さらに第n近似は（一般式）

$$g^{n}(x')=g^{n-1}(x')+\{g(x')-\int_{-\infty}^{\infty}g^{n-1}(x'-x)\cdot r(x)dx\}\cdots(11)$$

ここで，

$$h^{n}(x')\equiv\int_{-\infty}^{\infty}g^{n}(x'-x)\cdot r(x)\,dx$$

とおく．

$g^{n}(x')$が真の像$f(x)$に近づくにつれて，$\{g(x')-h^{n}(x')\}$は除々に1に近づくが，Fourier 変換法と同じように$g^{n}(x')$の雑音による振動が顕著になってくる．そこで以下の判定式によって適当な点で近似を停止する．

$$\{g(x')-h^{n}(x')\}^{2}<A$$

すなわち左辺がAよりも小さくなったときに近似を止める．

A は既定の数で主として$g(x')$中の雑音の大きさによって決定される．RI イメージ装置の場合には計数値の統計誤差によってきまる．

次ぎに2次元および3次元の像についての遂次近似の一般式を示す．

2次元の場合，

$$g^{n}(x'y')=g^{n-1}(x'y')+\{g(x'y')-\iint_{-\infty}^{\infty}g^{n-1}(x'-x,\ y'-y)\cdot s(xy)\,dx\,dy\}\cdots\cdots\cdots(14)$$

3次元の場合

$$g^{n}(x'y'z)=g^{u-1}(x'y'z')+\{g(x'y'z')-\iiint_{-\infty}^{\infty}g^{n-1}(x'-y,z'-y,z'-z)\cdot v(xyz)\,dx\,dy\,dz\}\cdots(15)$$

である．

6）遂次近似法の最終的な近似精度は$g(x')$および$r(x)$中の雑音によって決定される．$r(x)$は点線源の放射能強度を大きくすることによりかなり精度よく求めることができるが，$g(x')$は人体に投与できるRI量および測定時間に制限があるため，統計的変動が大きくなり近似精度の限界をきめる．

また(1)～(3)式においてr, sおよびvが位置に対して不変（invariant）であることを仮定したが，rなどは実際にはX・γ線のエネルギーに依存し，さらにrとsは線源の深さによって変化することが予想される．故に像を観測するさいは当然のことながら，全吸収ピークを使用すべきであり，かつ1次元ないし2次元のイメージ装置では点線源の位置によるrおよびsの変化が少ないように設計されたものを用いなければならない．

7）これらの方法を (a) profile scanning と (b) area scnning に応用して良好な結果をえた．とくに (a) の場合は^{132}Csおよび^{131}Iを人体に経口投与した後の体内分布に対し遂次近似を行ない3～5回の近似で，他所の実験データとよく一致する結果をえている．実験法および電子計算機のプログラムと計算法などについては別の機会に詳述する．

文献　1）たとえば加地，土井：極光，**20**：1, 1966.　2）Elias, P., Grey, D. S., & Robinson, D. Z.: J. Opt. Soc. Am., **42**: 127, 1952.　3）Beck, R. N.: Medical Radioisotope Scanning, **1**: 35, 1964. IAEM　4）Cradduck, T. D., Fedoruk, S. O. & Reid, W. B.: Phys. Med. Biol., **11**: 423, 1966.　5）竹中栄一：第6回日本核医学会抄録，**25**, 1966.　6）Harris, J. L.: J. Opt. Soc. Am., **56**: 569, 1966.　7）Skarsgard, L. D., Johns, H. E. & Green, L. E. S.: Rad. Res., **14**: 126, 1961.

＊

25.　ディジタル計算回路の多核種シンチスキャニングへの応用

松平正道　久田欣一　平木辰之助
（金沢大学放射線科）

メディカル・ユニバーサル・ヒューマンカウンター（MUHC）はそれぞれの核種からのγ線のフォトピークのみを上手に把えるならば，4核種までの多核種スキャニングを行なうことができる．また多核種スャニングの主目的は深さの異なる臓器の同時描画にあるから，等感度スキャニングは必要不可欠である．

将来の臨床応用を考慮し，^{198}Au，^{203}Hg，^{75}Seおよび^{197}Hgの4核種を選んだ．Alderson research lab. の臓器スキャニングファントームの肝，腎，膵，脾に各核種の適当量を注入し，外部計測によりスペクトルをとってみると，スペクトルに overlap がみられ，とくに低エネルギー領域においてはなはだしかった．

対向せる2本の検出器からの信号は4台の波高分析器にはいりさらにディジタルに計算回路に送られる．

^{198}Au フォトピークに合わせた第1波高分析器での計数値 A は^{198}Auからの真の値A_0と^{75}Seに由来する値（s_A S_0）との和である．同様に^{203}Hg，^{75}Se（低い方0.138

MeV), ^{197}Hg の各フォトピークに合わせた第2, 第3, 第4波高分析器での計数値 H, S, M についても同様のことがいえ以下の連立方程式が成立つ.

$$A = A_O + s_A S_O$$
$$H = a_H A_O + H_O + s_H S_O$$
$$S = a_S A_O + h_S H_O + S_O$$
$$M = a_M A_O + h_M H_O + s_M S_O + M_O$$

一般に係数2x はチャンネル Z における Z_Oに対するチャンネX における Z_O に基因する計数値の比を表わす. a_H, a_S, a_M, h_S, h_M, s_A, s_H and s_M はそれぞれ実験的に求めうる. 上の方程式を変形して,

$$A_O = A - s_A S_O$$
$$H_O = H - a_H A_O - s_H S_O$$
$$S_O = S - a_S A_O - h_S H_O$$
$$M_O = M - a_M A_O - h_M H_O - s_M S_O$$

A_O, H_O, S_O, M_O を計算しながらスキャンできるようディジタル計算回路を組込んだ.

えられた多核種スキャンは満足すべきものであった.

*　*　*　*　*

*　*　*　*