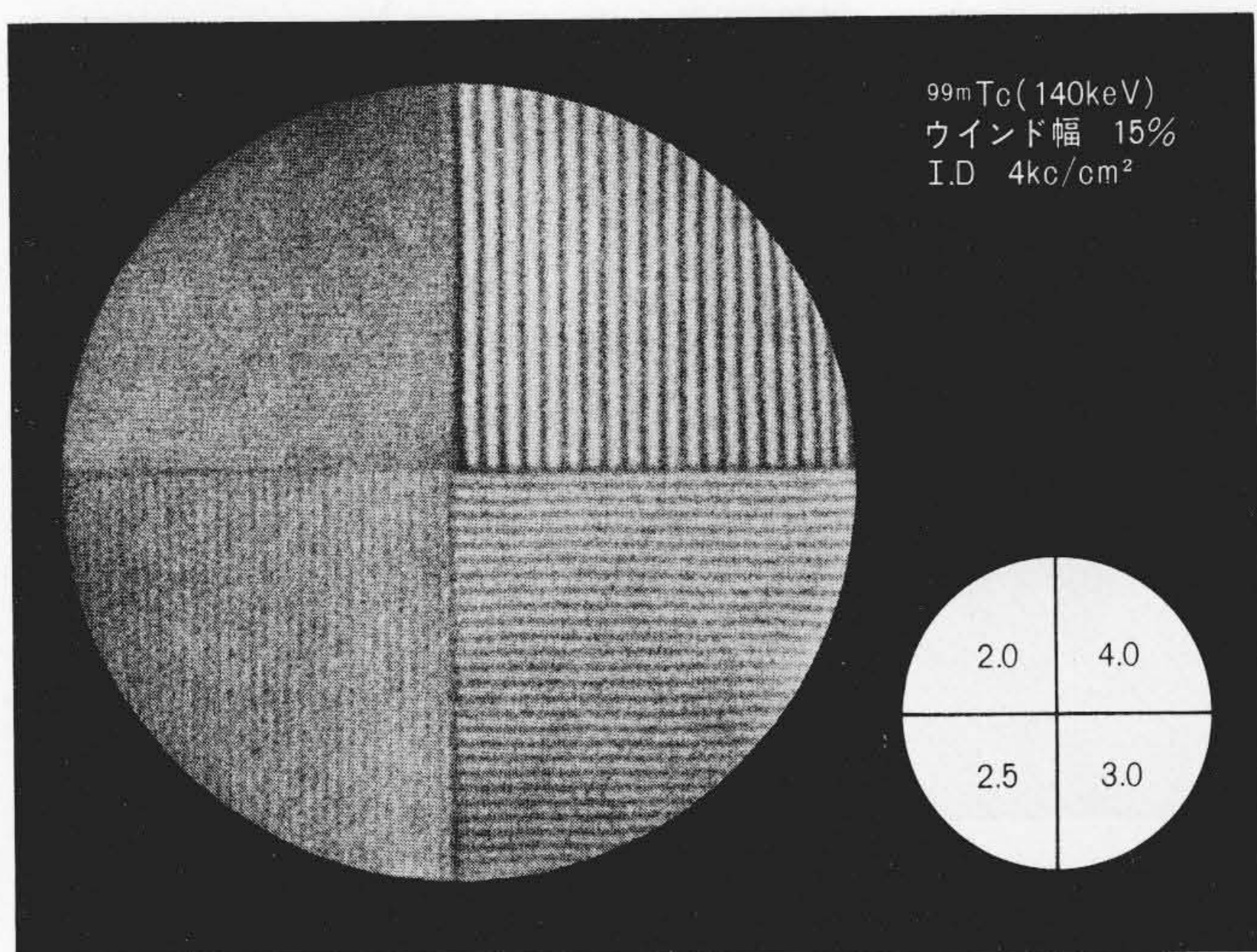


図8 固有分解能 “GAMMA VIEW”の ^{99m}Tc による固有分解能テスト結果を示す。ウィンド幅15%，1cm²当たりのカウント数4,000で撮影，鉛バー太さは2mm，2.5mm，3mm及び4mmである。

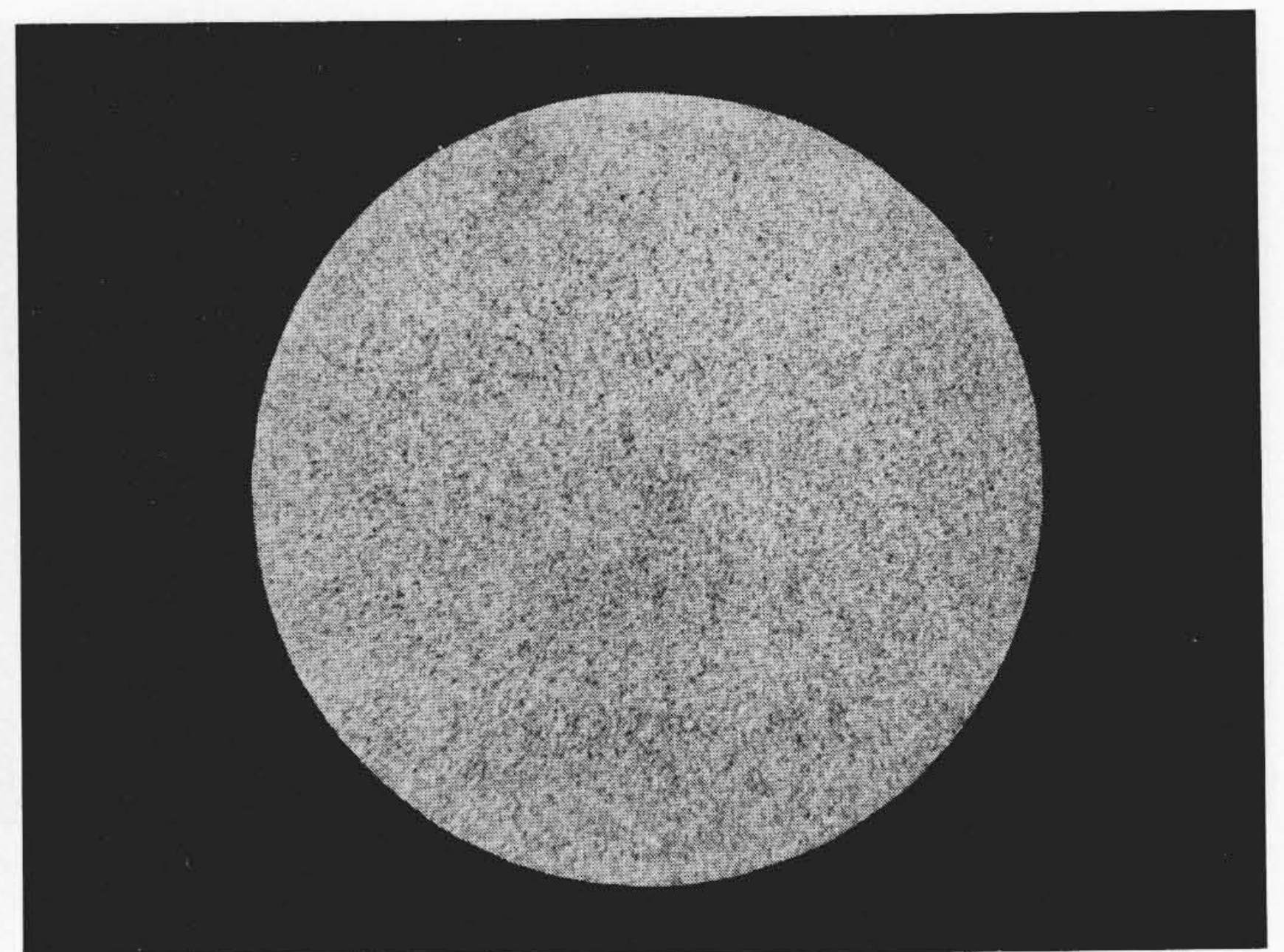


図9 感度均一性テスト結果 “GAMMA VIEW”の感度均一性テストの結果，撮影条件は図8に同じである。

(2) シンチレータで発生する微弱な光を効率よく光電子増倍管に伝達するため，シンチレータの厚さを通常用いられている12.7mmから9mmに変更し，これに伴い，シンチレータ，ライトガイド及び光電子増倍管の光学的接合法に改良を加えた。

シンチレータの厚さを薄くしたことによる感度の低下は，図6に示すように，システム感度にほとんど影響を与えていない。

(3) 位置計算回路は，田中らにより開発された遅延線位置計算回路³⁾を採用した。

固有分解能を向上させるとともに，高分解能コリメータの製作技術の開発が必要になる。従来のコリメータ製作技術に改良を加えることにより，高分解能コリメータの開発に成功した。“GAMMA VIEW”用に開発されたコリメータの仕様と ^{99m}Tc に対するこれらのコリメータを含めたシステム分解能と感度を表2に示す。

コリメータの表面から被写体までの距離が変わると，コリメータの分解能は変化する。表2におけるコリメータの分解能及びシステム分解能は，コリメータと被写体との距離が10cmのときの値である。

シンチレーションカメラの撮影条件は，視野内の平均の輝点の数で決められていたが，輝点の分布が撮影する部位により変わるため，最適露光条件を得ることは困難であった。

本装置では，シンチグラムの任意の場所を選び，その場所

の画質と濃度を一定にする露光制御回路が組み込まれているため，最適露光のシンチグラムが容易に得られる。

シンチレーションカメラでは，視野内の特定領域を限定し，その領域内に入射する γ 線の数測定することが必要となる。この領域の設定は，臓器の形状に沿って行なわれる。

本装置では，円又は長円の領域設定ができ，更に長円の位置，長円の長径と短径の寸法及び長円の傾きが変更されるため，精度の高い領域設定ができる。

4 臨床例

“GAMMA VIEW”に，今回開発された超高分解能コリメータを取り付け ^{99m}Tc を用いて得られたシンチグラムの例を図10～12に示す。

図10(a)は，本装置で撮影した脳のシンチグラムである。同図(b)で示すように，脳表面を走る微細血管が表現されている。

図11(a)は心臓のシンチグラムで，心臓の左室及び右室を見分けることができ，近傍の血管も明確に読み取れる(同図(b)参照)。

図12(a)は，腎臓のシンチグラムである。左腎の欠損像は従来の装置でも表現できる。正常と考えられる右腎中の陰影の存在は従来の装置でも見えることもあったが，本例のように陰影の大きさや形状を表現することは困難であった(同図(b)参照)。

表2 “GAMMA VIEW”のコリメータの仕様とシステム分解能及び感度 コリメータの分解能及び“GAMMA VIEW”に，これらのコリメータを装着したときの分解能とシステム感度を示す。

種 類	項 目	使用エネルギー範囲	孔 数	コリメータ分解能 (コリメータ表面より10cm)	システム分解能 (コリメータ表面より10cm)	シ ス テ ム 感 度
低エネルギー 超高分解能コリメータ		～150keV	76,000	FWHM 5.1mm	FWHM 6.3mm	113 dots/min μCi
低エネルギー 高分解能コリメータ		～150keV	37,000	“ 7 mm	“ 7.9mm	195 dots/min μCi
低エネルギー 高感度コリメータ		～150keV	37,000	“ 10 mm	“ 10.7mm	472 dots/min μCi

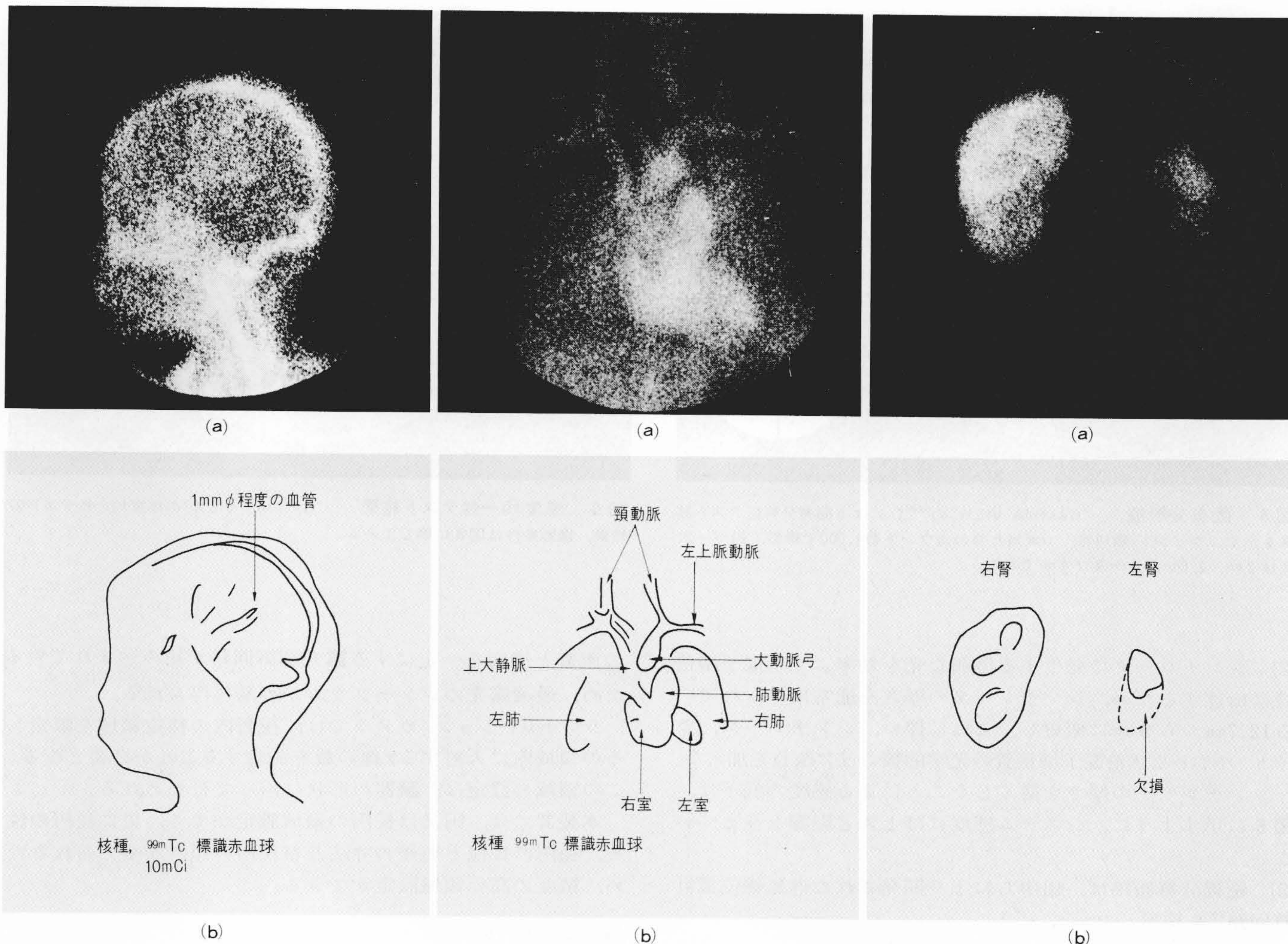


図10 脳血管 ^{99m}Tc 標識赤血球による脳血管のシンチグラムで、脳表面を走る微細血管の存在が認められる。

図11 心臓 ^{99m}Tc 標識赤血球による心臓シンチグラムで、左室、右室の境界が示され、他の血管の明りように表示されている。

図12 腎臓 ^{99m}Tc による腎のシンチグラムで、正常腎においても明りような陰影が表示されている。

5 安全対策

本装置は電気安全に関しては、「薬事法」で定められた安全基準に基づき設計され、検査にも合格している。

検出器部分は約500kgの重量があり、この重量を支えて検出器を上下させるためのナットは二重ナットを用いて機械的信頼性を高めている。

検出器の各種の運動は、モータで駆動されるが、そのモータの操作スイッチの接点溶着など不測の事故に対して、二重スイッチを設けるとともに、緊急停止用スイッチとして電源を直接切断できるスイッチを用意した。停電時に患者を検査位置から連れ出しにくい状態にあるときは、手動ハンドルで検出器を上を持ち上げることができるように考慮されている。

コリメータの脱着は、専用工具で行なう構造とした。コリメータの取り付けをちょうねじなどを用い手で行なえるようにするとより便利になることも考えられるが、締付けが不十分であったり、突起物が患者にぶつかったりすることを考慮したものである。

6 結 言

^{99m}Tc の放出 γ 線に対して、固有分解能を2mmとすることに成功した(鉛バーファントームテストによる)。

この値は、従来製品化されているシンチレーションカメラの固有分解能の50～60%の値である。また、システム感度は約1.7～1.8倍にすることができた。

本装置の臨床テストについては、千葉大学医学部放射線科の医学博士有水教授をはじめ同科の諸先生方及び千葉県ガンセンタR I診断部の医学博士油井先生をはじめとする諸先生方に協力と御指導を得、貴重な資料を提供いただいたことに感謝する。

“GAMMA VIEW”の開発に当たっては、日立製作所中央研究所第4部及び原子力研究所、並びに日立電線株式会社研究所の協力を得て完成したもので、併せて謝意を表わす次第である。

参考文献

- 1) Gerald J. Heine: Instrumentation in Nuclear Medicine, Vol. 1 p.486～551, 1967(Academic Press)
- 2) Norimasa Nohara, Toshiyuki Hiramoto: “High-resolution Scinticamera Based on Delay-line Time Conversion” J.Nucl Med. 12, 9, p.635～636
- 3) Toshiyuki Hiramoto, Eiichi Tanaka and Norimasa Nohara: “A Scintillation Camera Based on Delay-Line Conversion” J.Nucl Med. 11, 4, p.160～165