



Title	Comptonラジオグラフィ 第1報 我々の発端と世界的現況
Author(s)	奥山, 信一; 世良, 耕一郎; 福田, 寛 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(3), p. 256-260
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17893">https://hdl.handle.net/11094/17893</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

## Compton ラジオグラフィ

## 第1報 我々の発端と世界的現況

東北大学抗酸菌病研究所放射線医学部門

奥山 信一 世良耕一郎 福田 寛

矢戸 文男 松沢 大樹

東北労災病院放射線科

三 品 均

(昭和51年11月17日受付)

(昭和51年12月23日最終原稿受付、特別掲載)

## Compton Radiography. I. Our Approach and the Current Status in the World.

Shinichi Okuyama, Hitoshi Mishina, Koichiro Sera, Hiroshi Fukuda,

Fumio Shishido and Taiju Matsuzawa

Department of Radiology and Nuclear Medicine, The Research Institute for Tuberculosis and Cancer, Tohoku University, Sendai 980, Japan and Department of Radiology, Tohoku

Rosai Hospital, Sendai 980, Japan

Research Code No.: 209

Key Words: Compton radiography, Compton tomography, Scintillation camera, Scattered-ray principle

By irradiating it with a collimated beam of monochromatic gamma rays and recording the resultant Compton rays scattered upward at right angles, tomographic images of an object are obtainable. This is a scattered-ray principle of radiation image formation that differs from the traditional radiography of "silhouette principle", and that bears prospects of stereopsis as well as cross-section tomography.

## はじめに

放射線診断学には、大別して3つの目的がある。第1に、身体内臓器、腫瘍、異物等の解剖学的情報の蒐集であり、第2に、臓器、腫瘍等の血流量のような動態情報の蒐集である。第3に、腫瘍の良性、悪性の識別、組織型の診断といった質的診断情報に対する臨床的希求が増大しつつあり、核医学的方法<sup>1)</sup>、陽子X線微量分析法<sup>2)</sup>の努力が重ねられている。最近、γ線照射による vivo

元素分析法についての実験、考察の経過中<sup>3)</sup>に、Compton 散乱線のもつ、エネルギーの方向依存性を利用すると、断層撮像を簡単に実験できることを見出したので、ここに報告する。文献的考察と最新の国際シンポジウム抄録などによると、本法が世界中でいくつかの施設が取上げ、Computed tomography に匹敵する解像力の可能性が示唆されていることが知られ、将来性ある技法として、今後の研究、展開の期待できる分野と

考えられる。

### 実験の材料と方法

Compton 撮像法の原理 Fig. 1 に示したように、被写体の目的断面を細ビーム又は扇形ビームで照射し、その90°上方 Compton 散乱線を、シンチカメラで捕捉すると、断層像が得られる。鮮明の画像を得るためには、並行穴コリメータの使用と波高分析が必要である。140keV 一次線の90° Compton 散乱線は、 $E\gamma' = E\gamma / 1 + 1.96E\gamma (1 - \cos\theta)$  の式から、約 110keV である。

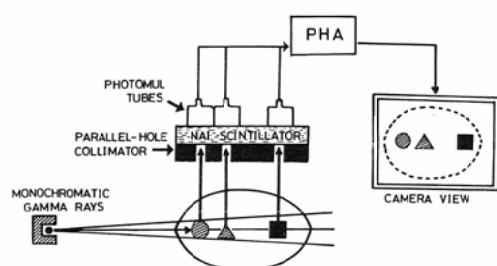


Fig. 1. The Compton radiography of our 90° scattering method. A slice of the object is irradiated with a collimated beam of monochromatic gamma ray, and the resultant Compton rays scattered upward at 90° to the incident beam are collected in a scintillation camera. The areal view is easily obtained by homogeneously irradiating the object with the beam.

線源と被写体 30—100mCi の  $^{99m}\text{Tc}$  溶出液をバイアルにつめ、裸のまま、あるいは、細隙を設けた鉛ケースに格納して扇形ビームを作り、ガラスビーカー、兎などを照射した。

シンチカメラ GCA 202—4 (東芝製) あるいは、Pho/Gamma HP (Nuclear-Chicago 製) を用いた。140keV 用並行穴コリメータを用いた。波高分析は、はじめ 140keV、35%としたが、後に 110keV、10%とした。

### 結 果

散乱γ線による撮像 Fig. 2 は、裸バイアルγ線源をビーカー側壁におくと、その側壁全周が描出された。これが Compton 断層撮像法の可能性を直示した。我々の最初の Compton イメージである。Fig. 3 は、紙、ガラスビーカー、鉄も散乱

線断層像を与えること、鉛では、陰性となることを示した。兎の眼の高さの断層像を、Fig. 4 に示した。こうしたイメージが、断層写真であること

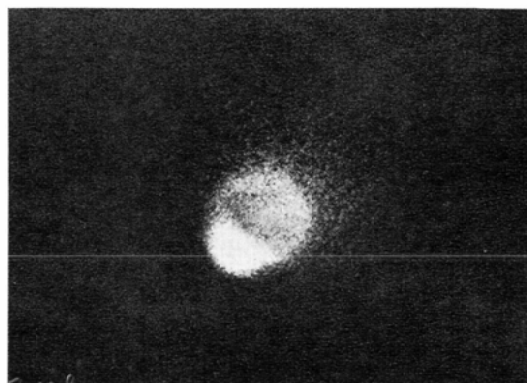


Fig. 2. The initial Compton radiograph of ours. An empty beaker was placed under the parallel-hole collimator and its wall was irradiated by a fan beam of  $^{99m}\text{Tc}$  gamma rays from a source placed nearby at the left lower corner of the beaker. As removal of the beaker did not record any appreciable counts, the scintigram was thought representing the Compton effect by the beaker at 90°. The camera was calibrated to 140 keV with a 35% window width.

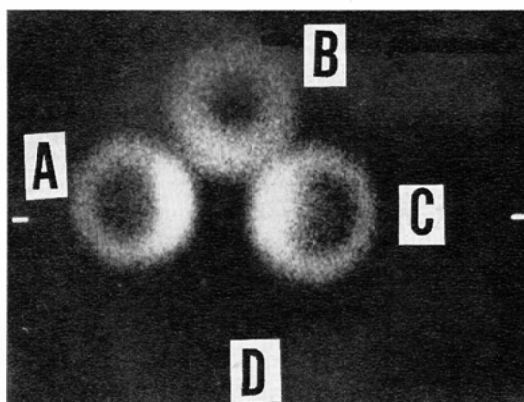


Fig. 3. Imaging of various objects by the Compton radiography. Scatterers were arranged around a  $^{99m}\text{Tc}$  source in a vial. When the source vial was covered with a lead disc on the top in order to absorb the direct emission into the camera, clear images of the 3 objects (A, an empty beaker; B, a roll of paper; C, stainless steel cylinder) emerged. The lead cylinder (D) did not show up as it absorbed the primary beam.

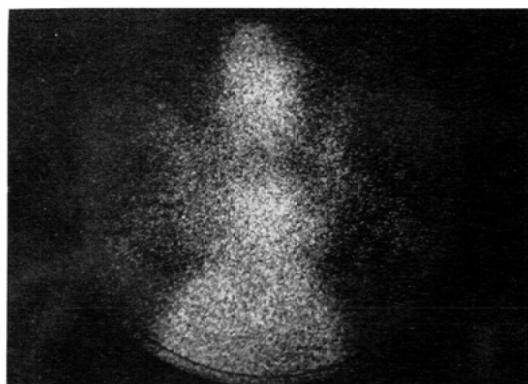


Fig. 4. Compton radiography of a rabbit. A rabbit was laid on the table after anesthesia. A horizontal fan-beam was adjusted to irradiate the animal at the level of the eyes, and was moved around the animal by  $15^\circ$  every 30 sec. The head, chest, forelimbs and ears were delineated. The camera was calibrated to 110 keV.

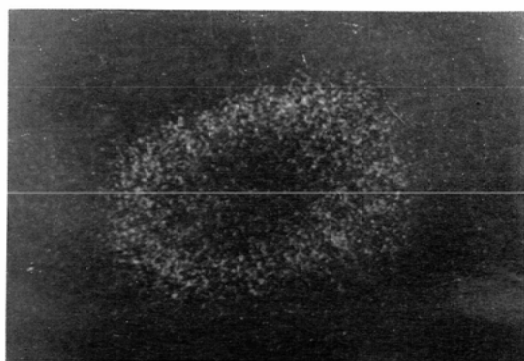


Fig. 5. Compton radio-tomography. A tin cylinder was taped to the collimator surface and was tilted to  $60^\circ$  so that its horizontal cross-section formed an oval shape. A collimated, narrow beam of  $^{99m}\text{Tc}$  was rotated around the object on the turntable of a record player.

は、ブリキ円筒を斜め横断に照射して得た楕円形像から確認できる (Fig. 5)。

#### 考 察

Fig. 1に、我々の Compton 断層撮像の原理を示したが、文献上、Lale<sup>4)</sup>, Farmer と Collins<sup>5)</sup>, Clarke ら<sup>6)</sup>の発表があり、Table 1に要約した通りである。一次ビームに対して直角方向で撮像するのが、鮮明な画像を得るのに適しているように

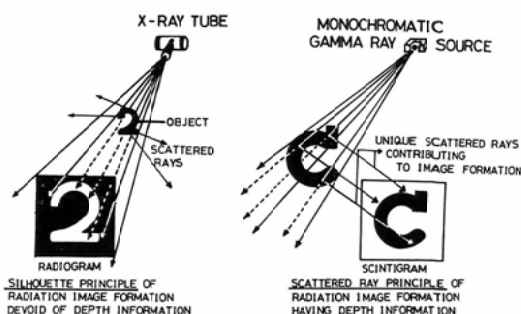


Fig. 6. The Compton radiography as based on the scattered ray principle of radiation image formation versus the silhouette principle. This is a positive image produced by those photons that have interacted with the object material while it is a negative image with the silhouette principle. The Compton radiography conveys depth information whereas the silhouette principle does not.

考えられる。最近入手した IAE シンポジウム抄録によると、Mirrel ら<sup>7)</sup>も、 $^{99m}\text{Tc}$  5 Ci を線源とし、直角方向、シンチカメラ使用のシステムで成功していることが知られた。我々も、 $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{137}\text{Cs}$  の単エネルギーγ線法で臨床撮像の成果を収めた<sup>8)9)</sup>。

90° Compton 線法は、情報散乱光子の収率がかなり悪いけれども、(1) 並行穴コリメータによる選別効果、(2) 波高分析による、一次線や前方散乱線、多重散乱線の混入の選別効果の点で、より鮮明の画像を確保してくれる。解像力は、密度差 1%,  $0.25\text{cm}^2$  の識別が可能である<sup>6)7)</sup>。従って、線源のエネルギー選定、強度の増大、被写体中を進むときの一次線、又 Compton 線の減弱補正など、十分な対策がたてられれば、CT に匹敵する画像が得られると思われる<sup>7)9)10)</sup>。現在、一撮像に、数分から20分程度時間がかかり、被曝線量も0.25から1ラドといわれる<sup>6)</sup>。

これまで、邪魔物扱いをされて来た Compton 散乱線も、使いようによつては、このように独特の情報を与えるものであるが、その放射線撮像法における意義は、はかり知れないものがあると目される<sup>11)</sup>。放射線撮像法には、伝統的なX線撮影法である透過型と、放射性同位元素を体内投与してイメージを求める放射型に加えて、第3のイメ

Table 1. Major development in the Compton radiography.

Authors	Primary beam	Collection of informative photons	Detector	Image construction	Comments
Lale (1968)	High energy X-rays	Focussing, rotating collimator	Liquid scintillation counter	Collection of point data; x, y scan;	No pulse height analysis; Poor images;
Farmer and Collins (1971)	$^{137}\text{Cs}$ gamma rays	Pin-hole collimator	Ge (Li) detector with multichannel PHA	Collection of line data; y scan;	Use of angular energy specificity; Poor images;
Clarke et al. (1976)	$^{60}\text{Co}$ gamma rays	4 focussing collimators fixed at $45^\circ$	Plastic scintillators; fixed; PHA;	Collection of point data; Bi-directional scan;	Fair images; Noises from multiple-scattered photons because of the energy and the use of forward scatter;
Okuyama et al. (1976)	$^{99\text{m}}\text{Tc}$ gamma rays	Parallel-hole collimator fixed at $90^\circ$	NaI(Tl) crystal scintillator; PHA; (scinticamera)	Collection of areal data; Monitoring, feasible;	Moderate images; Prospects of magnification; Prospects of stereopsis;

PHA: Pulse-height analyzer

ージング、即ち、散乱型が登場したことになる。当然、断層撮像法も、3つの modality を考えることができる。特に、透過型 CT、放射型 CT と対比して考えてみると、最大の違いは、断層像の再構成の容易さにある。単エネルギー放射線による目的深さの選別照射と、散乱線の選別捕捉をシンチカメラで行なえばよいからである。透過型では、深さ情報が欠けている。即ち、情報放射線は、被写体と作用しなかつた放射線だからである。即ち、影絵原理であり、虚像世界である。放射型では、放射線は被写体に発するので、本来、深さ情報をもっている。しかし、深さ情報の抽出は、必ずしも、容易ではない<sup>12)13)</sup>。散乱型では、被写体と作用して散乱を受けた放射線による陽性イメージなので、実像世界であり、深さ情報がその本質である。散乱原理は、視覚世界に普遍的のものであるから、Compton 散乱線撮像法は、立体視、多色性の世界を、放射線撮像の世界にも展開させてくれるものと期待される。

### 結 論

単エネルギーγ線ビームを照射し、その $90^\circ$ 方向の Compton 散乱線をシンチカメラで捕捉、記録すると、Compton ラジオグラフが得られる。これは、断層像である。この散乱型放射線撮像法

は、X線による透過型撮影法の影絵原理とは、本質的に異なるものであり、立体透視術の開発にもつながる原理と目される。

本論文の要旨は、昭和51年10月1日、仙台市開催、東北医学会特別講演会「CT (Computer Tomography) を中心とした新しい放射線診断機器の開発とその進歩に関するシンポジウム」及び同10月23日、盛岡市開催、第55回日本医学放射線学会北日本地方会で発表した。

### 引用文献

- 1) Okuyama, S. and Matsuzawa, T.: Histopathological differentiation by radiopharmaceutical in vivo uptake. To be submitted to Eur. J. Nucl. Med.
- 2) Shishido, F., Matsuzawa, T., Sato, T., Sano, M., Okuyama, S., Ishii, K., Morita, S. and Shiokawa, T.: Quantitative trace-element analysis by proton induced X-ray for medicine and biology. J. Radiation Res., 17 (1976), 21.
- 3) 三品 均, 当麻 忠, 佐藤信男, 林 仁守, 太田 恵, 春山 厚, 矢野文男, 福田 寛, 奥山 信一, 松沢大樹: 肝疾患における  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  phytate による hepatolienography と energy spectrum の変動. 第54回日本医放会北日本地方会, 仙台市, 昭51年7月16—17日.
- 4) Lale, P.G.: The examination of internal tissues by high-energy scattered X radiation. Radiology, 20 (1968), 510—517.
- 5) Farmer, F.T. and Collins, M.P.: A new

- approach to the determination of anatomical cross-sections of the body by Compton scattering gamma rays. *Phys. Med. Biol.*, 16 (1971), 577—586.
- 6) Clarke, R.L., Milne, E.N.C. and van Dyk, G.: The use of Compton scattered gamma rays for tomography. *Invest. Radiology*, 11 (1976), 225—235.
- 7) Mirrel, G.S., Anderson, G.W. and Bland, W.H.: A tomographic brain imaging system using Compton scattered gamma rays. IAE symposium on medical radionuclide imaging. Los Angeles, Oct. (1976), 25—29.
- 8) 奥山信一, 三品 均, 世良耕一郎, 矢戸文男, 福田 寛, 松沢大樹 : Compton ラジオグラフィ. 第3報, 胸部コンプトラジオグラフィ. 日本医放会誌 (投稿中)
- 9) Okuyama, S., Mishina, H., Sera, K. and Matsuzawa, T.: Clinical Compton radiography. Submitted to: *Radiology*.
- 10) Okuyama, S., Sera, K., Matsuzawa, T. and Mishina, H.: Compton radiography: The scattered ray principle of radiation image formation suited for tomography. Submitted to: *Nature*.
- 11) 富谷武浩, 田中栄一, 野原功全, 飯沼 武 : ポジترون・カメラ, 特別研究「中性子線等の医学的利用に関する調査研究」研究経過中間報告書, 94—96, Nov. 1973.
- 12) Hoffman, E.J., Phelps, M.E., Mullani, N.A., Higgins, C.S. and Ter-Pogossian, M.M.: Design and performance characteristics of a whole-body positron transaxial tomograph. *J. Nucl. Med.*, 17 (1976), 493—502.