



Title	微分スキャニング：装置の試作とその応用
Author(s)	前田, 辰夫; 竹井, 力; 岡崎, 正道
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1970, 30(3), p. 287-290
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19137
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

微分スキャニング

— 装置の試作とその応用 —

九州大学医学部放射線科学教室

前田 辰夫 竹井 力 岡崎 正道

(昭和45年1月13日受付)

Differential Scan

by

Tatsuo Maeda, M.D., Chikara Takei, M.D. and Masamichi Okazaki, M.D.

Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyushu University, Fukuoka, Japan

(Director: Prof. Dr. H. Irie)

Visualization of space occupying lesions is the most important purpose of scintillation area scanning. Radioactivity on the borders of space occupying lesions distribute discontinuously. The purpose of this study is visualize only the contours of discontinuously distributed radioactivity on scintigram and to elevate the diagnostic value.

Methods

A new instrument for this purpose (differential circuit) has been designed. The fundamental principles of this circuit are as follows; the circuit contains 3 channel (A, B, C) electronic registers. Channel A memorizes the counts at one point (time) in the course of scanning, and then channel B memorizes the counts at the next point (time). After the memory of A and B registers, 50 KC oscillator counts the difference in memorized counts between A and B, and puts out the signal to scintigraphic recording systems. In the same way, one after another, the signal of different counts between 2 channel registers are put out. The counts of difference (ΔN) and memorizing time (Δt) are changable. As a result, the signal pass through the circuit when the $\frac{\Delta N}{\Delta t}$ get beyond the diffinite gradient.

Results

- 1) The result using of the new circuit have been as expected initially. The scintigram accentuated the contours of discontinuously distributed region in radioactivity. The differential scintigraphy can be used at the same time with conventional scanning.
- 2) 5-10 mCi of ^{99m}Tc or ^{113m}In is required and sufficient with in amount.
- 3) This circuit can also be used for analysis of dynamic integral curve.

ラジオアイソトープ・スキャニングにおける情報処理に smoothing, focusing, differential imaging, comparative imaging, dynamic imaging

等があげられる。従来、優れた人の眼の認識能によつて「レ」写真、シンチグラフィー等が視覚的に判断されてきたわけであるが、電子計算機を始め

とするいろいろの情報処理の方法はこれを更に正確に且つ客観的に判断しようとするものである。

われわれは、上記情報処理のうち differential imaging を行なうための簡単な回路をつくり、その応用について検討を加えた。初め、differential imaging によって臓器周辺部、あるいは限局性病変の様に R I の分布濃度の変化が激しい部分のみを客観的に描写せしめることを目標としたが、更に動能検査における曲線解析にも応用することに興味をもつた。臨床応用への基礎的研究の段階であるが、これまでの結果についての報告をしたい。

1. 装置のあらまし

Fig. 1)2)は試作した回路のブロック図および動作要領を示す。Fig. 3)は微分計測と実際の R I の分布との関係を示す図である。

この装置の作動要領について述べると、3チャネルのレジスターが一定の順序に従つて計数を記憶し、それぞれのレジスター間の計数差を読み出す様になっている。すなわち、始めは A、B、C の各レジスターは共に同一計数を記憶する。次の時点において A のレジスターを残して、B と C の

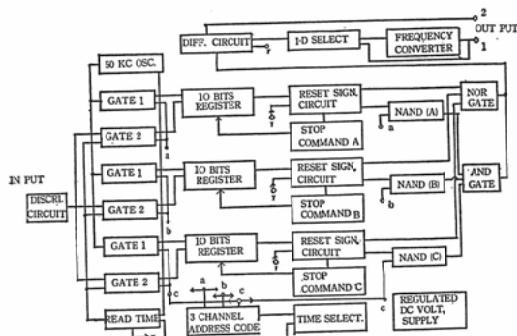


Fig. 1 block diagram of apparatus

RESIDUAL CHANNEL	O	A	B	C	A	B	C
MEMORIAL CHANNEL	ABC	BC	CA	AB	BC	CA	
DIFFERENTIAL CHANNEL	bCl	Ca	Ab	bc	ca	ab	
MEMORIAL TIME OF COUNTS	O	O	O	O	O	O	
READOUT TIME OF DIFFERENT COUNTS	O	O	O	O	O	O	
							→ T

Fig. 2 functions and sequences of electronic three channel registers

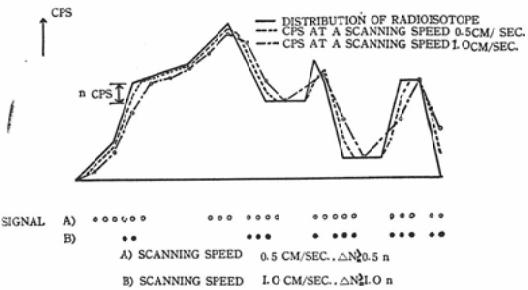


Fig. 3 schematic representation of distribution of radioisotope and measurements using new apparatus

記憶計数を比較読みをするが差がないので信号はない。次に記憶計数が 0 になつた B と C のレジスターに次の次点までの計数を記憶させ、C の計数と前の時点で記憶された A の計数差を出力信号として出す仕組くなつている。すなわち、 ΔN を 2つのレジスターの計数差とし、 Δt を計数記憶時間とすると $\Delta N/\Delta t$ の傾斜に従つて出力信号を送るわけである。ついで、0 になつた C と A のレジスターにさらに次の時点までの放射線能計数を記憶させて A と B の比較をする様な順序で作動する。

Δt は 0.5 秒、1.0 秒、2.0 秒の可変とし、 ΔN は 8, 16, 32, 64, 128 カウントの可変ができる様に試作した。又、出力は記録計へも取出しうるし、シンチスキャナの打点記録回路へも取出しうる様にした。スキャナの打点応答速度がおそいため周波数変換回路を追加する必要があつた。

2. シンチグラムへの応用

Fig. 4) は Alderson の肝ファントームに ^{99m}Tc 5 mCiを入れ、局在性病変の代りに 5 cm の球（直径）を前後の中心部においてのカメラ像である。Fig. 5) は同じもののシンチグラム像であるが、微分計数回路を通して行なつたもので、（仮称）微分シンチグラムである。（装置は神戸工業製のスキャナで NaI の大きさ $2''\phi \times 2''$ である）Fig. 6) 7) は甲状腺ファントーム（左葉に 2.5 cm 直径の欠損をもつ）の $5''\phi \times 2''$ スキャナによるシンチグラムおよび微分シンチグラムである。

シンチグラムに関しては、微分計数回路を用いることによつて特に診断能がよくなつたとは云え

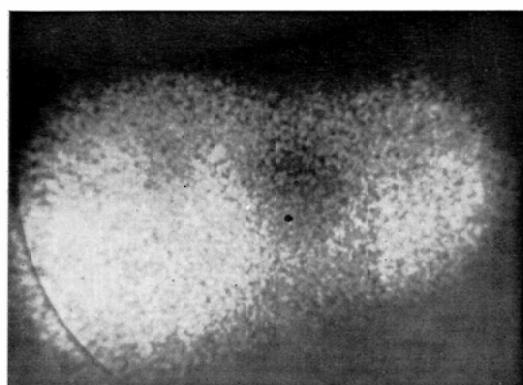


Fig. 4 scintiphotography of liver phantom

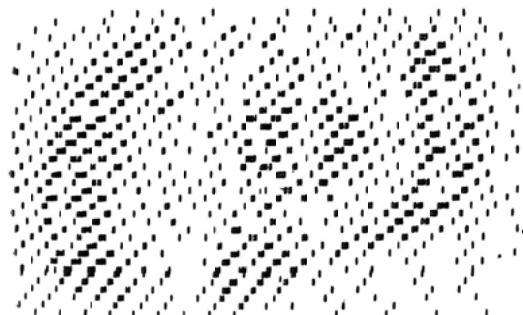


Fig. 5 differential scan of liver phantom



Fig. 6 conventional scintigram

ない。むしろ普通の方法によるものの方がよい。然しあら、辺縁部については微分スキャンも明瞭に描写しており、大いさも忠実に示している。又、スキャン方向と平行に近い境界線は不明瞭になつていて、又、感度が低いことも致命的であるが、 ^{113m}In , ^{99m}Tc 等を用いることによつて、実用的となる。記憶時間中には信号がないので、打点

群の間隔がみられるが、この空白を埋めるためには、レジスターの数をふやすことが考えられるし、レノグラムへの利用にも同じことが言える。

3. 動能機能検査への応用

Fig. 8(9)は前に用いた甲状腺ファントームに ^{131}I 100 μCi を入れたもののプロフィールスキャンで、A, B, Cが微分スキャンで、Cが積分スキャンである。この様に曲線で描かせると感度はよい、そこで考えられるのは、動態機能検査への

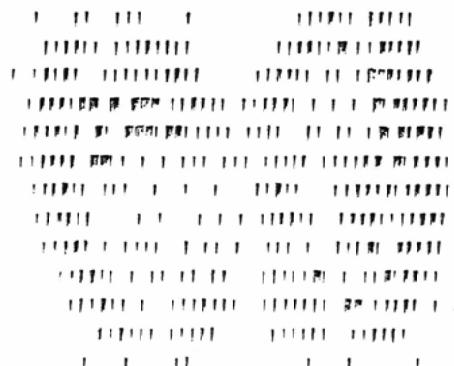


Fig. 7 differential scintigram

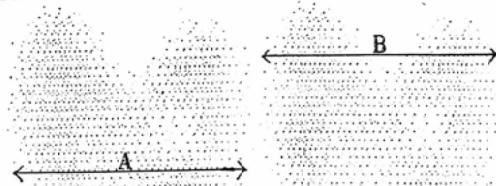
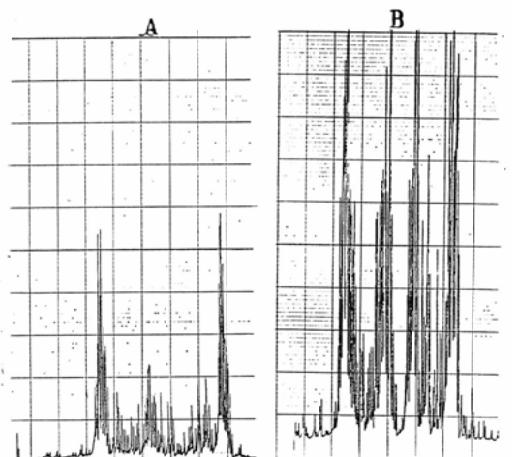
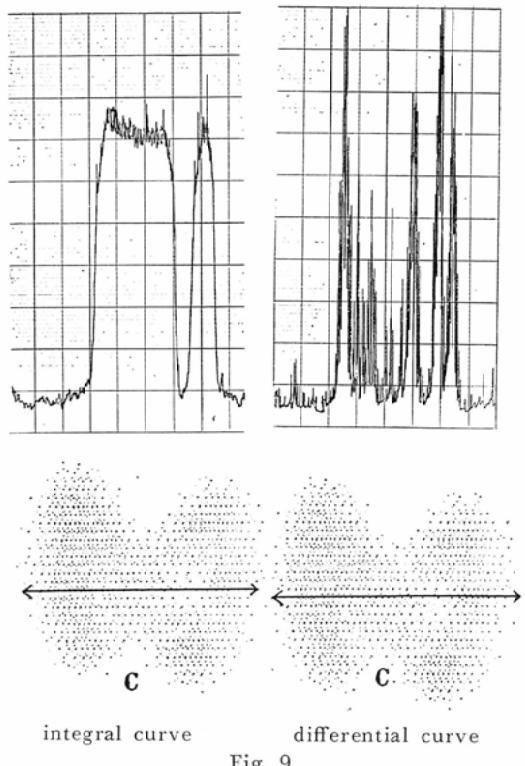


Fig. 8 differential curve



利用である。

Fig. 10) は W.H. Oldendorf が述べている transit time の測定原理を示す。Oldendorf は数学的に微分して脳の transit time を求めているが、われわれの装置をこれに利用できる。

Fig. 11) は健康人の radiocardiogram である。R I が右心に入り、肺循環にて、左心に帰り大循環にて行く変化が、すなわちpool transit time が容易に求められることがわかる。(この例では Δt は 0.5秒) 用いた R I は ^{131}I -Hippuran 300 μCi で検出器は 2"φ × 2" (NaI) である。この様な動態機能検査にも前述の如くレジスターを増やすことが要求される。

むすび

シンチカメラの普及、計算機利用と R I 診断に用いられる装置はますます大型化複雑化しているが、今でもなおスキャナの占める役割は大きい。スキャナで得られる情報をより客観化して、より良い診断をするための試みとして簡単な回路をつくり検討した。この様な考え方および方法が今後

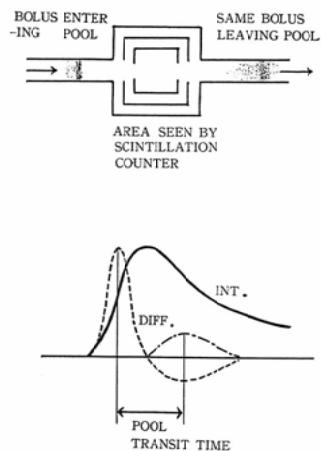


Fig. 10 principle of a methods of measuring the transit Time of RI bolus through a pool by external γ -ray detection (W.H. Oldendorf)

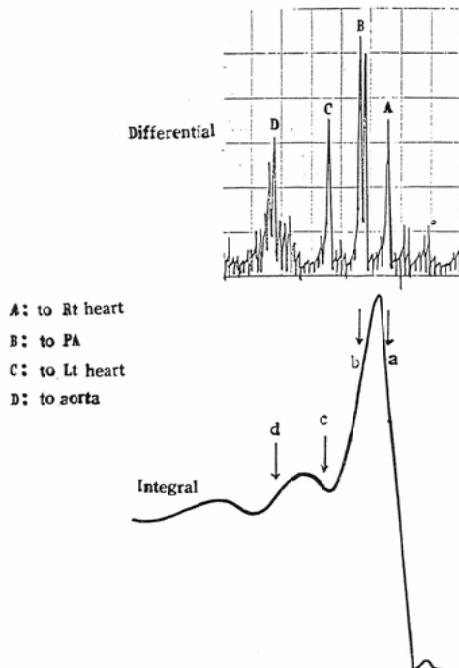


Fig. 11 radiocardiogram
の発展のために何かの参考になれば幸である。

文 献

- 1) Oldendorf, W.H.: J. Nuclear Medicine. 3, 1962, 382-398.
- 2) Nagai, Teruo and Iinuma, Takeshi: J. Nuclear Medicine. 9, 1968, 202-204.