



Title	頭部組織重積計数値の組織別分離法 I. ファントーム実験
Author(s)	田中, 寛
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1976, 36(8), p. 710-718
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17615">https://hdl.handle.net/11094/17615</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

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

The University of Osaka

## 頭部組織重積計数値の組織別分離法

### I. ファントーム実験

京都大学医学部放射線医学教室（主任：鳥塚莞爾教授）

田 中 寛

（昭和50年9月8日受付）

（昭和51年5月27日最終原稿受付）

### A method separating of the tissue radioactivities from the integrated head tissues

#### Part 1. An Experiment on Phantoms

By

Hiroshi Tanaka

Department of Radiology, Kyoto University School of Medicine, Kyoto, Japan

(Director: Prof. Kanji Torizuka)

---

*Research Code No.: 705*

---

*Key Words: Gamma-ray spectrometry,  $^{99m}\text{TcO}_4$ , Brain*

---

Human tissues facing to a collimator were respectively looked as volume radiosources. A new method which could separate the tissue radioactivities by the use of gamma-ray spectrometry *in vivo*, was reported.

Scalp, skull and brain phantoms were made, and they were filled with  $^{99m}\text{TcO}_4$  solution except the skull phantom. The scalp and the brain isotope contents were separated from an external counting by the use of the mathematical calculation after the spectrometry. The separated results were in agreement with the measured contents.

Generally, the limitation of this separation technique was that before the spectrometry, a linear absorption coefficient and thickness of each tissue should have been given. But this limitation will be excluded by the information from a computerized transaxial tomography.

#### 緒 言

現在行われている臓器シンチグラフィは、コリメーターの照準部位の体内の全ての組織より生じた放射能を捕捉することによって臓器像を描出しようとするものである。例えば、脳シンチグラムでは頭皮および頭蓋骨よりの放射能が脳実質よりの放射能と重積していく、脳病変よりの信号を検

出する際に、脳以外の組織は、いわば生物学的バック・グラウンドないしは、雑音を形成している。いまもし頭蓋骨を無視して頭皮および脳の2組織について計数値がそれぞれ外部計測より得られるものであれば、各個についての画像が得られて、脳および頭皮の病変が検出される可能性が与えられる。

著者は、コリメーターに対して重積する生体組織をそれぞれ独立する容積線源とみなし、これらの各線源より生じた計数値を分離する方法について検討を加え、ガンマ線スペクトロメトリーが応用できることを見出した。そして頭皮ファントーム、頭蓋骨および脳ファントームより成るモデルを作り  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  を用いて外部からのスペクトロメトリーによつて、各ファントームの計数値を分離することに関して検討を加えたのでその成績を報告する。

### 理 論

Fig. 1 に示すように、線源が多重に N 個重なつているモデルを想定する。j 番目の線源が単独で存在するときの計数値を  $S_j$  とすると観測される

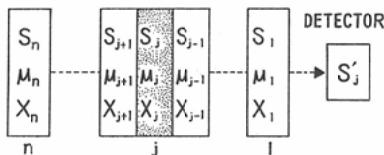


Fig. 1. Measurement of radioactivity from a source in integrated N-sources. Observed value  $S'_j$  of a radiosource  $S_j$  (absorption coefficient  $\mu_j$ , thickness  $X_j$ ).

計数値  $S'_j$  は図 1 に示すように (j-1) 個の線源すなわち吸収体で吸収を受けるので、 $S_j$  自身の自己吸収を除外すると

$$S'_j = S_j \cdot \exp\left(-\sum_{i=1}^{j-1} \mu_i X_i\right) \quad (1)$$

である。 $\mu_i$  は i 番目の吸収体のもつ線吸収係数、 $X_i$  はその吸収体の厚さである。

Fig. 2 で説明するが、二種のガンマ線  $\Gamma_1, \Gamma_2$  を発生する例えは  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  溶液（この場合は 140KeV のガンマ線と 18KeV の特性 X 線になる）のような 2 個の線源 A, B からの計数値をスペクトロメトリーを用いて分離する方法を考える。線源 A からは  $A_1$  および  $A_2$ 、線源 B からは  $B_1$  および  $B_2$  のガンマ線が放出される。外部計測において  $\Gamma_1$  については  $A_1$  と  $B_1$  との総計  $T_1$ 、 $\Gamma_2$  については  $A_2$  と  $B_2$  との総計  $T_2$  が得られる。しかし  $B_1$  および  $B_2$  については、線源 A が吸収体となり、これを通過しなければならぬ

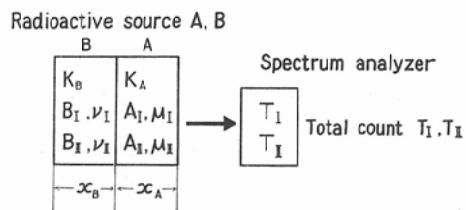


Fig. 2. Two sources model.  $T_1$  ( $\Gamma_1$ ),  $T_2$  ( $\Gamma_2$ ): CPM from a spectrometry.

$K_A, K_B$ :  $\Gamma_1/\Gamma_2$  from a source A, B.  $\nu_I, \nu_{II}$ : absorption coefficient of  $\Gamma_1, \Gamma_2$  for source B.  $\mu_I, \mu_{II}$ : coefficient of  $\Gamma_1, \Gamma_2$  for source A.  $x_A, x_B$ : thickness of source A's B.

ので、式 (1) を用いて被吸収後の量を知ることができる。さらに線源 A あるいは B より放出される  $\Gamma_1$  と  $\Gamma_2$  との比は、核種によつて、一定しているから下記の連立方程式が得られる。

$$\begin{aligned} T_1 &= A_1 + B_1 \cdot \exp(-\mu_1 \cdot x_A) \\ T_2 &= A_2 + B_2 \cdot \exp(-\mu_2 \cdot x_B) \\ K_A &\equiv A_1/A_2 \\ K_B &\equiv B_1/B_2 \end{aligned} \quad \left. \right\} (2)$$

これを解けば、 $A_1, A_2, B_1$  および  $B_2$  が得られるが  $\mu_1, \mu_2, K_A$  および  $K_B$  は与えられなければならない。

次に Fig. 3 に示されるモデルを考える。線源 scalp と線源 brain との間に吸収体 skull が挿入されている。このモデルで scalp を線源 A、brain を線源 B と考え、線源 brain は吸収体 skull, scalp すなわち  $S_2, S_1$  を通じて観測されるとみなす。

(1) および (2) 式を適用すれば、

$$\begin{aligned} \text{total } \Gamma_1 &= \text{scalp } \Gamma_1 + \text{brain } \Gamma_1 \\ &\quad \exp[-(\mu_1 X_{sc} + \nu_1 X_{sk})] \\ \text{total } \Gamma_2 &= \text{scalp } \Gamma_2 + \text{brain } \Gamma_2 \\ &\quad \exp[-(\mu_2 X_{sc} + \nu_2 X_{sk})] \\ K_{sc} &= (\text{scalp } \Gamma_1) / (\text{scalp } \Gamma_2) \\ K_{br} &= (\text{brain } \Gamma_1) / (\text{brain } \Gamma_2) \end{aligned} \quad \left. \right\} (3)$$

が得られる。 $\mu_1$  および  $\mu_2$  は  $\Gamma_1$  および  $\Gamma_2$  に対する頭皮の、 $\nu_1$  および  $\nu_2$  は  $\Gamma_1$  および  $\Gamma_2$  に対する頭蓋骨のそれぞれの線吸収係数であり、 $X_{sk}$  および  $X_{sc}$  はそれぞれ頭蓋骨および頭皮の厚さである。

式 (3) を変換すれば、

$$\begin{aligned} \left[ \begin{array}{l} \text{scalp } \Gamma_{\text{II}} \\ \text{brain } \Gamma_{\text{II}} \end{array} \right] = \\ \left[ \begin{array}{l} \text{Ksc Kbr} \cdot \exp[-(\mu_{\text{I}} X_{\text{sc}} + \nu_{\text{I}} X_{\text{sk}})] \\ 1 \quad \exp[-\mu_{\text{II}} X_{\text{sc}} + \nu_{\text{II}} X_{\text{sk}}] \end{array} \right]^{-1} \\ \left[ \begin{array}{l} \text{total } \Gamma_{\text{I}} \\ \text{total } \Gamma_{\text{II}} \end{array} \right] \quad (4) \end{aligned}$$

となつて、簡単な行列式となる。

$K_{\text{sc}}$ ,  $K_{\text{br}}$  は、それぞれ頭皮、脳ファントームに、無作為に選ばれた濃度のアイソトープ溶液を満して  $\Gamma_{\text{I}}$  および  $\Gamma_{\text{II}}$  についての測定を繰返すことから決定される。

### 実験材料

#### (A) ファントーム. (Fig. 3 参照)

厚さ、0.2cmのプラスティックを用い頭皮用としては厚さ 0.7cm面積9.30×9.30cmの直方体、脳用としては、長さ 9.30cmの立方体容器を作製した。頭蓋骨用には二体の死屍の頭頂骨で、平坦な

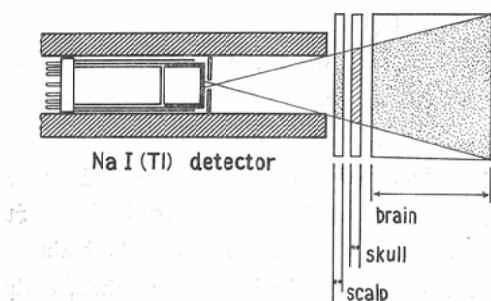


Fig. 3. Two radiosources and one attenuator. A block diagram of the phantom study.

個所を探し、平均厚さ0.77cmでコリメーターの開口部を充分に、おおう面積をもつているものを接着して作つた。頭皮および脳ファントームには、全く独立に  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  溶液を満して、実験を行なつた。

#### (B) 測定器 (Fig. 3 参照)

コリメーターは厚さ 5cmの鉛壁をもつ円筒（長さ約20cm）であるが、とくに側頭部での計測を意図して開口部は、縦長の橢円形になつていて、円に換算すれば、直径は 7.5cmである。

$\text{NaI}(\text{TI})$  結晶の直前には0.94cm直径の円形容器のもの 0.5cm厚の鉛製ダイヤフラムがある。 $\text{NaI}$

(TI) 結晶 (Harshaw Chemical 社製) は 7.62cm 径×5.08cm長で、0.81mmの Al 被膜でおおわれてゐる。

波高分析<sup>3,4)</sup>には Hewlett Packard 社製、400 チャネルの多重波高分析器を用いた。印加電圧として1365Vを設定し、Cs-137 の 661KeV ガンマ一線を用いての較正のあと  $^{99m}\text{TcO}_4^-$  の 140KeV ガンマ一線の計測には 120～165チャネルの光電ピークについてガウス分布を仮定し、その計数値からバック・グラウンドを減じた。18KeV 特性X線については見掛けの光電ピーク面積から、140KeV ガンマ一線のコンプトン散乱による連続分布とみなす45～55および65～80チャネルで決定される基底面積を減じて、真のX線計数値としたが、このためには、3カ所での計測が必要であった。

### 実験方法および結果

#### (A) 頭皮、頭蓋骨および脳ファントームの組合せで得られるスペクトルム

マルチ・チャネル波高分析器のディスプレイは任意のエネルギー域2個所について左右 100チャネルづつ選択できるので、左半分 (0～199チャネル) にX線、右半分 (120～219チャネル) にガンマ一線の光電ピークを示し定性的に観察した。点線源、頭皮のみ、脳のみ、(脳+頭蓋骨) および(頭皮+頭蓋骨+脳) の以上5個のモデルについて比較を行つた。ファントームを単独で用いても3個のファントームの相対的位置関係は保たれている。

Fig. 4 に5個のモデルに対する結果を示すが、点線源にくらべ容積線源はガンマ一線の光電ピークの主値が低エネルギー側へずれ、ピークは低く幅は広大になりこれに続く連続分布は背が高く、左方へ展開する。X線の光電ピークはガンマ一線の連続分布の上に積重なつてゐるが、点線源よりも、高さを減じ、しかも幅が広がつてゐる<sup>1)</sup>。脳からのX線についてはその自己吸収と距離の遠いことから、すでに減衰があるが、さらに頭蓋骨は、この程度のエネルギーでは、吸収が大であつて脳と頭蓋骨との組合せでは、観察不能であ

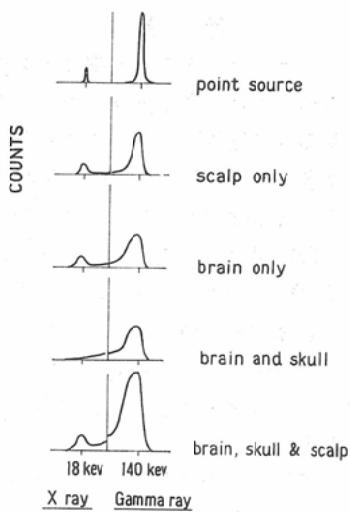


Fig. 4. Energy spectra of Tc 99m. Five spectra of the combinations of phantom or of a point source.

る<sup>11)12)13)</sup>。この事実から脳と頭蓋骨と頭皮との組合せで、検出されているX線は頭皮のみからの貢献であることが確認された。

(B) 外部スペクトロメトリーより、頭皮および脳ファントム計数値の分離

行列式(4)にあらかじめ単独に測定しておいた

$$K_{sc} = 0.0416 \text{ および } K_{br} = 0.0132,$$

$\exp[-(\mu_{II} X_{sc} + \nu_{II} X_{sk})] = 0.829$  および  
 $\exp[-(\mu_I X_{sc} + \nu_I X_{sk})] = 0.0$

を代入し、計測した total  $\Gamma_I$  と total  $\Gamma_{II}$  とを使って、頭皮カウントと脳カウントを分離した。この結果と頭皮および脳ファントム単独で得た実測値との間のパーセント誤差率を求めた。

Table 1 は外部計測より分離された頭皮および脳の計数率と単独で実測されたものとの比較を示すが、誤差率は、頭皮については 2.8%，脳については 3% であった。

### 考 案

コリメータに対して重積する生体組織をそれぞれ独立する容積線源とみなし、これらの各線源より生じた計数値をガンマ線スペクトロメトリーより分離できることを示した。しかし本組織計数値分離法は、各組織の厚さおよび線吸収係数が既知であることが必要である。この種の情報は E M I, A C T Aなどの Computerized transaxial tomographic scanner を用いれば、提供される可能性がある<sup>7)14)</sup>。すなわち Fig. 5 に示すように、スキャナの終了した時点で、あるコリメーターの規定する円錐状空間内での組織界面が区別され、組織の厚さは容易に判明する。また投与されるトレーサーのガンマ線エネルギーに近いX線実効ニ

Table 1. Total  $\Gamma_I$ ,  $\Gamma_{II}$ : CPM separated from a spectrometry. Observed scalp  $\Gamma_{II}$ , brain  $\Gamma_{II}$ : CPM from each phantom. Calculated scalp  $\Gamma_{II}$ , brain  $\Gamma_{II}$ : calculated CPM by using the author's method from the two volume radiosources model. n: the number of measurements. SD: standard deviation.

experiment	total $\Gamma_I$ CPM	total $\Gamma_{II}$ CPM	observed scalp $\Gamma_{II}$	calculated scalp $\Gamma_{II}^{**}$	error rate***	observed brain $\Gamma_{II}$	calculated brain $\Gamma_{II}^{**}$	error rate***
#1	2240	67007	52768	53850	0.02	16838	15881	0.05
#2	769	33033	18243	18487	0.01	16519	17557	0.06
#3	284	31387	6601	6823	0.03	29914	29649	0.01
#4	225	28711	5273	5419	0.02	27893	28114	0.01
#5	1828	77335	45079	43950	0.02	41989	40296	0.04
#6	673	32730	17230	16189	0.05	20079	19966	0.01
#7	370	43074	9225	8885	0.03	43352	41266	0.05
#8	756	61746	19020	18179	0.04	51712	52585	0.02

\* Scalp-source + Skull-attenuator + Brain-source

n 8

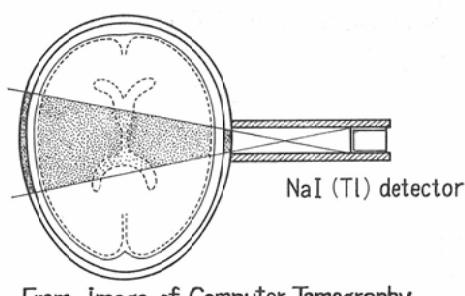
\*\* using the matrix (4)

mean 0.028

\*\*\* error rate =  $\left| \frac{\text{observed} - \text{calculated}}{\text{observed value}} \right|$

SD 0.013

SD 0.021



From Image of Computer Tomography

Fig. 5. Regional Tissue Blood Flow. A model for the regional tissue blood flow measurement by the use of the information from a CT scanner.

エネルギーを選んでおけばその組織の線吸収係数が推測され得る。

従つて著者の方にコンピューター断層の情報を利用すれば、局所組織血流量の、経時的な測定が“非観血的”に行えるものと考えられる。

放射能濃度については外部より計測する手段が無く不明であるが、線吸収係数については生体中で最大であり従つて自己吸収係数も最大であろうし、脳に比べて組織厚さは薄いなどの理由から頭蓋骨計数値は無視し得るものと仮定した。

頭皮および脳について一様な放射能濃度をもつと仮定し従つて線吸収係数が個々の組織中ではどの部分でも同一であるとみなしたことは $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を用いる限り原理的に2組織計数値しか分離できないのでこの点より要請される制約である。

### 結論

体外からのスペクトロメリーを利用してコリメーターに対して重積している組織についてこれらを独立な容積線源と認めて各線源の計数値を分離する方式を考案した。

本方式を検討するため、頭皮ファントム、頭蓋骨および脳ファントムからなるモデルを作り $^{99m}\text{TcO}_4^-$ を用いて計算値と実測値とを比較し良い一致を認めた。

しかし一般に生体組織からの放射能を外部計測より分離するためには、あらかじめ各組織が一様な固有の線吸収係数を持つと仮定し、これを与えなければならない制約がある。

### 付録

核種からのガンマ線の放出率は本来統計的に一定であるが、これが容積線源になると線源の形態および種類（組織差）によつて修飾を受けており、これは各ガンマ線の自己吸収係数の差から生じている。容積線源がコリメータ視野に対して充分大きくなれば位置の効果もある。自己吸収を受けたあとのがンマ線は他の吸収体（組織）での吸収係数の差のために、さらに修飾を受ける。ガンマ線スペクトロメトリーより得られるガンマ線の放出率は本来の放出率に上記の修飾を受けたものと考えられ、以上の過程を著者の人体計測を意図した特殊な測定系についてファントームを用いての測定より式化する。

以下に述べる近似式は測定値に変数変換を行い、グラフ上で直線性が得られると、最小自乗法にてこの直線を決定し作製した。その後近似式よりの計算値とともに実験値との間の一一致度を調べるためカイ自乗検定を行つた。

#### (A) 容積線源の厚さと計数値との関係

Fig. A-1 に示す如くコリメーター面に接し面積  $9.4 \times 9.4\text{cm}^2$  のプラスティック製容器を置き $^{99m}\text{TcO}_4^-$  溶液を満す。濃度は計測を繰返すたびに全く無作為に選んだ。コリメーターの視野はつねに一定であるから線源の形態は一定し容積は厚さで決まる。

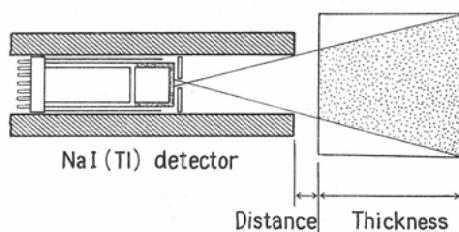


Fig. A-1. "Volume radiosource". Measurement of a volume radiosource.

容積の厚さは  $0.55, 1.25, 4.80, 9.30, 14.1$  および  $18.3\text{cm}$  の 6 種、計測回数は 5 ～ 9 である。線源の厚さ  $t$  を独立変数とし、このとき数値の計  $g_1(\Gamma_1), g_2(\Gamma_2)$  を従属変数と考え関数近似を行つた。

Table A-1. Gamma-1, -2 : ratio to CPM of  $\Gamma_1$ ,  $\Gamma_{II}$  at thickness 0.55cm. Calculated gamma-1, -2 : ratio from the approximate expression. d.f. : degree of freedom. chi sc. : Chi square test. P : critical region.

source thickness cm	gamma-1 arbitrary Unit			gamma-2 arbitrary Unit		calculated gamma-1	calculated gamma-2
	n	mean	SD	mean	SD		
0.550		1.0		24.7		1.0	23.7
1.25	5	1.47	0.057	45.4	0.568	1.43	43.5
4.80	9	1.90	0.066	105	2.62	1.91	101
9.30	9	1.92	0.054	158	6.05	1.91	142
14.1	5	1.91	0.108	172	7.56	1.91	171
18.3	5	1.92	0.081	178	7.09	1.91	190
				d.f.	5	5	
				chi sq.	0.0013	2.71	
				p	>0.995	>0.500	

結果は Table A-1 に示す如くファントームの厚さが増すと計数値は増加するが、直線的ではなく次第に増加率が減りついにはプラトーを示す。この状態が始まるのは、 $\Gamma_1$  では 4.8cm,  $\Gamma_{II}$  では 18.3cm の近傍にあつた。

従つて、近似式を作るに際し、 $\Gamma_1$  では変域を 2 分し曲線部分とプラート部分とに分けた。

すなわち  $\Gamma_1$  では

$$0 < t \leq 4.8 \text{ の場合} \\ g_1(t) = 1.314 \exp[0.3762(\ln t) - 0.0877(\ln t)^2] \quad (\text{A-1})$$

$$4.8 < t \text{ の場合} \\ g_1(t) = 1.91 \quad (\text{A-1})$$

$\Gamma_{II}$  では

$$g_2(t) = 37.11 \exp[0.7247(\ln t) - 0.0554(\ln t)^2] \quad (\text{A-2})$$

なる近似式が得られた。 $g_1(t)$  については有意水準 99.5% で、 $g_2(t)$  については 50.0% で計測値と近似式との一致性を否定することができない。

この実験は線源の自己吸収に関するものであるが、著者の用いたコリメーターと線源との幾何学的関係では容積の増え方が厚さに比例せず指數変換だけでは線形性が見出せず適合度を良くするためににはさらに対数および二次形式への変換が必要であつたが、 $g_2(t)$  については未だ適合性が良くない。

#### (B) 容積線源の位置と計数値との関係

Fig. A-1 に示す如く、容積線源（長さ 9.4cm のプラスチック製立方体容器 ( $^{99m}\text{TcO}_4$  溶液) をコリメーターの前面からの距離 0.00cm から 20cm まで 2 cm 每に後退させて  $\Gamma_1$  および  $\Gamma_{II}$  の計数値を得た。そして 0.0cm での計数値 (1.0) に対する各位置での計数値の比を求めた。また距離  $d$  を独立変数とし  $f_1(\Gamma_1)$ ,  $f_2(\Gamma_{II})$  の計数値を従属変数として近似式を求めた。

結果は Table A-2 に示す如く点線源ではなく容積線源であるから逆自乗則は成立しない。

$\Gamma_1$  では

$$f_1(d) = 1.026 \exp[-0.05957d + 0.00045 + d^2] \quad (\text{A-3})$$

$\Gamma_{II}$  では

$$f_2(d) = 1.022 \exp(0.00034d^2 - 0.07723d) \quad (\text{A-4})$$

なる近似式ではあるが両者ともに適合度はよい。

この線源は、実際に脳ファントームであるが、線源面積がコリメータ視野に比して充分な大きさではないので  $d$  とともに減少している。この線源の容積は  $831\text{cm}^3$  であるが米国人について頭蓋内容積は  $1083 \pm 85\text{cm}^3$  であるとされており<sup>10, 18</sup>、この値より脳以外の組織によるものを減じればほぼ上記容積になる。脳の形態についての平均を得ることは困難であるので立方体であると仮定する。

#### (C) $\Gamma_1/\Gamma_{II}$ 比の数式化

Table A-2. Observed gamma-1, -2 : ratio from a spectrometry. Calculated gamma-1, -2 : Ratio from the approximate expression.

source-detector distance cm	observed gamma-1			observed gamma-2		calculated gamma-1	calculated gamma-2
	n	mean	SD	mean	SD		
0	3	1.00	0.0	1.00	0.0	1.03	1.02
2	3	0.896	0.039	0.881	0.014	0.915	0.875
4	3	0.817	0.003	0.721	0.024	0.806	0.753
6	3	0.714	0.064	0.659	0.026	0.709	0.650
8	3	0.612	0.009	0.570	0.016	0.621	0.562
10	3	0.532	0.020	0.484	0.012	0.543	0.490
12	3	0.468	0.020	0.419	0.013	0.463	0.424
14	3	0.408	0.008	0.368	0.010	0.410	0.370
16	3	0.345	0.026	0.321	0.011	0.353	0.323
18	3	0.308	0.008	0.286	0.008	0.305	0.284
20	3	0.264	0.001	0.253	0.009	0.262	0.250

d.f.	10	10
chi sq.	0.2139	0.1303
p	> 0.995	> 0.995

Table A-3. Comparison between the measured and the approximate value at the sifting radio-source position in the left table. Comparison between the measured and approximate value on the growing radiosource thickness in the right table.

source detector distance cm	observed gamma-1/ gamma-2	calculated gamma-1/ gamma-2
0.0	0.0122	0.0122
2.0	0.0127	0.0131
4.0	0.0131	0.0134
6.0	0.0132	0.0136
8.0	0.0133	0.0138
10	0.0134	0.0139
12	0.0136	0.0139
14	0.0135	0.0139
16	0.0130	0.0137
18	0.0132	0.0134
20	0.0127	0.0131

d.f.	10
chi sq.	0.0001
p	> 0.995

Source thickness 9.3cm

source thickness cm	observed gamma-1/ gamma-2	calculated gamma-1/ gamma-2
0.55	0.0405	0.0405
1.25	0.0324	0.0324
4.80	0.0180	0.0180
9.30	0.0125	0.0122
14.1	0.0112	0.0111
18.3	0.0109	0.0108

d.f.	5
chi sq.	0.000008
p	> 0.995

Distance 0.0cm

第一段階として長さ 9.3cm の立方体容積線源を用い、この位置を 0.0cm より 2 cm 毎に移動させる場合を想定し  $f_1(d)$ ,  $f_2(d)$  および 0.0cm での  $\Gamma_I/\Gamma_{II}$  の実測比である 0.0122 を基準 (1.0) にした実験式にて各位置での比を計算し、計算値と実測値との適合度を調べた。実験式は

$$\Gamma_I/\Gamma_{II} = 0.0122 \times \frac{f_1(d)}{f_2(d)} \quad (A-5)$$

であるが、結果は Table A-3 に示されるように実測値によく合致している。

第2段階でコリメーターと線源（面積  $9.4 \times 9.4\text{cm}^2$ ）との距離を  $0.0\text{cm}$  とし線源の厚さを  $0.55, 1.25, 4.80, 9.30, 14.1$  および  $18.3\text{cm}$  と想定する。 $g_1(t), g_2(t)$  および  $0.55\text{cm}$  での  $\Gamma_I/\Gamma_{II}$  の実測比である  $0.0405$  を基準（1.0）にした。実験式から得た計算値と実測値とを比較した。実験式は

$$\Gamma_I/\Gamma_{II} = 0.0405 \times \frac{g_1(t)}{g_2(t)} \quad (\text{A-6})$$

であるが Table A-3 に示されるように実測値によく適合している。

第3段階として  $f_1(d), f_2(d), g_1(t)$  および  $g_2(t)$  を用いて  $\Gamma_I/\Gamma_{II}$  比を求める一般式を作成し実測値の判つている位置と厚さの場合を無作為に抽出し、実測値と計数値との適合度を調べた。実験式は

$$\Gamma_I/\Gamma_{II} = \frac{f_1(d)}{f_2(d)} \times \frac{g_1(t)}{g_2(t)} \quad (\text{A-7})$$

であるが Table A-4 に示される如く、この測定系については、コリメータと線源との距離が  $2.5\text{cm}$  までの変域で実測値と計算値とは合致しており放出率は線源の位置と厚さの 2 因子で説明される。

#### (D) 頭皮ファントームによる減衰

Table A-2 に示す如く脳ファントームとコリメーターとの間に頭皮ファントーム（面積  $9.4 \times 9.4\text{cm}^2$ , 厚さ  $0.0, 0.7$ , および  $1.7\text{cm}$  の直方体容器に水を満したもの）を挿み  $0.0\text{cm}$  の場合を  $1.0$  として頭皮ファントームの厚さに対する減衰率を求めた。頭皮の厚さ  $t$  を独立変数とし減衰を示す関数  $V_I(\Gamma_I), V_{II}(\Gamma_{II})$  を作つた。また X 線およ

Table A-4. Comparison between the measured and the approximate  $\Gamma_I/\Gamma_{II}$  at any position and thickness of the radiosource.

Experimental condition	gamma-1/gamma-2	calculated gamma-1/gamma-2
sample thickness 9.3cm distance 2.5cm	0.0130	0.0127
sample thickness 4.8cm distance 2.0cm	0.0179	0.0183
sample thickness 9.3cm distance 2.0cm	0.0134	0.0128

d.f. 2  
chi sq. 0.000004  
p >0.995

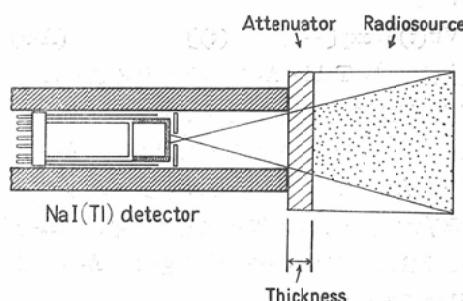


Fig. A-2. "Attenuation". Measurement of attenuation with a scalp or skull phantom.

よりガンマ線に対する半価層を求めた。頭皮ファントームの厚さが増すと吸収は増大し Lambert Beer の法則が成立した。

$\Gamma_I$  では

$$V_I(t) = \exp[-0.936(t)] \quad (\text{A-8})$$

Table A-5. Gamma-1, -2 : ratio from a spectrometry. Calculated gamma-1, -2 : ratio from the approximate expression.

scalp thickness cm	gamma-1			gamma-2		calculated gamma-1	calculated gamma-2
	n	mean	SD	mean	SD		
0.0	5	1.0	0.0	1.0	0.0	1.00	1.00
0.700	5	0.461	0.023	0.897	0.009	0.519	0.897
1.70	5	0.201	0.007	0.777	0.010	0.204	0.773

d.f. 2  
chi sq. 0.00587 0.0005  
p > 0.993 >0.995

Table A-6. Comparison between the measured and the approximate value with gamma-1, -2.

Skull thickness cm	gamma-1			gamma-2		calculated gamma-1	calculated gamma-2
	n	mean	SD	mean	SD		
0.0	5	1.00	0.0	1.00	0.0	1.00	1.00
0.31	5	0.749	0.121	0.945	0.010	0.741	0.945
0.77	5	--	--	0.870	0.005	--	0.870

d.f.	1	2
chi sq.	0.00009	0.0
p	>0.995	>0.995

 $\Gamma_{II}$  では

$$V_{II}(t) = \exp[-0.150(t)] \quad (A-9)$$

で近似したが Table A-5 で示されるように、ほぼ実測値と計数値が合致している。

線吸収係数については X 線では数式 (A-8) より  $0.936/cm$ , ガンマ線では数式 (A-9) より  $0.150/cm$  であり、半価層は X 線では数式 (A-8) から  $0.741\text{cm}$ , ガンマ線では数式 (A-9) より  $4.61\text{cm}$  であつた。

またガンマ線 X については実験条件は異なるが点線源についての半価層は約  $5\text{cm}$  であることが報告されており<sup>9)18)</sup>, 著者の  $4.61\text{cm}$  に類似している。

#### (E) 頭蓋骨による減衰

Fig. A-2 に示す如く脳ファントームとコリメーターとの間に頭蓋骨 (厚さ  $0.0, 0.31$  および  $0.77\text{cm}$ , コリメーター開口部をおおう面積) を挿入し  $\Gamma_I$  および  $\Gamma_{II}$  を計測し、 $0.0\text{cm}$  の場合を  $1.0$  として比を求めた。頭蓋骨厚さ  $t$  を独立変数、減衰  $U_I(\Gamma_I), U_{II}(\Gamma_{II})$  を従属変数として近似値を作つ

た。次に X 線およびガンマ線に対する半価層を求めた。頭蓋骨による吸収も Lambert Beer の法則を満足させた。

 $\Gamma_I$  では

$$U_I(t) = \exp[-8.39(t)] \quad (A-10)$$

 $\Gamma_{II}$  では

$$U_{II}(t) = \exp[-0.181(t)] \quad (A-11)$$

が近似式であるが Table A-6 に示されるようによく適合している。線吸収係数は X 線に対し数式 (A-10) より  $8.39/cm$ , ガンマ線に対し数式 (A-11) より  $0.181/cm$  である。半価層は数式 (A-10) より  $1\text{mm}$  以下の数値が得られる。ガンマ線では数値 (A-11) より  $3.83\text{cm}$  であるが、頭皮中での  $4.61\text{cm}$  に比し大差はない。しかしこの半価層はある報告では  $2.9\text{cm}$  であるので差が大きい<sup>9)18)</sup>。この相違は頭蓋骨の組織および密度が異なるのも一因と考えられるが、線源の形態に原因がある。

文献は第 2 部参照。