

シンチスキャナーの分解能表示及び シンチグラムのボケの除去

愛知県がんセンター研究所放射線部

奥 村 寛

(昭和44年5月8日受付)

The Resolution of the Scintiscanner and the Reduction of Unsharpness in Scintigrams by Fourier Transformation

by

Yutaka Okumura

Department of the Experimental Radiology, Aichi Cancer Center Research Institute, Nagoya

A counting rate curve for an expression of the scintiscanner was introduced. The curve shows counting ratio of the lesion to the normal tissue, which depend on relative activities and size of the lesion. As the counting rate curve indicates an ability of detection of the lesion, it is useful as the iso-response curve for evaluation of the collimator and the system response.

The unsharpness due to the collimator of the scanner was reduced applying the idea of the Fourier transformation. The correction was succeeded in the convolution integral of the scintigram and the correction function. The advantages of this method compared to the iterative calculation method are: 1) the correction is performed by one calculation, 2) an estimate of the effective improvement in the resolution can be made by correcting the point spread function. In this case the effective resolution distance was reduced by 50%.

1. 序論

シンチスキャナーの問題点の一つは分解能と感度の関係である。両者のうち一方の性能を高めようとする、他方のそれは低くなる。したがって実用されているスキャナーの分解能には限界がある。しかし、シンチグラムのボケは臨床上無視出来ない。ボケを除去する方法として繰返し計算によるものが報告されているが^{1,2)}、フーリエ変換の考えを用いても可能である³⁾。また分解能表示として等反応曲線があるが、使用上具体性がなく病巣検出能と密接な表示方法が望まれる。

この論文は分解能の新しい表示方法およびボケの除去の可能性について論ずる。

2. 分解能表示

分解能の総ての情報を示したものが点線源を用いて測定した等反応曲線(図1)である。焦点(等反応曲線の100%の点)の位置に半径 r_0 の球状をした模型病巣⁴⁾を考える(図2)。病巣のアイソトープ摂取率が大きい場合は、病巣の計数と周囲の健常部の計数との比は大きくなり、逆の場合は小さくなる。計数の比はスキャナーが決まれば病巣の大きさと、病巣および健常部のアイソトープ摂取率(比放射能)の比の関数である。焦点を原点として等反応曲線を $R(r, \theta, \varphi)$ で表現することにする。 r, θ, φ は三次元極座標の要素である。病巣と健常部の比放射能の比を a 対 b とする

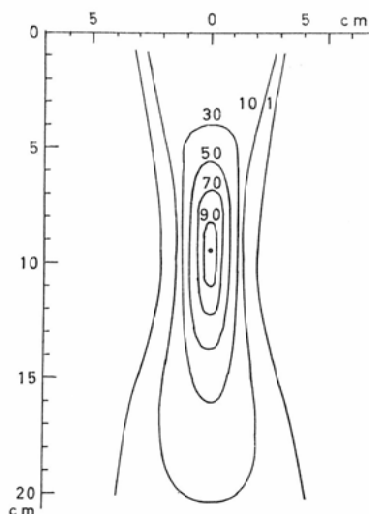


Fig. 1. Isoresponse curve measured with I-131 point source.

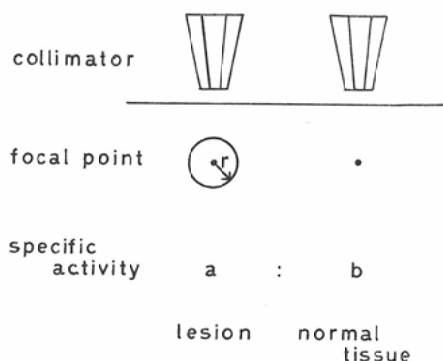


Fig. 2. Schematic lesion and its specific activity.

と計数比 (CR) は次式で与えられる.

$$CR = \frac{a \int_0^{r_0} \overline{R(r)} r^2 dr + b \int_{r_0}^{\infty} \overline{R(r)} r^2 dr}{b \int_0^{\infty} \overline{R(r)} r^2 dr} \quad (1)$$

ただし

$$\overline{R(r)} = \int_0^{2\pi} R(r, \theta) \sin \theta d\theta$$

r_0 は病巣の半径である. $R(r, \theta, \varphi)$ は軸対称であるので φ は無視できる.

図1の等反応曲線の場合の計数比を計算して結果を図3に示した. 比放射能の比をパラメーターにした. この一群の計数比曲線を新しい分解能表示とした.

この曲線は病巣の大きさが大きくなれば計数比は大きくなり, また病巣の比放射能が健常部のそ

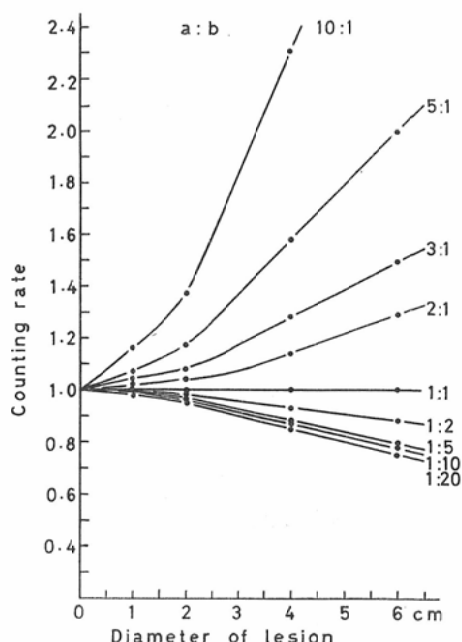


Fig. 3. Counting rate curves. a:b is ratio of the specific activity of the lesion to that of the normal tissue.

れより大きい場合 (hot spot) は, 小さい場合 (cold spot) にくらべて計数比が大きいことがわかる. 仮に測定時の最大計数を 400 カウントとすると標準偏差は 20 カウントすなわち 5% である. したがって計数比が 0.95 から 1.05 の間は病巣と健常部の計数の区分が難しいことになる. この計数比曲線から cold spot の場合は 2 cm 以上の病巣検出は難しく, 比放射能の比が 3 対 1 の hot spot の場合には 1 cm 以下の病巣の検出が難しいことがわかる.

3. フーリエ変換によるボケの除去

1) 一次元表示

測定しようとするアイソトープの分布を $f(x)$, 測定器 (コリメーター) の線像強度分布を $h(x)$, また測定されたアイソトープの分布を $g(x)$ とすると次の関数が成り立つ.

$$g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x') h(x-x') dx' \quad (2)$$

(2) 式にフーリエ変換を行うと

$$G(\nu) = F(\nu) \cdot H(\nu) \quad (3)$$

が得られる. ここで

$$G(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x) \exp(-2\pi i \nu x) dx$$

であり、 $F(\nu)$ および $H(\nu)$ も同様にして得られる。 ν は空間周波数を示す。(3)式より

$$F(\nu) = G(\nu)/H(\nu) \quad (4)$$

が得られ、求めようとする分布の周波数成分が得られる。実際には計算上種々の問題が生じて解けないので^{5), 6)}、関数 $I(\nu)$ を導入して近似計算をする。

$$I(\nu) = \begin{cases} 1/H(\nu) & \text{if } |\nu| \leq \nu_m \\ 0 & \text{if } |\nu| > \nu_m \end{cases} \quad (5)$$

ν_m は実験的に決められ、この論文では $H(\nu)$ が 0.1 になる点を選んだ。したがって (3)式より

$$F(\nu) \approx G(\nu) \cdot I(\nu) \quad (6)$$

となり、フーリエ逆変換により

$$f(x) \approx \int_{-\infty}^{\infty} g(x') i(x-x') dx' \quad (7)$$

を得る。 $i(x)$ はすぐに 0 に収束しないので実用上指数関数を乗じて収束させた。

$$j(x) = i(x) \exp(-ax^2) \quad (8)$$

最終的に

$$f(x) \approx \int_{-x_m}^{x_m} g(x') j(x-x') dx' \quad (9)$$

を得る。 x_m は $j(x)$ が 0 に近い値に収束し、実用上無視出来る点の x の値である。(9)式は測定値 $g(x)$ と修正関数 $j(x)$ とのコンボリューション積分により、アイソトープの真の分布が近似的に求められることを意味する。

2) 二次元表示

(2)式を極座標で表わすと次のようになる。

$$g(r, \theta) = \int_0^{\infty} \int_0^{2\pi} f(r', \theta') h(R) r' dr' d\theta' \quad (10)$$

ここで

$$R = \sqrt{r^2 + r'^2 - 2rr'\theta\theta'}$$

であり、コリメーターの分解能 (点像強度分布) $h(R)$ は角度に依存しない。修正関数は一次元表示で述べたように $h(R)$ のフーリエ変換より求められる。

$$H(\nu) = 2\pi \int_0^{\infty} h(r) J_0(2\pi \nu r) r dr \quad (11)$$

ここで $J_0(2\pi \nu r)$ は 1 種 0 次のベッセル関数である。 $I(\nu)$ は (5)式と同様に求めフーリエ逆変換を行なうことにより $i(r)$ が得られる。 $i(r)$ は (9)式によつて同様に变形される。したがって

$$f(r, \theta) \approx \int_{-r_m}^{r_m} \int_0^{2\pi} g(r', \theta') j(R) r' dr' d\theta' \quad (12)$$

となる。ここで r_m は x_m と同様に実験的に決められる。

3) 模型計算

上に述べた二次元表示の方法を用いてボケがどの程度除去できるか、ボケの大きさおよびアイソトープの分布を想定して計算した。

コリメーターの分解能は正規分布で十分近似できる⁷⁾ので半値幅 1 cm の正規分布とした。すなわち

$$h(r) = 0.833 \exp(-2.77r^2) \quad (13)$$

各々の定数は次の条件が満たされるように定められた。

$$h(0.5) = 0.5 h(0) \quad (14)$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_0^{2\pi} h(r) r dr d\theta = 1 \quad (15)$$

アイソトープの分布を最高強度が 1 で半値幅が 1 cm の正規分布、

$$f(r) = \exp(-2.77r^2) \quad (16)$$

を想定すると、測定値 $g(r)$ は (10) 式の積分より

$$g(r) = 0.5 \exp(-1.39r^2) \quad (17)$$

になる。

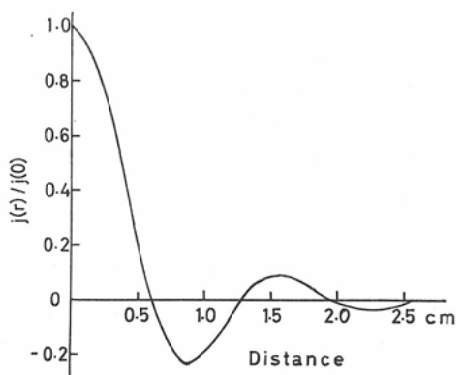


Fig. 4. Correction functionfunction $j(r)$.

図 4 に ν_m を 0.8 cycles/cm, また a を -0.179 として $j(r)$ を求めた結果を示した。積分はシンプソンの近似計算で行ない、 $\Delta r = 0.1$ cm, $\Delta \nu = 0.1$ cycles/cm とした。

図 5 に (12) 式の計算結果を示した。 $\Delta \theta$ は $\pi/2$ とした。図は見やすくするために原点で正規化した。修正された分布は原分布に近くなった。こ

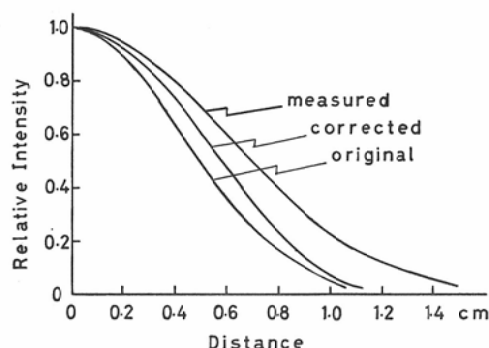


Fig. 5. Relative intensities of measured, corrected and original distributions.

れは分解能が2倍、すなわちボケの半値幅が半分になったことと同程度であつた。

4. 考察

分解能表示は、それが総てを表示していると同時に具体的に理解されやすいものが望ましい。前者を満たしているものとして等反応曲線がある。これは病巣検出との関係で具体性に乏しい。それ故後者に適したものを考える必要がある。計数比曲線は理想的な病巣模型を考えたものではあるが、検出しようとする病巣を考慮しているので具体的であり、実用上便利である。したがって等反応曲線および計数比曲線の二つを合わせて分解能表示とするのが適当である。一方今まで報告されているレスポンス関数⁸⁻¹¹⁾による表示は、数学上興味ある点を持っているが、実際は三次元の情報を二次元の情報に減らしているので好ましくない。

ボケ除去の方法は飯沼らによる繰返し計算が報告されているが^{1,2)}、フーリエ変換による方法のすぐれた点は次の二つである。(1)一回の計算ですむこと、(2)点像強度分布にこの方法を適用することにより、どの程度ボケが除去できるが個々の分布への適用の前にあらかじめ知ることができる。ここに述べた結果では分解能が二倍になったが、 ν_m , 4θ を変えることによりさらに分解能が向上すると思われる。

三次元の分布に関してもこの方法を発展させることができるが、現在のシンチグラム表示方法が二次元である以上、三次元の問題は根本的に考

なければならない。唯、現在のスキヤニングの場合、各深部の平均の分解能を用いることにより二次元の問題として処理できる。

この方法の甲状腺スキヤニングへの応用は別に報告する予定である¹²⁾。計算時間はIBM1800を使用した場合、ルーチンのスキヤニングデータ処理は15分に対し、ボケ除去計算は2分であり実用上問題はない。

5. 結論

シンチスキャナーの分解能表示として計数比曲線を定義した。これは病巣と健常部との計数比を示すもので、病巣の大きさと、比放射能との関数である。この方法は病巣検出能を示すので等反応曲線とともに実用的である。

フーリエ変換によるボケ除去の方法および可能性を述べた。この方法は原シンチグラムと修正関数とのコンボルーション積分によりボケを除去する。この方法の特長は、(1)一回の計算ですむこと、(2)点像強度分布にこの方法を適用することにより、あらかじめどの程度ボケが除去できるか知ることができる。模型実験によれば分解能は二倍になった。

文 献

- 1) Iinuma, T. A., and Nagai, T.: Image restoration in radioisotope imaging systems. *Phys. Med. Biol.* 12: 501-509, 1967.
- 2) Nagai, T., Iinuma, T. A., and Koda, S.: Computer-focusing for area scans. *J. Nucl. Med.* 9: 507-516, 1968.
- 3) Jones, R. A., and Coughlin, J. F.: Elimination of microdensitometer degradation from scans of photographic images. *Appl. Optics.* 5: 1411-1414, 1966.
- 4) Laughlin, J. S.: Personal communication.
- 5) Harris, J. L.: Image evaluation and restoration. *J. Opt. Soc. Am.* 56: 569-574, 1966.
- 6) Quitter, G.: On error propagation in the resolution correction. *Nucl. Instr. and Meth.* 39: 271-277, 1966.
- 7) Hine, G. J.: Evaluation of focused collimator performance II. Digital recording of line-source response. *Int. J. Appl. Rad. Isotopes.* 18: 815-823, 1967.
- 8) Craddock, T. D.: Assessing the performance of radioisotope scanning: Data acqu-

- isition. J. Nucl. Med, 9 : 210—218, 1968.
 - 9) Craddock, T. D., Fedoruk, S. O., and Reid, W.B.: A new method of assessing the performance of scintillation cameras and scanners. Phys. Med. Biol. 11 : 423—435, 1966.
 - 10) Gopala Rao, U.V., and Wagner, Jr., H. N.: Effect of an analog ratemeter on the modulation transfer function in radioisotope scanning. Radiology 88 : 505—508, 1967.
 - 11) Gregg, E.C.: Modulation, transfer function Information capacity and performance criteria of scintiscans. J. Nucl. Med. 9 : 116—127, 1968.
 - 12) Okumura, Y.: The application of the modulation transfer function to reduce unsharpness in scintigrams. (to be published.).
-