

シンチレーション・カメラ

Scintillation Camera

Anger HO*. Rev Sci Instrument 29:27-33, 1958

放射線源を画像化する新しい高感度なガンマ線カメラについて述べる。ピンホール開口部をもつ鉛遮蔽、その内部の7本の光電子増倍管、シンチレーション結晶、信号マトリックス回路、波高弁別器、真空管オシロスコープから構成される。ガンマ線放出放射性同位元素からの光電ピークシンチレーションのような一定の輝度範囲内のシンチレーションを、結晶内のシンチレーションとほぼ同じ相対位置に陰極線管上の輝点として再現する。このスクリーンをオシロスコープカメラで撮影し、閃光の分布から被写体のガンマ線画像を得る。医学的、工業的応用の1例として、¹³¹Iによる甲状腺画像の例を示す。

アイソotopeを利用する際に重要な問題は、被写体に含まれるアイソotopeの分布の決定である。ガンマ線放出核種が存在する正確な部位をガンマ線画像（ガンマ線マップ）上に再現できることが望ましい。これにより例えば、ヒト甲状腺の大きさ、形状、機能局在などを画像に表示したり、工業製品における放射能汚染を調べたりすることが可能となる。

一般的なガンマ線画像の作成法は、方向性カウンターで被写体をスキャンする方法である。カウンターに同期して移動しながら、カウントを紙やフィルムに点あるいは線として表示する記録装置によって画像が得られる[1-6]。もう1つは、ガンマ線カメラで被写体を撮影する方法である。カメラは、ピンホールをもつ鉛遮蔽、ガンマ線感受性フィルム、増感スクリーンから構成される。

本稿は、既に簡単に報告したように[7]、既存の装置[8,9]に比してはるかに高感度な改良型ガンマ線カメラについて述べるものである。これは、ピンホール開口部を備えた鉛遮蔽内に大きな平板シンチレーション結晶を置き、これを計測する7本の光電子増倍管、信号マトリックス回路、波高弁別器、陰極線管オシロスコープ、およびオシロスコープ画面を撮影する通常のカメラから成る。

シンチレーションカメラの実際は以下の通りである。被写体から放出されるガンマ線の一部は、鉛遮蔽のピンホールを通過して真っ直ぐにシンチレーション結晶に衝突する。シンチレーションによって発生した光は等方向性に放出され、すべての光電子増倍管が受光するが、光源に最も近いものが最も多く受光する。シンチレーションの持続時間は、シンチレーションの平均間隔にくらべて短時間である。

光電子増倍管から発生する電気パルスは、信号マトリックス回路に送られて加減算され、3つの出力信号

が得られる。このうち2つは位置信号で、オシロスコープのX端子、Y端子に入力される。3つ目のZ信号には、7本の光電子増倍管すべての信号の総和が得られる。従って一定の大きさのシンチレーションについては、その結晶内に発生位置にかかわらず、実質的に同じ振幅のZ信号が得られる。この信号は波高弁別器に送られ、オシロスコープの輝度端子に入力される。

オシロスコープのビームは通常はオフ状態（ブランク）であるが、シンチレーションが発生するとX信号、Y信号によって、結晶内のシンチレーションの発生位置に対応する位置に偏向される。ここでZ信号が波高弁別器を通過すれば、ビームは瞬間にオン（アンブランク）になる。この結果、結晶内のシンチレーションのうち、一定の狭い輝度範囲にあるものだけがオシロスコープのスクリーン上の輝点として再現される。通常、波高弁別器は特定のガンマ線放出同位元素の光電ピークだけが通過するように設定されている。

オシロスコープのスクリーン上の輝点を、通常は1分間で現像できるポラロイドカメラで撮影する。露光時間は数秒から1時間以上に及ぶこともある。この間に発生する輝点が積算されて画像が作られる。数個の輝点しか記録されない場合は、離散的な点として見え、放射能が大きいところほど数が多くなる。1回の露光でより多くの輝点が記録される場合、カメラのレンズを適切に調整しておけば、輝点が融合して黒色を背景として灰色～白色の被写体のガンマ線画像が得られる。

7本の光電子増倍管を使うが、光電子増倍管の中間地点で発生するシンチレーションもその近傍に再現されるので、識別される画素数がこの数に制約されるわけではない。実際の分解能の制限については後述する。

シンチレーションカメラの利点には以下のようものが挙げられる。撮影範囲内のすべての領域の感度が等しく、これは急速に変化する放射能の測定に適している。スキャンを行なわないで、画像に線状陰影が

* Donner Laboratory of Biophysics and Medical Physics and Radiation Laboratory, University of California, Berkeley, California

混入しない。カメラを近づけたり遠ざけたりすることにより、任意の大きさの範囲を検査できる。どのような方向にも向けられるので、水平、垂直斜位などを撮影でき、遠隔操作、遠隔撮影も行ないうる。当該同位元素の光電ピークにのみ鋭敏な設定とすることにより、近傍組織からの散乱線を除去することができる。

詳細

図1にガンマ線カメラの断面図を示す。カメラの筐体は鉛製で、ガンマ線が通過するピンホール開口部を除いてシンチレーション結晶を四方から遮蔽している。ピンホールの上部には、径4インチ、厚さ1/4インチのタリウム活性化ヨウ化ナトリウム結晶があり、その背面は光の反射を最大化するために酸化マグネシウムで裏張りされている。結晶のやや上方に、径1.5インチの7本の光電子増倍管列がある。増倍管の間隔は最小限とし、その間隙は光反射面で覆われている。光反射面の一部は白く塗装され、一部は鏡面となっている。結晶と光電子増倍管の間は、透光性液体で満たされている。

図2には、増倍管を出た信号の経路を示す。信号マトリックス回路と、他の主な電子回路がブロック図として示されている。

Y方向の位置信号は次のような方法で得られる。光電子増倍管2, 3の信号は、抵抗R12, R13を介して1本の入力としてY軸差分回路に供給され、光電子増倍管5, 6はR15, R16を介して同様に別の差分回路に接続されている。4本の抵抗値は等しい。2つの信号の

振幅は減算されてY信号となり、これは結晶内におけるシンチレーションの位置に応じた振幅と極性を持つ。信号は増幅され、短絡遅延線によって整形される。この結果、持続約1μ秒の平坦な矩形パルスが得られる。これがオシロスコープのY軸入力端子に供給される。

X線方向の一信号も、Y軸とほぼ同様に得られる。光電子増倍管1, 2, 6の信号は、抵抗R21, R22, R26を介して加算される。ここでR22, R26は等値であるが、R21は他の1/2の値である。これは光電子増倍管1のX軸上における位置が、他の2つの増倍管にくらべて2倍の距離にあるためである。増倍管3, 4, 5の出力も抵抗R23, R24, R25を経て加算され、R24は他の2つの1/2である。これらの信号は、X軸差分回路の2つの入力端子に供給され、その出力はY信号と同じように増幅、整形される。その振幅と極性は、X軸上のシンチレーションの位置に応じたものとなり、オシロスコープのX軸入力端子に供給される。

Z信号は、すべての光電子増倍管の出力を抵抗R1～R7を介した出力の総和として得られる。抵抗はすべて同じ大きさである。この信号は増幅されて、波高弁別器に供給される。さらにその出力はパルス整形回路、遅延回路に送られ、オシロスコープのビームが、X信号、Y信号による走査のピークに一致してオンになるようパルス幅を短縮、遅延する。

調整と運用

このカメラの運用は、光電子増倍管の光感度がすべて等価であることを前提としている。この条件を満たすためには、以下の方法で容易に調整することができる。まずガンマ線放出核種の試料を、シンチレーション結晶全体がガンマ線を受光するようにカメラ内のビ

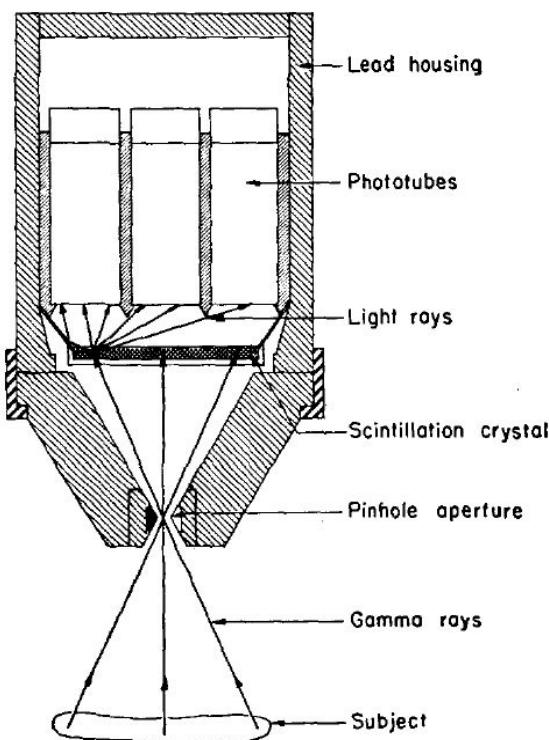


図1. シンチレーションカメラ断面図

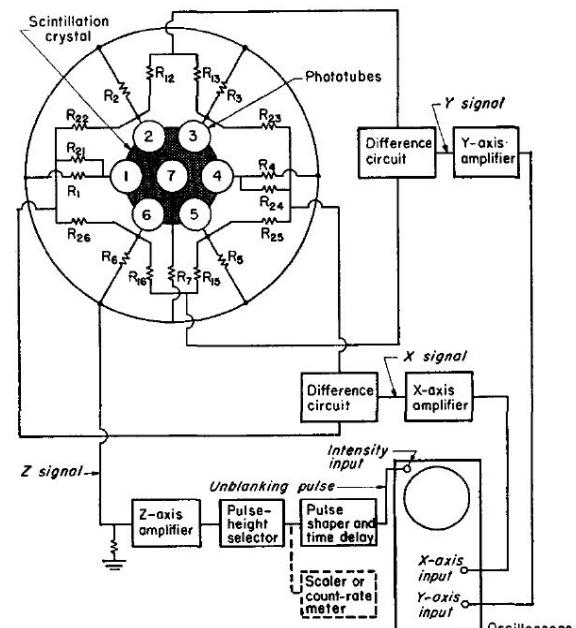


図2. 電子回路のブロック図

ンホール開口部付近に置く。波高弁別器ウィンドウの高さを一定値として、幅を高さの約10%とする。次に光電子増倍管の供給電圧を閾値下から始めて、スクリーンに最大数の輝点が表示されるまで漸増してゆく。ここで個々の光電子増倍管の電圧を調整して、スクリーン上のパターンが原点に対して対称で、かつ等輝度となるようにする。光電子増倍管1~6の電圧を、原点から等しい最大偏向がえられるように調整し、中央の光電子増倍管については輝点がスクリーン全体に放射状に最も均一に分布するように調整する。

パターンが対称になった後、通常は供給電圧を波高スペクトル光電ピークの最大カウントレートに再調整する。これで波高弁別器は結晶のあらゆる場所からのシンチレーションピークを受容するようになる。ウィンドウ幅は光電ピークの大部分が通過しうる最小値とする。これによって画像が最も鮮明となり、背景ノイズは最小とすることができます。

通常は前述のように光電ピークに合わせてセットする。これはカウント効率が相対的に高く、散乱線を除去できるためである。しかし、コンプトンスペクトルの一部に合わせることもできる。これは、線源が異なるエネルギーをもつ放射性物質の混合物である場合に必要な設定である。

分解能に影響する要因

4つの異なる開口部径による分解能の違いを図3に示す。試料は12個の¹³¹I小線源を格子状に、上下段に各2個、中2段に4個並べたものである。それ同数のカウントが得られるよう露出時間は異なっている。開口径1/8、3/16、1/4インチのものはプラチナ製で、これはガンマ線阻止能が(タンゲステンとほぼ同程度に)比較的強力なためである。開口径5/16インチのものは鉛製である。開口径は小さいほど、分解能に優れている。

分解能を左右する主な要因には以下のものが挙げられる。ピンホール開口径および開口部、被写体、シンチレータの距離、光電子増倍管内のシンチレーション分布、陰極での電子生成、その增幅の統計学的バラツキ。波高弁別器のウィンドウ幅、単一ガンマ線シンチレータ内で最初のコンプトン散乱、ついで光電散乱した際のオシロスコープ上の輝度のずれ。さらに、画像の分解能はそこに含まれるカウント(ドット)の数に常に依存する。これは、開口径、距離の他、被写体の放射能、および測定時間によって決まる。

分解能に影響する幾何学的要因は比較的単純であるが、ガンマ線の一部が開口部縁を通過するために、実効開口径が真の開口径よりもやや大きいということが問題を複雑にしている。この効果は、開口部にプラチナ、タンゲステンなど非常に密度の高い物質を使用することで回避できる。カメラを光電ピークに合わせて調整

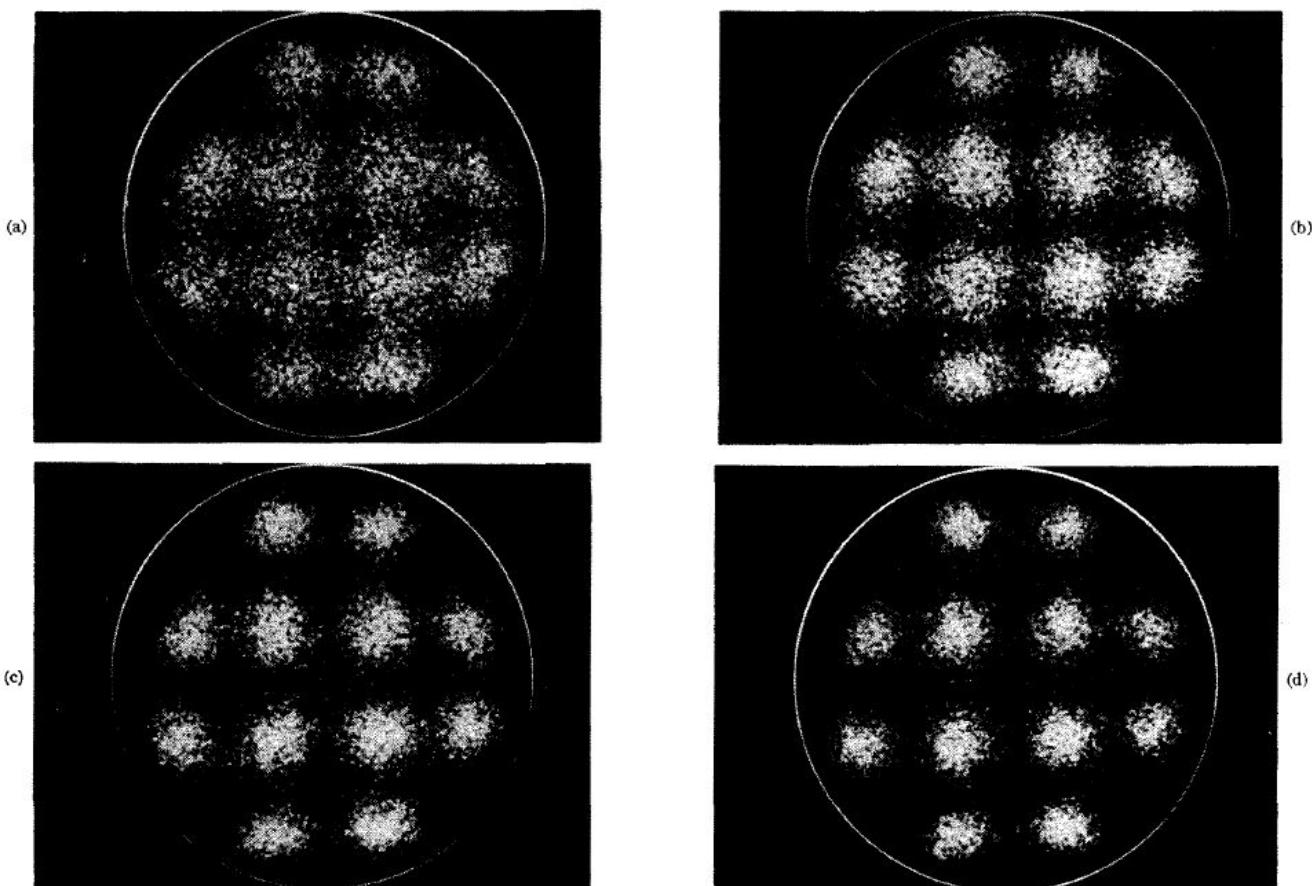


図3. ピンホール開口径 5/16, 1/4, 3/16, 1/8 インチの比較。試料は 12 個の¹³¹I 小線源。

すると、開口部によって大角度で散乱するガンマ線はエネルギーが低下しているので波高弁別器で除去される。しかし、小角度で散乱されるガンマ線については、エネルギー変化が小さいために除去されない。

光子分布と光電子生成の統計学的問題については、シンチレーション結晶の中心部で発生する¹³¹Iの0.36MeV ガンマ線の光電散乱によって、結晶の辺縁部位置する6本の光電子増倍管の陰極で約40個の光電子が生成される[10]。シンチレーションに伴って発生する光電子の数には、もちろん統計学的バラツキがある。これに伴い、各シンチレーションの位置信号の振幅にもバラツキを生じて分解能低下につながる。このため、ピンホール開口部径を小さくしても分解能向上には限界がある。現行の装置では、径1/8以下としてもほとんど改善を期待できない。実際のところ、高分解能の医用トレーサー応用では1/4インチ径が通常使われており、ジオメトリーの問題から最大分解能とはされていない。

波高弁別器のウィンドウ幅は、光電ピークパルスの大部分が通過する程度としてむやみに大きくするべきではない。これは、迷入ガンマ線、宇宙線などが必要以上に多くなることを防ぐためである。さらに、目的とするエネルギーより大きなあるいは小さなエネルギーのシンチレーションがオシロスコープ上に表示されるようになり、そのX、Y位置信号は正しくない可能性がある。この結果、様々な拡大率の画像を重ねて表示

したような状態となり、画像の辺縁に非点収差のようなボケを生じることになる。

ガンマ線がコンプトン効果によってシンチレーションを発生し、2次ガンマ線が結晶に作用してさらに光電効果によるシンチレーションを発生すると、2つのシンチレーションからの光子が加算されて、1次ガンマ線が光電散乱した場合と同じ状態になる。従って、この信号は波高弁別器を通過するが、位置信号は2つのシンチレーションの中間位置を示す。正しい位置にあるのは1次シンチレーションだけなので、輝点の位置ずれを生じることになる。幸いなことに、コンプトン散乱で発生した2次ガンマ線は2次反応を起こすことなくシンチレータを出て行くことが多いので、この現象はかなり稀である。2次光電効果を起こす場合、1次反応よりもかなり離れた位置で発生するので、実際の影響は広い範囲でバックグラウンドノイズがわずかに上昇する程度にとどまる。さらに2次反応もコンプトン散乱の場合は、発生したガンマ線が充分なエネルギーを持ち去れば、その信号が波高弁別器を通過することはない。このような多重シンチレーションは、使用するシンチレーション結晶の厚さの制限要因となる。

図4に、カウント数(ドット数)による画像の変化を示す。当然のことながら、カウント数は被写体の放射能、計測時間、開口径の関数である。同じテストパターンについて、カウント数800、1600、3200、6400

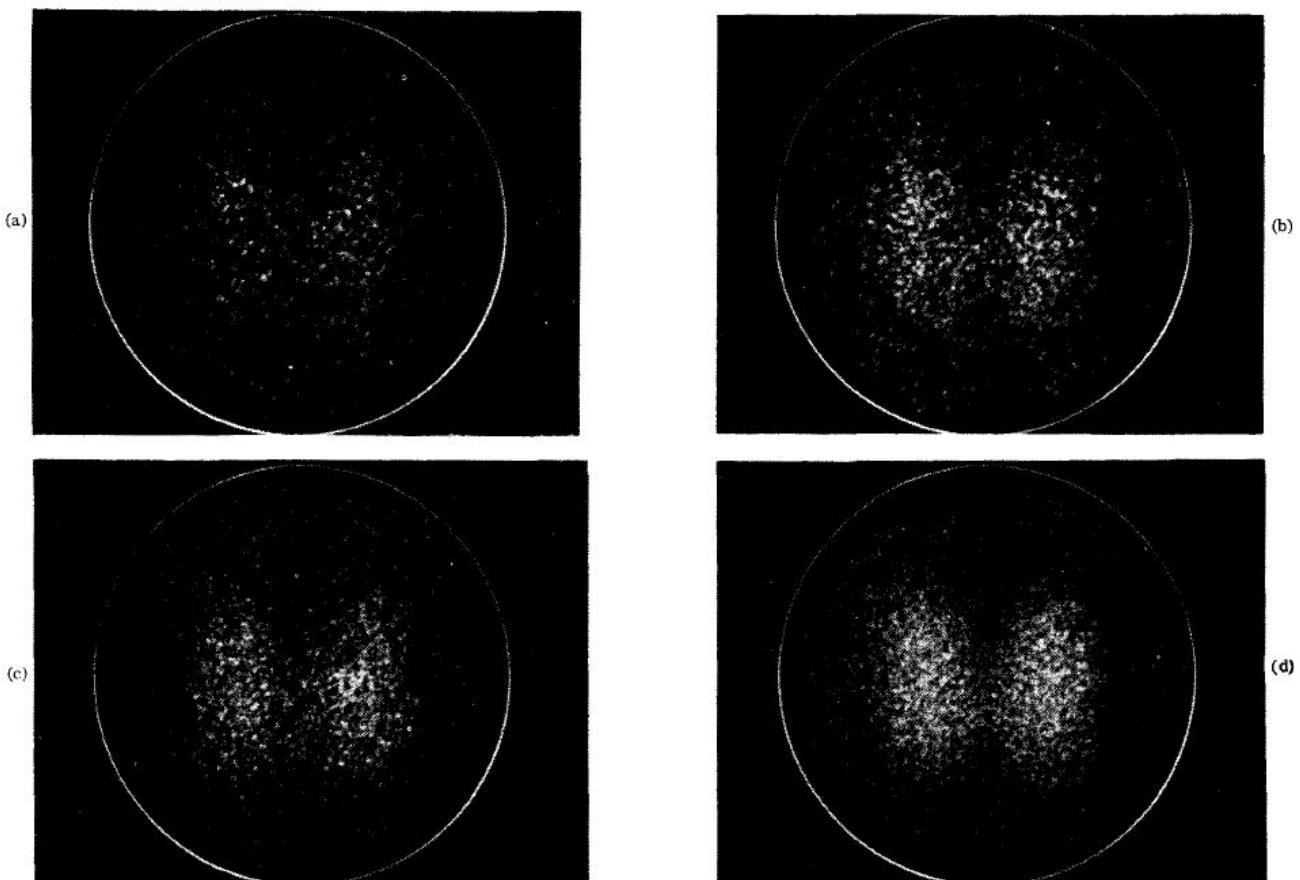


図4. 5μCiの¹³¹Iを含む甲状腺ファントムの画像

としている。カウント数の増加に伴い画像が明瞭になることは明らかである。この被写体はアクリル樹脂(Lucite)に包埋した放射性物質からなる甲状腺ファントムである。各葉は機能円形で、単位面積当たり一定の放射能を有している。ファントムは $5\mu\text{Ci}$ の ^{131}I を含み、表面の軟部を模した厚さ $3/4$ インチのアクリル樹脂で被われている。それぞれの計測時間は $5, 10, 20, 40$ 分である。開口径は $1/4$ インチ、開口部とファントムの距離は5インチである。

感度と歪み

現状のカメラの感度では、シンチレータに作用する ^{131}I の 0.365MeV ガンマ線のうち光電散乱を起こすのは約10%である。バックグラウンドノイズは約30cpmである。残りのガンマ線のうち、75%がシンチレーションを起こさずに結晶を通過し、約15%が通常はオシロスコープに輝点を残さないコンプトン散乱を起こす[11]。感度を向上する方法としては、結晶を厚くするほか、光電散乱のみならずコンプトン散乱も記録できるように電子回路を改良するなどの方法が考えられる。しかしこの方法には、被写体内あるいは開口部での散乱線を除去できないという欠点がある。

小線源をピンホール開口部の幾何学的中心に置き、シンチレータが ^{131}I のガンマ線が均等に照射される状態で撮影すると、一定の歪みがあることがわかる。シン

チレータは円形なので、均等に照射されれば理想的には円形の画像が得られるはずである。しかし実際には六角形で、それぞれの頂点は6本の光電子増倍管の位置に対応している。さらに、画像の辺縁部近傍にカウントがやや多い傾向がある。この歪みは、シンチレータと増倍管の距離を広くすれば軽減できるが、同時に増倍管内の光子分布が変化するために分解能は低下する。従って、分解能と歪みの間に妥協が必要である。図3でテストパターンがほぼ規則的に並んでいることからわかるように、ほとんどの用途においては現状の配置で歪みは無視しうる程度である。歪みはほとんど辺縁部に限られており、中心部については実用上ほとんど無いに等しい程度である。

ピンホールの代わりに、被写体とシンチレータの間に多孔型コリメータを置くことも可能である。コリメータは、鉛製あるいはその他の高密度物質製の板状で、平行な孔を一定の間隔でたくさん並べた構造とする。シンチレータと同じ範囲をこの多孔型コリメータでカバーする。分解能、感度を最大限とするには、被写体とコリメータはできるだけ接近させる。

しかし、コリメータを鉛製とする場合、孔の大きさ、間隔を ^{131}I ガンマ線に最適化すると、孔構造が粗になって画像が明らかに歪むことがわかった。もちろん撮影時にコリメータをシンチレータに対して持続的に動かせば歪みは除去できる。コリメータの材質にタンゲス

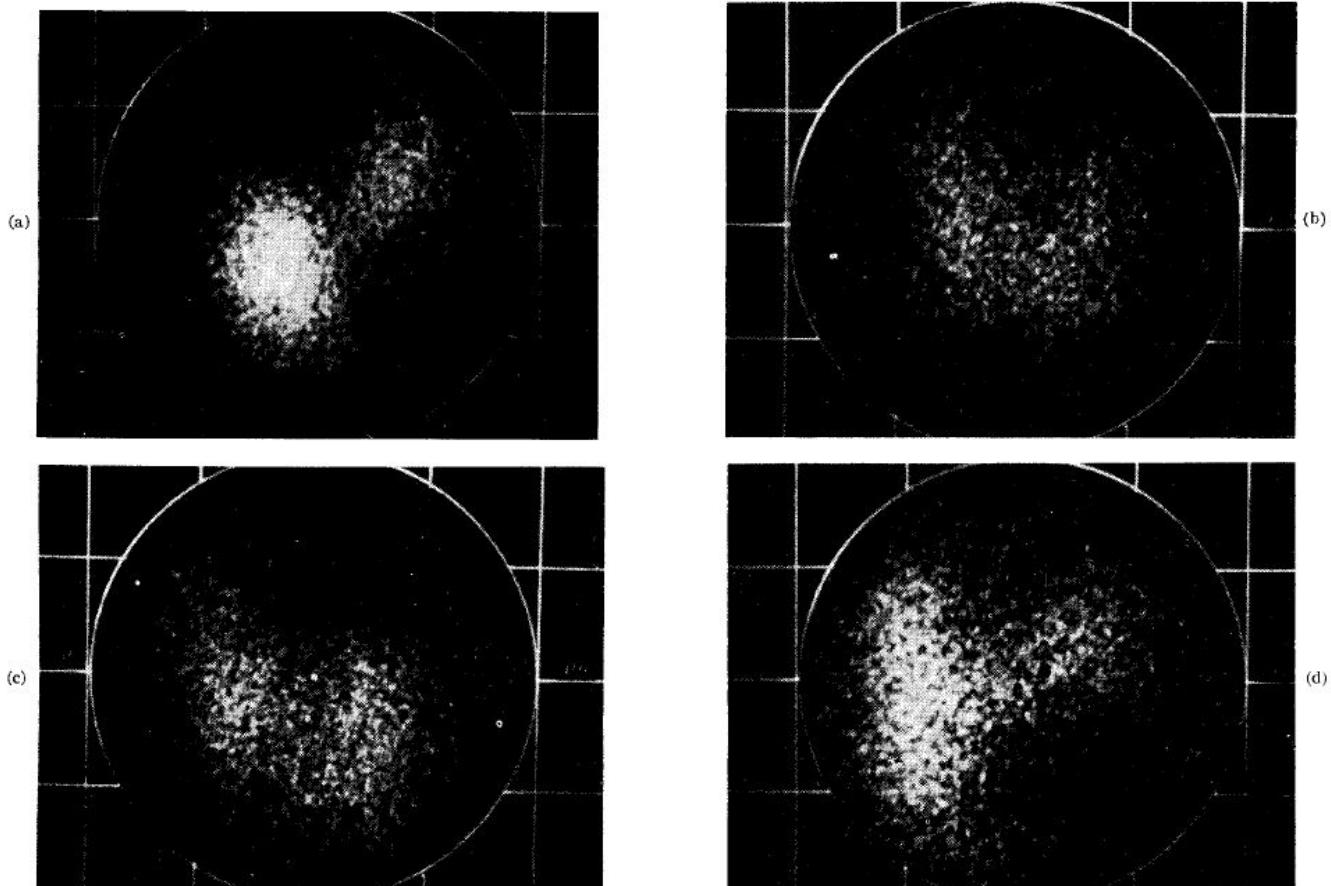


図5. ヒト甲状腺の in vivo 撮影。

テンあるいは他の高密度物質を使えば、撮影時の移動が不要な程度に孔構造を細小化できるかも知れない。この方法で、感度をある程度向上させることができるとある。コリメータの孔を内向きあるいは外向きに傾けることによって、シンチレータよりも小さな、あるいは大きな被写体を撮影することもできる。

甲状腺画像

図5に、シンチレーションカメラで撮影したヒト甲状腺の *in vivo* 画像例を示す[12]。腺内の ^{131}I 量は 7.5 ~ 12.5 μCi、撮影時間は 12 ~ 15 分。全例でプラチナ製 1/4 インチピンホールを使用し、開口部と甲状腺との距離は 5 インチである。現状で甲状腺の描出は良好で、必要な ^{131}I 投与量も非常に小さいことがわかる。投与量を 1/2 として撮影時間を 2 倍にしたり、逆に投与量を 2 倍にして 1/2 の時間で撮影することもできる。しかし、腺内の放射能の増加、撮影時間の増加に伴って画質は向上するので、放射能と撮影時間の間に一定の関係はない。

^{131}I 摂取に異常がある場合は、通常はカメラと被写体との距離を大きくとって撮影する。すると撮像範囲がずっと広くなるため、胸骨下、上頸部など甲状腺から離れた位置に病変があっても検出できる。この場合、比較的大きな開口径で短時間撮影となるため分解能は低下するが、異常な集積を広く捉えることができる。開口径を小さなものとしてカメラを接近させ、撮影時間を長くすれば、甲状腺、その他の部位のさらに詳細な画像が得られる。

撮影と同時に、波高弁別器を単位時間当たりに通過するパルス数を計測すれば、甲状腺内の ^{131}I 量を測定できる。これには、図2に示すようにスケーラー（カウント率計）を接続する。カウント率は、甲状腺ファントムの既知量の ^{131}I をカウントすることにより通常の方法で求めることができる。さらに、カメラと被写体の距離を大きくとることにより、皮下にある甲状腺の深さによるバラツキを最小限として、より高精度に測定できる。

今後の開発

シンチレーションカメラの改良により、分解能、感度の向上をはかることができる。感度については、厚いシンチレータを使用し、光電散乱のみならずコンプトン散乱も画像化すれば向上できると考えられ、現在この方向で研究を進めている。バックグラウンドノイズは現状でもあまり大きなものではないが、カメラの筐体を厚くすることによりさらに低減しうる。分解能は、より高感度の光電子増倍管の開発、増倍管の増設、シンチレータと増倍管の光学的カップリングの改良などにより向上しうる。

オシロスコープに画像蓄積管を使うことで、画像の統合化、保存が可能となる。これには、画像が生成される状態をリアルタイムに観察できる利点がある。放射能のパターンが変化してゆく状態を観察できれば、増倍管の持続時間を制御することができる。放射能の増加が非常に遅い場合は、経時的な動画撮影技術を使うこともできる。動植物におけるトレーサー移動の観察、工業用途には、この方法が利用できるであろう。

【脚注】

- ¹ Mayneord, Turner, Newberry, and Hodt, Nature **168**, 762 (1951).
- ² Cassin, Curtis, Reed, and Libby, Nucleonics **9**, No. 2, 46 (1951).
- ³ H. C. Allen, Jr., and J. R. Risser, Nucleonics **13**, No. 1, 28 (1955).
- ⁴ Francis, Bell, and Harris, Nucleonics **13**, No. 11, 82 (1955).
- ⁵ Gorden L. Brownell and William H. Sweet, Nucleonics **11**, No. 11, 40 (1953).
- ⁶ H. O. Anger, Am. J. Roentgenol. Radium Therapy Nuclear Med. **70**, 605 (1953).
- ⁷ Hal O. Anger, "A New Instrument for Mapping Gamma-Ray Emitters, in Biology and Medicine Quarterly Report," UCRL-3653, January 1957, p. 38.
- ⁸ H. O. Anger, Nature **170**, 200 (1952).
- ⁹ Mortimer, Anger, and Tobias, "The Gamma-Ray Pinhole Camera with Image Amplifier," UCRL-2524, March 1954.
- ¹⁰ G. J. Hine and G. L. Brownell, Eds., *Radiation, Dosimetry* (Academic Press, Inc., New York, 1956), p. 252.
- ¹¹ C. M. Davissen and R. D. Evans, Revs. Modern Phys. **24**, 99 (1952).
- ¹² The author is indebted to Dr. John C. Weaver and Dr. Donald J. Rosenthal for referring the subjects of these pictures.