OUKA
Osaka University Knowledge Archive

Title	2 対向 5in φ Scanner の基礎研究
Author(s)	村山, 弘泰; 丹羽, 平; 桜井, 昭彦 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(4), p. 423-431
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19114
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

特別掲載

2対向 5 in ϕ Scanner の基礎研究

東京医科大学放射線科医学教室（主任　岡本十二郎教授）
村山　弘泰　　丹羽　　平　　桜井　昭彦
石塚　民幸　　鈴木　修一
東京医科大学外科学教室（主任　牧野惟義教授）
青木　　広　　篠田　　章　　加藤　慶二

（昭和43年6月13日受付）

The Fundametal Studies on Scinti-scanner of 5in. ϕ for Tow Opposite Directions

Department of Radiology, Tokyo Medical College
(Director: Prof. S. Okamoto)
Hiroyasu Murayama, Taira Niwa, Akihiko Sakurai, Tamiyuki Ishizuka and Shuichi Suzuki
Department of Surgery, Tokyo Medical College
(Director: Prof. K. Makino)
Hirosi Aoki, Akira Shinoda and Keizi Kato

Radio isotopes (R.I.) administered to patients show in the organs destined distributions varying with the patients' individual differences and different phases of involvement. The count also varies with the size, shape and position of the organ, and it is difficult to grasp perfectly the R.I. conditions of a three-dimensional organ from a scintigram which is only one-dimensional representation. For improving the diagnostic quality of the scitigram through representing the behavior of R.I. in the organ as faithfully as possible, we have developed a scanner in which two detectors using respectively a scintillator of 5" $\phi \times$ 2" are opposed. This apparatus enables us to obtain scintigrams utilizing the upper detection count, the lower detection count, the addition of these two counts, the upper count subtracted by the lower count, and the simultaneous counting of the upper and lower counts. These methods, the improvement of the measuring instrument, the enlargement of the scintillator, the opposed layout of the detectors, etc. have greatly improved the sensitivity and the resorution to enable as to obtain scitigrams of high diagnostic quality. (A) This system is composed of the equipment with the circuit formation as shown in Fig. 2. It enables us to obtain scintigrams by the scanning system as follows: 1) Linear scanning, 2) Temporal scanning, 3) Area scning; a) positron scan, b) multi-nuclide scan, c) lamino scan, d) by countings of the upper detector, e) by countings of the lower detector, f) by sums of the countings of the upper and the lower detector, g) by subtracting counts of the lower detector from counts of the upper detector, h) the coincidence scanning of the gamma emitter.

B) The negative shadow of a cylinder of up to 0.6 cm in diameter could be discerned at a depth of 5 cm when a gelatin model of 10 cm in depth and radioisotope of concentration ^{131}I 0.1 μci/cc were used. The positive shadow, at a depth of 5 cm in the same model, of a cylinder of up to 0.5 cm diameter of R. I concentration ^{131}I 3 μci/cc could be discerned.

C) The high sensitivity and the possibility of addition enable us to use only a small dosage of radio-isotope. The possibility of using a faster scan speed enables us to shorten the scanning time.

D) The use of the adding system has expanded the permisible range of scanning condition, so that it has become easier to set the conditions.

E) This systm is very helpful for diagnosis for its capacity fow various types of scanning techniques and obtaining of good resulution.

I 緒 言

Scintiscanner は1950年 Cassen らが manual scintillation detctor を甲状腺疾患の診断に応用してから急速に普及した．爾来，多くの先輩諸賢により研究され核種の開発や機器の改良が試みられ，近時急速に進歩完成されつつある臨床補助診断用装置である．

シンチスキャンニング法の新しい試みとしては，1963年 Levy らによる Three-Dimensional Scintiscanning. 1964年 Kuhlらが開発した Cylindrical and Section Scanning や，久田らのMUHCの開発と同装置を使用した等感度スキャンニング等がある．又，記録方法である打点式，放電式，写真記録式も日々改良進歩をとげ multi dot-system, colour system が普及しつつあり，近時は Memory system により記憶させた情報に種々な手技を施行してから T.V 等で再生像を得て診断能向上を計る方法や，大口径検出器固定方式の Scinticamera 等も開発されている．このように装置や手技の研究開発が盛んにおこなわれ scintigram の臨床診断法としての価値は ^{99m}Tc や ^{113m}In 等の新核種の利用と相俟つて日々に重きをなしている．

吾々は昭和40年，故篠井教授の御依頼により小さな病変も発見可能な scintiscannerの開発に取組み，島津製作所の協力のもとに吾国で初めて直径5インチの scintillator を使用した Detctor を対向して2個配置する scanner を完成し昭和41年10月より東京医大がんセンターアイソトープ検査部に設置して日常の検査に使用している．吾々は1年余りこの装置を使用しその有効性を確認したので，二，三の基礎実験や臨床例と共に装置の概要と有効性に既いて述べる．

II 装置の概要と特長

本装置は直径5インチ，厚さ2インチの NaI (Tl) crystal を使用した検出器を上下に対向して備えている．Detctor に入射したγ線は crystal で scintillation を発し，光電子増倍管で electric pulse に変換される，この信号は各々の前置増幅器を通り spectro meter に入り波高選別され加減算装置に送られる，この装置で目的に応じて上部検出の信号，下部検出の信号，両者の信号の加算や，上部検出の信号より下部検出の減算がおこなわれ必要とする信号のみ計数記録装置に送られる．

計数記録装置で rate down や cut off の手技が施されdot reccorrding headに送られるものと contrastor を通過してから dot recording head に送られる二方式を備えており，どちらの方式でも scintigram が得られる．contrastor は入力信号の各々の致来時間間隔が設定された動作時間より短い時のみ信号が通過し，それより長い時間間隔で致来した信号は通さないようにした機器である．

又，同時に計数記録装置の信号はそのまま photo recording controller に送られ，rate down と pulse width 変調の組合せを選定することにより contrast のよい photo scintigram が得られる．

1. 構成

検出器は直径5インチ，厚さ2インチの scintillator に直径3インチの光電子増倍管を1本組合せてある．2本のDetector は垂直線上に対向して配置し機械的に上下を同時に走査せしめて scintigram が得られる．測定装置は前置増幅器2台，spectrometer 2台，同時計数器1台，加減算装置1台，contrastor 1台，計数装置1台より構成され，Fig 2のように結線されている．記録方式は1系列の打点及び写真記録を採用している．

又，profile scanning bed と組合せてあり，profile scanning も可能とし2系列の記録が出来

Fig. 1 Entire view of scanner 5 in. scintillator detector for two opposite dirrections.

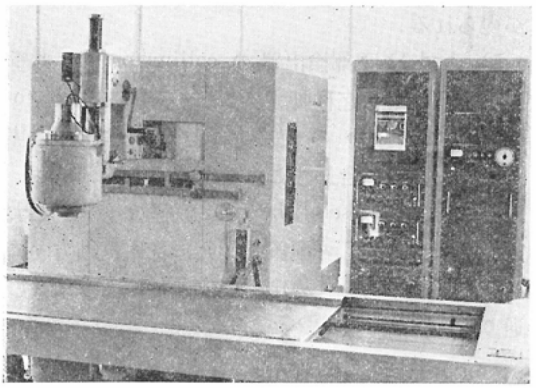


Table. 1 Composition of 5--in scanner.

detector × 2 (5 in × 2 in). preamplifier × 2 .
spectrometer × 2 . add-subtract selector × 1 .
coincidence circuit × 1 . rate down scaler × 1 .
dot recording head × 1 .
photo recording controller and head × 1 .
2 den recorder × 1 .
detector movement mechanism × 1 .
profile scanning bed × 1 .
collimator × 9 . (slit cone × 4 . tapered cone × 1 .
honey cone ; F : 11cm in air × 2 ,
F : 20cm in air × 2 .)

Fig. 2 Block diagram of scanning system.

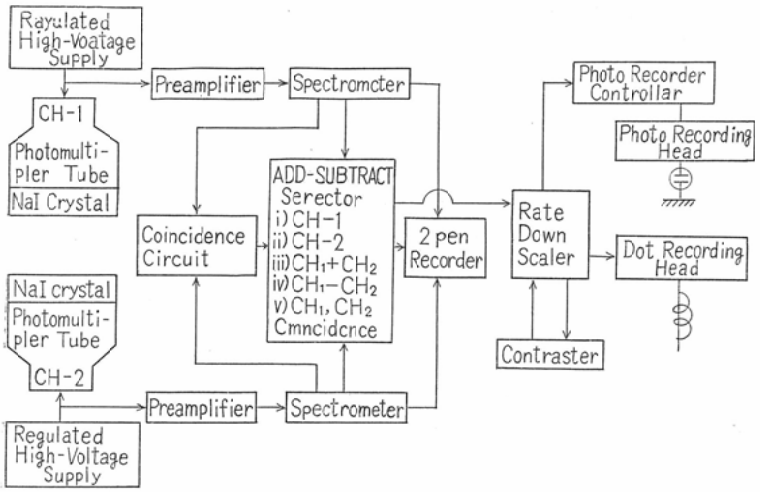
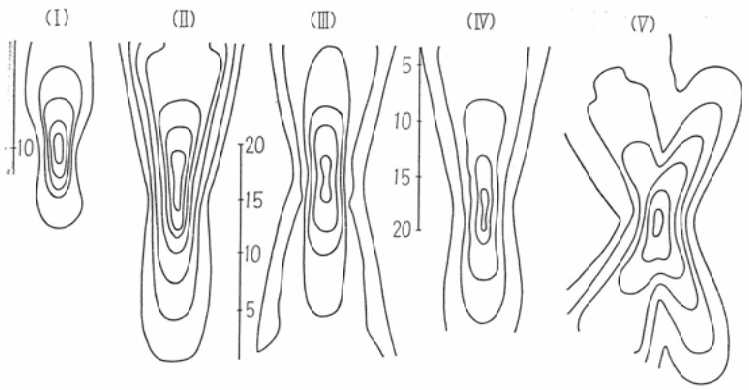
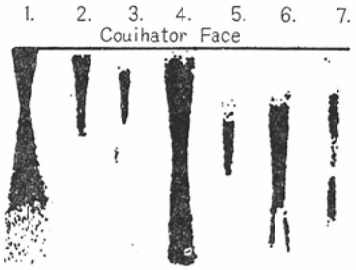


Fig. 3 Isorespons curve patterns.



(I)(LK-15-11) in air (III)(LK-15-20)+(LK-15-20) (V)(LK-15-20)+(LK-15-20) Angls.
(II)(LK-15-20) in air (IV)(LK-15-20)+(LK-15-11)

Fig. 4 Tsuya Scanning Patterns.
Response for ^{131}I.
Scanning Speed 50 cm/min. RD $^1/_{10}$



1) LK-15-11 in air 2) LK-15-11 in water 3) (LK-15-11)—(LK-15-20) in air 4) LK-15-20 in air 5) LK-15-20 in water 6) (LK-15-20)—(LK-15-11) in air 7) (LK-15-20)+(LK-15-20) in air
109 holes honey cone. LK-15-11 ; F : 11cm in air. LK-15-20 F ; 20cm in air

る．collimetor は 109 holes の honey cone で焦点は空中で11cm（LK15—11）と20cm（LK15—20）2種類が2個宛ある．^{137}Cs±10%の標準点線源によるコリメータ実効率はF＝11cmが 0.009，F＝20cmが 0.003であり，これらを適宜組合せて使用する．等感応曲線と津屋スキヤンを示す．

2. 仕様の特長

1) scanning 速度は毎分20cmから80cmまで可変であり，space は3，6，9mmの3段切換である．走査面積は打点記録使用時最大45×40cm，写真記録は最大33×33cmである．

2) rate down を1/1，1/2，1/3，1/4，1/5，1/6，1/7，1/8，1/9，1/10，1/20，1/30，1/40，1/50，1/60，1/70，1/80，1/90，1/100，と増設し，cut off は0から 500 cps 迄除去出来るように改良した．

又，spectrometer の pulse height analyser を改良して pulse height と level 目盛が一致する様にした．従つて，gain を変えても photoelectric effcet peak と level 目盛にずれが生じない．又，hight volt adjust の改良により波高撰別を容易とした．

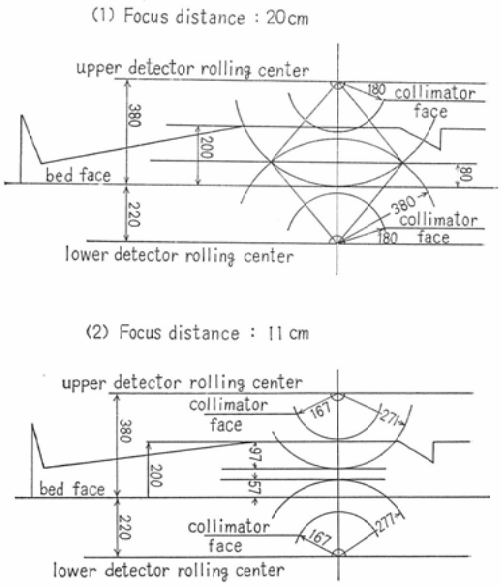
3) 同時計数装置があるため positoron scanning は勿論，陽電子放出核種以外のものに利用して background の低い scintigram が得られる．

4) 上部検出値，下部検出値，両者の加算値や上部検出値より下部検出値を減算した scintigram が得られる．

5) bed は下部検出器の collimetor 面より垂直上方向に20cm迄移動することが出来るので focusing collimetor の使用時，上下の検出器の焦点を目的臓器に合わすことが可能である．

6) 検出器の scintillator は直径5インチと大きく上下に対向して配置し，共に身体長軸方向に 45° 迄可変である．検出器の位置関係は Fig 5 の通りである．

Fig. 5 Relativity diagram of upper and lower detector.



3. スキヤンニング様式

本装置は次のスキヤンニング様式によるシンチグラムが得られる．

1. Linear Scanning
2. Temporal Scanning
3. Area Scanning
   - i) Multi-Nulide Scan
   - ii) Positron Scan
   - iii) Lamino Scan
   - iv) 上部検出器計数値の scintigram
   - v) 下部検出器計数値の scintigram
   - vi) 上部検出器計数値に下部検出器計数を加

算した計数値の scintigram

vii) 上部検出器計数より下部検出器計数を減算した計数値の scintigram

viii) 上下検出器計数の同時計数による計数値の scintigram (Positron 以外の核種による)

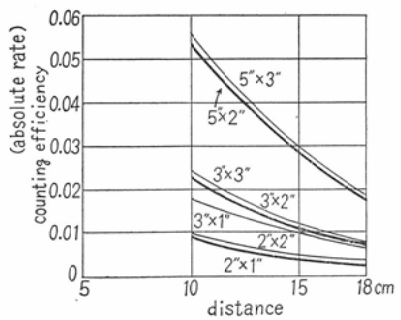
III 有効性に就いて

患者に投与されたRIは，個体差や病変により目的臓器での分布が異ると共に，臓器の大きさ，形，位置等によつても計数率の変動が大きく，一次元の表示であるscintigram で三次元である臓器のRIの状態を完全に掌握することは困難であるが，出来るだけ忠実に目的臓器でのRIの態度をscintigram に表示し，診断能向上を計るべく種々の機器の組合せや改良を試み，2対向 5″φ scintiscanner を開発し比較的満足すべき成績が得られたので，二，三の基礎実験と共に有効性に就いて報告する．

1．scintillator の大きさの有効性

^{131}I 点線源による NaI (tl) の効率は，scintillator の軸上10cmの距離で 5″φ× 2″ は 3″φ× 2″の約3倍も効率がよい．従つて患者に投与されるRIの量が 3″φ の半分程度の量で 3″φ と同程度以上の情報が得られる．又，3″φ と同量程度のRIを投与し scan するとすれば使用する collimetorは感度を犠牲にした解像力のよいものが可能となり，診断効果の高い scintigram が得られる． Fig 6 に ^{131}I 点線源 γ線に対する NaI (tl) の効率比較を示す．

Fig. 6 Counting efficiency for ^{131}I point source



2．対向型検出器の有利性

上下別々の scintigram が得られるので臓器の背腹方向の凹凸や，腹側，背側に近いものの検出が容易である．又，上下検出値の加算による scintigram が得られるので，collimetor の焦点を目的物に合わせ微量のRI分布や変化が検出できると同時に，上下検出器の焦点を目的に合致せしめ rate downを増やすと焦点附近の section scanning が可能となる．又，検出器の感度がよいことや，加算方式による計数率の増加により scan speed を速くすることが出来ると共に，上部又は下部検出器のみによるものでは，腹背，背腹，右左，左右の4方向が必要であるが，加算方式では，正面，側面の2方向で充分な情報が得られる為に scan 時間を非常に短縮することが出来て有利である．

1) **Negative shadow** に就いて

i) 最少認知能：深さ10cm の ^{131}I 0.1 μci/ml gelatin phantom を使用して深さ5cmの位置で加算方式によれば，negative shadow は直径 0.6cm の円筒迄 scintigram に表示される．

ii) 加算方式と上部検出の比較：深さ12cm径10cmの ^{131}I 0.1 μci/ml water phantom を使用し，上部検出のみによるものと上下検出値の加算によるものを比較すると，Fig 7で示すように明らかに加算方式が有利である．

iii) 加算方式に角度をつけた時：上下検出器に角度をつけると像にヒズミを生じ，実体像と scintigram に差を生じるし，検出力もよくなるというわけでもないので余り感心出来ない．

iv) lamino scan: Negative shadow については加算方式による断層効果は認められない．

2) **Positive shadow** に就いて

i) 最少認知能：深さ10cmの ^{131}I 0.1 μci/ml gelatin phantom を使用して深さ5cmの位置で，加算方式によれば ^{131}I 3 μci/ml の positive shadow は径 0.5cmの円筒迄 scintigram に表示可能である．

ii) RI差による scan 条件：深さ10cm，RI濃度 0.9μci/ml の water phantom を使用して深さ5cmの位置に3 cmφ，2 cmφ，1 cmφ の球を設置し，0.9μci/ml のRIを封入し positive shadow とした．使用RIは ^{131}I RIHSA, ^{99m}Tc

Fig. 7 Negative shadow scintigram patterns of single, and add and angel method. ^{131}I 0.1 uci/ml. 364±40 KeV. Scanning apeed 35 cm/m. Negative shadow 1.5 cmφ cylinder.

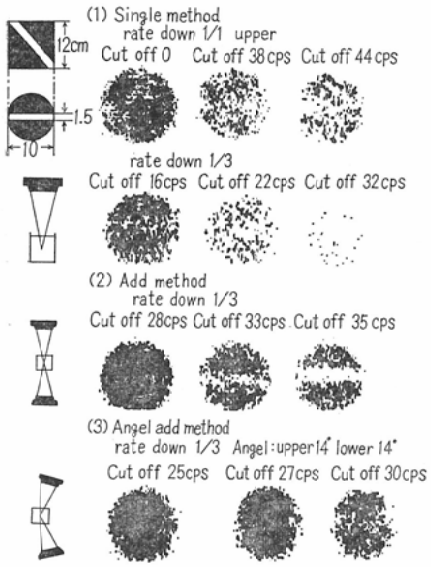
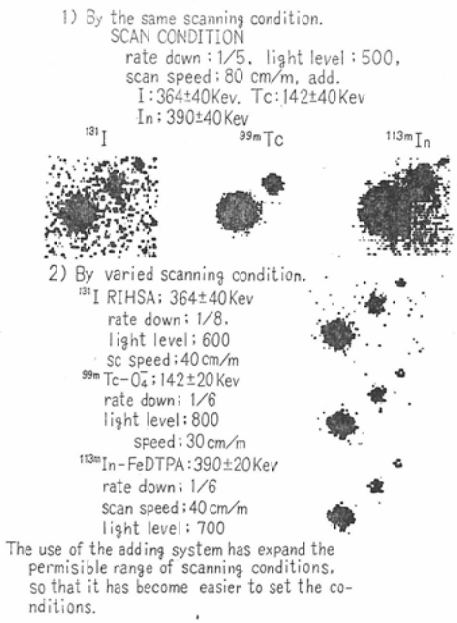


Fig. 8 Result of phantom examination, by ^{131}I, ^{99m}Tc and ^{113m}In.



O^{-}_{4}, ^{113m}InFe-DTPA であり，scan 設定条件を種々変えてＲＩ別に30回 scan し，得られた scintigram の中で最もよく表示されているものの比較は Fig 8.2の通りで，差は認められない．又，この内，同一 scan 条件の比較は Fig 8.1の通りで，条件の設定のぐあいによつて scintigram の像の出来ぐあいは異り，scan 条件の重要さがわかる．

又，上記 phantom を使用し，^{131}I RIHSA により，上部検出方式と下部検出方式同一設定条件の scan は Fig 9の通りである．上部検出方式でも1 cmφ 球の positive shadow の検出は可能であるが，設定条件がＲＩよりの情報に適合しないと検出不能であり，条件設定の重要さがわかる．加算方式によれば scan 設定条件の許容範囲も大きく非常に有利である．

iii) 上部と下部と上下加算の比較：径 1.5cm ^{131}I 3 μci/ml の positive shadow とし，深さ12 cm，径5 cmの同筒に ^{131}I 0.1 μci/ml water phantom に45° に positive shadow を設置し，上部検出によるもの（ch１），下部検出（ch２），上下検出の加算によるもの（ch３）の比較を Fig 10に示す．上部検出では下方が，下部検出では上方の打点が少くなり scintigram も粗となり小さくなつてくるが，上下加算方式によれば positive shadow が上から下迄比較的均等な像として得られると共に rate 等の dow 設定の条件の許容範囲も大きく条件設定が容易である．

iv) lamino scan: 径 1.6cm，長さ6 cmの円筒に ^{131}I 3 μci/ml を封入し，positve schadow とし，深さ4 cm毎に45° の角度をとりA，B，C，Dと Fig. 11のように設置する．

上部検出のみによるものは (1)のようであるが，上下検出器の焦点をBに合わせて加算方式（Ⅱ）により rate down と cut off を大きくしてゆくと，焦点附近以外の positives shadow は消失し，Bのみの像が得られ，焦点附近の lamino scintigram が得られる．

3) **3″φ scanner と PHTO/Gamma camera と2対向 5″φ scanner** による organ phantomによる比較．

Fig. 9 Comparison with phantom examination, the scintigrams by countings of the upper detector and by sums of the countings of the upper and lower detectors.

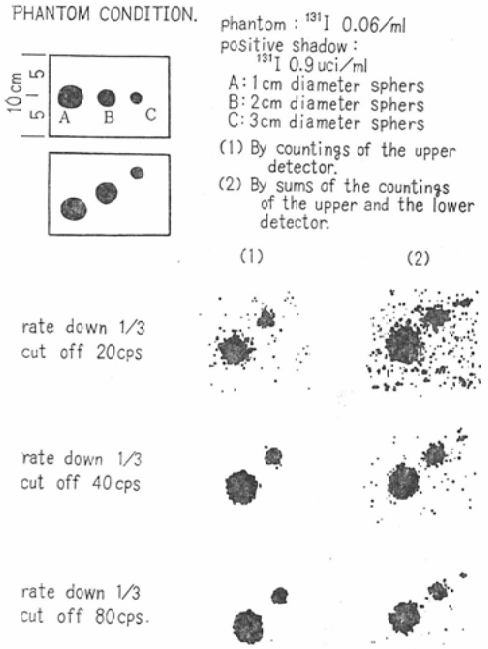
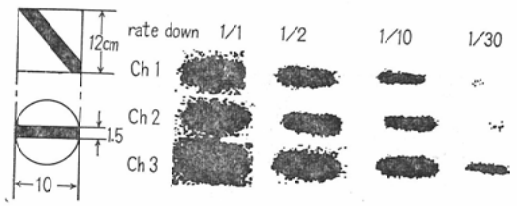
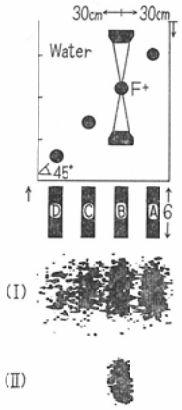


Fig. 10 Comparison of upper and lower and add scintigram.
131I 3 μci/ml. 364±40KeV. Scan speed 35 cm/m Cut off 25 cps Rate down 1/1, 1/2, 1/10, 1/30.
Ch 1 : Upper scintigram. Ch 2 : Lower scintigram. Ch 3 : Add scintigram.



machlett-alderson organ scanning phantom liver scan を使用し，198Au colloid 300μci/ 1,400 ml にて得られた中で最もよく描記されていると思われるscintigramは Fig. 12の如くであり，3″φ scanner (A). 3″φ scanner (B). PHTO/Gamma camera より良い像が得られ Tumor も最少の1

Fig. 11 Lamino scintigram.
Positive shadow 1.6 cm cylinder 131I 3 uci/ml. 364 ± 40 KeV. Scanning speed 35 cm/m
(Ⅰ) upper : rate down 1/1 cut off 15 cps (Ⅱ) Add : rate down 1/4 cut off 32 cps



cmφ 迄明らかに描出されている．

IV 結　語

1966年10月，島津製作所の協力により完成した2対向 5″φ scintiscanner の概要，特長，改良点，有効性に就いて述べたが，3″φ scanner との比較は酷であり，その有効性については言を待たない．有効性について要約すれば次の通りである．

1) 3″φ よりＲＩの投与量が少くてもよい．

2) スキヤンスピードを早くすることが出来る．

3) スキヤンの設定条件が大きく容易である．

4) 解像力のよいシンチグラムが得られる．

5) 上部検出型スキヤナーより上下加算型の方が非常に有利である．

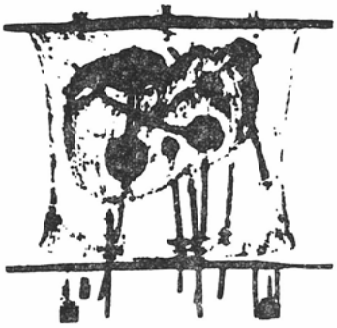
6) 加算方式でポヂチブ像については断層効果を認めるが，ネガチブ像では認められない．

7) 種々の手技のスキヤンニングによるシンチグラムを検討することは診断的価値が大きい．

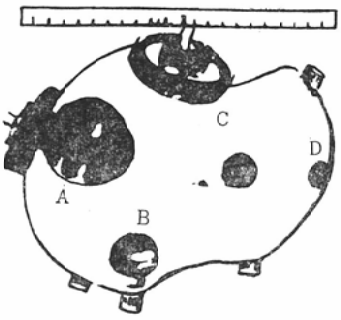
8) 本装置の最少認知能は 0.1 μci/ml のファントームでネガチブ像は 0.6cmの円筒，ポヂチブ像は上記ファントーム中3 μci/ml にて 0.5cm迄シンチグラムに描記可能である．

Fig. 12 Machlott-Alderson organ scanning phantom liver scan scintsgram pattans.
300 μci/1400 cc of ^{198}Au collid.
C : 2 cm D : 1 cm diameter sphers.
Negative schadow A : 4 cm B : 3 cm

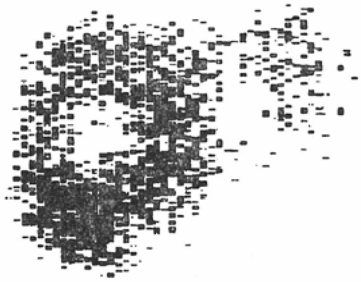
Entire view of tumor set up in liver for scan.



Tumor position of organ phantom

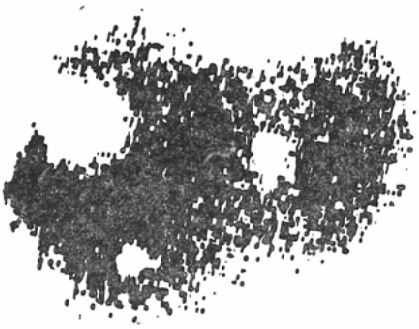


Taken with 3"φ scanner A.
Single. collimater 19holes 60c/m
50% Sup 0.2sec TF 8.

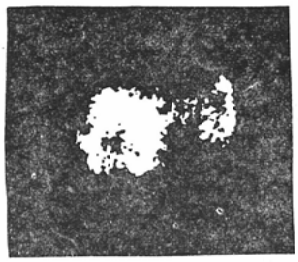


Taken with 3"φ scanner B.
Single. collimater 37holes F: 9cm
412=50Kev rate down 1/3 cut off 25cps
scan speed 50 cm/m

Taker with 5"φ scanner
Add. collimater 109holes F:20cm+F:20cm
412±40Kev rate down1/3 cut off 18cps
maximum count rate 120 cps
minimum count rate 48 cps
scanning speed 50 cm/m



Taken with pho/gamma scintillation camern
Exposure time 4minutes, collimater 1,000 holes.



稿を終るに臨み，装置の製作企画に御尽力下さつた本学外科教室故篠井教授に深謝すると共に，御校閲を賜わりました恩師岡本十二郎教授に謝意を表します．又，製作面を担当された島津製作所の上柳，中西，戸田，坂口氏，並びに実験に協力された本学がんセンターRI検査部の大里，山垣内，藤田，水谷，渡辺，小橋，徳田氏に感謝します．

本文要旨は，日本医学放射線学会第3回臨床シンポジウム部会，第6回核医学会，第26回日本医学放射線学会総会，第187回放射線学会関東部会に於いて発表したものである．

文　献

1) Allen, H.C. Jr., Libby, R.L. & Cassen, B.: J. clinic, Endocrinol 11, 492, 1951.
2) Levy and Okezie, Oii: J. nucl Med 4, May 1963.
3) D.E. KuHL: Medical Radioisotope Scanning, IAEA. Vol 1964.
4) K. Hisada. et.: Radiology vol. 88 No. 1 January 1967.
5) International Atomic Energy Agency: Medical Radioisotope Scanning Vol. I April. 1964.
6) International Atomic Energy Agency: Medical Radioisotope Scanning Vol. II April 1964.
7) 久田：最新核医学，金原出版，7月，1967.
8) 安河内，木下：核医学，医学書院，10月，1967.
9) 筧ら：臨床核医学，朝倉書店，10月，1967.