

《原 著》

断層シンチカメラの点線源応答と深度分解能

野原 功全* 田中 栄一*

1. 緒 言

通常の平行多孔型コリメータを装着したシンチカメラで得られる RI 画像は、体内のいろいろな深さにおける RI 分布が検出器のシンチレータ面に重畳して投影され、RI 分布の深さ方向の情報が失われている。それ故、その画像からある深さにおける RI 分布を知ることはできない。この平行多孔型コリメータの代わりに、検出器の軸に対してある角度で孔をあけた斜平行多孔型コリメータをカメラに装着し、これを一定の角速度で回転させながらイメージを撮ることにより、その画像に深さ方向の情報をもたせることができる。この回転式コリメータを用いた断層イメージング法は舘野ら¹⁾をはじめ Freedman²⁾, Muehlechner^{3),4)}らによって開発されたものであり、また、その後の理論的解析により装置の解像力や断層効果などの物理的諸特性が明らかになってきている^{5),6)}。しかしながら、今日に至ってもなお、その点線源応答や深さ方向の分解能を明確に表現する理論的な取扱いは欠けているように思われる。それ故、本報ではこの種の断層シンチカメラを対象として、その一般的な点線源応答を理論的に導出するとともに、断層シンチカメラを評価する上で重要な性能である深さ方向の分解能を簡単に、しかも適確に表現できるような物理量の一つの定義を提案す

る。そして、これらを試作した同種の断層シンチカメラ装置によって実験的に求め、理論と実験の双方から得られた結果についての比較検討を行なう。

2. 点線源応答関数

Muehlechner の断層シンチカメラは Fig. 1 に示すように、検出器の軸に対してある角度 θ で孔をあけた斜平行多孔型コリメータをシンチカメラに装着し、これを一定の角速度 ω で回転させると同時に、コリメータの回転による視野の狭小化を防ぐ目的で、ベッドもコリメータの回転と同期して円運動させる同期回転機構をとっている。この場合、描出しようとする目的断層面の深さ z とベッドの回転半径 R との間には次式の関係がある。

$$R = z \tan \theta \quad (1)$$

ここに、 z はシンチレータの平均発光面から計った目的断層面までの距離である。なお、目的断層面のとり方としてコリメータの表面から計った距離 b の方が実際の使用において便利であるのでこれも同図に併記してある。 b はコリメータの厚さ a とコリメータから平均発光面までの距離 c を z から引いた値である。

いま、同図に示すように、シンチレータの面に平行な 3 つの面 P_1, P_2 および P_3 を想定し、各面上の座標 (x, y) にそれぞれ点線源 S_1, S_2 および S_3 がある場合を考える。そして、深さ z の面 P_2 を焦点面とし、面 P_1 および P_3 は焦点面から Δb だけ離れているものとする。点線源 S'_1, S'_2 および S'_3 はコリメータの回転に同期してベッドが円運

* 放射線医学総合研究所物理研究部
 受付：51年6月8日
 最終稿受付：51年9月13日
 別刷請求先：千葉市穴川4の9の1 (〒280)
 放射線医学総合研究所
 物理研究部 野原 功 全

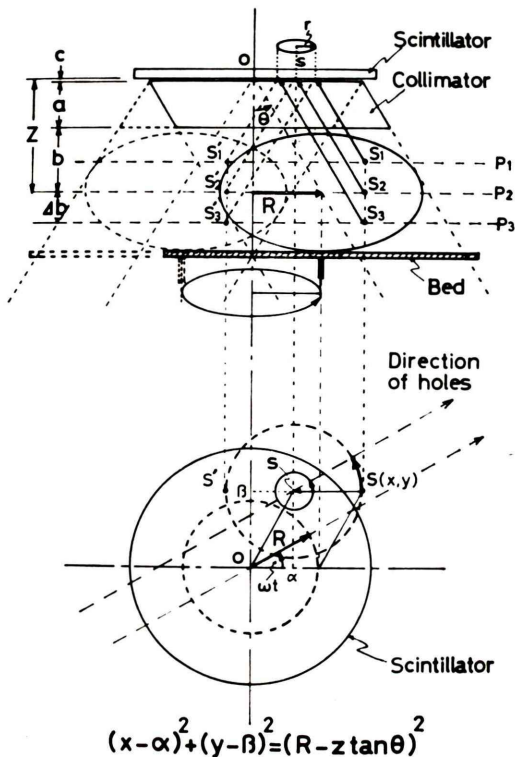


Fig. 1 Diagram showing the tomographic scintillation camera consisting of a scintillator, a rotating slanted-hole collimator and a bed moving in a circular motion. Positions of detection in the scintillator are shown for point sources located in a focal plane and in two adjacent planes separated equally from the focal plane.

動し、測定開始時から丁度 180° 回わった時の各点線源のそれぞれの位置を示している。図からわかるように、焦点面 P_2 上の点線源 S_2 はコリメータが回転しても常にシンチレータ上の同一位置 s に検出されるが、焦点面から Δb だけ離れた点線源 S_1, S_3 に対する検出位置はコリメータの回転とともに移動していき、1 回転したところで s 点を中心とした円環を描く。

この円環の半径 r は

$$r = R - z \tan \theta = \pm \Delta b \tan \theta \quad (2)$$

で与えられる。ただし、(2)式の右辺における正、負の符号は Δb の正、負の順に従う。 Δb の値は線源の深さが検出器から計って焦点面より遠いとき

を正、また、その逆を負ととっている。また、円環の中心 s 点の座標は幾何学的考察から $s(\alpha, \beta)$ で与えられる。ここに、 α および β は点線源の x 座標および y 座標からベッドの円運動の動径ベクトル R の x 成分および y 成分をそれぞれ差引いた相対座標であって、測定開始時における線源の位置と動径ベクトルによって自ずと定まり、コリメータの回転に対して不変である。かくして、任意の面および位置にある点線源 $S(x, y, z)$ がシンチレータ上で描く検出円の方程式は一般的に

$$(x-\alpha)^2 + (y-\beta)^2 = (R-z \tan \theta)^2 \quad (3)$$

で表わすことができる。ところで、断層シンチカメラの点線源応答関数を求めるにあたって、円環の中心座標 $s(\alpha, \beta)$ をシンチレータの中心座標 $O(0, 0)$ に平行移動した座標系を用いて論じても理論の一般性を失なわないので、以下では $\alpha = \beta = 0$ において計算を進めることにする。

さて、斜平行多孔型コリメータが静止しているときの断層カメラの点線源応答が軸対称な 2 次元ガウス関数 $g(x, y; \sigma)$ で表わせるものと仮定する。すなわち、

$$g(x, y; \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right] \quad (4)$$

ここに、 σ は応答の標準偏差である。厳密には、検出円の半径方向に長軸をもつ楕円形 2 次元ガウス関数で表わす方がより現実に近いと考えられる。しかし、軸対称としてもほとんど問題はない。

かくして、コリメータの回転およびベッドの円運動によって、点線源が描く半径 r の検出円の円周上のある一点 (角度 ϕ) における点線源応答は (4) 式から

$$g(x - r \cos \phi, y - r \sin \phi; \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{1}{2\sigma^2} \left\{ (x - r \cos \phi)^2 + (y - r \sin \phi)^2 \right\}\right] \quad (5)$$

と書くことができる。ここに、 $\phi = \omega t$, t は時間である。検出円の中心はシンチレータの中心にとってあるので、(5) 式において $y=0$ といった $g(x - r \cos \phi, -r \sin \phi; \sigma)$ は検出円の円周上の一点においてピークをもつ分布関数が x 軸においてとる応答の 1 次元分布を表わしている。そして、コリ

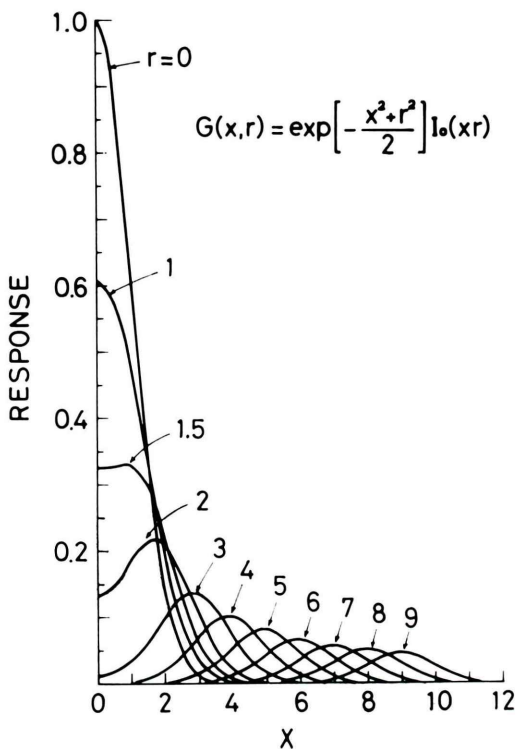


Fig. 2 Theoretical point source response function of the tomographic scintillation camera. $I_0(xr)$ is the modified zero-order Bessel's function of xr , where x is the radial distance and r the radius of the circular image, normalized by the system resolution in terms of standard deviation.

メータの1回転により検出円の円周上のすべての点における分布関数が x 軸に寄与することを考慮すれば、すなわち、(5)式を ϕ について0から 2π まで積分すれば、それが断層カメラの点線源応答関数 $G(x, r; \sigma)$ に他ならない。そして、それは次式で与えられる。

$$G(x, r; \sigma) = \int_0^{2\pi} g(x - r \cos \phi, -r \sin \phi; \sigma) d\phi$$

$$= \frac{1}{\sigma^2} \exp\left[-\frac{x^2 + r^2}{2\sigma^2}\right] I_0\left(\frac{xr}{\sigma^2}\right) \quad (6)$$

ここに、 $I_0(xr/\sigma^2)$ は零次の変形ベッセル関数である。

シンチカメラの位置分解能は線源の深さに依存するので、(6)式の変数 x および r を σ で正規化

した変数を改めてそれぞれ x および r と書き、正規化した(6)式を r をパラメータとしてFig. 2に示した。同図で横軸 x は検出円の中心からの距離であり、縦軸はその点における応答である。

断層カメラにとって重要な性能は深さ方向の分解能である。断層カメラの点線源応答はFig. 2からもわかるように、焦点面上の点線源に対しては鋭いピークとなるが、焦点面からずれた点線源に対しては検出点が円環状にぼかされ、応答のピーク値は検出円の半径が増大するとともに急速に減少する。それ故、断層カメラの深さ方向の分解能として、カメラの位置分解能を単純にコリメータの傾斜角をもって深さ方向に換算した値を使うことはできない。断層効果を表わす方法は2, 3考えられているが、ここでは、断層シンチカメラの深さ方向の分解能として次のように定義することを提案したい。すなわち、焦点面上の点線源に対する応答の半値幅が焦点面からのずれによって2倍となるときのその点線源の焦点面からの距離を以って深さ方向の分解能とする。この定義に基づく分解能が実際の装置の断層効果をどの程度適確に表現しているかについては後述の各種のファントム実験によって検討することにする。

3. 装 置

使用したシンチカメラは東芝製GCA-202型(38.7 cm ϕ \times 1.27 cm NaI (TI), 7.9 cm ϕ 光電子増倍管 30 本, 遅延電線型)で、その有効視野は34 cm ϕ 、固有位置分解能は140 KeV γ 線に対して8 mm(半値幅)である⁷⁾。また、試作した断層用コリメータは、カメラの視野が大きいことと断層効果を良くすることの2点から、孔の傾斜角を大きくとって $\theta = 30^\circ$ とした。コリメータの幾何学的寸法は厚さ7.5 cm、孔径0.45 cm、隔壁厚0.2 cm、有効視野33 cm ϕ であり、孔の総数は2343個である。これらのパラメータからコリメータの幾何学的な位置分解能は $b = 10$ cmの深さにおいて1.28 cm(半値幅)となり、断層カメラとしての総合位置分解能は1.51 cm(半値幅)となる。

コリメータは電気駆動により定角速度で回転し、

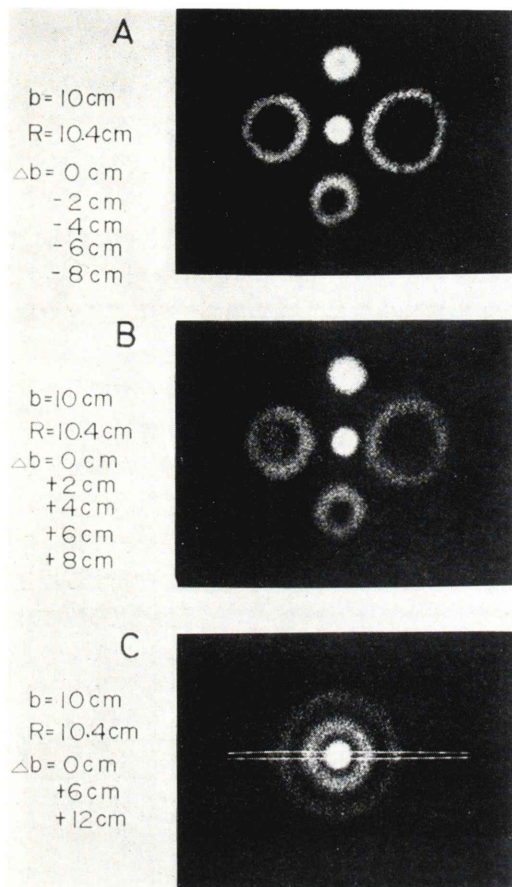


Fig. 3 Tomographic images of a point source placed at various distances from the focal plane fixed at 10 cm from the face of collimator.

- (A) Distance from the focal plane, $\Delta b = 0, -2, -4, -6$ and -8 cm.
 (B) Distance from the focal plane, $\Delta b = 0, +2, +4, -6$ and $+8$ cm.
 (C) Electronic slit through the center of circular images to measure the point source response.

その周期は 1 回転/分である。また、ベッドもコンリメータの回転と同期して円運動を行なうように連動機構がとられ、円運動の回転半径を調節することにより、目的断層面を $b=2$ cm から 14 cm までの任意の深さに設定できる。

4. 実験結果

Fig. 3 は断層カメラの焦点面を深さ $b=10$ cm

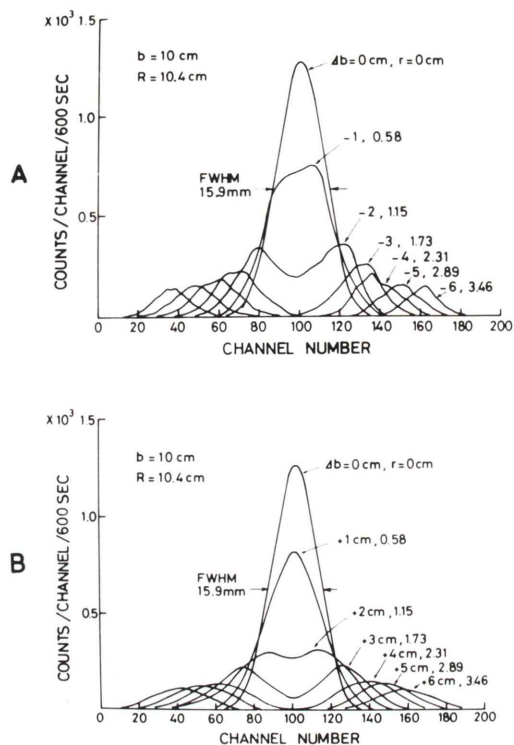


Fig. 4 Point source responses of the tomographic scintillation camera obtained at various distances from the focal plane fixed at 10 cm from the face of collimator.

- (A) Distance from the focal plane, Δb , is varied from 0 to -6 cm at 1 cm step.
 (B) Distance from the focal plane, Δb , is varied from 0 to $+6$ cm at 1 cm step.

(ベッドの回転半径 $R = 10.4$ cm) に設定し、 ^{57}Co 点線源の位置および深さをいろいろ変えて得た各点線源応答をポラロイド写真で重ね撮りしたものである。各図の中央にある点状像が焦点面上 ($\Delta b = 0$) の点線源によるもの、その周囲にある検出円は半径の小さい方から順に Δb が 2, 4, 6 および 8 cm のときのものである。ただし、図 A は点線源が焦点面より浅い方向 ($\Delta b < 0$)、また、図 B は焦点面より深い方向 ($\Delta b > 0$) へずらされている。 Δb の増加に伴って円環の半径は大きくなり、濃度は低くなっていく様子がわかる。このような Δb の変化に対する応答の変化は、図 C に示すように、あ

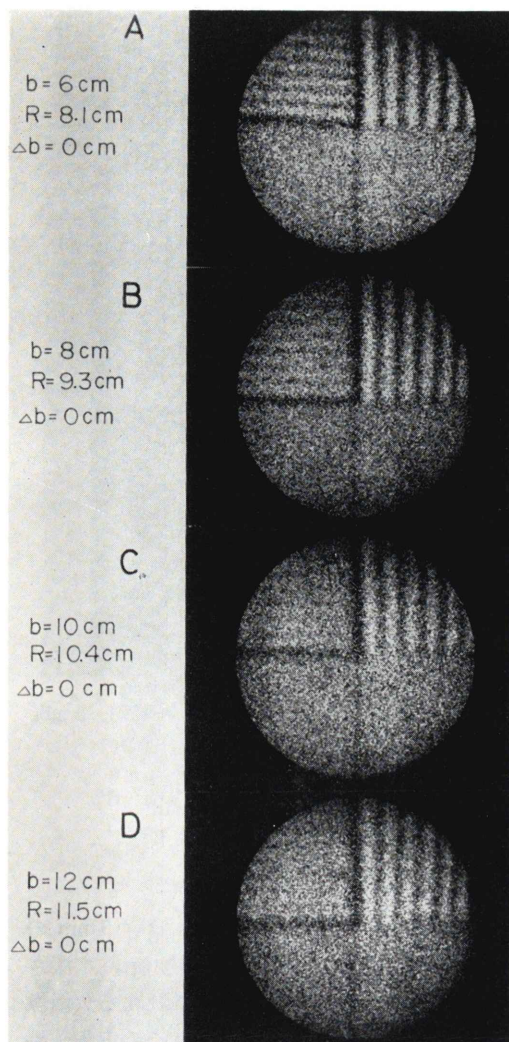


Fig. 5 Tomographic images of a resolution phantom consisting of a plane source and a lead bar pattern. A, B, C and D are obtained with the phantom placed in focal planes, 6, 8, 10 and 12 cm from the face of collimator, respectively.

る位置に置かれた点線源についてその深さのみを変化させ、得られる同心円の中心を通る細いスリットを設定し、そのスリット内に入った計数の分布を測定することによって定量的に知ることができる。

このようにして求めた点線源応答の x 軸上の分布が Fig.4 に示されている。同図 A および B は

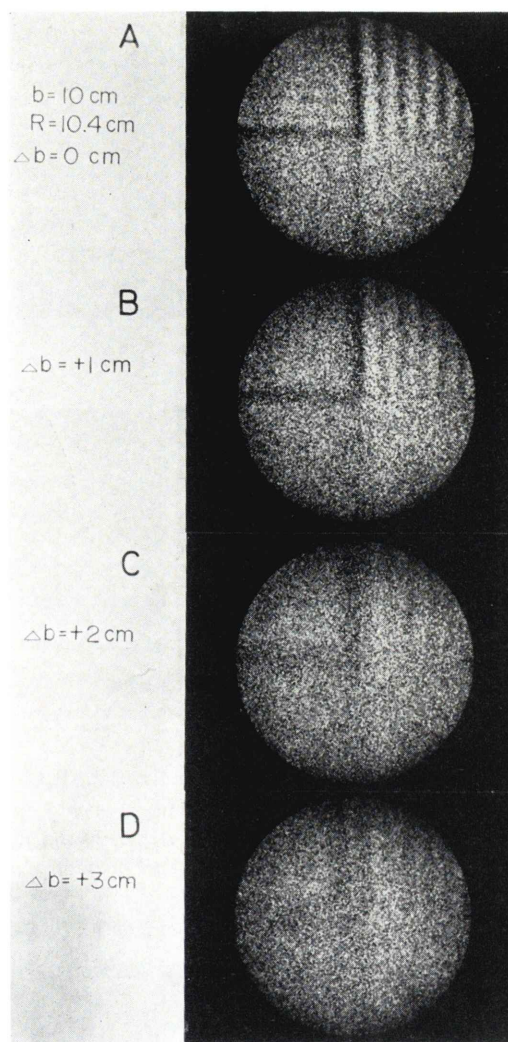


Fig. 6 Blurring of a resolution phantom due to off-focus. A is the phantom placed in the focal plane at 10 cm from the face of collimator. B, C and D are the phantom placed in planes, 1, 2 and 3 cm from the focal plane, respectively.

点線源の深さをそれぞれ焦点面より浅い方向および深い方向へ $\Delta b=1$ cm きざみで変えていった場合である。各応答に対する Δb の値とそのときの検出円の半径 r の値は図中に与えてある。

Fig. 5 は断層カメラの解像力をテストした結果である。実験は一樣な ^{57}Co 平面線源 (約 $500 \mu\text{Ci}$, 面密度約 $0.5 \mu\text{Ci}/\text{cm}^2$) の上に解像力テストパター

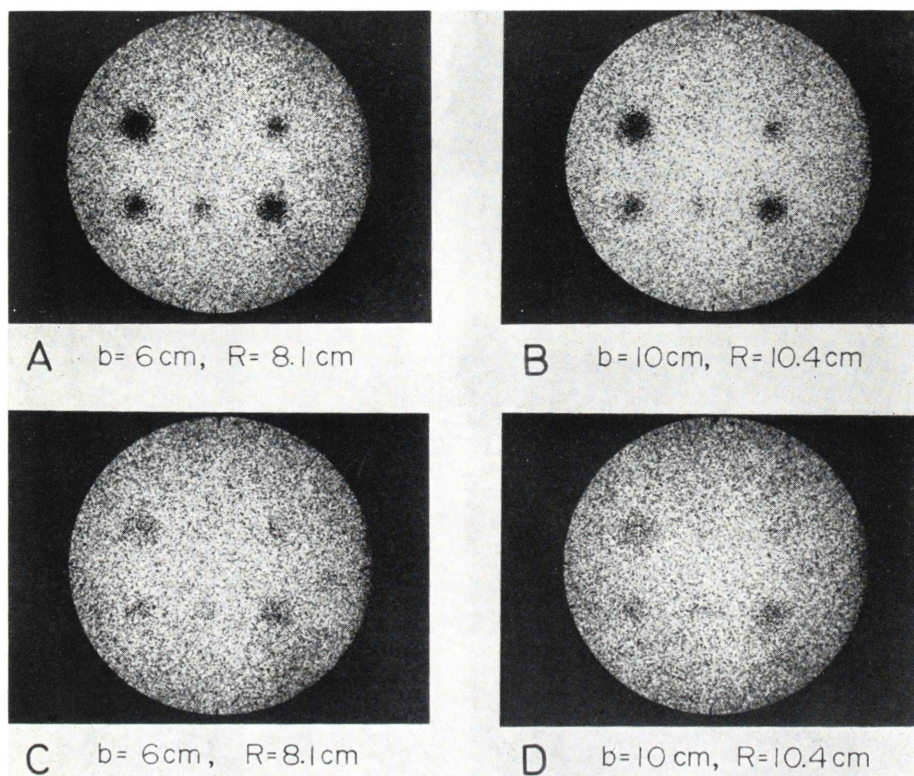


Fig. 7 Tomographic images of cold spot phantoms consisting of a plane source and lead discs of 10, 15, 20, 25, 30 and 35 mm in diameter by 3 mm in thickness. A and B are 100% cold spot phantom, and C and D are 50% cold spot phantom.

ンを置き、焦点面の深さ b を 6cm から 12cm まで 2cm きざみに変えて行なった。各図ともコリメータは 5 回転で、約 170 Kcounts の画像である。また、カメラのエネルギーウインドウはすべて 25% で行なった。テストパターンは鉛の幅および間隔は第 1 象限から順に 12.7, 9.5, 6.4 および 4.7 mm である。 $b=10\text{cm}$ で 9.5mm パターンは見えにくくなってきているが、12.7mm パターンはいずれも良く解像している。

Fig. 6 は前図と同じ実験条件で、焦点面からずれた場合の解像力の変化を調べたものである。焦点面を $b=10\text{cm}$ に固定し、テストパターンを焦点面から 1cm ずつ離していった。この実験で焦点面からのずれが 2cm 以上では第 1 象限の 12.7 mm パターンも解像できなくなるほどぼけることがわかる。

つぎに、同じ ^{57}Co 平面線源上に厚さ 3mm の鉛小円板を 6 個並べたファントムを使い、深さ $b=6\text{cm}$ と 10cm の 2 つの焦点面における欠損像の検出限界をテストした。Fig. 7 はその実験結果である。鉛円板の直径は 10mm から 35mm まで 5mm きざみに変えてあり、図において左から右へ、上段は 35, 10, 20mm, 下段は 25, 15, 30mm の順で配置されている。同図 A および B は 100% の欠損像、C および D は 50% の欠損像である。これらのイメージはコリメータを 2 回転させて得ており、50% 欠損像の場合は後半の 1 回転だけ鉛円板を線源から取り除いている。図からわかるように、10mm ϕ の最小円板は $b=10\text{cm}$ の深さでは 100% 欠損でも検出することはできない。また、50% 欠損となると最小円板は $b=6\text{cm}$ でも検出不可能で、第 2 小円板も検出することは困難である。

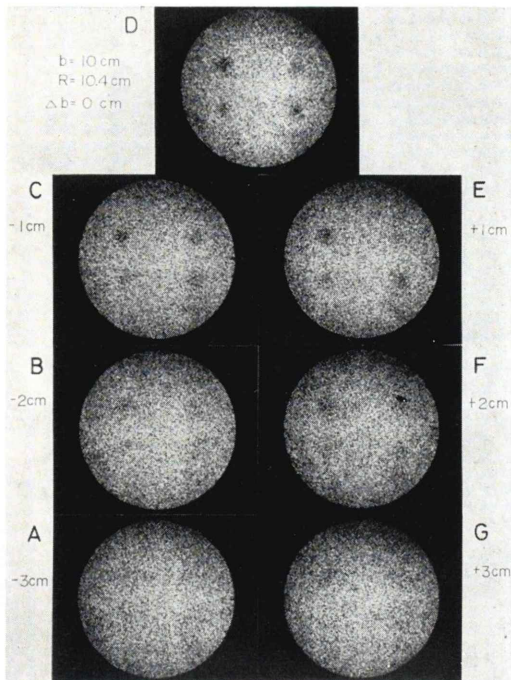


Fig. 8 Blurring of a 50% cold spot phantom due to off-focus. Tomographic images are obtained with the phantom placed at distances, varied from -3 cm to $+3\text{ cm}$ at 1 cm step, from the focal plane fixed at 10 cm from the face of collimator.

Fig. 8 は前図の 50% 欠損ファントムが焦点面からずれた場合の像のぼける様子を示している。焦点面の深さは $b=10\text{ cm}$ に固定し、ファントムを焦点面の上下方向に 1 cm ずつ 3 cm までずらした。焦点面から 2 cm 以上ずれると欠損はほとんどぼかされてしまっている。

Fig. 9 は人体頭部ファントムを用いた陽性像に対する断層撮影の結果である。頭部ファントムは二重の楕円筒で側壁部を形成し、内円筒の内側にはさらに模擬腫瘍として各種の大きさの小円筒が任意の位置に設定できる構造となっている。ここで用いた小円筒の大きさは直径 2 cm と 3 cm で、その高さはそれぞれの直径に等しい。側壁部の容積は、 1460 ml 、内円筒の容積は 5250 ml である。ファントムの腫瘍部と側壁部は全体で約 1 mCi の

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ 溶液を充填し、他の部分は水で充たした。腫瘍部と側壁部の放射能濃度比は $40:1$ である。同図 A は $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 用平行多孔型コリメータで得た静止像であり、B から E までは焦点距離を $b=6\text{ cm}$ から 12 cm まで 2 cm ずつ変えて撮った断層像である。これらの断層像から 8 cm と 12 cm の深さに腫瘍の存在を認めることができる。

5. 考 察

理論的に求めた断層カメラの点線源応答関数は (6) 式に示したごとくガウス関数と零次の変形ベッセル関数の積で表わされ、実験的に求めた点線源応答を定性的に良く表わしている。ただし、Fig. 4A に示した実験結果からもわかるように、点線源の深さが焦点面より浅い方向にずれた場合は理論的な点線源応答からずれやすい。これは点線源がコリメータに近づくにつれ、線源から放出された γ 線がコリメータを通過できる孔の数が減少し、コリメータの回転にとまって感度むらが生じるためである。

実験的に得た深さ 10 cm の焦点面上にある点線源応答の半値幅は 15.9 mm であった。この値は先に述べた本装置の総合位置分解能 15.1 mm と非常によい一致を示し、その差は 5.3% であった。本報では断層カメラの深さ方向の分解能を表わす方法として、測定が容易で、かつ、断層効果を適確に表現するような量を提案した。それは前述のごとく、焦点面からずれた点線源による応答の半値幅が焦点面上のその丁度 2 倍となるところの焦点面からその点線源までの距離と定義したものである。この定義に従えば、本装置の深さ方向の分解能は Fig. 4 の点線源応答の実験から 18 cm の値が得られる。一方、(6) 式で与えられる理論的な点線源応答関数から求めた深さ方向の分解能は 1.65 cm である。結果として、理論値より 9.1% 大きい実験値となった。この差は、前述の位置分解能における差についても言えることであるが、主として理論式に使われた各パラメータの値と実際の装置のそれらの値との差、実験に使ったスリットの幅 (約 1 cm)、線源設定の誤差、さらには、理

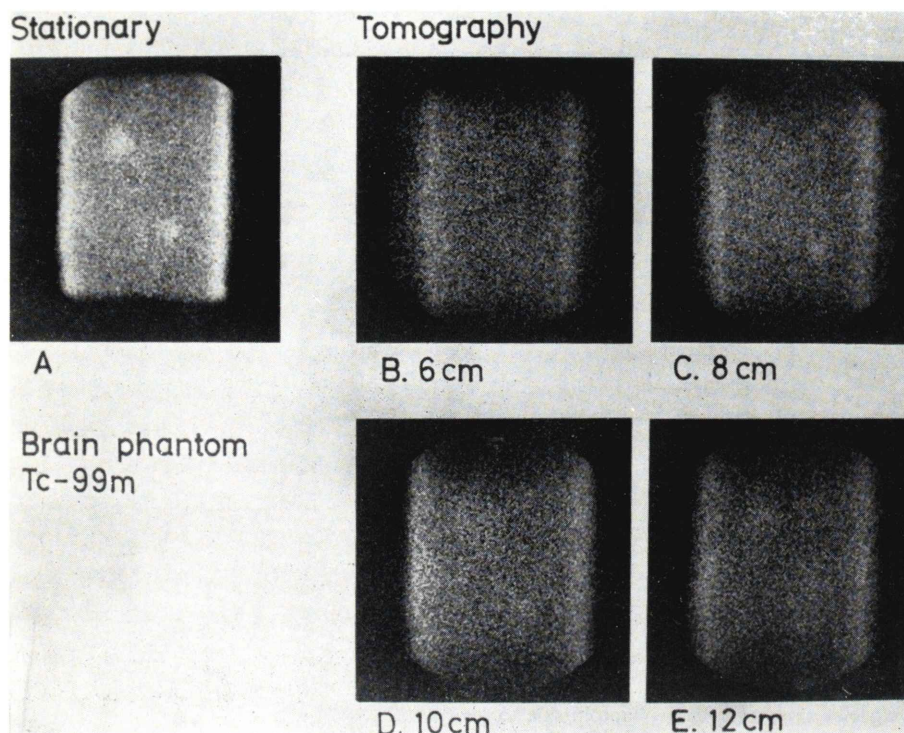


Fig. 9 Regular image of a ^{99m}Tc brain phantom taken with a parallel hole collimator of 30000 holes, and tomographic images in four focal planes.

論式の導出過程における軸対称ガウス関数の仮定などによるものと考えられる。それ故、各パラメータの設定をより正確に行なえばこの差はさらに小さくすることができ、理論式の近似の程度はより明らかになるだろう。

ところで、ここに定義した深さ方向の分解能が装置の断層効果を適確に表現するための良い指標であり得るか否かということが重要な問題である。Fig. 5 から 9 までの一連のファントム実験はこの点に注目して行なわれた。そして、これらの実験結果は焦点面から約 2cm 以上離れたところでは焦点面上の画像の形状が判別できない程度に変形することを示している。それ故、本装置を使った有水⁸⁾の臨床的報告なども含めて総合的に判断した場合、このような分解能の定義はかなり良い指標であると考えられる。

断層効果の指標として、Muehlechner⁶⁾はこれ

とは別に特性量 (Specificity) なるものを導入している。それは焦点面に置かれた線線源に対する MTF とその隣りの面に置かれた同じ線源に対する MTF を焦点面に規格化したものとの差をとってつくられる。Cottrall ら⁹⁾も同じくこの特性量を使って、傾斜角 45° のコリメータをもつシステムの断層効果を評価している。しかし、結局のところ、ある与えられた面間距離のときの特性量という形でしか表現できず、深さ方向の距離を単位とした直接的な表現でないため実用上の目安としては不便を感じる。

装置の断層効果を上げるためには深さ方向の分解能を良くする必要がある。そして、それは装置の位置分解能とコリメータの孔の傾斜角に依存する。すなわち、傾斜角を大きくとって断層効果を上げようとすれば位置分解能が低下し、逆に位置分解能を良く保とうとすれば良い断層効果が得ら

れない。それ故、孔の傾斜角は各装置に適したある値が存在する。福田ら¹⁰⁾はこの点に関する理論的検討を行ない、分解体積と面線源感度を考慮したときの孔の最適傾斜角は 30° であると報告している。

以上、断層カメラの性能に関する理論的ならびに実験的な検討を行なった。断層イメージング法は描出しようとする目的断層面以外の RI 分布がすべて画像に重畳するため、コントラストが低くなってしまう欠点がある。この問題を克服するために、Kuhl ら¹¹⁾によって開発された横断イメージング法が有望視され、その後の急速な進歩は断層イメージング法を劣勢にした感がある。しかし、Chang ら¹²⁾の最近の報告にもあるように、目的断層面以外からの寄与をデータ処理によって除去することも可能であり、より一層鮮明な断層イメージを得ることは遠からず期待できるであろう。

6. 結 論

回転式斜平行多孔型コリメータによる断層シンチカメラについて、その点線源応答関数を理論的に導出し、それがガウス形関数と零次の変形ベッセル関数の積で与えられることを示した。そして、点線源応答関数が実験的に得られる点線源応答とよく一致することを示した。

また、断層シンチカメラの深さ方向の分解能に対する定義を提案し、その理論値と実験値を比較検討するとともに、この定義に基づく分解能が実際の装置の断層効果を評価する上でかなりの適確性をもっていることを種々のファントム実験によって示した。

終りに、本研究の遂行にあたり数値計算でご協力願った放医研福久健二郎氏に対し、また、研究内容について有益な議論をしていただいた放医研飯沼武氏、福田信男氏、富谷武浩氏および山本幹男氏に対し深く感謝する。

本研究の一部は厚生省がん研究助成金（班長梅垣洋一郎）の援助を受けて行なわれた。ここに謝意をこめて附記する。

なお、本研究の概要は第12回日本核医学総会において発表した。

文 献

- 1) 館野之男, 箕弘毅, 有水昇, 川名正直: 断層シンチグラフィー装置. 第9回日本アイソトープ会議報文集 B/(7)-2, 1969, p 346
- 2) Freedman GS: Tomography with a Gamma Camera. J Nucl Med **11**: 602-604, 1970
- 3) Muehllehner G: Rotating Collimator Tomography. J Nucl Med **11**: 347, 1970
- 4) Muehllehner G: A Tomographic Scintillation Camera. Phys Med Biol **16**: 87-96, 1971
- 5) Rider KL, Rudin S, Hart HE: Resolution Characteristics of Tomographic Rotation Collimator Systems. IEEE Trans Biomed Eng BME-19: 186-193, 1972
- 6) Muehllehner G, Hashimi Z: Quantification of the Depth Effect of Tomographic and Section Imaging Devices. Phys Med Biol **17**: 251-260, 1972
- 7) Tanaka E, Nohara N, Kumano N, et al: A Large-Area, High-Resolution Scintillation Camera Based on Delay-Line Time Conversion. Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol. I, IAEA, Vienna, 1973 p 169
- 8) 有水昇: 断層シンチカメラ並びにその臨床的応用. 日医放誌 **35**: 142-151, 1975
- 9) Cottrall MF, Flioni-Vyza A: Design of a Scintillation Camera Tomographic System and Investigations of its Performance. Medical Radioisotope Scintigraphy, Vol. I, IAEA, Vienna, 1973, p 381
- 10) Fukuda N, Matsumoto T: Optimum Angle of Inclination of Collimator Holes in Tomo-Scintigraphy. J J Nucl Med **12**: 112, 1975
- 11) Kuhl DE, Edward RQ: Image Separation Radioisotope Scanning. Radiology **80**: 653-662, 1963
- 12) Chan LT, MacDonald B, Perez-Mendez V: Axial Tomography and Three Dimensional Image Reconstruction. IEEE Trans Nucl Sci NS-23: 568-572, 1976

Summary

Point Source Response Function and Depth Resolution of Tomographic Scintillation Camera

Norimasa NOHARA and Eiichi TANAKA

National Institute of Radiological Sciences, Chiba

The point source response function is theoretically derived for a tomographic scintillation camera system consisting of an scintillation camera, a rotating slanted-hole collimator and a bed moving in a circular motion in synchronism with the rotation of collimator. In the derivation the point spread function of the camera without the rotation of collimator is assumed to be a circular symmetric Gaussian function with standard deviation of σ . The point source response function of the tomographic camera is then given by

$$G(x, r; \sigma) = \frac{1}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + r^2}{2\sigma^2}\right) I_0\left(\frac{xr}{\sigma^2}\right)$$

where x is the radial distance, r the radius of a circular image, and I_0 the modified zero-order Bessel's function. Comparison is made between the theo-

retical response function and experimental results.

Furthermore, a proposal is made of a simple definition to give the index of depth resolution of the tomographic camera. It is defined to be the distance between a focal plane and an adjacent plane in which the full width at half maximum of the point source response becomes twice as wide as that in the focal plane. Taking this definition, the present system with the 30° slanted hole collimator is found to have the depth resolution of 1.8cm in the focal plane at 10cm from the face of collimator. The value of the depth resolution is also discussed in comparison with results of phantom studies, and it is confirmed that the definition may be a reasonable measure as the index of depth resolution, providing practical simplicity in measuring.