

Title	シンチカメラについて
Author(s)	安河内, 浩
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1964, 24(3), p. 246-255
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15068
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

シンチカメラについて

東京大学医学部放射線医学教室 (主任 宮川正教授)

安河内 浩

(昭和39年4月20日受付)

Study of the Scintillation Camera.

By

Hiroshi Yasukochi, M.D.,

Dept. of Radiology, Fac. of Medicine, Univ. of Tokyo.

(Director. Prof. T. Miyakawa)

A theory of a scintillation camera are reported by Anger¹⁾. Recently a Japan-product scintillation camera RVC-1 (Aloka) (Fig. 3) had been planned and set in our department. Using this apparatus, some basic examinations about the scintillation camera are tried and some clinical applications are added in this paper.

The principle and the block diagram of this scintillation camera are explained in Fig. 1, the image of the distribution of radioisotope in patient which scintillates the scintillation crystal through the pinhole is led to the oscilloscopic tube by electronical mechanisms. Some size and the brightness of dots which consist the image are changed by the dial of "focus" (Fig. 4).

The distortion (Fig. 5) and the sensitivity (Fig. 6,7) of the oscilloscopic image by this camera showed rather better results than expected in spite of its small diameter of scintillation crystal-5 inches.

Because the diameter of the pinhole is 3mm, the resolution becomes worse depending the distance between pinhole and the subject (Fig. 8,9), but the ability to change the image on the oscilloscope by selecting the dial of "count", "focus" and "contrast" compensates the resolution loss to some degree (Fig. 12).

And to compare this method with other methods just as scintiscanning (Fig. 11), the sensitivity (the time need for examination) is much better (10 to 40 times shorter), but the resolution is worse except in some case of the shorter distance between pinhole and subject (Fig. 9).

So in the cases of examinations of thyroid gland (Fig. 14,15) the clinical value of this method is rather better than of scanning method.

About the exminations of liver, the resolution is rather poor, but when the counts of dots and/or contrast are selected, some defects are emphasized and the clinical values are elevated (Fig. 16,17). These explanations are also said in the cases of kidneys (Fig. 18).

The oscilloscopic pictures are recorded by using a half size (12×24mm) type camera instead of a polaroid land type camera because of the economical point (Fig. 13).

Farther more the more superior point of this system is that this mechanism shows the possibility of dynamic scintigrams²⁾. From the view point of this, this type of mechanism or of autofluoroscope³⁾ takes great strides on examinations using radioisotopes.

シンチカメラは1958年 Anger が原理を発表して¹⁾以来、特に検討はされていないようである。然しその考え方に従来の Scintiscanner とは全く異つた特長をもっている。即ち短時間に像を作る点、ピンホールを利用した点など大いに注目すべきものと考えられる。

国内でも数年来検討され、臨床程度に利用できる段階となつてきた。当大学では日本無線医理学研究所に依頼し、持田、小谷野、森氏等の協力により製作した国産のシンチカメラ RVC-1 型が使用できるようになつたのでシンチカメラの紹介と共に 2, 3 の基礎実験に臨床経験を加えて報告する。

原理

従来の Scintiscanner と全く異なるので少し説明する。図1に示すごとく被験体の RI 分布上の一点Aより発した γ 線は結晶が鉛でおゝわれているためピンホールを通つたものゝみは閃光結晶 (NaI (Tl)) 上のB点に到達する。B点で γ 線は結晶を閃光させるがその光は結晶上の9本の光

電増倍管でうけられる。その際主として幾何学的関係から1~9の夫々の光電増倍管の受ける光量が皆異つて来る。

そこでそれらの光電増倍管の内、6.7.8.の三本の光電増倍管より得られる光電流を夫々電気的に合成してX (+) の信号をつくる。同様に8.1.2., 2.3.4., 4.5.6., の各三本の光電流を夫々合成してY (+), X (-), Y (-) の信号をつくり、これらから得られた結晶上のB点のX, Y座標に対応するオツシロスコープ上の点に輝点をつくるわけである。このようにして被験体のRI分布をピンホールを利用して結晶上に投影し、更にそこに発する光を上記の原理で光電増倍管と電気回路を通つてオツシログラフ上に形像するわけである。

一方その際1~9の全部の光電増倍管より合成されたZ信号と同時計数をするものゝみを撰択して輝点をつくり、電気的な虚点や虚像 (noise, misslocation) ができるのを防ぎ、同時にそのZ信号のカウント数を撰ぶことによつて形像時の輝

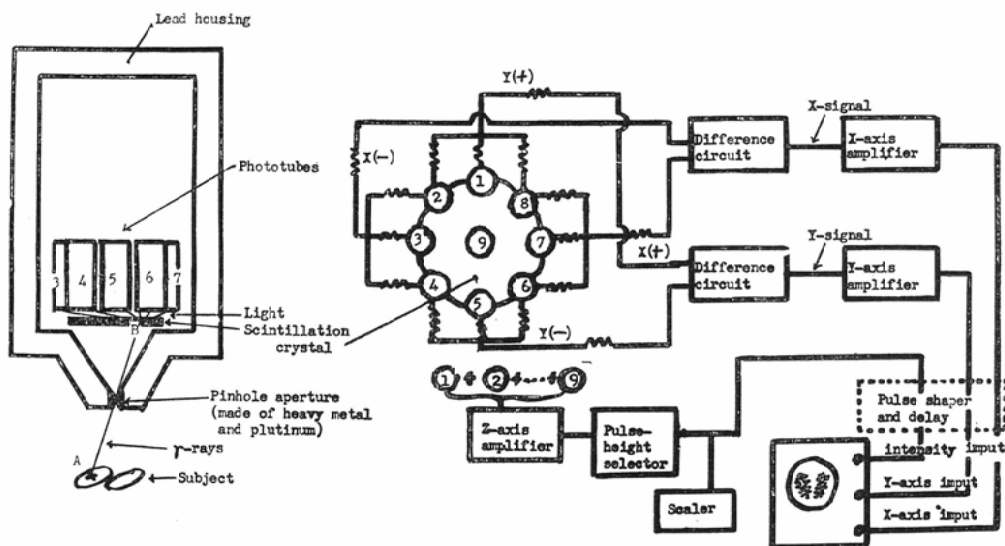


Fig. 1. The block diagram of the Scintillation Camera RVC-1 and the spacial section of the head.

点の数を選定することができる。

このようにして従来の Scintiscanner 法の決定的な欠点ともいべき時間的な往復のズレをなくすと共に、何回も追加造影をしても部分的な時間の差がなく像がつくられるという点で非常に期待されるわけである。

構造

ヘッドの構造は図1に示す通りであり、5インチ $\phi \times 1/4$ インチの Na I (Tl) 結晶と光電増倍管 Du Mout 6467を9本有し、3cm厚の鉛でピンホールを除く全方向を遮蔽してある。ピンホールの部分は直径1cmの白金及び heavy metal で作られて3mm直径の穴が空けてある。この部分は交換可能であり、直径1mmのもの、双曲線型のもの等を取りつけられる。これを従来の Scintiscanner のヘッドと外観を較べたものが図2である。

本体は図3に示すごとく上より計数器、X軸比例増巾器、4系統波形整形器、蓄積形映像指示器、Y軸比例増巾器、Z軸比例増巾器(波高選別器を含む)、安定高圧電源よりなる。即ちヘッドより来たX信号、Y信号は夫々別の増巾器で増巾さ

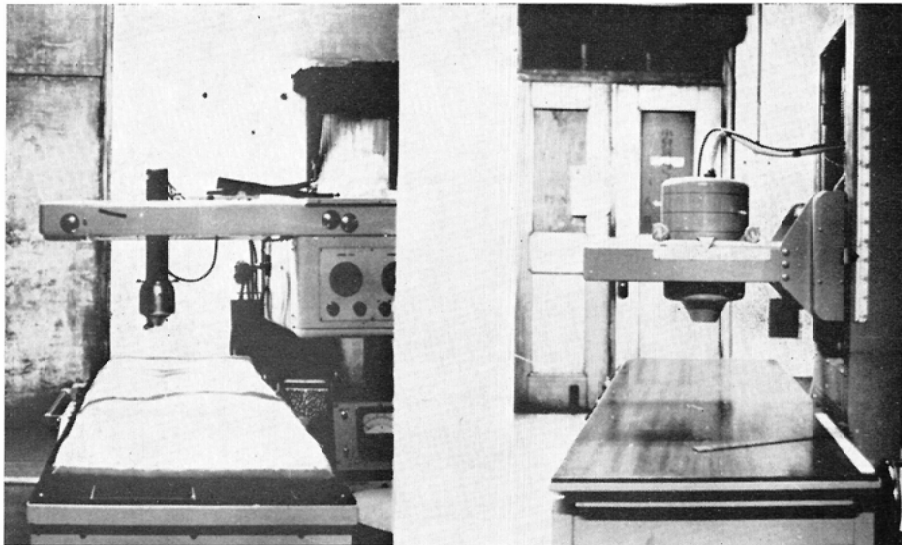
れ、次いで矩形波に整形されてZ信号と同時計数されたものがオツシロスコープ上に記録される。

主となる蓄積型映像指示器には、輝点の明るさを定める輝度調節器、輝点の形をきめる焦点調節器、明暗を調節するコントラスト調節器があり、夫々蓄積管上の像の作成に関係する。このようにして図4に示すような各種の輝点を求めることができる。

基礎実験

すでに示したごとく、本装置は理論上非常に優れているが、実際は光電増倍管等の幾何学的関係、電気回路による座標の決定等において実際上どの程度の像を歪なく被験体と同じ形にうつせるかが今後の重要な研究改良の点であると考え。

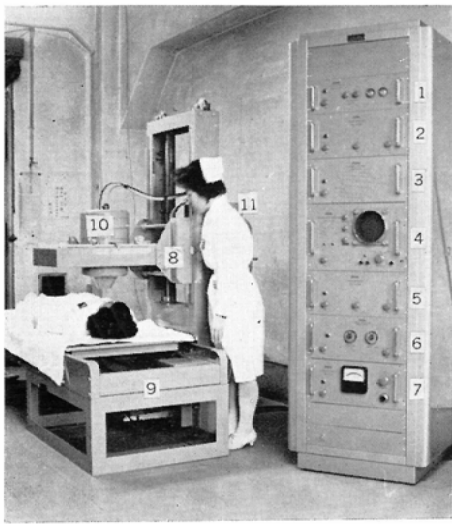
これを調べるために Na ¹³¹I 100 μ c のカプセルをヘッドの下でピンホールの直下を中心にして左右に動かし、各点のオツシロスコープ上の座標を求めて見た。それと元の Na ¹³¹I カプセルの座標を対比すればよいわけである。ピンホール結晶間は10cmに固定されて居り、結晶の直径は5インチであるから、理論上はピンホールより10cm離れた面では5インチ直径の部分が正確に形像できる



a. Scintillation scanner, Crystal: 2''d
×2'' P.M.: Matsuda 7309×1

b. Scintillation camera, Crystal: 5''d
×1/4'' P.M.: DuMont 6467×9

Fig. 2. The photos of the head of the scintillation scanner and that of the scintillation camera.



1: Dekatron Scaler DS-1003, 2: X-Linear amplifier LA-1002B, 3: 4 channel stretcher PWF-1001, 4: Storage type indicator SIS-1004, 5: Y-Linear amplifier LA-1002B, 6: Z-Linear amplifier LPA-1001, 7: High voltage supply HS-8C
8: Detector holder ASS-3, 9: Sliding bed 10: Detector ND-B, 11: Preamplifier PAM-1011,

Fig. 3. The photograph of the scintillation camera RVC-1

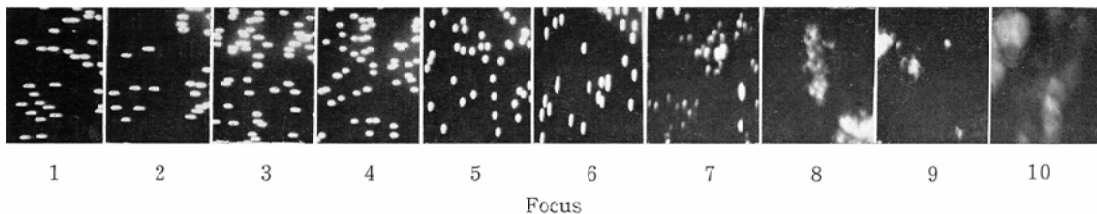
管である。実際は図5に示す通りである。

a,b,c の各図の上段はオツシロスコープ上の座標であり、下段は被験体面の座標である。下段の座

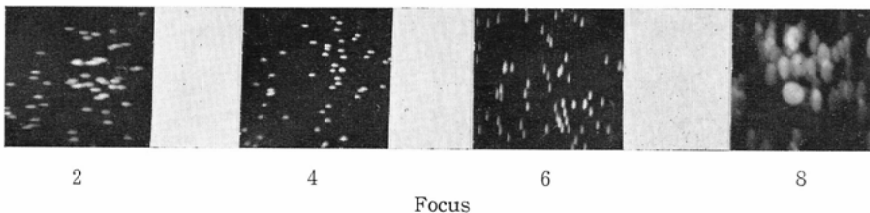
標のR Iがオツシロスコープ上のどの点にうつるか、対応する点を夫々線で結んである。a はピンホールと被験面の距りを10cm (倍率1 : 1), bは20cm (2 : 1), cは30cm (3 : 1)とした時のものであり、オツシロスコープ上には被験体の座標が $1/1, 1/2, 1/3$ に夫々原因又は縮小図としてうつるわけである。これによるとピンホールより10cm, 20cm, 30cmはなれた面で比較的歪なくオツシロスコープに像がうつる範囲は夫々4, 8, 12cmの半径以内のものということになる。

原因についてはピンホールの直径と型、結晶と光電増倍管の位置的関係、電気回路の抵抗値等の問題が考えられるが、蓄積管の問題も大きいと思う。

次いで被験面の中心部と辺縁部で感度の差があるかどうかという実験を行った。これには上記のカプセルを被験面上を動かして各点における計数率を求めればよい。即ち同一カウント数を得るに要する時間をピンホールより10cmの面においてカプセルを移動させて測定し、等線量率曲線を描いたものである。図6に示すものがそれであるが、これはほとんど幾何学的な点によるものと考えられる。即ち距離とピンホールの立体角から計算すれば、被検体よりの放射線の強さはピンホールの直下と較べて $(\frac{100}{100+k^2})^3$ となり (但しk は結晶



a. Photos of the dot memorized on the oscilloscope.



b. Photos of the dot signaled on the oscilloscope.

Fig. 4. The figure of the dot on the oscilloscope.

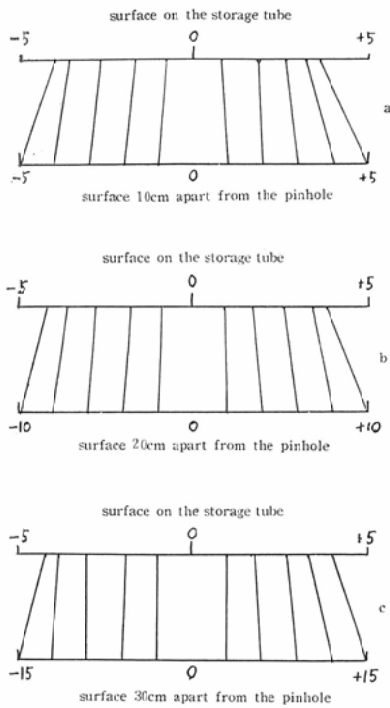


Fig. 5. The relation between the coordinate on the storage tube and that on the subject.

上にうつる点の結晶の中心よりの距離cm) ピンホールと被験面との距離の因子はなくなる。これによつて図6で得たものを計算で得たものと比較したものが図7である。電気回路の改良等も考えているが実際問題としてはほとんど問題にならないと考える。

最後に距離によつてどのようなちがいがあつかの検討をした。図8は同一のカプセルをピンホールの直下におきピンホールよりの距離を変えて100カウント測つた時の像であり、それに要した時

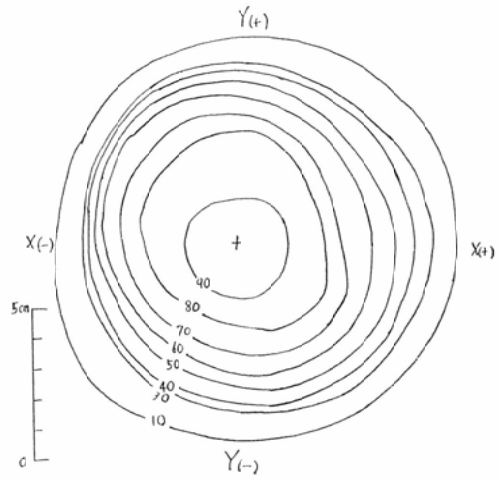


Fig. 6. The dimensional efficiency of the detector.

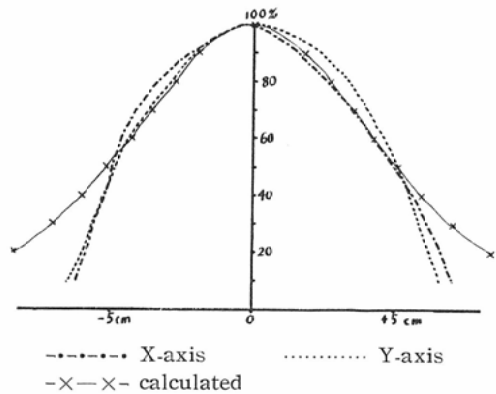


Fig. 7. The comparison of the dimensional effect on X- and Y- axis and that of calculated.

間もかいてある。このように距離が変わつても像があまり変わらないので距離が大きくなると分解能が悪くなることは想像できる。図9は図10に示す被

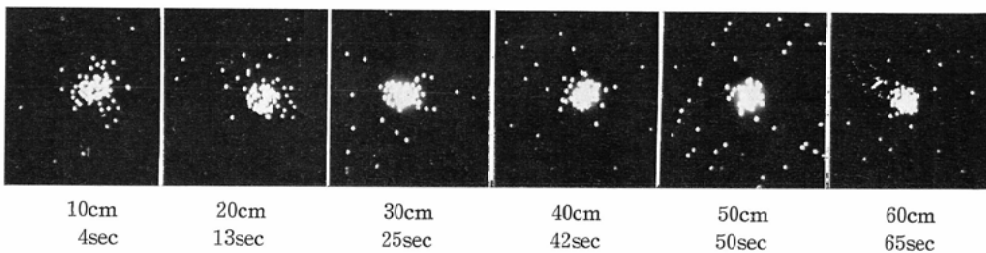


Fig. 8. The figure and the time to get it of the point source of iodine capsul (Radiocup 100 μ c) changing the distance between the pinhole and the capsul. (for 100counts)

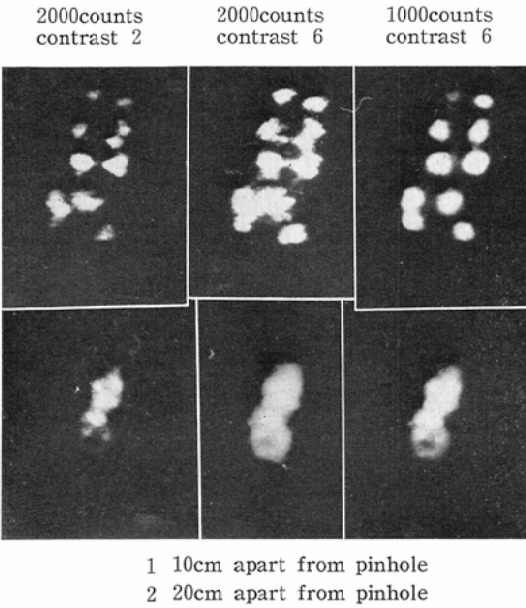


Fig. 9. The scintillation camera photos of the phantom ($25\mu\text{C}$ Radiocup $\times 10$, each capsul arranged 2cm intervals

験体をピンホールより10cmの面と20cmの面においてとつたものである。2倍にはなすと2cm間かくの距離がほぼ識別できない。

以上の実験をもとにして図10に示すごとく $25\mu\text{C}$ の ^{131}I カプセル12コを2cm間かくに並べたものをファントムとして等線量曲線、オートグラム、シンチスキヤニング及びシンチカメラ像をとり対比してみた。シンチカメラ像はピンホールより10cmの面にファントムをおいたものである。図11に示すごとくシンチカメラ像は他の描記法とあ

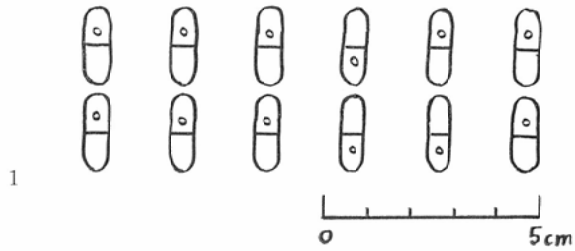
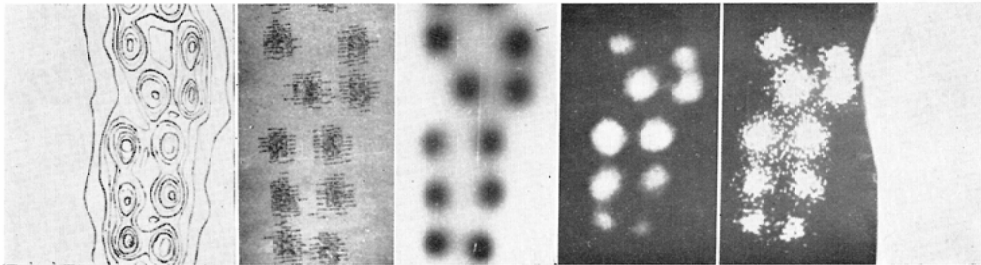


Fig. 10. The phantom of the iodine capsul. $25\mu\text{C}$ Radiocup arranged 2cm intervals. The position of activity shown in every capsul.

まり変らない図が見られる。

本装置は前述したごとく Focus を変えることにより輝点の型を変えることができるので、輝点の型によつてどのように像がうつるか、又出来上つた像の明暗 (Contrast) を変えて解像力はどのようになるかを試み図12のごとき結果を得た。これによると従来のシンチグラムになれていると線状の輝点の方が見易いようだが、実際は本法による像になれると点状又は円状の輝点による方が被験体に忠実である。特にぼかした円状の輝点の場合 (Focus 11) Contrast を加減すれば最も適していると考ええる。又輝点の数はこの面積でこの線量率なれば1000カウントで充分である。このように目的に応じて輝点の型、数、Contrast を適宜変えれば種々の像を得て診断に便利であらう。

蓄積管の像はボラロイドランドカメラを使用してたゞちに得ることが出来るが、こゝでは主として経済上の理由から一般の使用には手製のフードボックスをもちいてオリンパスペンSを利用した



a. isodose curve, b. scintigram (back ground eraser+), c. radioautogram, d. scintillation camera (focus.11), e. scintillation camera (focus. 6).
Fig. 11. Comparison of the results shown by isodose curve, scintigram, autogram and the two type of the figure of the scintillation camera.

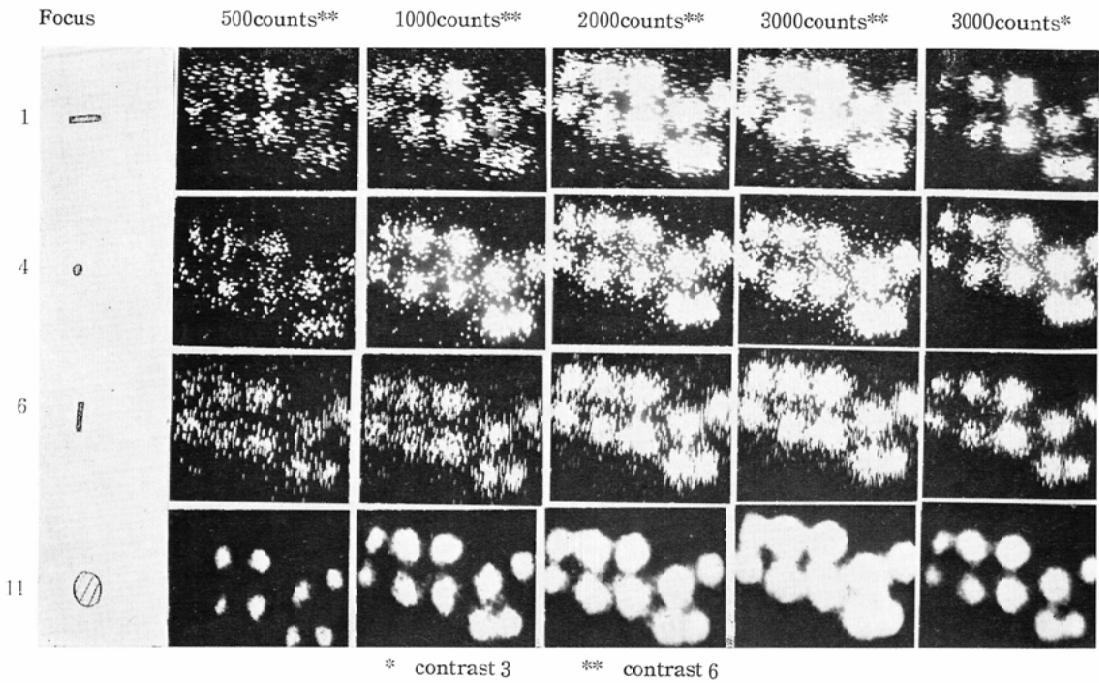
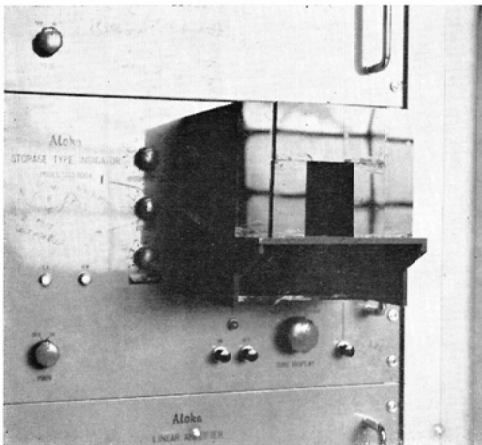
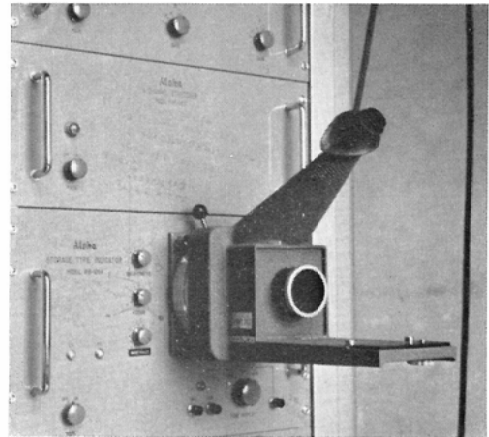


Fig. 12. Several figure of the same phantom depending the figure of the dot and the counts of the dot.



a. for Olimpas pen S.



b. for Polaroid camera 120.

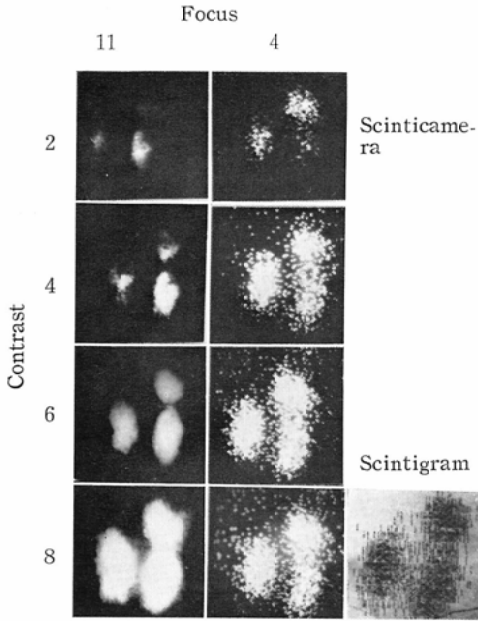
Fig. 13. The two types of the oscilloscope adapter.

(図13). 此に示す像は図4を除きすべてこれによるものである。一人について何枚もの像がほしいので、このようにペンサイズのフィルムを使うことも特に我国では重要であろう。

臨床例

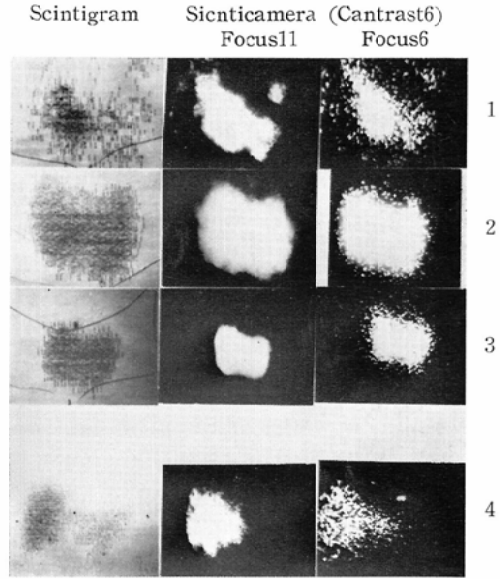
主として甲状腺シンチグラムをとる際に同時に

シンチカメラ像をとつて対比したがその数例を図14, 15に示す。これによると投与量がやゝ多いが当教室のシンチスキャナー装置では充分な像を得るためにはこの程度が必要である。シンチカメラによれば所要時間が $1/3 \sim 1/20$ となり、行間のずれはなく又検査中の患者の動きによるシンチグラ



69 yrs. male. Vocal cord cancer. (received the operation for hyperthyroidism 10years before) 24hrs, ^{131}I -uptake-13% (300 μc) Counts-2000, Time-225sec.

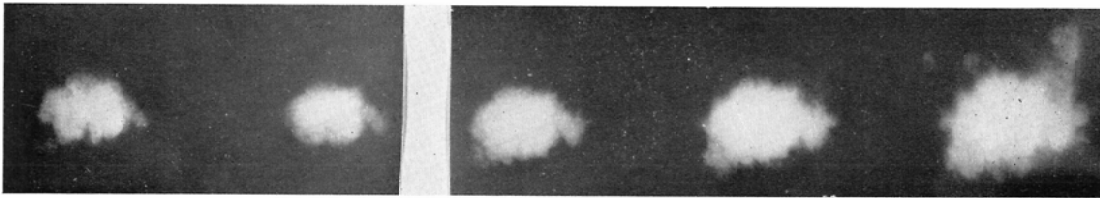
Fig. 14. A comparison between the scintillation camera pictures and the scintigram.-1.



1 54yrs. male. Thyroid cancer, metastases. 24 hrs. ^{131}I -uptake-7% (500 μc) Counts-2000. Time-360sec. 2 37yrs. female. hyperthyroidism. 24 hrs. ^{131}I -uptake-73% (300 μc) Counts-2000. Time-50sec. 3 39yrs. female. Hyperthyroidism, treated. 24hrs. ^{131}I -uptake-40% (300 μc) Counts-2000. Time-104sec. 4 42yrs. female. Hepatoma. (^{198}Au -colloid, 300 μc) Counts-1000. Time-180sec.

Fig. 15. Some comparisons between the scintillation camera pictures and the scintigram-2

a. normal. (30minutes after injection of ^{131}I -Rosebengal 300 μc) Focus. 11



* Counts. 1000. Time. 320sec.

** Counts. 2000. Time. 624sec.

b. liver metastases of reticulosarcoma. (1 hrs. after injection of ^{198}Au colloid 300 μc) Focus. 11



* Counts. 1000. Time. 181sec.

** Counts. 2000. Time. 347sec.

Fig. 16. The scintillation camera pictures of the liver.

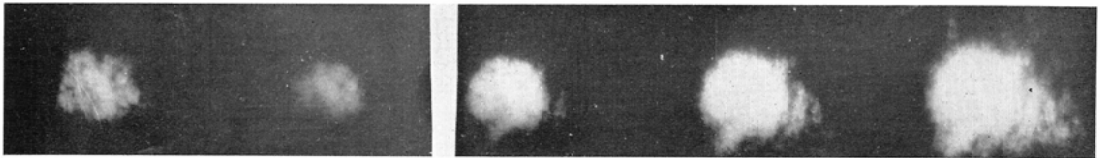
ム像のずれの問題も解決できた。

然し欠陥像というか、分解能の点ではやゝ劣るようである、このためにはピンホールの直径を小さくするとか、結晶をうすくするとが考えられるがいずれも特長の一つである所要時間の短縮を犠牲にしなければならない、又ピンホールの直径を

小さくして結晶の厚さを大きくした場合もよい像は得られなかつた。これを防ぐために電気回路系の改造を考慮中である。

肝臓の場合は有効直径を大きくするために距離を離さなければならないので相当不利になるが、図16に示すごとく Contrast を変えてとつたり、

A. Focus 11



Contrast 6*

2**

4**

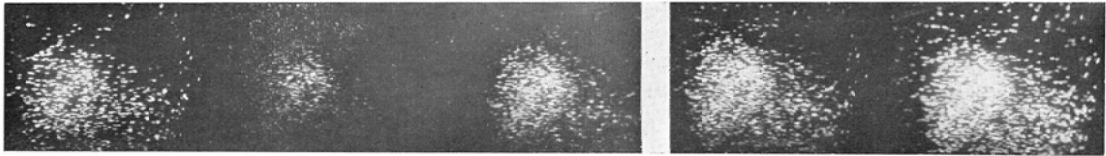
6**

8**

* Counts. 1000. Time. 147sec.

** Counts. 2000. Time. 293sec.

B. Focus 6



Contrast 6*

2**

4**

6**

8**

* Counts. 1000. Time. 156sec.

** Counts. 2000. Time. 310sec.

Fig. 17. The scintillation camera pictures of the liver-2.
(liver metastasis of gastric cancer)

a. Focus. 11.



Contrast 6*

2**

4**

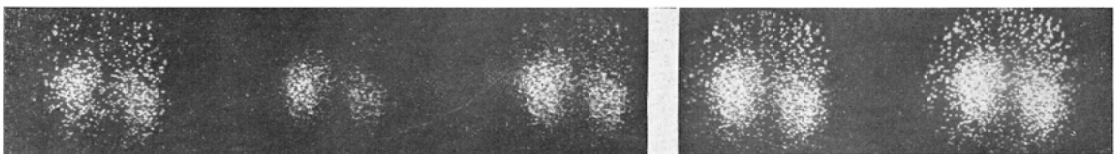
6**

8**

* Counts. 1000. Time. 192sec.

** Counts. 2000. Time. 387. sec.

b. Focus. 6.



Contrast 6*

2**

4**

6**

8**

* Counts. 1000. Time. 196sec.

** Counts. 2000. Time. 400sec.

Fig. 18. The scintillation camera pictures of the kidney.
(hypertension but renal arteriography normal) 2hrs.
after injection of ²⁰³Hg-Neohydrin 300 μ c)

図17に示すごとく更に Focus を変えればシンチグラムに較べて有利な点も多いと考えられる。又¹³¹I-Rose bengal による経時変化を見ることも可能である。

腎臓についても肝臓の場合と同様な欠点があるが、この場合はシンチグラムに較べて所要時間が大体20分の1程度であることは患者の位置固定上非常に便利である。又従来よいシンチグラムがとれなかつた¹³¹I-hippuran による像を得ることも可能である。これによつて肝臓に述べた如く経時変化を追跡できるのでシンチグラムにはないシンチカメラ像の特長を発揮できるし又生体半減期の短い核種を利用できるので短時日に反復検査が可能である。

現在は直径が小さいので解像力等に問題があるが、将来は大いに利用されうると考えられるし、Anger はすでに11インチ²⁾のものをもちいてこのような点を実用化しようとしている。

考按

シンチカメラは従来 of シンチグラムと異り、その欠点を大いに改善している点で今後注目されるものと考えられ、実際には己に実用の段階に入っているが、我々も国産のシンチカメラを使用し、臨床経験はまだ短かいが、想像していたものよりははるかによい結果を得た。この最大の利点は動的像を得る点であろう。これに関して Bender 等は Autofluoroscopy³⁾ というシンチカメラと異なる原理が解明に一步をふみ出し計算機等を用い

て部分的な機能の定量化も考えている。これら二つはスキヤニングによるシンチグラムの改良が停滞しているので、それに変わるのではないかと考えられる。経時像が秒単位にまで、できれば例えばカテーテル法による血管造影法などどちらかといえば危険を無視できない検査法にかわり、RIの動的像を利用する器械が実際的に利用されるのも遠からぬこと、思う。極端に短い半減期の核種の開発、フィルム等の改良はもとより機械の改良も着手しつゝあるので今後が期待される。

又操作が非常に簡単であるという点も普及に役立つのではないかと思う。

最後に工学方面の人が実際に医師の目的を把握して機械の改良をはかることを、特にこのような複雑な装置では重要であろう。従来ともすれば各々の側が一人相撲をとつている様な例が時にあるが、今後医療装置の発達と共に共同研究の場が多くなるように製作者側に期待することが大である。

本論文の要旨は第155回日本医学放射線学会関東部会において発表した。又本装置は文部省科学研究費機関研究によるものである。

文 献

- 1) H.O. Anger, Scintillation Camera, the Review of Scientific Instruments, 29—1, 27—33, 1958.
- 2) H.O. Anger, Gamma-Ray and Positron Scintillation Camera, Nucleonics, 21—10, 56—59, 1963.
- 3) M.A. Bender, M. Blau, the Autofluoroscope, Nucleonics, 21—10, 52—56, 1963,