

## 《原 著》

## コンプトン散乱断層の基礎的研究

遠藤 真広\* 松本 徹\* 飯沼 武\* 館野 之男\*

**要旨** シンチカメラを利用するコンプトン散乱断層 (CST) の物理的特性をファントム実験により検討した。0.5~2.5 Ci の  $^{192}\text{Ir}$  線源を鉛製の照射器に入れ  $\gamma$  線ビームを扇形にコリメートして被写体に照射した。この際、線源を回転させ照射は  $90^\circ$  ごとの4方向より行なった。  $90^\circ$  方向の散乱線を垂直上方におかれた東芝製のシンチカメラ GCA-202 により検出し、電子計算機 TOSBAC-3400 にオンライン収集した。同じ計算機により収集した4方向の画像を重ね合わせ、さらにカメラの不均一性補正と1次線の減弱補正を行なった。計数率は計算と一致し、画像の一様性は数パーセントであり、分解能は FWHM ではかつて 15 mm であり、電子密度の測定値の相対的な大きさは予想と一致した。この方法の CST は CT にくらべて効率が悪い点を指摘し、その点を改良するコリメータを提案した。さらに、いくつかの臨床応用の可能性を考察した。

## 1. はじめに

最近、単一エネルギーの  $\gamma$  線で被写体の断面を照射し、散乱される  $\gamma$  線で断面の撮像を行なういわゆるコンプトン散乱断層法 (Compton Scatter Tomography—CST) の研究が行なわれるようになった。この撮像法には、1) 細いビームの  $\gamma$  線で被写体断面を照射し、断面内の一点に焦点を合わせた放射線検出器で散乱  $\gamma$  線を検出する、いわばスキャナ型の方法<sup>1-3)</sup> と、2) 扇形ビームまたは平面状の  $\gamma$  線で被写体断面を照射し、断面をシンチレーションカメラで一度に撮影する方法<sup>4-6)</sup> とがある。このうち、後者の方法の物理的特性はいままで報告されていない。われわれは、後者の方法における散乱線のスペクトル、計数率、一様性、分解能および散乱線強度と電子密度との関係を実験的に検討し、臨床応用の可能性も考察したので報告したい。

## 2. 原 理

Fig. 1 にわれわれが行なった CST の原理を示

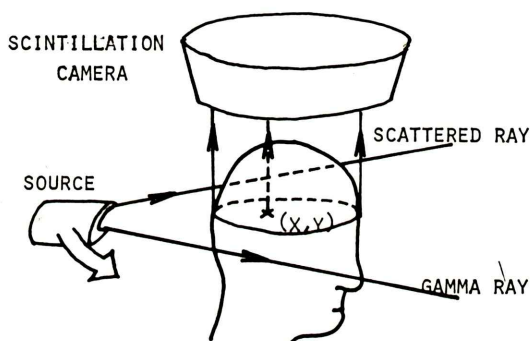


Fig. 1 Principle of CST.

す。扇形にコリメートした  $\gamma$  線で被写体断面を照射し、  $90^\circ$  方向の散乱線を照射平面の垂直上方におかれたシンチレーションカメラで検出する。

いま、照射断面内の位置  $(x, y)$  にある無限小体積  $dV$  から  $90^\circ$  方向に散乱されカメラで検出される  $\gamma$  線の計数率を  $dN(x, y)$  と書き、散乱  $\gamma$  線の減弱を無視すると、

$$dN(x, y) = 4\pi F(x, y) \cdot n(x, y) \cdot \frac{d_e \sigma}{d\Omega} \cdot G dV \quad (1)$$

ここで、 $F(x, y)$  は点  $(x, y)$  における  $\gamma$  線のフルエンス率、 $n(x, y)$  は点  $(x, y)$  での電子密度、 $d_e \sigma / d\Omega$  はコンプトン微分散断面積、 $G$  はコリメータの幾何学的効率<sup>7)</sup> である。なお、シンチレータに入射した散乱  $\gamma$  線は、すべて検出されるものと仮定した。また、式 (1) の係数  $4\pi$  は、 $(\text{sr})^{-1}$  で与

\* 放射線医学総合研究所臨床研究部

受付：53年8月3日

最終稿受付：53年12月20日

別刷請求先：千葉市穴川4丁目9-1 (〒260)

放射線医学総合研究所臨床研究部

遠藤 真広

えられる  $d_0\sigma/d\Omega$  と,  $G$  の単位をそろえるために入れられている。

式 (1) から  $F$  が一定であれば,  $dN(x, y)$  は  $n(x, y) dV$  に比例し, シンチレーションカメラは電子密度の分布をそのまま撮影することになる。実際には,  $F$  は場所の関数であるので, 線源を回転させたり, 一様に分布するリング状の線源を用いてできるだけ一定の  $F$  を得る必要がある。

一様の分布する半径  $R$  のリング状の線源 (強度  $A$ ) の中央に回転対称な被写体を入れた場合,  $F(x, y)$  は,

$$F(x, y) = \frac{A\eta}{4\pi R^2} f(r) \quad (2)$$

但し  $r$  は中心から点  $(x, y)$  までの距離で,  $\eta$  は一崩壊あたりの  $\gamma$  線発生数である。1 次線の減弱がない場合には,  $f(r)$  は,

$$f(r) = \frac{1}{1-(r/R)^2} \quad (3)$$

頭部の横断面を対象部位とした場合, 円形の水バック中に頭部を挿入して, CST を行なえば, 回転対称な被写体という条件をおおよそ満足できる。この場合, 同じ径の水ファントムに対して  $f(r)$  を実験的に求めておけば,  $\gamma$  線のフルエンス率の場所による変動を補正することができ, 測定データから  $n(x, y)$  を求めることができる。われわれ

の実験もそのような場合を想定して行なった。体幹部の縦断面などを対象部位とする場合は式 (1) にもとづく別の考察が必要である。

### 3. 装置および方法

#### 1) 実験装置

Fig. 2 に実験装置の概念図を示す。使用線源は  $0.5 \sim 2.5$  Ci の  $^{192}\text{Ir}$  (半減期74日, エネルギー 310 keV) で, 非破壊検査に常用されている 10 Ci の線源を減衰させたものである。 $^{192}\text{Ir}$  は (1) CST の臨床応用に必要の大線源が容易に製作でき, (2) エネルギー及び半減期の値が妥当な範囲にあるため選択された。

この線源を自作した鉛製の照射器に入れ,  $\gamma$  線ビームを扇形にコリメートして被写体に照射した。ビームの厚みは被写体中心で 1 cm であり (ただし 4.2) で述べる実験結果を得る際は 2 cm とした), 線源と中心の距離は 30 cm である。一様な  $\gamma$  線場を得るため, 照射器は被写体の周囲を回転できるようにしてある。今回は  $90^\circ$  ごと 4 方向より被写体を照射した。

照射される断面からの  $90^\circ$  方向の散乱線は, 垂直上方に置かれた東芝製のシンチレーションカメラ GCA-202 により検出され, 電子計算機 TO-

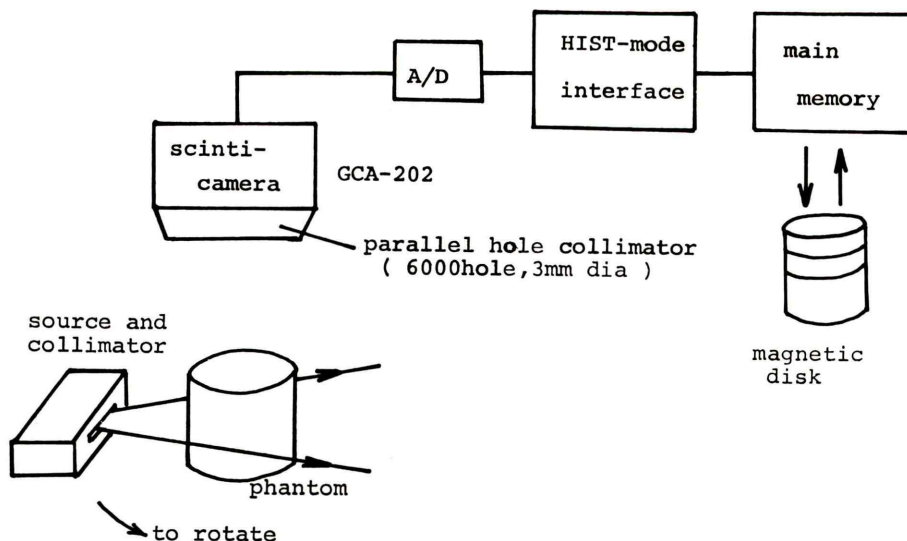


Fig. 2 Block diagram of experimental apparatus.

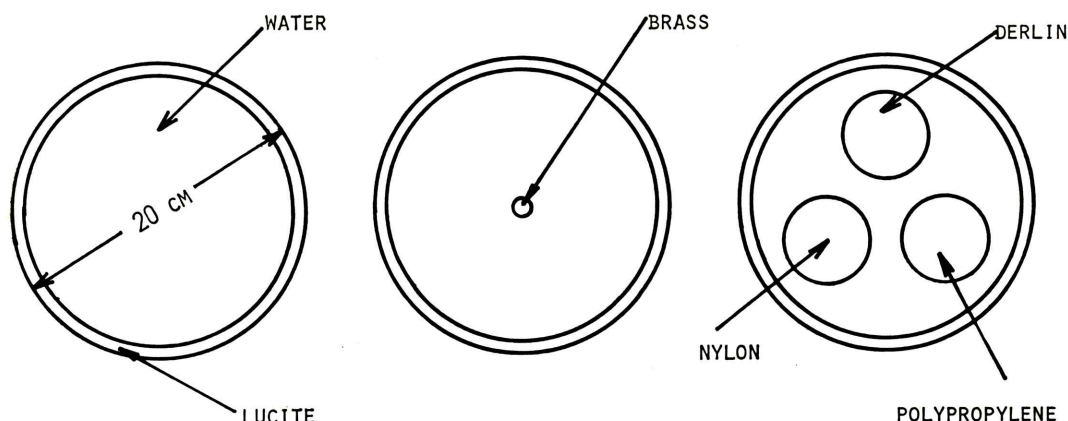


Fig. 3 Cross sections of phantoms.

- (a) A water phantom for measurement of the uniformity.
- (b) A brass bar (1 cm dia.) is inserted to the phantom (a) to measure the resolution.
- (c) Three different plastic bars (6 cm dia.) are inserted to the phantom (a).

SBAC-3400 にヒストグラムモードでオンライン収集された。収集される画像の画素間隔は 5 mm であり、マトリックスサイズは  $64 \times 64$  である。カメラのレベルおよびウィンドウ幅は、散乱線のエネルギー 190 keV にあわせて設定した。また、平行多孔型 コリメータ (6,000 ホール, 孔径 3 mm) を使用した。

CST 像の物理的特性を検討するため、被写体には、外径 20 cm (厚さ 1 cm) のルサイト製円筒形水ファントムを用いた。このファントムには、Fig. 3 に示すように測定の目的に応じて種々の物質が挿入される。

## 2) 画像処理

収集した画像には、計算機により次のような処理を施こした。

- (1) 異なる方向から照射して撮像した 4 枚の画像を重ね合わせる。
- (2)  $^{57}\text{Co}$  (エネルギー 120 keV) の平板線源の撮像データでカメラ感度の不均一性を補正する。
- (3)  $\gamma$  線場の場所による変動の影響を補正する。

ここで、(3) の処理は次のようにした。Fig. 3 (a) に示す円筒形水ファントムをここで述べた方法で撮像し、(1) (2) の処理を施こす。そして、そのデータを角度方向について平均する。すると、

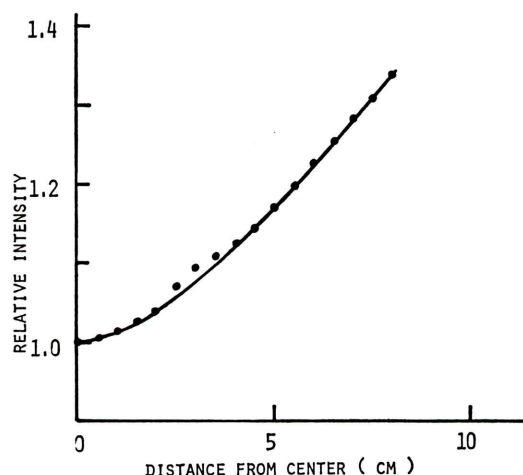


Fig. 4 Changes of the intensity of  $\gamma$ -ray field in the water phantom.

Fig. 4 のようなグラフが得られるが、これは  $\gamma$  線場の場所による変動に対応し、2. で述べた  $f(r)$  そのものとなる。したがって、(2) までの結果を  $f(r)$  で除してやれば、 $\gamma$  線場の場所による変動は補正できる。

なお、今回は、ファントムの浅い断面を撮像したので、散乱  $\gamma$  線の減弱の補正は行なわなかった。



## 4. 結 果

### 1) スペクトル

Fig. 3 (a) に示す円筒形水ファントムを照射したときの、カメラで検出した $\gamma$ 線のスペクトルを Fig. 5 に示す。190keV に 90° 散乱線に対応したピークが見られる。このピークを像形成に有効に用いるべく、レベルおよびウィンドウ幅を設定した。なお、ウィンドウ幅は20%を用いた。

### 2) 計数率

一様な円形物体の CST を行なった場合の計数率を求めるため、式 (1) にて  $n(x, y) = n_0$  とおく。また、1 次線の減弱と $\gamma$ 線場の場所による変動を無視して  $f(r) = 1$  とおくと、 $dN$  は、

$$dN = \frac{A\eta}{R^2} n_0 \frac{d_e \sigma}{d\Omega} G dV$$

これを積分すると、カメラの検出する $\gamma$ 線光子の計数率  $N$  が得られる。 $N$  は、

$$N = \frac{A\eta}{R^2} n_0 \frac{d_e \sigma}{d\Omega} GV \quad (4)$$

ここで、 $V$  は照射される体積である。

直径 12.5 cm のルサイト製円柱を 0.6 Ci の線源で照射した場合、 $A = 2.2 \times 10^{10}$  dps,  $\eta = 1.4$ ,  $R = 30$  cm,  $n_0 = 3.0 \times 10^{23}$  el/cm<sup>3</sup>,  $d_e \sigma / d\Omega = 2 \times 10^{-26}$  cm<sup>2</sup>/el,  $G = 1.27 \times 10^{-4}$ ,  $V = 240$  cm<sup>3</sup> であるので、 $N = 6 \times 10^3$  cps となる。一方、実験で求めた計数

率は  $4.0 \times 10^3$  cps であった。この計算には 1 次 $\gamma$ 線の減弱やカメラの光電吸収検出効率を考慮していないので、二つの値は妥当なものと思われる。

### 3) 一様性

Fig. 3 (a) で示した円筒形水ファントムを一画素あたり 5,000~8,000 カウント集めて、再度、撮像し、3.2) で述べた(1)~(3)の処理を施した後、中心および周辺部(中心から 5 cm 離れた場所) 4 カ所の  $5 \times 5$  画素領域の平均値および標準偏差を求めた。中心部の平均値を 100 に規格して、結果を Table 1 に示す。平均値の変動は  $\pm 3\%$  以内でカメラの仕様程度であり、標準偏差は、ほぼ統計的なばらつきの範囲内である。

### 4) 分解能

Fig. 3 (b) に示すように直径 20 cm の円筒形水ファントムの中心に直径 1 cm の黄銅製の丸棒を挿入し、CST 像を撮った。丸棒を含む  $6 \times 6$  画素の領域をフーリエ変換し、丸棒の形状にもとづく補正 (deconvolution) を行なった後、実空間に逆フーリエ変換した。この結果は、撮像系の点広がり関数を示す。

このようにして求めた点広がり関数の中心を通る断面を Fig. 6 に示す。この関数の FWHM (半値全幅) は 15 mm であり、この場合の FWHM の計算値 13 mm とほぼ一致した。

### 5) 電子密度との関係

電子密度と散乱線の強度との関係を見るため、直径 6 cm のポリプロピレン(水に対する電子密度の相対値 0.93, 以下同じ)、ナイロン(1.14)、デルン(1.35)を Fig. 3 (c) のようにして、直径 20 cm の円筒形水ファントムに挿入し、CST を行なった。結果を Fig. 7 に示す。散乱線強度は水を 1.0 に規格化してある。デルンを除いて傾き 1 の直

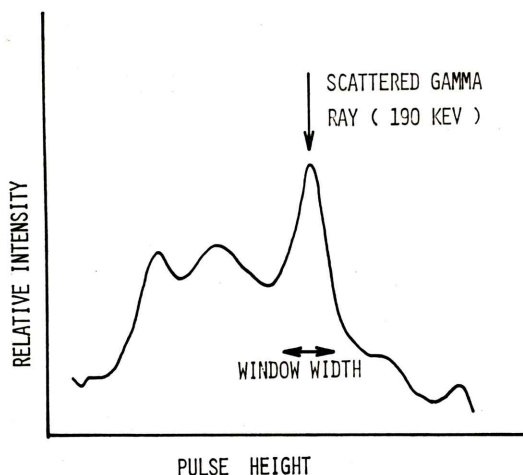


Fig. 5 Energy spectrum of scattered ray.

Table 1 Means and standard deviations of the intensity of scattered ray in the water phantom.

	center	peripherals			
		(1)	(2)	(3)	(4)
mean	100	103	97	102	103
s.d.	1.5	1.9	1.9	2.2	1.5

s.d. means standard deviation

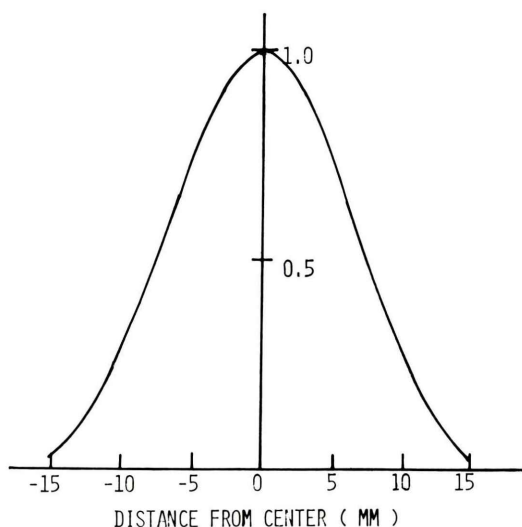


Fig. 6 Measured point spread function of CST.

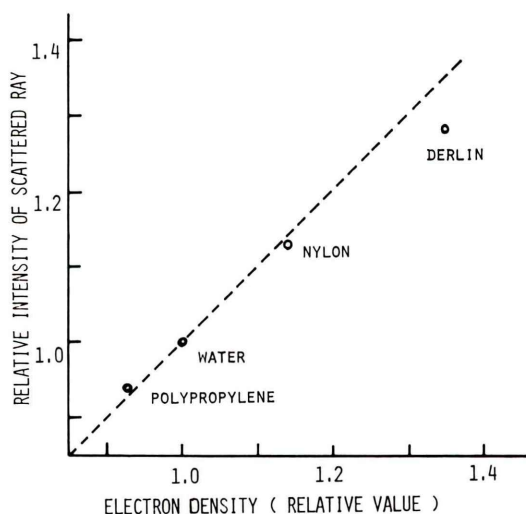


Fig. 7 Measured relationship between electron density and intensity of scattered ray. Each value is normalized so that values of water are 1.0.

線にほぼなり、電子密度が正しく測定されていることがわかる。4.2~4.5を通じて、CSTの性能はほぼカメラの性能により決められていることがいえた。

#### 6) 撮像例

直径 12.5 cm のルサイト製ファントームに Fig. 8 (a) のように孔をあけたものの CST 像を同図 (b)

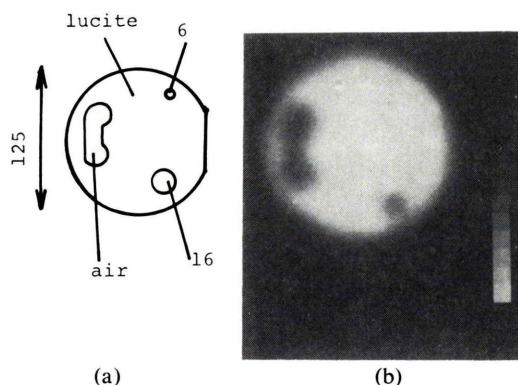


Fig. 8 Example of CST image.  
(a) Cross section of a phantom.  
(b) CST image of (a).

に示す。この画像は 3.2 の処理を施した CST データを東芝総研の高精度画像入出力装置<sup>8)</sup>によりポラロイドフィルムに直接出力したものである。データの形式と装置の特性が一致していないため必ずしも良い画像とはいえないが、6 mmφの孔を除いてはファントームの特徴は描出されている。

## 5. 考 察

### 1) 線量の効率

CST では、散乱線を検出して、画像を形成するため、 $\gamma$  線光子の利用効率が必ずしも良好でないことが予想される。CST 像の画質と被曝線量の関係を考察し、類似した画像情報の得られる X 線 CT の場合と比較してみよう。

2. で述べたように、リング状の線源で頭部の横断面を撮像する場合を考えよう。線源強度を  $A=3$  Ci、線源半径を  $R=25$  cm、被写体を半径 10 cm の円とし、スライス厚を 1 cm としよう。また撮像時間を 5 分間とする。すると式 (4) より、 $\gamma$  線の計数率は  $N=6 \times 10^4$  cps となる。実際には、減弱や数え落としなどで  $N=3 \times 10^4$  cps 程度となろう。5 分間の総計数値は  $9 \times 10^6$  カウントとなるから、 $0.5 \times 0.5$  cm<sup>2</sup> の画素あたりほぼ  $10^4$  カウントとなる。これは統計精度で 1% に相当する。

<sup>192</sup>Ir の Rhm 値は  $0.5$  (R/h $\cdot$ m<sup>2</sup>·Ci) であるから、減弱のため中心で 1 次  $\gamma$  線が  $1/2$  になると仮定す

ると、被曝線量はほぼ 1.0 rad となる。

一方、X 線 CT の場合、CT-1000 を例にとると、1 rad 程度の被曝で  $0.15 \times 0.15 \times 1.3 \text{ cm}^3$  の体積画素 (Voxel) に対して 0.4% の精度を限ることができる<sup>9)</sup>。被曝線量は X 線 CT の場合、画素寸法の 3 乗、精度の 2 乗に反比例するから<sup>9)</sup>、CST 像と同じ画質の CT 像はおおよそ 1/200 程度の線量で得ることができる。

このように CST は X 線 CT に比して、大変に効率が悪くといわざるを得ない。この点に対する解決法の一つは、Fig. 9 のような平行平板型のコリメータを使用することである。このコリメータによると、散乱  $\gamma$  線の検出効率を一挙に数十倍にすることができる。ただし、図の y 方向はコリメータにより位置を決めることができないので、細いビームの  $\gamma$  線で走査する必要がある。このコリメータによる CST は現在、検討中である。

## 2) 臨床応用の可能性

以上では、シンチレーションカメラを用いる CST の物理的な特性を論じたが、それをもとに CST の臨床応用の可能性を考察する。

第一に、この論文の実験を行なう際に想定した頭部の横断面の撮像について考える。この分野では、すでに X 線 CT という類似の情報を与える強力な診断法が確立している。CST は 4 で述べたように、シンチレーションカメラの性能により分解能や一様性が制限され、5.1) で述べたように散

乱断面積が小さいため  $\gamma$  線光子の利用効率が非常に悪い。このため、現状では臨床的価値はほとんどないといえる。しかし、5.1) の平行平板コリメータが成功した場合には、何らかの利用法が開発される可能性がある。

第二に、体幹部の縦断面の撮像を考える。この分野は、現在のところ、X 線 CT は無力であり、電子密度の分布を与える撮像法は存在しない。このため、CST の制限された性能でも何らかの診断価値のある情報を生み出す可能性はある。特に、この場合の配置に対して、平行平板コリメータを用いて細いビームの  $\gamma$  線を走査することは、一様性の点からも有利である。

第三に、放射線治療のオンラインモニターとしての使用法が考えられる。切線照射の場合に、切線面の垂直上方にシンチレーションカメラを置けば、切断面の形状を把握することは容易であろう。また通常の外部照射の場合、照射の方向と垂直にカメラを置けばおおよそその線量分布を撮像することはできよう。n(x, y) の分布をあらかじめ知り、式 (1) を用いて F(x, y) を求めればより正確な線量分布を得ることが可能となろう。この応用に際しては、CST の制限された分解能、一様性および  $\gamma$  線の検出効率の悪さも余り問題にはならないと思われる。しかし、撮像に関係のない散乱線の混入を防ぐため、より厳重なコリメーションが必要となろう。

## 6. まとめ

シンチレーションカメラを用いた CST の定量的な性質をファントム実験により調べた。その結果、CST の性能はカメラの分解能や一様性により制限されていることがわかった。また  $\gamma$  線の散乱断面積が小さいため、 $\gamma$  線の利用効率が非常に悪いことを述べたが、 $\gamma$  線の利用効率を大幅に向上するための新しいコリメータを提案した。CST は体幹部の縦断層や放射線治療のオンラインモニターに有用であろう。

常に御指導いただく放医研臨床研究部長梅垣洋一郎博

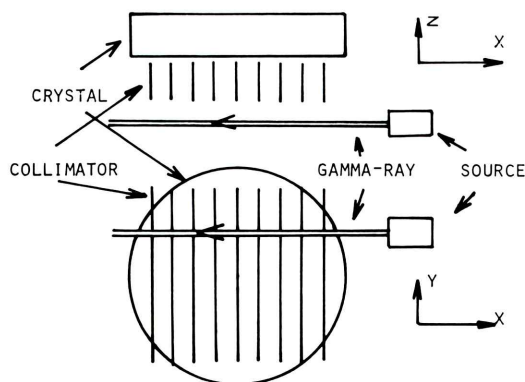


Fig. 9 Illustration of a parallel plane collimator. Pencil beam of  $\gamma$ -ray is scanned along y-direction.



士に深く感謝いたします。実験の際に御助力いただいた放医研技術部データ処理室長福久健二郎氏、同病院部朽木満弘氏に感謝します。 $^{192}\text{Ir}$ 線源を原研大洗研榎本茂正博士より提供していただいたことを付記し感謝します。なお、この研究の一部は厚生省がん研究助成金映像班、文部省科研費尾上班の援助を受けた。

## 文 献

- 1) Farmer FT and Collins MP: A new approach to the determination of anatomical cross-sections of the body by Compton scattering of gamma-rays. *Phys Med Biol* **16**: 577-586, 1971
- 2) Clarke RL, Milne ENC and van Dyk G: The use of Compton scattered gamma rays for tomography. *Investigative Radiology* **11**: 225-235, 1976
- 3) Battista JJ, Santon LW and Bronskill MJ: Compton scatter imaging of transverse sections: corrections for multiple scatter and attenuations. *Phys Med Biol* **22**: 229-244, 1977
- 4) Mirell SG, Anderson GW and Bland WH: A tomographic brain imaging system using Compton scattered gamma rays. IAEA-SM 210/70, 255-262, 1977
- 5) 奥山信一, 世良耕一郎, 福田 寛他: Compton ラジオグラフィ 第1報 我々の発端と世界的現況. *日本医放会誌* **37**: 256-260, 1977
- 6) 松沢大樹, 奥山信一, 三品 均他: Compton radiography. *映像情報* **9-14**: 73-79, 1977
- 7) Anger HO: *Instrumentation in Nuclear Medicine* Vol. 1, Hine GJ ed., Academic Press, New York, 1967, p523
- 8) 米山恒雄, 星野 弘, 井沢孝次他: 二重偏向管を用いた高精度図形入出力装置. *東芝レビュー* **32**: 687-690, 1977
- 9) McCullough EC, Payne T, Baker HL etc: Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanner, with illustration from the EMI, ACTA and Delta scanners. *Radiology* **120**: 173-188, 1976

## Summary

### Physical Characteristics of Compton Scatter Tomography

Masahiro ENDO, Toru MATSUMOTO, Takeshi A. IINUMA and Yukio TATENO

*Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences*

Compton scatter tomography (CST) is a hopeful imaging method acquiring tomographic distributions of the electron density. We have studied this method by phantom experiments. An object was irradiated by a rotating fan-shaped gamma ray and orthogonally scattered irradiations were detected by a conventional scintillation camera, which thereby imaged the irradiated section of the object.

$^{192}\text{Ir}$  was selected as the gamma ray source since high disintegration rate (1-5Ci) necessary for clinical use can be easily obtained and it has a moderate half-life (74 days) and a peak energy (300 keV). We used 0.5-2.5 Ci source in this study and objects were irradiated from four directions whose angular spacing was 90 degrees. A Toshiba GCA-202 camera was used as a detector and a Toshiba TOSBAC-3400 computer system was used for data collections. Each image was made of  $64 \times 64$  pixels and the pixel width was 5 mm. The same computer was also used for image processings, which in this study consisted of (1) superimposing of four images

obtained by different directions, (2) correction of the non-uniformity of the camera, and (3) correction of the attenuation of the primary ray.

Some physical characteristics were measured by the phantom study. Counting rates were agreed with calculations. There was a few percent variations for images of a uniform object (water phantom). The resolution was 15 mm in FWHM and was limited by the camera's overall resolution. Measured values of the electron density were agreed with expected values. An efficiency of the exposure dose of this method was considered in the context of the noise and the resolution and was shown much poorer than that of a CT-scanner. This was partly attributed to the very small efficiency of the conventional collimator. We proposed a new collimator which was very effective for CST. Some clinical applications were suggested. Above all, an application to on-line dose monitoring of radiation therapy was emphasized.

**Key words:** Compton scatter tomography, image processing, image quality.