

## 《原 著》

## 甲状腺専用コンバージングコリメータの試作

尾川 浩一\*      橋本 順\*      久保 敦司\*      橋本 省三\*  
鈴木 謙三\*\*      類家 俊充\*\*\*

**要旨** 腫瘍性病変の映像化を目的とした甲状腺シンチグラムにおいては、ピンホール型あるいは平行多孔型のコリメータを使用する場合が多いが、これらの方法では撮像系に依存した歪みが生じ、甲状腺辺縁部のコントラスト分解能が低下するという問題があった。この問題点を解決するために短焦点距離を持つ甲状腺専用コンバージング型コリメータを考案し、その有用性について計算機シミュレーションで確認し、試作を行った。このコリメータを用いた基礎実験ならびに臨床応用の結果、他の上記2種類のコリメータと比較して、同一の収集時間、拡大率という条件のもとで辺縁部の欠損の検出率に明らかな改善が認められた。

## I. はじめに

甲状腺シンチグラムで用いているコリメータには、ピンホール型(以下PINと略)、パラレルホール型(PARAと略)、コンバージング型(CONVと略)がある。これらの3種類のコリメータによる画質を評価する際、拡大率(空間分解能)、感度(コントラスト分解能)などが異なるために、同一条件で評価することは困難であるが、画像歪という観点から考えると以下ようになる。PARA、PINともにFig. 1で示したように、甲状腺辺縁部からの $\gamma$ 線は撮像系に依存する経路を辿って検出器に入射するため、欠損部に対するコントラストが低下する。これに対して、短焦点距離型のCONVでは、甲状腺の背部近傍に焦点を置くことにより、甲状腺から扇状に放射される $\gamma$ 線を検出することになるので、いわば甲状腺を気管から剥ぎ、展開図的に広げたコントラスト分解能の高い画像を得ることが期待できる。本研究では、撮

像系によって生じた甲状腺シンチグラムの画像歪を除去し、コントラスト分解能を向上させる目的でコンバージング型の甲状腺専用コリメータを開発した。ここで、他のコリメータとの比較のため、制約条件として、撮像時間を延ばさない、現状のシンチグラムで得られているコントラスト分解能・空間分解能を維持するという2点を考慮してコンバージング型コリメータの開発上の仕様を選んだ。

## II. シミュレーション

3種類のコリメータの性能を比較するために、Fig. 2に示す甲状腺数値ファントムの撮像についてのシミュレーションを行った。このシミュレーションでは、おのおののコリメータの撮像系の幾何学的特性と収集される画像との関係を検討するため、モデルを単純化し、(1)甲状腺内部での $\gamma$ 線の吸収、散乱は無視する、(2)コリメータの隔壁部での $\gamma$ 線の散乱は無視する、(3)コリメータの隔壁厚は無限に薄く、かつ $\gamma$ 線はこのコリメータにより完全にコリメーションされる、(4)感度は位置に依存し、空間解像度は位置に依存しない、などを仮定した。用いた数値ファントムは、甲状腺を模した空洞内に均一濃度のアイソトープが存在すると仮定し、その中の3か所にコールドスポット(直径9mmの球)の部分をつくり、こ

\* 慶應義塾大学医学部放射線医学教室

\*\* 東京都立駒込病院放射線科

\*\*\* 東芝那須工場特機装置部核医学

受付: 元年6月1日

最終稿受付: 元年12月12日

別刷請求先: 東京都新宿区信濃町35 (☎160)

慶應義塾大学医学部放射線医学教室

尾川 浩一

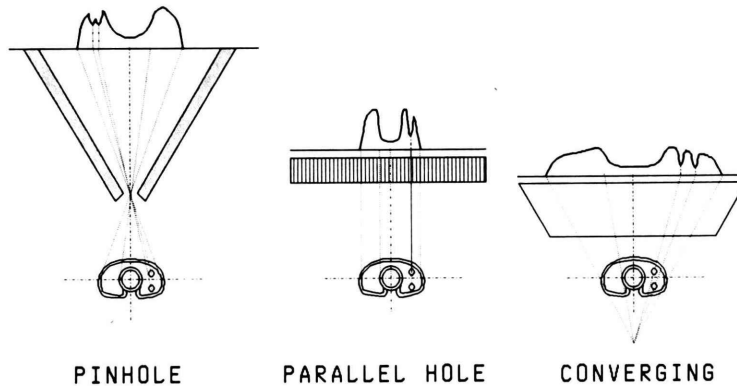


Fig. 1 The count profiles of a thyroid obtained using three kinds of collimators (pinhole, parallel hole and converging collimator).

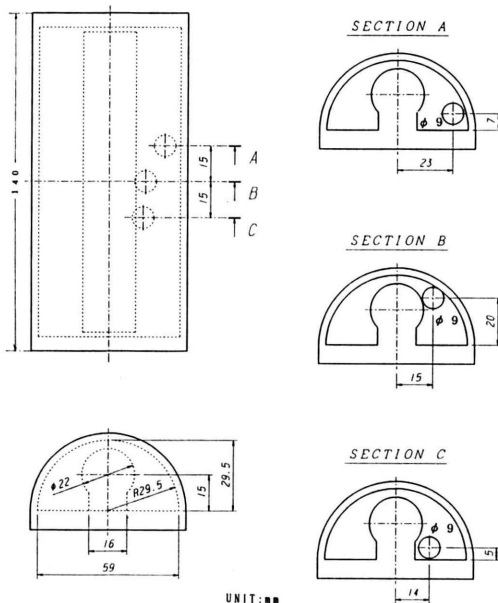


Fig. 2 A numerical phantom of thyroid designed for computer simulations. In the phantom, there are three defects located at different cross sections (A, B, and C).

これらの3つの断層面(A, B, C)に関する収集画像のカウントプロファイルを計算し比較した。想定した3種類のコリメータ(PIN, PARA, CONV)の寸法をFig. 3に示す。シミュレーションでは、実際の系に近づけるために、PIN, PARAに関しては実際に使用されているコリメータの実寸を、

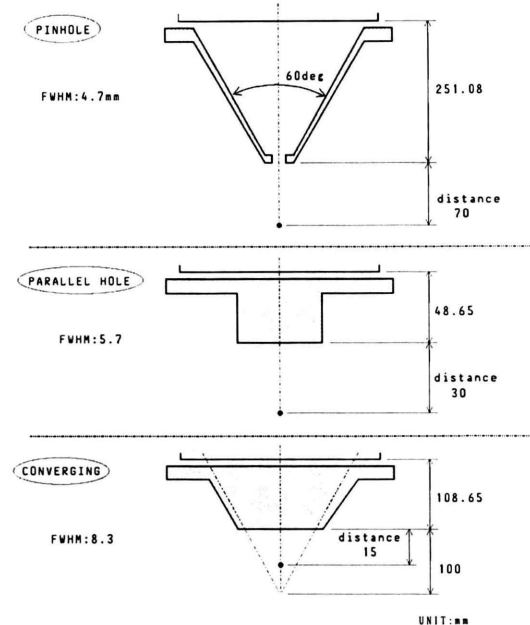
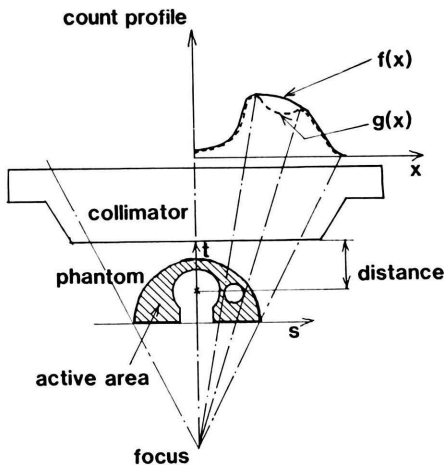


Fig. 3 The assumed dimensions of three types of collimators used for the computer simulations. For each collimator, the spatial resolution is shown as a FWHM (full width at half maximum) at each distance from the collimator surface.

CONVに関しては新しいコリメータを試作する時点で検討した寸法を用いた。Fig. 3におけるFWHM (Full Width at Half Maximum) 値は、図中に示した距離における分解能を示す値であり、



$$RC = \max \{ (f(x) - g(x)) / f(x) \}$$

Fig. 4 The definition of parameters used in the simulation. In the figure,  $f(x)$  is a count profile of a case without a defect and  $g(x)$  is a count profile of a case with a defect. The parameter RC corresponds to contrast resolution.

これは文献<sup>1,2)</sup>における理論式を用いて計算した。シミュレーションの方法を以下に示す。

- ① ファントム内のアイソトープが存在する領域に関して、Fig. 4 で示すように、s 軸方向に 0.5 mm, t 軸方向に 1 mm ごとに格子点をつくり、その点から  $\gamma$  線を発生させる（総計で約 1 k カウント）。
- ② その  $\gamma$  線は撮像系に固有の幾何学的経路をたどり、検出器面（検出効率 100%）に到達し、カウントプロファイルを形成する。Fig. 4 中の  $f(x)$  はコールドスポットがない場合に得られるプロファイルであり、 $g(x)$  はコールドスポットがある場合のプロファイルを示している。
- ③ PIN, CONV については、感度がイベントの発生位置に大きく依存するので、位置に応じた補正係数を乗ずる（ファントム中心では 1 とする）。この感度補正係数の計算式は、文献<sup>1,2)</sup>に示されている。
- ④ 空間分解能に関しては、その変化がファントム内部で小さいので、コリメータ・ファン

トム中心間の距離での FWHM (Fig. 3 参照) を利用する。

このようにして得られたカウントプロファイルを、対応する断層面ごとに描いたのが Fig. 5 である。欠損部の描出を明確にするため欠損部が存在しない場合のプロファイルを  $f(x)$ 、存在する場合のプロファイルを  $g(x)$  として、 $[f(x) - g(x)] / f(x)$  に相当するプロファイルもあわせて示した。このプロファイルは、欠損部の広がりとそのコントラストを表すものであり、同一位置の欠損部に関してコリメータ間での比較を行うために、 $f(x)$  で正規化してある。撮像系の特性を定量的に評価するため、コリメータの欠損部描出能を示すパラメータ RC [ $RC = \max \{ (f(x) - g(x)) / f(x) \}$ ] を定義した。ここで RC の物理的意味は、異なったカウントで撮像された画像を正規化した場合の欠損部のコントラストを示すものであり、この値が大きいとコントラストのついた欠損部が映像化されていることを意味するものである。シミュレーション結果から CONV は PIN, PARA と比較して、欠損部が深い位置にある場合や甲状腺の辺縁部にある場合（断面 A, C）にコントラストが優れていることがわかる。

### III. 基礎実験

作製した短焦点距離型コンバージング型コリメータを Fig. 6 (最上段) に示す。このコリメータは鉛を鋳造したものであり、コリメータ厚 100 mm, 焦点距離 195 mm, 孔径 4.95 mm (検出器側), 2.85 mm (被検体側), 隔壁厚 0.75 mm (検出器側・被検体側とも) である。臨床において、コリメータを患者の甲状腺に近づけることができるように、コリメータの一部の角をカットした。このコリメータの基本性能（空間分解能、感度）を調べるために行った基礎実験の結果を、Fig. 7, Fig. 8 に示す。データ収集は東芝製ガンマカメラ GCA-90B (固有分解能: FWHM = 11 mm), データ処理装置 GMS-55U を使い、3 種のコリメータで画質の比較を行った。理論値の算出は文献<sup>1,2)</sup>の式を用いた。ピンホール型コリメータ (孔径 3.3 mm,

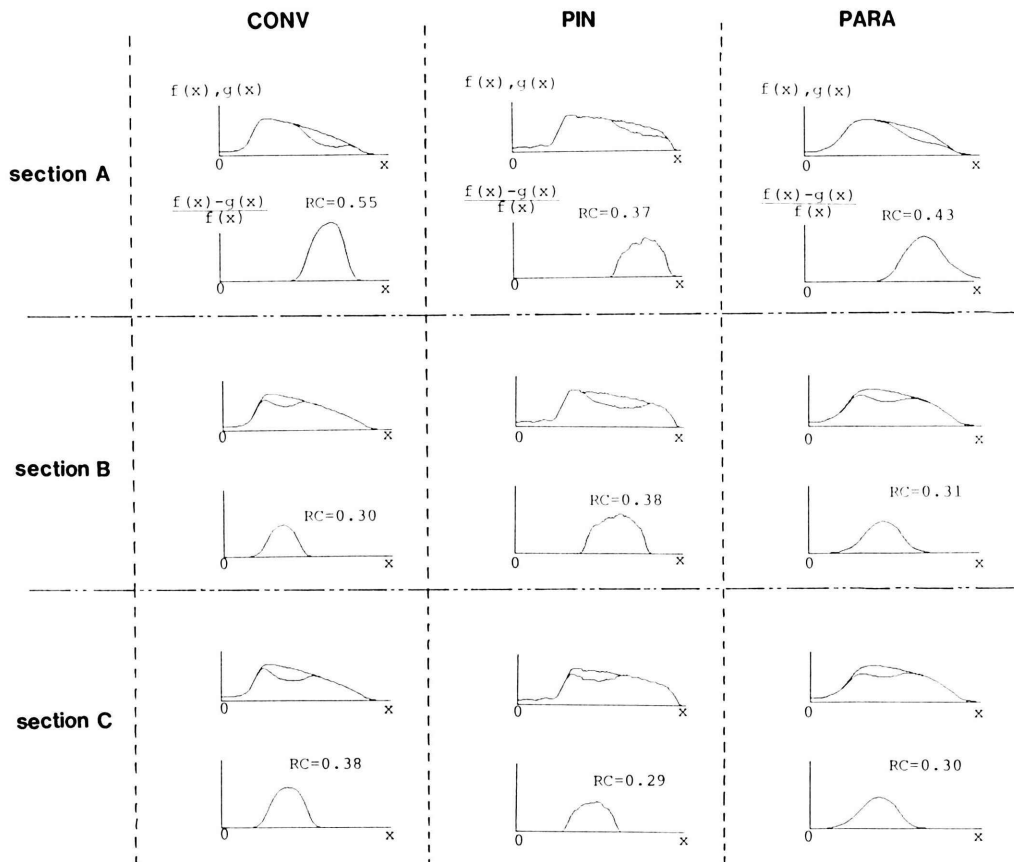


Fig. 5 The results of the simulation of three different collimators at three sections (A, B, and C). In each section and each collimator, the upper graph shows the counts profile  $f(x)$  and  $g(x)$  and the lower one shows a normalized difference between the count profile  $f(x)$  and  $g(x)$ .

RDC-19A), 低エネルギー 平行多孔型 コリメータ [高分解能型] (RDC-94A) を用いた理由は, 空間分解能や感度がほぼ試作したコンバージング型 コリメータと同一の性能を持つためである. Fig. 8 において PIN あるいは CONV の後に示される数字は, コリメータ・線源間の距離を示している. また, 感度は PARA を基準とした相対値で示してある. これらの図から, 作製したコンバージング型 コリメータは空間分解能がやや低いが, 撮像面における感度歪がピンホール型に比べ少なく, 感度は平行多孔型よりも優れていることがわかる.

#### IV. ファントム実験と臨床への応用

Figure 9 に実験に用いたアクリル製甲状腺ファントムを, Fig. 10 にその寸法を示す. この中央部には気管を模した中空円筒があり, 外壁との間にアイソトープを入れることにより, ほぼ甲状腺の横断面の形状をなすように設計されている. また欠損部の分解能を調査するために, 異なった高さ・位置に 5 個の  $9\text{ mm}\phi$  のアクリル球を図のように配置した. これに  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  を満たし基礎実験を行い, 前述した 3 種の コリメータで画質の比較を行った. ここではデータ収集時間を等しくし,

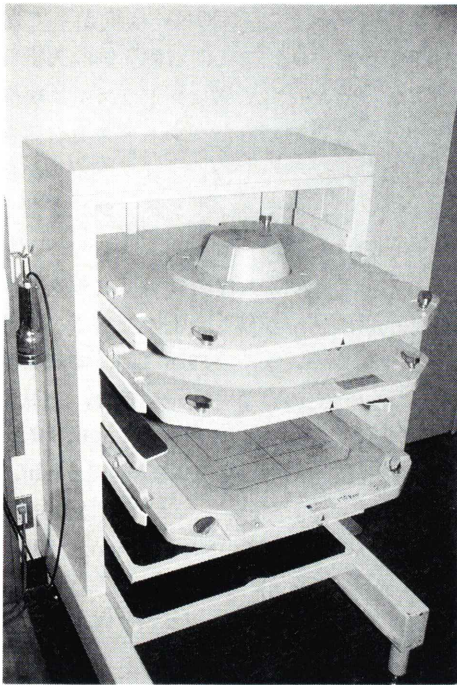


Fig. 6 A developed thyroid collimator (top position).

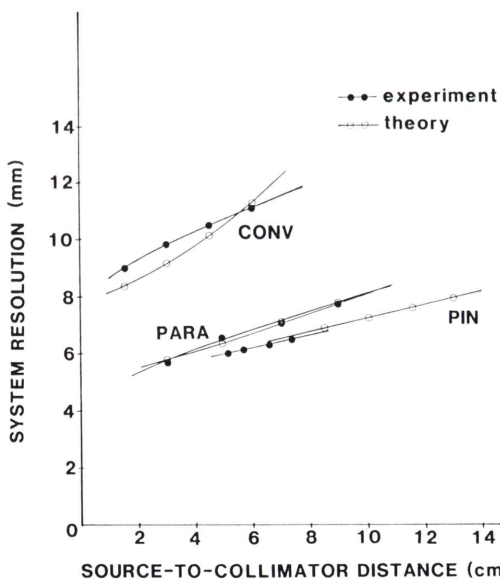


Fig. 7 Spatial resolution (FWHM) of three collimators (parallel hole, pinhole, and converging collimator). In the figure, closed circles are obtained by experiments and open circles are obtained by theoretical equations.

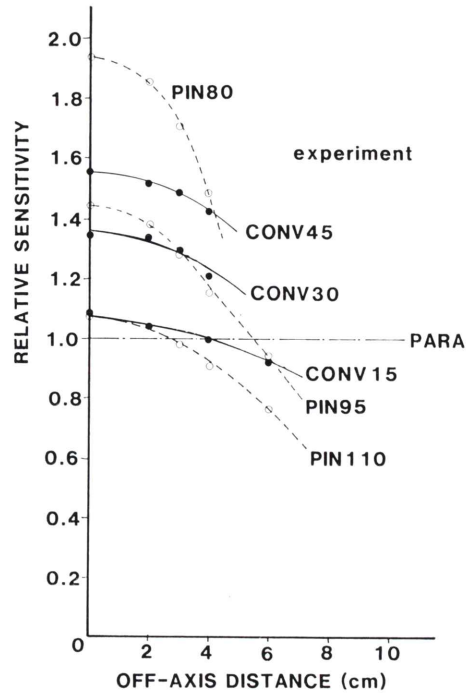


Fig. 8 Sensitivity of three collimators (parallel hole, pinhole, and converging collimator) measured by experiments. To compare these three types, each sensitivity was normalized by that of parallel hole collimator. The value following each collimator type such as PIN, CONV means the distance between the collimator surface to a point source.

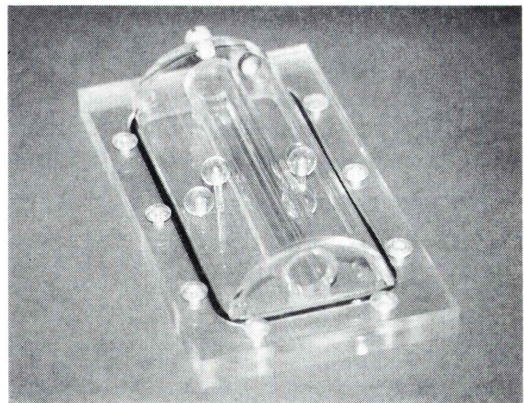


Fig. 9 A thyroid phantom for the experiment.

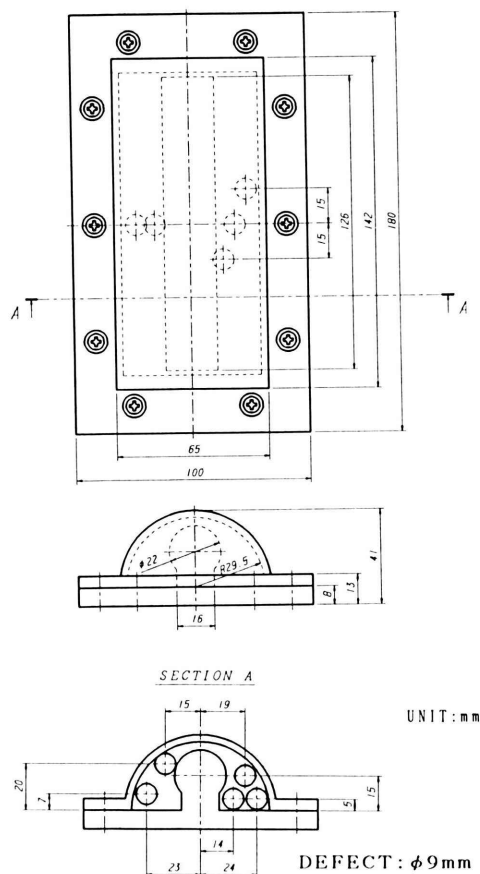


Fig. 10 A plan of the thyroid phantom. The phantom has five spheres, made from acrylic resin, located at different height.

データ収集は  $512 \times 512$  のマトリックスを用いた。コリメータ・ファントム間の距離は, PIN, PARA, CONV でそれぞれ 95, 70, 45 mm であり, 収集された総カウントは約 7 M カウントである。この距離の設定は, 臨床での実際の距離を想定したものである。さらに画質を比較するため, 同一の大きさになるように画像拡大の処理を施してある (Fig. 11)。Fig. 11 下段に示したものは, 上段のそれぞれの画像について, その中央部を中心として縦方向 6 画素分を加え合わせたカウントプロファイルを描いたものである。この実験結果に対して, 画質を定量的に評価するのは困難であるので, ここでは単に収集画像とそのプロファイルのみを示

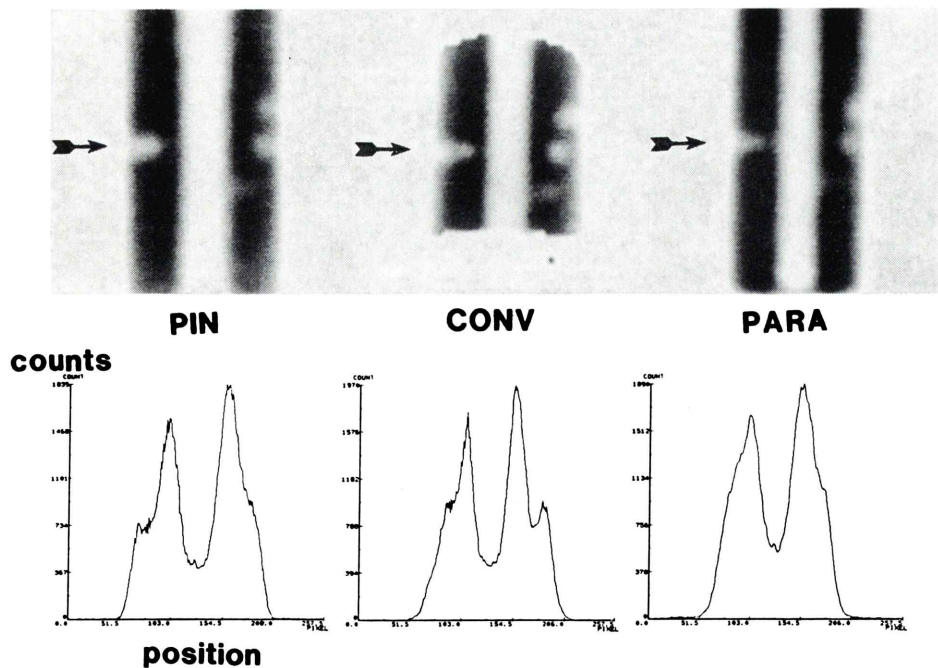
した。上段の画像から, CONV は向かって左側の欠損部が分解でき, また, 右側 3 個の欠損部も他のコリメータに比べて高コントラストに映像化されていることがわかる。コントラストの差を明瞭にするために描いた下段のプロファイルからも, 欠損部が明らかにわかり, コンバージング型コリメータの優位性が認められる。

Figure 12 は同様に 3 種類のコリメータを用いて, 臨床的に画質を評価したものである。核種は  $^{123}\text{I}$  を用いている。データ収集に関して収集時間とコリメータからの距離を明示すると, 上段 3 枚の画像については, 左より PIN (15 min, 80 mm), CONV (15 min, 35 mm), PARA (12.5 min, 80 mm), 下段の 3 枚の画像については, 左より PIN (12.5 min, 80 mm), CONV (10 min, 50 mm), PARA (8 min, 85 mm) となっている。またデータ表示に関しては, 画像の大きさがほぼ等しくなるように補間拡大を行っている。これらの結果から, コンバージング型コリメータによる画像は, 他のコリメータと比較して甲状腺の辺縁部においてコントラストがついており, かなりクリアな画像が得られていると思われる。このように臨床画像からもコンバージング型コリメータは優れていると結論づけることができた。

## V. 考 察

甲状腺の映像化には, 従来よりピンホール型および平行多孔型のコリメータが用いられており, これらの 2 種類のコリメータの性質は次のようである。ピンホール型コリメータでは, ピンホールの穴径を小さくし, 被検体・コリメータ間の距離を短くすることにより空間分解能の高い画像を得ることができるという利点がある<sup>4-6)</sup>。この場合, 撮像時間が長くなるという欠点がある。これに対して, 平行多孔型のコリメータは, 一般にピンホール型コリメータと比較して感度が高いという長所はあるが, 甲状腺の検査の場合には, コリメータ面が患者側に突出するような特殊な形状をなさないならば, 甲状腺・コリメータ間の距離を短縮することが困難であり, 高い空間分解能を得



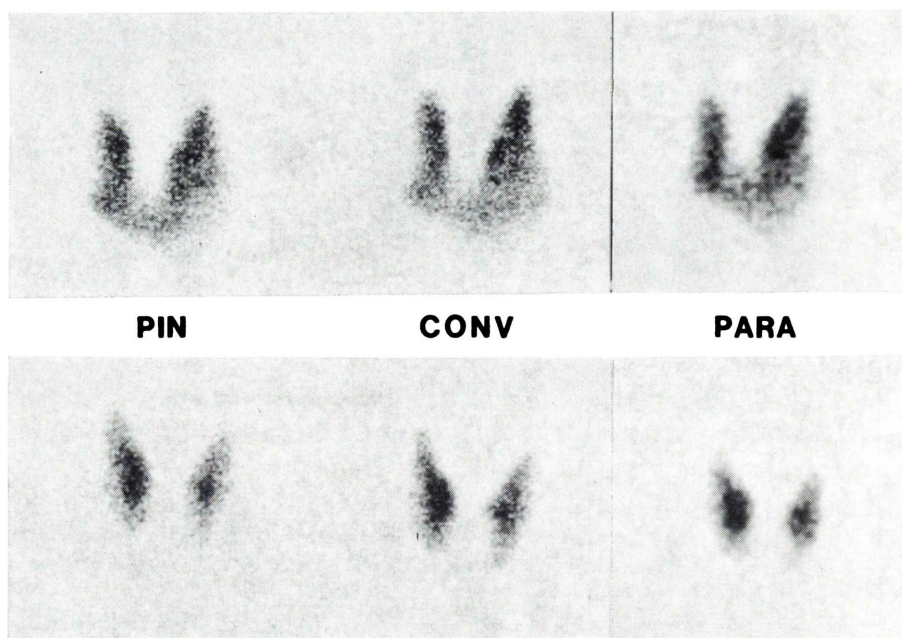


**Fig. 11** Results of experiments (matrix size:  $512 \times 512$ ) and their count profiles at the center of the phantom. Conditions of data acquisition (time, distance from collimator surface) are PIN (8 min, 95 mm), CONV (8 min, 45 mm), PARA (8 min, 70 mm), respectively.

ることができないという問題がある<sup>4)</sup>。

これらの2種類のコリメータに共通する欠点は、甲状腺のように、撮像の対象となる臓器がその厚み方向に広がっている場合には、甲状腺の辺縁での欠損部のコントラストが低下し、その形状に歪みが発生するということである<sup>6-9)</sup>。Fig. 5 に示したシミュレーションの結果からも明かなように、甲状腺の辺縁部、すなわち断面 A, C では、コンバージング型コリメータの欠損部描出能はコントラストに関して他のコリメータを凌いでいる。一方、ファントムを用いた実験結果 (Fig. 11) でも、全く同様の結果が示されており、コリメータ面から遠い位置にある、すなわちシミュレーションにおける断面 A, C 相当の欠損部は、コンバージング型コリメータにより、高いコントラストで映像化されており、他のコリメータより優れていることが明瞭にわかる。また、甲状腺の上部、すなわちコリメータに近い側に位置する欠損部 (断

面 B) は、実験結果でぼけの少ない画像が得られた。これらの結果から、コンバージング型のコリメータは欠損部の描出能において他のコリメータよりも優れており、高い空間分解能を持つ甲状腺画像を得る場合、もし、撮像対象が平面的に存在すれば、コリメータ系での幾何学的な拡大 (ピンホール型で被検体・コリメータ間の距離を短くする操作、コンバージング型ではこの距離を長くする操作) や、ガンマカメラ側での拡大画像データ収集 (平行多孔型) は等価である。しかし、被検体が厚み方向に広がると、空間分解能、コントラスト分解能、画像歪が甲状腺内の欠損部の位置に依存して大きく変化してしまう。この変化が少ない、すなわち、もっとも撮像系に依存しない甲状腺のシンチグラムを得ることが可能なコリメータは短焦点を持つコンバージング型コリメータである。甲状腺の解剖学的位置から、特に、両葉の外側縁では斜位方向からのぞき込むような撮像が有



**Fig. 12** Results of clinical study. (matrix size:  $256 \times 256$ ) Conditions of data acquisition (time, distance from collimator surface); upper images [PIN (15 min, 80 mm), CONV (15 min, 35 mm), PARA (12.5 min, 80 mm)] lower images [PIN (12.5 min, 80 mm), CONV (10 min, 50 mm), PARA (8 min, 85 mm)]

利<sup>6)</sup>であり、コンバージング型コリメータではその点を満足させる設計となっている。さらに、撮像時間に関しても、従来の平行多孔型やピンホール型コリメータを用いた撮像と同等、あるいはそれより短縮させることが設計上可能である。これらのことから短焦点のコンバージング型コリメータは実用的レベルで甲状腺シンチグラムに有効であると結論づけることができる。

## VI. むすび

甲状腺の映像化を目的としたデータ収集系を幾何学的な面から検討し、シミュレーションおよび基礎実験を用いて、コンバージング型、ピンホール型、平行多孔型の3つのコリメータの性能を評価した。この結果、コンバージング型コリメータはその幾何学的形状から、他のコリメータと比較して、特に甲状腺の辺縁部で欠損部のコントラストを増強する効果があることがわかった。また、

試作した甲状腺専用コンバージング型コリメータは、従来のコリメータを用いた場合の、撮像に要する時間や、コントラスト分解能・空間分解能の値を保ったまま、甲状腺辺縁部でのコントラスト分解能を向上させ、かつ、撮像システムに依存した面像歪を低減させることができた。

謝辞 本研究の一部は、財団法人資生会研究所の援助によった。記してここに謝意を表する。

## 文 献

- 1) Moyer RM: A low-energy multihole converging collimator compared with a pinhole collimator. *J Nucl Med* **15**: 59-64, 1974
- 2) Anger HO: Radioisotope cameras in Instrumentation in nuclear medicine (vol. 1). Hine G, ed, Academic Press, New York, 1967. pp. 485-551
- 3) Patton JA, Sandler MP: Quality assurance in thyroid and parathyroid imaging. Sandler M, Patton J, and Partain C, eds, Appleton-century-



- crofts, Norwalk, 1986, pp. 77-93
- 4) Hurley PJ, Strauss HW, Pavonj P, et al: The scintillation camera with pinhole collimator in thyroid imaging. *Radiology* **101**: 133-138, 1971
  - 5) Sostre S, Asare AB, Quinones JD, et al: Thyroid scintigraphy: Pinhole images versus rectilinear scans. *Radiology* **129**: 759-762, 1978
  - 6) Karelitz JR, Richards JB: Necessity of oblique views in evaluating functional status of a thyroid nodule. *J Nucl Med* **15**: 782-785, 1974
  - 7) McKittrick WL, Park HM, Kosegi JE: Parallax error in pinhole thyroid scintigraphy: a critical consideration in the evaluation of substernal goiters. *J Nucl Med* **26**: 418-420, 1985
  - 8) Hayes M: Is field size enlargement with divergent and pinhole collimators acceptable? *Radiology* **95**: 525-528, 1970
  - 9) Lewis S, Park HM: The effect of pinhole collimator masking: A new consideration for thyroid imaging. *J Nucl Med Tech* **11**: 111-112, 1983

## Summary

### Development of a Converging Collimator for Thyroid Scintigraphy

Koichi OGAWA\*, Jun HASHIMOTO\*, Atsushi KUBO\*, Shozo HASHIMOTO\*,  
Kenzo SUZUKI\*\* and Toshimitsu RUIKE\*\*\*

\*Department of Radiology, School of Medicine, Keio University

\*\*Department of Radiology, Komagome Metropolitan Hospital

\*\*\*Medical Systems Division, Nasu Works, Toshiba Corporation

Thyroid scintigraphy is generally performed using a pin-hole or a parallel-hole collimator. The former yields a high resolution image, however, the acquisition time prolongs because the collimation system magnifies a thyroid image. The latter has somewhat low resolution, because the collimation system cannot magnify the thyroid image and it is difficult to close the collimator surface to a patient thyroid. The defects of the above two collimators are distortion or blurs at the thyroid edge of the acquired image. To improve the image quality of the thyroid scintigram, we made computer simulations concerning contrast resolution in comparison of a parallel-hole, pin-hole and converging collimator. The simulations results showed that the contrast resolution by the converging collimator is superior to the other collimators. According to the results, we developed a specially-designed converging collimator (thickness: 100

mm, focal length: 195 mm). We cut an edge of the collimator to decrease the distance between the neck and the collimator surface. Under almost the same conditions for spatial resolution and sensitivity, we compared the effectiveness of the converging collimator with that of the other two collimators; the pin-hole type [medium resolution] and the parallel-hole type [high resolution]. As a result of experiments using a phantom, the converging collimator showed less distortion compared with the other collimators at the deep area of the thyroid phantom. This is caused by the geometrical situation of the hole alignment and the thyroid position. The results of the clinical evaluation also showed that the converging collimator better accomplished high contrast resolution than did the other two collimators.

**Key words:** Converging collimator, Thyroid imaging, Scintillation camera.