

Title	ラジオアイソトープレノグラムの基礎的研究
Author(s)	油井, 信春
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1967, 27(3), p. 331-343
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19272
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

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

Osaka University

ラジオアイソトープレノグラムの基礎的研究

千葉大学医学部放射線医学教室(主任 笥 弘毅教授)

油 井 信 春

(昭和41年10月24日受付)

A Fundamental Study on Radioisotope Renogram
(An Approach to the Standardization of the Renogram Equipment)

by

Nobuharu Yui

Department of Radiology, Chiba University School of Medicine

(Director: Prof. Dr. Hirotake Kakehi)

The radioisotope renogram is one of the most popular functional tests of the kidney, and the theoretical approach of the quantitative analysis has been tried by many authors. But no generally acceptable method of analysis has appeared. It seems that the hindrance of the development of quantitative analysis lies mainly in the insufficient data taken by the not-standardized or imperfect instrumentations.

Though there are many factors that influence on the radioisotope renogram, equipment is the most important factor among them. The standardization of the renogram equipments was investigated in this paper using the renal phantoms and patients. The assembly of the equipment and its application to the patient are as follows;

- 1) The larger the size of the NaI crystal, the more the sensitivity. The crystal of $2''\phi \times 2''$ is about five times as sensitive as that of $1''\phi \times 1''$ in the similar geometric conditions.
- 2) The thickness of the lead shield should be enough to reduce the counts of the 1-131 photopeak from outside of the visual field to less than one percent of those from the visual field.
- 3) The whole kidney should be included within the complete visual field of the collimator, while any part of the opposite kidney and the bladder should be excluded from the incomplete visual field.
- 4) To make measurement at the photopeak of 1-131 decreases the influence of the body background.
- 5) Concerning the time constant of the rate-meter, two seconds is the most advantageous with regard to the immediate response and the less statistical error.

目 次

1. 緒 言

2. 目 的

3. 研究方法及び結果

- 1) 実験器具及び装置
- 2) NaI 結晶の感度について
- 3) 結晶周囲の遮蔽について
- 4) コリメーターについて

5) 計測法について

6) 測定距離及び照準について

7) 時定数について

4. 考 按

5. 結 語

6. 文 献

1 緒言

放射性同位元素を用いる腎機能検査法のひとつ

であるラジオアイソトープレノグラム（以下レノグラムと略す）は1956年「Taplin 等¹⁾による¹³¹Iダイオドラストによる方法が発表されて以来、その手技の簡便さ、被検者の受ける苦痛の少なさ及び短時間の内に検査が終了し、しかも直ちに結果が分るという有利さから広く一般に用いられるようになった。その後標認化合物として更に優れた¹³¹Iヒップランが導入され Nordyke²⁾, Whitey³⁾, Winter⁴⁾ 等による報告が行なわれて以来、レノグラムと云えば専ら¹³¹Iヒップランによるものとされ多くの臨床面での報告が Krueger⁵⁾, Witcowski⁶⁾, Quinn⁷⁾, Isley⁸⁾, DeMaria⁹⁾, Sheer¹⁰⁾, Maede¹¹⁾, Taplin¹²⁾, Fromhold¹³⁾, Sherwood¹⁴⁾, Johnson¹⁵⁾ 等により行なわれて来たが更にその曲線を理論的に定量的分析を試みた Hirakawa¹⁶⁾, Brown¹⁷⁾, Blautox¹⁸⁾, Dore¹⁹⁾, Coe²⁰⁾, Kutka²¹⁾ 等の報告もある。しかしながら多くの優れた分析法も広く一般に活用されているとは云い難いのが現状である。その大きな理由のひとつは測定条件が一定でなく、曲線そのものが使用する装置や測定法により変わったものとなるので各自のところで行ったレノグラムについてしか分析法が適用出来ないことと、測定法の検討が充分になされていない点にあると思われる。レノグラムを定量的に分析しようとするには先ずその基礎となる測定法が十分に正確な値の得れるものでなければならぬし、それが一般に広くどこ施設でも用いることが出来るためにはあまり特殊な大掛りのものであつてはならない。測定法がある一定の条件で統一されれば相互のデータの比較も可能となり分析も容易となろう。勿論、正しい測定法が唯一つしかなく、すべてそれに従わなければならないとすることは非常に困難なことであるが、ある基準となる範囲を決めてその中の条件で行うということならば可能なことと思われる。

2 目的

レノグラムに於ける曲線の形が測定に用いる装置、検出器と被検者との位置関係等により変わってくることは多くの人々が認め Bodfish²²⁾, Tau-

xe²³⁾²⁴⁾, Nordyke²⁵⁾²⁶⁾²⁷⁾, Steavens²⁸⁾ 町田²⁹⁾, 鴛海³⁰⁾ 等により基礎的な面での検討がなされているがその結果はまちまちであり更に検討を加える必要があるかと思われる。そこで人体躯幹及び腎を模したファントームを作成し、レノグラムに影響を及ぼす因子の中で特に使用する装置によるものを検討し、現在我が国に於いて一般に用いることが可能な、出来るだけ有利な、正確な計数値の得られるような測定法を見出そうとした。レノグラムに影響を及ぼす因子としては次の如きものが考えられる。

1. 計測装置

- 1) 検出器 (Na I 結晶の大きさ, 鉛遮蔽の厚さ)
- 2) コリーター
- 3) 計測方法 (integral, differential 等)
- 4) 時定数
- 5) 描記方式 (記録紙の速度, linear scale 又は log. scale)

2. 測定距離及び照準

3. 生体

- 1) 体位及び固定
- 2) 腎の大きさ, 形及び位置
- 3) 躯幹の大きさ
- 4) 前処置

4. 投与アイソトープ

- 1) 投与量と比放射能
- 2) 注入容積と注入速度
- 3) R I 薬物の純度

以上のうち3の生体には個人差があり、又同一人でも体位により腎の位置などが異なることがあるが測定に用いる装置は大部分の患者に適用出来るものであり、どのような体位のときでも出来るだけ正確に測定可能のものでなければならぬ。4のアイソトープは現在殆んど¹³¹Iヒップラン以外は用いられていないので、一応¹³¹Iヒップランによるレノグラムということに限定する。以上のような条件で腎にある¹³¹Iのγ線の強さを体外より如何に正確に測定出来るかということをも1及び2について検討しようとするものである。

3 研究方法及び結果

1) 実験器具及び装置

実験を行うために Fig. 1 の如き身体及び腎ファントームを作成した。身体ファントームは厚さ20cm, 巾30cm, 高さ40cm 中に18l の水を入れることが出来る。標準の大きさの腎ファントームとして長さ11cm, 巾5cm, 厚さ4cm 容積180ml のものを作成した。腎の大きさについては林³¹⁾による日本人の腎計測値及び千葉大学医学部放射線科に於ける ²⁰³Hg ネオヒドリンによる成人の腎シンチグラムの計測値によつた。ファントームはいづ

れも外廓はアクリル樹脂製で腎ファントームは身体ファントーム中の任意の位置に固定出来る。他に小腎ファントームとして長さ5.5cm, 巾3.5cm, 厚さ2.5cm, 容積50ml のもの及び大腎ファントームとして長さ13.5cm, 巾6.5cm, 厚さ5.5cm, 容積430ml のものを用意した。

計測装置

東芝製メディカルスペクトロメーター及びスクリーン。

大倉電機製レコーダー

検出器 1インチ直径×1インチ及び2インチ直径×2インチ NaI 結晶。

コリメーター (Fig. 2)

No.	Type	結晶の面積	長さ	先端の面積
No.1	Rectangular Type	2.5cmφ	7cm	6cm×8cm
No.2	Conical Type	2.5cmφ	2.3cm	3.0cmφ
No.3	Conical Type	2.5cmφ	6cm	5.5cmφ
No.4	Conical Type	2.5cmφ	10cm	9.5cmφ
No.5	Cylindrical Type	2.5cmφ	7cm	2.5cmφ

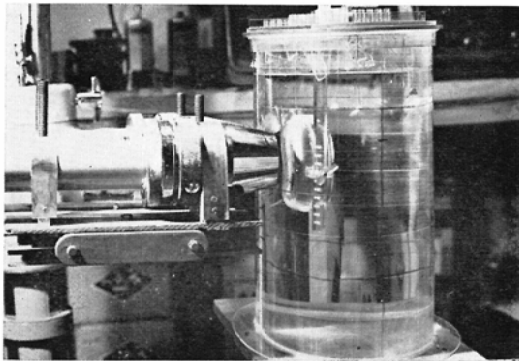
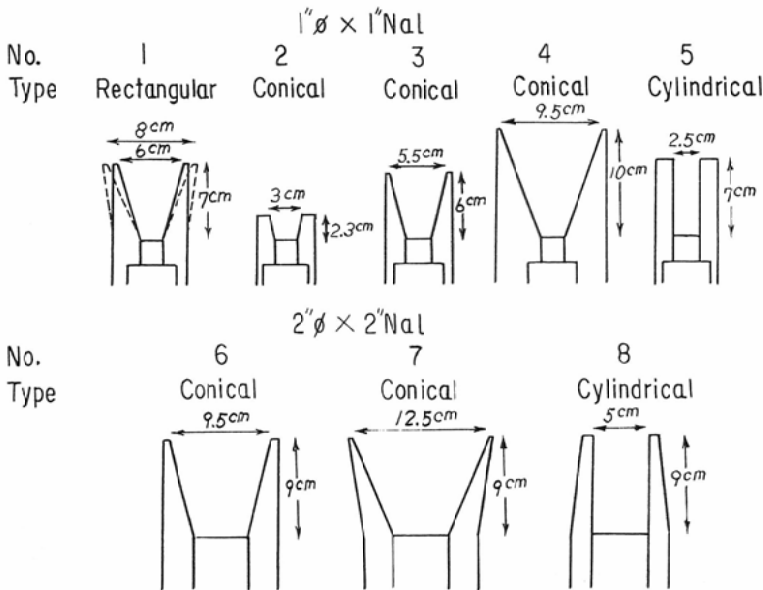


Fig. 1 Phantom of body and kidneys.

Fig. 2 Collimators.



No.6 Conical Type	5 cmφ,	9 cm,	9.5cmφ
No.7 Conical Type	5 cmφ,	9 cm,	12.5cmφ
No.8 Cylindrical Type	5 cmφ,	9 cm,	5 cmφ

使用 R I ¹³¹I 及び Mock Iodine

2) Na I 結晶の大きさと感度について

現在レノグラムに用いられる Na I 結晶は殆んど 1''φ×1''及び 2''φ×2''である。感度の面からは当然 2''φ×2''の方が有利と考えられるが Winter³²⁾ の如く 1 インチ直径の方が幾何学的に有利だとするものもある。しかし一方では 3 インチ直径のものが腎の大きさに近いから幾何学的に有利と考えるものもある (Tauxe²⁹⁾。日本人の場合両腎の中心間距離はほぼ 12cm 程度と考えられるから 3 インチ直径の結晶に十分な遮蔽を行ない。支持器を付けると腎の中心に照準出来ない恐れがある。それ故一般には 1 インチ直径又は 2 インチ直径を用いることが適当と考えこの両者の感度を比較した。線源は ¹³¹I の 1 ml の標準線源と 180 ml の腎ファントームに入れたもので測定を行な

Table 1 Comparison of sensitivity of 1''φ×1'' and 2''φ×2'' NaI crystals.

		Window		Base		
		360±30 Kev	250±50 Kev	300 Kev	200 Kev	100 Kev
1''φ×1''	Stand	100	100	100	100	100
	Kidney	90	88	88	87	91
2''φ×2''	Stand	580	530	670	630	490
	Kidney	500	490	590	550	420

Standard Source 1ml, Kidney Phantom 180ml
Distance 17cm
Counts of Standard by 1''φ×1'' NaI 100%

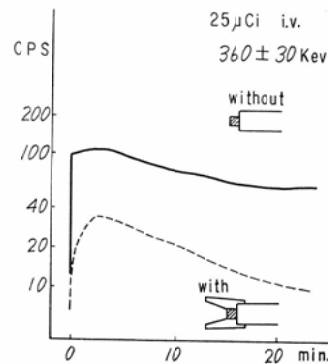
い 1''φ×1'', 2''φ×2'' 共に充分な視野の大きさのコリメーターを用い、線源と結晶面との距離を同じくした。線源はいずれも中心が身体ファントーム中の深さ 7cm のところにあるように固定した。Table 1 は 1''φ×1'' の結晶で標準線源を測定したときの計数値を 100% とし、1''φ×1'' にて腎ファントーム、2''φ×2'' にて標準線源及び腎

ファントームを測定した計数値をそれに対する % で表わしてある。計測法は 360keV のピーク及び 200~300keV を Window で、又 Base を変えて Integral で行つたがどのような計測法でも 2''φ×2'' は 1''φ×1'' の 5~6 倍の感度を有する。標準線源と腎ファントームの計数値の比はいずれも約 10 対 9 となつている。即ち標準線源に対する腎ファントームの計数の効率率は 1''φ×1'' と 2''φ×2'' では殆んど差が無いと云える。それ故 2''φ×2'' が 1''φ×1'' より特に不利になると云うことは考えられない。2''φ×2'' を用いれば同じ計数値を得るために投与 R I を約 1/6 に減ずることが可能であろうし、投与量が同じならば計数値は約 6 倍となり時定数を短かくとつても変動の少ない見易い曲線が得られるのではあるかに有利である。Na I 結晶は出来れば 2''φ×2'' のものを備えるのが望ましい。

3) 結晶周囲の遮蔽について

腎の R I 計測を行う場合、Na I 結晶は計測腎以外よりの γ 線の影響を出来るだけ少なくするために遮蔽を行う必要がある。遮蔽に用いる鉛を厚くすればそれだけ遮蔽能力が増すがあまり厚くすると左右の検出器を充分に近づけることが不可能になり腎の中心に完全に照準することが出来なくなろうし、重量も増して操作に不便となることもあろう。それ故遮蔽能力がどれ位あれば充分かということが問題となる。¹³¹I のピーク γ 線のカウントを 0.1% 以下に減ずるよう充分に遮蔽を行つた

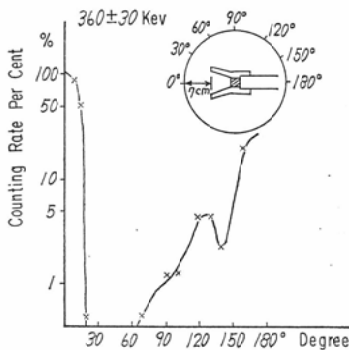
Fig. 3 Radiorenogram with and without lead shielding.



検出器と、全く遮蔽を行わない検出器で正常人のレントグラムをとってみると Fig. 3 の如く、遮蔽がない場合には計数値が3~7倍となっている。従ってコリメーターの視野外から入るγ線は視野内のγ線の2~6倍にも達する。レントグラムは主として腎内のRIのγ線を計測するのであるから視野内のγ線(腎からのγ線を含む)は視野外のγ線(膀胱、他側腎を含む身体バックグラウンド)の10倍以上であることが望ましいと考える。それには鉛遮蔽によりγ線を少くとも $1/60$ 以下に減弱せしめる必要がある。腎の機能が低下してRIの摂取状態が正常の $1/2$ 程度になる場合までを考慮に入れば遮蔽能力は少なくとも ^{131}I のピークγ線を100分の1以下に減ずる能力が必要と考えられる。

すでに甲状腺の ^{131}I 摂取率測定の場合には、そのコリメーターに対しIAEA(International Atomic Energy Agency)により ^{131}I の点線源で測定した場合、有効視野内では90%、視野外では後方の1立体角の15%以外は全て1%以下にする必要があるとの勧告が行なわれている⁸³⁾。レントグラムの場合にも鉛遮蔽はこれに準じたものが必要

Fig. 4 Directional efficiency of shielding for a point source of I-131.



であろう。勿論、甲状腺と腎とでは測定条件がかなり異なるので全く同じに考えるわけにはいかないが腎計測の場合すぐ近くに他側腎及び膀胱があり位置的にも躯幹のほぼ中位の高さにあつて身体バックグラウンドの影響も大きいので遮蔽能力は充分にあつた方が良く、やはり ^{131}I の点線源で

測定して100分の1以下になるだけの遮蔽能力が必要と考えられる。多くのレントグラム用のコリメーターは鉛の厚さが $1/2$ ~1インチ程度であるが、筆者が結晶前面と側面に於いて結晶中心より線源までの距離を等しくし、 ^{131}I の点線源で測定したところ側面に於いて前面の100分の1以下に減ずるには1.8cmの厚さの鉛を要した。そこで側面に於いて2cmの厚さを有するコリメーターを作成し、 ^{131}I の点線源を以つて結晶周囲の遮蔽能力を見たのが Fig. 4 である。結晶中心線源間距離は15.25cmとした。レントグラムの場合測定距離が短かいので視野内が全て90%以上というわけにはいかないが完全視野内にあればほぼ80%以上、完全視野と不完全視野の境に近いところで75%になる。遮蔽の行われている前側方及び側方では1%以下となっているが後方では光電子増倍管の周囲の鉛の厚さがやや不足したために遮蔽能力がやや落ちている。実際にレントグラムを行う場合には後方はあまり問題にならないようにも思えるが、検査室内で他の患者が移動したり注入後にまだ少しRIが残っている注射器を持ち歩いたりすることを考えれば後方にも十分な遮蔽を行つた方がよい。

4) コリメーターについて

レントグラムに影響を及ぼす因子の中でコリメーターは最も重要なもののひとつであると思われる。標識化合物として ^{131}I ダイオドラストが用いられていた頃にはその一部が肝に摂取されるためコリメーターの視野を小さいくして斜上方より腎を照準して肝の影響を出来るだけ少なくする方法がとられていた。また Bodfish²²⁾ はファントム実験により身体バックグラウンドの影響を少なくするためには視野の狭いコリメーターが有利だとしている。しかるに標識化合物として ^{131}I ヒツランが用いられるようになってからは肝の影響をあまり考慮に入れなくても済むことと、狭い視野のコリメーターでは照準を正確に行うことが困難なこともあつてむしろ広い視野のコリメーターを用いる傾向が出て来た。Nordyke²⁴⁾²⁵⁾²⁶⁾ は非常に大きな視野の Rectangular Type のコリメ

ーターを試作し、照準を blind で行う方法を発表している。しかし視野が大きいとそれだけ腎以外の部分が多く入ってくるのでただ大きくすれば良いというものではない。現在レノグラムに用いられるコリメーターは Rectangular, Conical, Cylindrical の三つの Type があるが、いずれの場合もそれが適するか否かということは腎をどれだけ正確に計測出来るかということとバックグラウンドをいかに少なく出来るかというふたつの面から検討されなければならない。実験には $1''\phi \times 1''$ Na I 用のもの 5 種、 $2''\phi \times 2''$ Na I 用のもの 3 種、合計 8 種のコリメーターを用いて比較検討した。

(Fig. 2)

i) 完全視野について

コリメーターが腎にある R I を正確に計測出来るか否かを比べるために、1 ml の標準線源と、それと同量の ^{131}I を含んだ 180 ml の腎ファントームとを水を満たした身体ファントーム中の深さ 7 cm のところに固定し各コリメーターを用いて計測し、標準線源と腎ファントームの計数値の比率を求めた。Table 2 はいずれも標準線源の計数値を 100% としたときの腎ファントームの計数値の百分率である。コリメーターの完全視野はいずれも線源のある位置に於いて No. 1 は縦 13.5 cm, 横 9 cm の長方形, 他はいずれも円形で直径が No. 2 は 4.8 cm, No. 3 は 9.5 cm, No. 4 は 14 cm, No. 5 は 2.5 cm, No. 6 は 13 cm, No. 7 は 18 cm, No. 8 は 5 cm となっている。完全視野が腎より大きい No. 1, 4, 6, 7 ではほぼ 90% となっている。コ

Table 2 Counting rate percent of kidney phantom to standard source with each collimator.

Collimator	$1''\phi \times 1''$					$2''\phi \times 2''$				
	—	1	2	3	4	5	—	6	7	8
360 ± 30 Kev	91	90	71	83	90	39	93	91	89	75
250 ± 50 Kev	92	89	73	84	91	42	94	93	93	79
100 Kev Base	90	89	72	82	90	42	92	93	92	78

Standard 1ml, Kidney Phantom 180ml
Each $^{10}\mu\text{Ci}^{131}\text{I}$ Depth of Source in Body
Phantom 7cm

$$\frac{\text{Counts of Kidney Phantom}}{\text{Counts of Standard}} \times 100 (\%)$$

リメーターを全く用いなくてもほぼ 90% であるから完全視野は腎より大きければあとはいくら大きくなっても腎計測に関しては同じである。従って必要以上に大きくすることは無駄である。計測法による差及び結晶の大きさの違いによる差は殆んど無い。完全視野が腎よりやや狭い No. 3 でも 80% 以上にはなるが充分とは云えない。視野の更に狭いものでは一層低い値しか得られない。腎を正しく計測しようとするには先ず完全視野が腎より大きいということが第一条件となろう。

次にバックグラウンドの面より検討してみる。一側腎と身体ファントーム (18 l) との両者に同量の ^{131}I を入れる。身体ファントームの比放射能は腎ファントームの比放射能の 100 分の 1 になる。このようにして腎ファントームを深さ 7 cm のところに固定して計測を行ない、腎ファントーム

Table 3 Counting rate percent of body phantom to kidney phantom with each collimator.

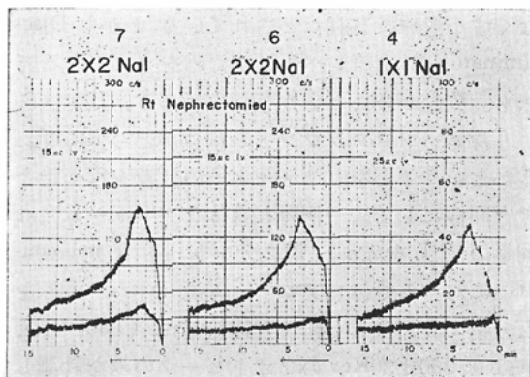
$$\frac{\text{Counts of Body Phantom}}{\text{Counts of Kidney Phantom}} \times 100 (\%)$$

NaI	$1''\phi \times 1''$						$2''\phi \times 2''$			
	—	1	2	3	4	5	—	6	7	8
360 ± 30 Kev	40.2	9.9	7.9	9.6	13.2	6.1	38.0	14.4	19.4	6.9
250 ± 50 Kev	43.5	12.0	10.4	12.5	15.5	10.1	40.5	19.2	23.2	12.8
100 Kev Base	42.8	11.5	10.1	11.8	14.8	9.9	40.2	17.6	22.2	11.2

の net counts を 100% として身体フロントームの net counts をこれに対する 100分率で表わしたのが Table 3 である。完全視野が大きいものは小さいものに比して身体バックグラウンドの影響が大きい。しかも大きければ大きい程身体バックグラウンドの影響を受ける割合が大きくなる。それ故コリメーターの完全視野は腎を充分に見込むだけの大きさがあればよく、それ以上大きくなると却って不利になる。しかし腎の大きさは個人差があり、呼吸性移動や照準を正確に行うことの難かしさを考慮に入れればやや大き目のものを使用した方が無難といえる。コリメーター No. 1 の縦の長さ No. 4 の直径はほぼ同じ位になるが身体バックグラウンドの影響は No. 1 の方が少ない。これは横方向が Rectangular Type の方が狭くなっているためと考えられ、この点で横方向の視野が不必要に大きくならない Rectangular Type の方が Conical Type より幾分有利と考えられる。1"φ×1" と 2"φ×2" の差は不完全視野の違いによるものと思われる。計測法では 360Kev のピークを測定することが一番バックグラウンドを少なく出来るがこの点については後に記す。

Fig. 5 はいずれも完全視野が腎よりも大きいコリメーター No.4, 6, 7 を使って右腎摘出を行った患者のレノグラムをとったものであるが No. 4 によるものは最初の立上りが割と低く、次のスロープがかなりあるのに対して No. 7 を用いたものは最初からかなり高い点に達し、それに続くスロー

Fig. 5 Radiorenogram with wide collimators.

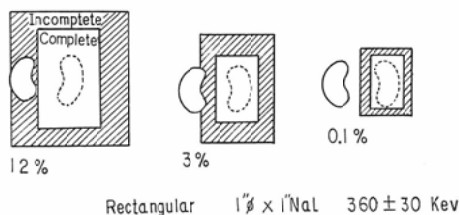


ブは割とゆるやかである。この場合腎の無い側にも反対側の影響で低い山が見られる。No. 6 は完全視野の大きさは No. 4 とあまり変わらないが不完全視野が大きいため前 2 者の中のような形となっている。このようにコリメーターの完全視野の広さの違いはレノグラムの形を変えると云える。

ii) 不完全視野について

不完全視野内にあるものは結晶面の一部しか見ないから計測値は低くなる。それ故測定しようとする腎はすべて完全視野内にあつて不完全視野内に入らない方がよい。一方測定しようとする以外

Fig. 6 Influence of opposite kidney in incomplete visual field, expressed as percentage to detected kidney counts.



のものが不完全視野内に入るときはバックグラウンドとなるから不完全視野は出来るだけ小さいものが良いと考えられる。同一コリメーターでも測定距離を変えることにより不完全視野の大きさを変えることが出来る。Fig. 6 はコリメーター No. 1 を用いて測定距離を変え、不完全視野内の他側腎の影響を見たものである。左右腎は同量の ¹³¹I を含み、計測しようとする腎の計数値に対して他側腎の計数値を百分率で示してある。不完全視野内に他側腎の一部が入ると 3%、殆んど全部が入ると 12% になる。もし他側腎の方が R I の摂取が著しく多ければその影響は更に大きなものとなる。他側腎以外の身体バックグラウンドの影響も増してくるであろうから不完全視野は出来るだけ狭いものが良いと云える。それにはコリメーターの深さ（先端より結晶面までの距離）をある程度以上にしなければならない。

Fig. 7 Changes of counts by differences of kidney sizes and positions.

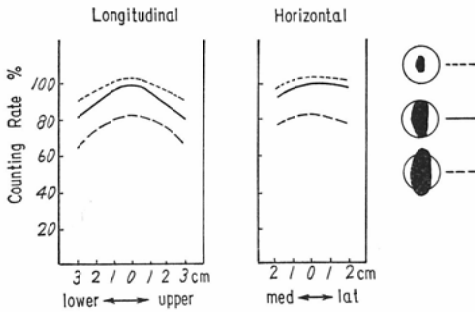
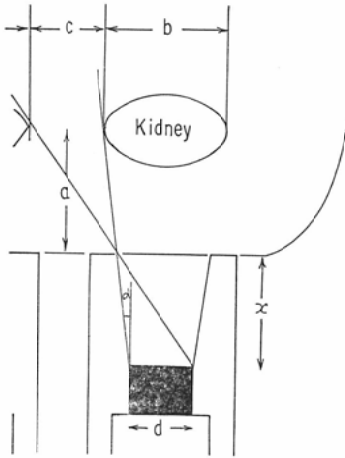


Fig. 8 Relation between flared angle and depth of collimator.



iii) 小括

コリメーターの完全視野は理論的には腎と丁度同じ大きさであれば良いと云えるが実際に用いるにはまだ問題が残る。それは腎の大きさが人により異なる点と、丁度良い大きさでもそれが全く狂いなく正確に照準することが非常に難しい点にある。腎ファントーム (180ml) の長径がコリメーター No. 3 の直径とほぼ一致するように身体ファントーム中の深さ 9cm のところにおき、これを上下左右 1cm 毎に移動させて照準を狂わせ、更に同様にして小腎ファントーム (50ml), 大腎ファントーム (430ml) で計測し、腎の大きさの違いと照準の狂いによる計数値の変化の割合を見たのが Fig. 7 である。この様に腎が大き過ぎる場合には計数値が低く出てしまうし、視野の大きさ

が良くとも照準がずれることにより計数値が低くなる。それ故、コリメーターを作成する場合には、その完全視野はやや大き目になるようにした方が無難と思われる。

一般にコリメーターの視野の条件としては完全視野内に腎が含まれ、他側腎及び膀胱が不完全視野内にも含まれないということが出来る。そこで Fig. 8 の如くコリメーターの深さを x とし、その開きの角度を α とすれば、横方向に関しては腎の背面よりの深さ a , 腎の巾 b , 両腎間短距離 c , 結晶直径 d として

$$\frac{b-a}{2(x+a)} < \tan \alpha < \frac{x(b+2c-d)-2ad}{2x(x+a)}$$

が成立し、これを解くことにより x と α を求めることが出来る。縦方向に関しては腎の巾の代りに長さ、両腎間最短距離の代りに腎下端より膀胱上端までの距離をとることにより同様にして求められる。この様にして求められるコリメーターの深さは縦横共通であるから両方を満足させるものでなければならぬが開きの角度は縦と横では異なり Rectangular Type のコリメーターとなる。 a, c には考え得る最小の値を、 b には最大の値をとることにより総ての腎をカバー出来るコリメーターが得られる。標準的なコリメーターを作成する場合には腎の深さを 7cm とし、巾を 7cm, 長さを 14cm, 両腎間最短距離を 5cm, 腎下端より膀胱上端までの距離を 5cm とつておけば大部分の患者について適用することが可能と思われる。

5) 計測法について

一般に計測法はフォトピークのみを Differential で計測するのがバックグラウンドの影響を少なくする意味で有利だとされている。しかし Discriminator で、あるレベル以下だけをカットする方法も計数値が多いという有利さがある。計測法により身体バックグラウンドの割合がどの様になるかということのコリメーターの比較を行つたときと同様にして、一側腎と身体ファントームと同量の ^{131}I を入れ、腎ファントームの net counts に対する身体ファントームの net counts を百分率で表わすことにより比較した (Table 4). やはり $360 \pm 30\text{Kev}$ のフォトピークのみを計測し

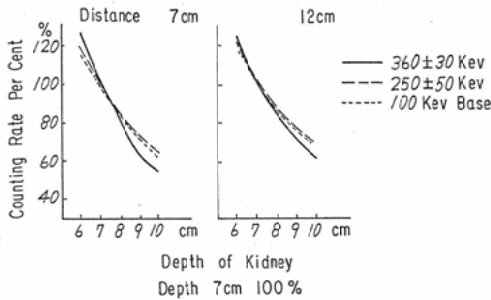
Table 4 Difference of body backgrounds by counting methods.

$$\frac{\text{Counts of Body Phantom}}{\text{Counts of Kidney Phantom}} \times 100 (\%)$$

Counting Method	Window		Base			
	Energy Kev	360±30	250±50	300	200	100
%		14.4	19.2	15.8	17.2	17.6

2"φ×2" NaI, Conical Collimator
 Kidney Phantom 180ml Body Phantom 181
 Each 10μCi ¹³¹I Depth of Kidney 7cm
 Distance from Crystal Face to Kidney 17cm

Fig. 9 Change of counts by differences of measuring distances and depths of kidneys.



た場合がバックグラウンドの割合が一番少なく、散乱線領域が入る 250±50Kev ではピークのみときの約 1.4倍となつている。100 Kev を Base として計測したときには約 1.3倍である。それ故身体バックグラウンドの影響を出来るだけ少なくするためには360Kev のフォトピークを Differential で計測するのが一番有利だと云える。しかしレノグラムはレートメーターで経時的に連続的に記録するのであるから計数値が多い方が変動の少ない見易い曲線が得られる。360±30Kev と 100 Kev Base とを比較すると計数値の割合はほぼ1対4になり後の方がはるかに多い。それ故一概に Differential だけが良いとは云い切れない。次に腎の深さの違いによつて計数値がどのように変化するかを見ると Fig. 9 の如く 360±30 Kev で計測した場合が最も変化が大きい。250±50Kev と 100 Kev Base では殆んど差が無い。しかしいづれも 360±30 Kev よりは変化は少ないと云える。それ故腎の深さの影響を少なくするためには

散乱線領域を含んだ計測法の方が極く僅かだが有利である。計測法は現在ではどれが良いかと断定することは困難であるが測定装置としてはいずれの計測法も可能なスペクトロメーターを備えることが望ましいと考える。

6) 測定距離と照準

腎を正確に照準することは非常に難しいことである。又、腎の深さは人によつて違うため同量の ¹³¹I を摂取した腎でも計数値が異なることが考えられる。そこで照準をはずさないためと腎の深さの影響を出来るだけ少なくするために Ncrdyke⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾ はコリメーターの先端より結晶面までの距離の長い、視野の大きなコリメーターを用いれば良いとしている。又、Tauxe⁽²⁴⁾ は DuBois の式を用いて身長と体重より体表面積を出し、これより腎の深さを求めれば95%は1cm以内の違いであり、結晶面よりコリメーター先端までの距離を22cmとすれば計数値の変化は10%以内だとしている。しかし実際には腎の深さは人によりもつと違いがあると思われる。例えば腎盂像影に際し断層撮影を行つてみると腎盂の最もよく現れるのは5cmから8cm位までの間で一定していない。そこで測定距離を離れたときに腎の深さの影響をどれ位少なく出来るかを普通の測定距離で行う場合と比較してみなくてはならない。Fig. 9は普通にコリメーターの先端を背面に密着させた場合(結晶面より背面まで7cm)と、更に5cm離れたときの腎の深さの違いによる計数値の変化を、腎の深さ7cmのときの計数値を100%として示してある。測定距離を少し位離しただけでは殆んど差が無いことが分かる。照準をはずさないために遠くするという一方では身体バックグラウンドの影響が増し、又、測定距離が遠くなることによつて計数値が少なくなるからむしろ不利な面の方が多いように思われる。現在のところではコリメーターについて記したような方法で結晶面よりコリメーター先端までの距離のとり得る最も短い値をとつて作成し、そのようなコリメーターを背面に密着させる方法が最もよいと思う。

7) 時定数について

レートメーターの時定数をどれ位にとれば良いかということも大きな問題のひとつである。レノグラムの最初の急激な立ち上がりの部分を正確にとらえるには時定数を短かくとり、記録紙の速度も上げた方が有利であろうし、その後続く部分はむしろ時定数を長くとつた方が曲線は変動が少なく、記録紙の速度も遅くしておいた方が全体をひと目で見る事が出来て有利である。Witcowski⁶⁾, Quinn⁷⁾, Isley⁸⁾ 等は最初の部分のみを時定数0.5秒、記録紙速度毎分12インチ(30cm)でとり Vascular Plateau に達したら時定数を2秒から10秒程度にし、記録紙速度も毎時12インチとして臨床例にも使っているが、レノグラム全体を一定の時定数、記録紙速度で通そうとする場合には両方の目的を満足させるような条件でセットしなければならない。Fig. 10は左右の時定数をそれぞれ

Fig. 10 Time constants are setted at 0.5sec. (left) and 10 sec. (right).

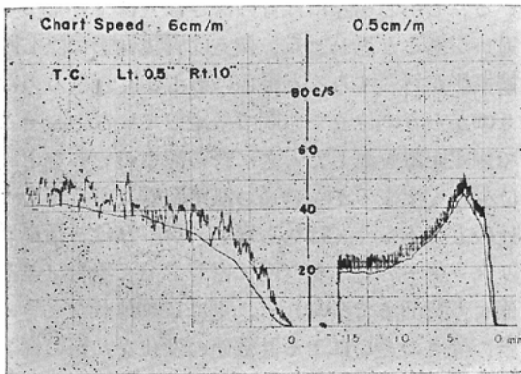


Fig. 11 Intial spikes with different time constants.

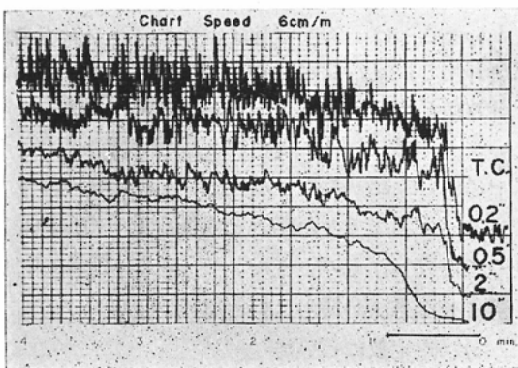
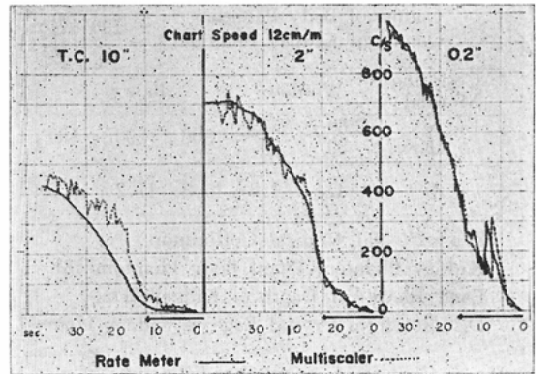


Fig. 12 Comparison of initial spikes by rate meter and multiscaler.



0.5秒、10秒にしてとつたレノグラムである。全体を通じて10秒にした方が変動が少なく見易い曲線となっているが最初の立ち上がりがやや遅れていることが分かる。左側に最初の部分だけを記録紙の速度を毎分6cmに上げてとつたものを示してあるがこれだと一層遅れがよく分かる。次に同じ腎を他の測定条件を変えないで時定数だけを0.2, 0.5, 2, 10秒と変えて最初の部分だけをとつたのが Fig. 11である。これを見ると0.2~2秒では最初に急激な立ち上がりがあつてその後急に勾配がゆるやかに変わるのに対し、10秒では最初からゆるく上昇して移行する点にはつきりしない。即ち時定数が長すぎたために遅れが出てしまつて最初の急速な変化に追従出来ていない。時定数0.2~2秒の間では形の差は殆んど無いからこの中では計数値の変動の少ない2秒を選ぶべきであろう。次にレートメーター方式では時定数をいくら短かくとつても遅れは出るのだから実際には正確に追従出来ていないのではないかという疑問が残る。Hine等³⁴⁾はレートメーターでは正確な計測は出来ないとしてマルチスケーラーを用い、4チャンネルのマグネティックテープに記録することを試みている。そこでレートメーター方式で記録紙の送り速度を毎分12cmまで上げ、時定数を変えて最初の部分のみをとり、同時にマルチスケーラーを用いて0.1秒毎の計数値を記録して、その計数値の変化をレートメーター方式と同一の記録紙上にプロットして比較してみた (Fig. 12)。時定

数が0.2秒、2秒の場合には曲線は殆んど完全に両者が一致しているのに対し、10秒ではかなり遅れが見られる。これによりレートメーター方式でも時定数が2秒までならば速い変化にも十分に追従が可能であり、全体を一定の時定数で通す場合にも2秒にとつておけば正確で変動のあまり多くない、見易い曲線が得られよう。記録紙の送りの速度は全体を一定の速度で通すならば毎分0.5~2cmが良いと思われる。特に最初の立上りを詳しく分析しようとするならば毎分6cm或いはそれ以上の速度が必要であろう。

4 考按

レノグラムは腎機能検査法として定性的なものから定量的分析を試みる方向に進みつつある。曲線より機能を数字的に、量的に出そうとするにはどうしても正確な測定法によらなければならないし、測定法についての基礎的な検討がなされなければならない。レノグラム測定の際の難しさはその目的とする腎が躯幹の割合深い位置にあり、その高さ、深さ、大きさ等を正確に知って外部より検出器を正確に照準することの出来ない点にある。しかも普通腎は左右にあつてあまり離れていないから分腎機能を知るためには他側腎の影響を受けないようにしなければならない。理想的には患者により各々適したコリメーターをいちいちとりかえて行えば良いのであろうがそのようなことは現実には不可能に近いので、大部分の患者に適用出来るような測定法をある範囲を以つて決めておくことが心要と思われる。患者を使つて基礎実験を行うことは条件を一定に保つことが難しく、又データが正確か否かの判定も困難なので、ほぼ標準の日本人に近い身体躯幹及び腎を模したファントムを作成して実験を行った。NaI結晶の感度、結晶周囲の遮蔽、コリメーター、計測法、測定距離、時定数等について実験を行い一応の結果は得られたと思うがまだ未解決の点も多い。NaI結晶では用い方によつては3インチ直径でも使用が可能であるかも知れないし、それに適した遮蔽やコリメーターも作り出せるかも知れない。又腎

の深さにより計数値が変わる点は現在のところ外部より正確に腎の深さを知ることが困難だけに大きな問題として残ろう。この点については何等かの方法で腎の深さを推定し、それによる補正を行うような方法を今後検討したいと考えている。描記方式が直線か対数かという問題はコリメーターと時定数の条件が正しければ計数値そのものは変りがないのであるから目的によつてどちらでも選ばばよい。又体位によつてレノグラムが変わるということもあるが腎そのものの大きさや形が著しく変化することは考えられないので装置はどのような体位でも使用可能と考えられる。ただどのような体位にも応じられるような支持装置が必要となるだけである。分析を行うために検出器を更に1個或いは2個用いて心臓部或いは膀胱部等に当てることが行なわれているが今回は腎測定についてのみ検討した。血中或いは尿中にあるRIの放射能の強さを検出して量的に表わそうとするには、又それに適するような測定法の検討を行う必要がある。

5 結語

1) NaI (TI) 結晶は、1"φ×1"のものより2"φ×2"のものの方がはるかに有利である。同じような幾何学的条件で約5倍の感度を有するので tracer dose を $\frac{1}{5}$ に減ずることが可能である。

2) NaI 結晶周囲の鉛遮蔽は有効視野外の ^{131}I の360Kevのピークγ線を百分の1以下に減ずる能力を有することが望ましい。それは計測腎以外の身体部分よりのγ線が計測腎の10倍にも達することが考えられ、これを100分の1以下に減ずることによつて視野外の影響を10分の1以下に保つことが出来るからである。検出器の後方も出来るだけ完全に遮蔽することが望ましい。

3) コリメーターは、その完全視野が腎を充分に見込む大きさがあり、しかも幾分余裕を持たせた方がよい。しかし過大になることは不必要ばかりでなく却つてバックグラウンドが増すことにより不利となる。不完全視野は狭い方が良く、この中に他側腎、膀胱が入らないことが望ましい。そのためにはコリメータの深さがあまり浅くなら

ないようにしなこればならぬ。

4) Differential 計測法でピークγ線のみを計測すれば身体バックグラウンドの影響をもつとも少なく出来るが腎の深さの違いによる計数値の変化は最も大きい。散乱線領域を含んだ計測法では身体バックグラウンドは増すが、腎の深さの違いによる変化はピークγ線のみを計測した場合より少ない。

5) 測定距離は少し位離しただけでは腎の深さの違いによる計数値の変化は解決出来ない。却つて計数値が少なくなつたり、身体バックグラウンドの影響が増す等の不利な点が多い。測定は条件の良いコリメーターを用いて先端を背面に密着させて行うのが良い。

6) レートメーターの時定数は2秒以下ならば最初の立上りの速い変化も充分忠実に記録が可能である。10秒では明らかに遅れが認められるから、実験した範囲内では確率誤差を考え合わせると2秒が最も良い。

(本論文の要旨又は一部は第23回及び第25回日本医学放射線学会及び第5回核医学総会に於いて発表した。)

稿を終るに臨み、御指導、御校閲を賜つた恩師筑弘毅教授並びに、恒に御教示を頂いた有水昇講師、内山晁講師、三枝健二助手並びに放射線医学教室各位に厚く感謝致します。

文 献

- 1) Taplin, G.V., Merdith, O.M., Kade, H. and Winter, C.C.: The radioisotope renogram. *J. lab. clin. med.* 48 (1956), 886.
- 2) Nordyke, R.A., Tubis, M. and Bland, W.H.: Use of radioiodinated hippuran for individual kidney function tests. *J. lab. clin. med.* 56 (1960), 438.
- 3) Whitely, J.E., Witkowski, R.L., Meshan, I. and Felts, J.H.: Experimental comparison of ortho-iodohippuric acid and iodopyracet in renal function evaluation. *Radiology.* 76 (1961), 464.
- 4) Winter, C.C., Nordyke, R.A. and Tubis, M.: Clinical experience with a new test agent for the radioisotope renogram; sodium ortho-iodohippurate ^{131}I (Hippuran ^{131}I). *J. urol.* 85 (1961), 92.
- 5) Krueger, R.P., Sanders, A.P., DeMaria, W.

- and Baylin, G.S.: Analysis of the radio-
renogram curve. *Am. J. Roent.* 86 (1961),
819.
- 6) Witkowski, R.L., Whitely, J.E., Meshan, I.
and Painter, C.W.E.: A method and param-
eters for the analysis of renal function by
external scintillation detector technic. *Radiol-
ogy.* 76 (1961), 621.
- 7) Quinn, J.L. III: The accelerated vascular
phase of radioisotope renogram in renovas-
cular hypertension. *Am. J. Roent.* 90 (1963),
135.
- 8) Isley, J.K., Baylin, G.J., DeMaria, W.J.A.,
Shape, K.W. and Sanders, A.P.: The effect
of apprehension on the radiorenogram. *Am.
J. Roent.* 90 (1963), 141.
- 9) DeMaria, W.J.A., Krueger, R., Sanders, A.P.
and Baylin, G.J.: Tubular loading as a
means of improving the radiorenogram. *Am.
J. Roent.* 90 (1963), 157.
- 10) Sheer, K.E., Zumwinkel, K. und Taeger, F.:
Auswirkung der Strahlentherapie auf der
Nierenfunktion. *Nucl. Med. Vol. III* (1963).
- 11) Maede, R.C. and Franklin, D.A.: Results
of a standardized hippuran renogram. *J. nucl.
med.* 4 (1963), 446.
- 12) Taplin, G.V., Dore, E.K. and Johnson, D.E.:
The quantitative radiorenogram for total and
differential renal blood flow measurements. *J.
nucl. med.* 4 (1963), 404.
- 13) Fromhold, W. und Pfeffer, K.H.: Das Radio-
renogram, sein Wert und seine Bedeutung für
die Beurteilung von Nierenerkrankung. *Rad.
biol. ther.* 5/4 (1964), 441.
- 14) Sherwood, T., Freeman, T. and Jaekes, A.M.:
The clinical "renogram" as a guide to renal
function. *Brit. J. Rad.* 37 (645), 441.
- 15) Johnson, P.C. and Odom, D.D.: Adia-
gnostic score useful for evaluating the renogram of
hypertensive patients. *J. nucl. med.* 5 (1964),
180.
- 16) Hirakawa, A. and Corcoran, A.C.: ^{131}I -Iodo-
hippurate excretion and quantitative formula-
tion of radioisotope renogram. *J. lab. clin.
med.* 61 (1963), 795.
- 17) Brown, F.A., Gelber, R.H., Youkeles, L.H.
and Bennett, L.R.: Quantitative approach
to the ^{131}I -renogram. *J.A.M.A.* 186 (1963),
211.
- 18) Blaufox, M.D., Owis, A.J. and Owens, C.A.:
Compartment analysis of the radiorenogram
and distribution of hippuran ^{131}I in dogs. *Am.
J. physiol.* 204 (1963), 1059.

- 19) Dore, E.K., Taplin, G.V. and Johnson, D.E.: Current interpretation of the sodium iodohippurate ^{131}I renocystogram. *J.A.M.A.* 185 (1963), 925.
- 20) Coe, F.L. and Burke, G.: A theoretical approach to the ^{131}I -hippuran renogram. *J. nucl. med.* 5 (1964), 555.
- 21) Kutka, M., Gilardi, R. and Semprebene, I.: Theoretical study of radiohippuran renogram. *Int. J. appl. rad. isot.* 15 (1964), 213.
- 22) Bodfish, R.E. and Nicolas, E.R.: Studies of collimation and filtration in ^{131}I -renography. *Am. J. Roent.* 84 (1960), 861.
- 23) Tauxe, W.N., Hant, J.C. and Burbank, M.K.: The radioisotope renogram (ortho-iodo-hippurate ^{131}I). Standardization of technique and expression of data. *Am. J. clin. path.* 37 (1962), 567.
- 24) Tauxe, W.N., Maher, F.T. and Hunt, J.C.: The isotope renogram as a test of renal function. Dynamic clinical studies with radioisotope. p. 383. U.S. atomic energy commission. 1964.
- 25) Nordyke, A.R.: The radioisotope renogram; advances in test substances and procedure. *J. nucl. med.* 3 (1962), 67.
- 26) Nordyke, R.A. and Toucher, A.: The radiohippuran renogram. Enhanced reproductibility by change in instrumentation and patient position. *J.A.M.A.* 183 (1963), 440.
- 27) Nordyke, R.A., Rigler, R.G. and Strode, W. S.: Radioisotope renography. *Am. J. Roent.* 88 (1962), 311.
- 28) Steavens, W.E.: The set up for a renography program. *Am. J. Roent.* 88 (1962), 317.
- 29) 町田章平 : ラジオアイソトープレノグラムの研究, 日本泌尿器科学会雑誌, 52 巻, 11 号 (1961), 971.
- 30) 〇海良彦 : ラジオアイソトープレノグラムの研究, 日本医学放射線学会雑誌, 25 巻, 4 号 (1965), 298.
- 31) 林香苗編 : 日本人並に日本畜産医学実験動物の解剖学及び生理学計数 (1956).
- 32) Winter, C. C.: Further experiences with radioisotope renogram. *Am. J. Roent.* 82 (1959), 862.
- 33) IAEA consultants meeting on the calibration and standardization of thyroid radioiodine uptake measurements. *Acta isotope* 1. 309 (1961).
- 34) Hine, G.J., Farmelant, M.H., Cardarelli, J.H. and Burrows, B.A.: Four channel magnetic tape recording and digital analysis of radiohippuran renal function test in normal subjects. *J. nucl. med.* 4 (1963), 371.