163. 非散乱および散乱 γ 線を利用した 体内放射能分布測定法

川崎 智*, 近藤 正弘*

(1986年 4月30日 受理)

*Technique for Measuring Distribution of Radioactivity in Human Body
by Using Spectra from Both Unscattered and Scattered Gamma-Rays*

By Satoru KAWASAKI and Masahiro KONDO

For measuring the distribution on a small amount of radioactivity in the human body by the response function method, a new technique for increasing the spatial resolution is described. The distribution is obtained by analysing the difference in γ -ray spectra measured around the body, which contains information for not only unscattered γ -rays, but also scattered ones within the body.

Basic experiments involving the measurement of two-dimensional distribution of radioactivity in a homogeneous acrylic block phantom (40 cm $W \times$ 20 cm $H \times$ 50 cm L) containing two ^{137}Cs point sources (0.8 and 1.0 μCi) were made using a whole body counter with twenty $2''\phi \times 2''$ NaI(Tl) scintillators arranged on a circle. Satisfactory results were obtained. The distribution of response to radioactivity over 10×5 meshes of which size was 4 cm $\times$ 4 cm was analysed. A relative error of measurement for one unit mesh was less than $\pm 20\%$ for a measuring time of 10 min. The size of mesh was about one-half that obtained by analysing only unscattered γ -rays.

KEYWORDS: errors, gamma radiation, gamma spectra, human body, measuring methods, pulse height distribution, radioactivity, response functions, spatial dose distribution

I. 緒 言

国際放射線防護委員会(ICRP)は、内部被曝線量評価に関して、従来の「決定臓器」に代えて「全臓器」を評価の対象にすべきであることを1977年勧告⁽¹⁾において提案し、具体的な計算モデルを Pub. 30⁽²⁾に示した。このモデルは、線量換算係数、荷重係数のはかに体内に摂取した放射性核種についてさらに7つの情報、すなわち、核種名、摂取量、摂取した放射性核種の体内分布を規定する経過時間、摂取経路(経口か吸入か)、化学形態、吸入摂取の場合には吸入エアロゾルの粒子径および臓器における残留関数を必要とする。原子力発電所等に内部被曝検査用として設置されているホールボディカウンタでは全身量が測定されている。さらに、体内の放射能分布を詳細に測定することができれば、実効線量当量を計算するのに必要な情報を得ることが期待できるので、放射線作業者の内部被曝評価上

のホールボディカウンタの有用性はさらに増すものと考えられる。

体内放射能分布を測定する方法として ECT (Emission Computed Tomography) 法が核医学の分野で実用化されている。ECT 法では人体から放出された放射線の放射方向と強度を求める必要があり、放射線をコリメートして測定する。したがって、対象とする放射線強度は強くなければならず、これより3桁程度低い μCi オーダの微量放射能を対象にした内部被曝検査に ECT 法を適用した場合、必要とされる精度をもつデータを得るためには測定時間を長く設定しなければならず実用的ではない。

著者らは、体構成部位をコリメートせずに体内の微量な放射能の分布を短時間で測定する装置を開発している⁽³⁾。本装置は、人体の横断面を含む円の円周上に

* 日立製作所エネルギー研究所(Energy Res. Lab., Hitachi Ltd.)

設置した検出器を用いて測定した放射線計数率分布をもとに、応答関数法(原理的には最小二乗法と同じ)により体内の放射能分布を解析するものであり、放射能を求めようとする小領域数(未知数)を計数率測定値の個数(測定値数)より多くすることはできない。したがって、人体内で散乱されないで透過してきた非散乱線のみを測定する方法⁽³⁾では、1個の検出器当り1個の計数率測定値しか得られないので、人体内の詳細な放射能分布を得るためには多数の空間的に独立した位置で放射線を測定しなければならない。

検出器には、非散乱線だけでなく人体内で散乱後透過してきた散乱線も入射している。この散乱線の計数率は、非散乱線と同様に人体内の放射能の強度と位置によって異なる⁽⁴⁾。したがって、非散乱線と別個に散乱線に対応するスペクトル部分の定量をすれば1個の検出器当り複数個の計数率測定値を得られるので、これに相当する数だけ放射能分布解析上独立した計数率測定値の数が増えたことになり、より詳細な放射能分布解析が可能になる。これは、より小さい小領域単位で放射能分布が得られることに相当し、位置分解能の向上することが期待できる。

本報では、この点に着目して、スペクトル情報から γ 線放出核種の人体内分布を解析する方法について述べ、均質のアクリルブロックに内包した単一 γ 線源を測定した実験結果について述べる。

II. 放射能分布解析

1. 原理

2次元放射能分布測定の場合を考える。Fig. 1に示すように、人体内に単一エネルギーの γ 線を放出する核種(核種名は既知とする)が存在しているとき、体外に設置した検出器には人体内で散乱されないで透過してきた非散乱線と、人体内で散乱後透過してきた散乱

The solid and dashed lines represent the unscattered and scattered rays within the human body, respectively.

Fig. 1 Principle of measurement

線とが入射しており、理想的な検出器の波高分布は人体内の放射能分布を反映している。

人体を仮想的に n 個の小領域に分割し i 番目の小領域に存在する単一核種の放射能強度を A_i としたとき、人体周囲の j 位置の検出器で測定した波高分布は、測定値に誤差がない場合は次式で表わすことができる。

$$C_j^k = \sum_{i=1}^n R_{ji}^k A_i, \quad j=1, \dots, m, \quad k=1, \dots, l \quad (1)$$

ここに、 C_j^k : 波高分布の k チャンネルの計数率

R_{ji}^k : 応答関数 (i 領域に単位強度の放射能があるとき、 j 位置の検出器で測定した波高分布の k チャンネルの計数率で定義される)

m : 空間的に独立な測定点の個数

l : 波高分布の独立なチャンネル幅の個数

応答関数 R_{ji}^k が厳密に求まっている場合、 $ml \geq n$ であれば(1)式を A_i について解くことができるので、非散乱線だけを測定する場合($l=1$)に比較して、空間的に独立な測定点数 m が同じであってもより多くの未知数 A_i を求めることができる。したがって、より詳細な放射能分布測定が可能になる。

2. 解法

理想的な検出器では非散乱線から散乱線を分離して測定できるが、実際の検出器では、Fig. 2に示すように、両者を完全には分離することはできない。アクリルブロック内に設置した ^{137}Cs 点線源を測定して得られた波高分布を実線で示す。破線はアクリルブロックがない場合に非散乱線の入射によって生じた波高分布である。したがって、斜線領域はアクリル内で散乱した γ 線によって生じたものである。すなわち、 ^{137}Cs の放出する662 keVの非散乱線によって生じた光電子ピーク領域に達しないエネルギーに相当するチャンネルの計数率は非散乱線と散乱線の両者を合せた計数率である。しかし、応答関数をFig. 2に示すように非散乱線と散乱線とを分離しないであらかじめ求めることがで

Fig. 2 Example of pulse height distribution measured by NaI(Tl) scintillation detector

ければ、第Ⅱ-1節で述べた解析の原理をそのまま適用できる。独立なものとして扱い得る散乱線成分の個数は検出器のエネルギー分解能、散乱線と非散乱線の割合に依存する。この点について以下の実験で検討する。

実際の測定では、計数率測定値に誤差があるので最小二乗法の原理で放射能分布を求める。すなわち、次式の Z を最小にする A_i を求める。

$$Z = \sum_{j=1}^m \sum_{k=1}^l (1/S_j^k)^2 (C_j^k - \sum_{i=1}^n R_{ji}^k A_i)^2 \quad (2)$$

ここに、 S_j^k : C_j^k の測定誤差(統計誤差)
ここで、放射能についての制約条件として、

$$A_i \geq 0, \quad i=1, \dots, n \quad (3)$$

を考えると、(2)式の最小二乗化問題は2次計画問題に帰着し、これを解くことができる⁽³⁾。

Ⅲ. 実験方法

第Ⅱ章に示した測定原理を検証するために、以下の実験を実施した。

1. 実験装置

応答関数法により体内微量放射能分布を測定するた

Fig. 3 Schematic appearance of whole body counter for measuring radioactivity distribution by response function method

The dashed line represents the approximate size of the body.

Fig. 4 Detector arrangement in gantry

めに開発したホールボディカウンタ⁽³⁾を用いた。Fig. 3にその全体構成、Fig. 4にガントリー内の検出器配置を示す。被検者はベッド上に仰臥し、任意ステップで身長方向に走査されガントリー内を通過する。人体から放出された γ 線は、ガントリー内の同一円周上に配置した20個のNaI(Tl)検出器(2"φ×2")で検知される。各検出器の有効視野は広く、Fig. 4に示すように、人体から放出された γ 線をほとんどコリメートせずに効率よく測定できるように設計されている。

検出器の出力は、Fig. 5に示すように、多重波高分析装置で解析される。これに基づいて、核種を同定するとともにチャンネル幅当りの計数率を計算して人体周囲における計数率分布を求める。体内の放射能分布は、応答関数を予め求めておき(2)式から求める。

Fig. 5 Block diagram for data processing

本装置は γ 線をコリメートしないで測定するので、ECT法に比較して位置分解能は悪くなるが、計数効率が大きいのでより微量な放射能の分布を定量する場合にも適用できる。本装置の外観をPhoto. 1に、ガントリー内の検出器配置外観をPhoto. 2に示す。

Photo. 1 Whole body counter

Photo. 2 Interior of gantry

2. 測定方法

Fig. 6に示すように、 ^{137}Cs 線源を内包した均質のアクリルブロックを測定した。アクリルブロックは人体胴部を模擬したものであり、その大きさは40cm W $\times$ 20cm H $\times$ 50cm Lである。 ^{137}Cs 線源は、長さ方向の中心位置の同一断面内において20 cm離れた幅方向の中央軸に鏡対象な位置に、それぞれ0.8と1.0 μCi のものを配置した。

Fig. 6 Measurement subject

線源を含む断面位置に検出器を移動し、この断面内の γ 線を10min間測定した。この測定値を基に、この断面内の放射能分布を解析した。解析においては、40 cm W $\times$ 20 cm Hの断面を50分割した4 cm $\times$ 4 cmの大きさの小領域内の放射能を求めた。

(1)式に示す応答関数は、求めようとする小領域の中央に1.0 μCi の ^{137}Cs 線源を設置し実験的に求めた。

IV. 結果と考察

1. 応答関数

応答関数の測定例をFig. 7に示す。線源位置が変わると、波高分布の強度とともにその形状が変化する。解析ではこの違いを利用して放射能分布を求める。662 keVの γ 線に対するエネルギー分解能は、半値幅で約50 keV(チャンネル数で20 ch)であった。この値は他の検出器でもほぼ同じであった。

非散乱線に対する応答関数は、662 keVの γ 線に対する光電ピーク領域である200~230chの計数率の和から計算した。散乱線については、アクリル内での前方散乱にのみ着目し90~199 chを(1-1)分割した各チャンネルの幅に入る計数率の和から計算した。すなわち、検出器1個当りの測定値数(分割されたエネルギー領域数)は1個である。

A and B represent the source positions of ^{137}Cs , and two curves correspond to their positions, respectively. Energy resolution (FWHM) is about 50 keV (20 chs) at 662 keV.

Fig. 7 Examples of response functions measured by No. 1 detector in Fig. 4

まず、散乱線の分割方法について検討した。Fig. 8は、測定対象である断面内に ^{137}Cs が一様に分布していることを想定し、この断面を50分割した4 cm $\times$ 4 cmの小領域単位で放射能分布を解析したものである。このとき、計数率は応答関数を用いて(1)式で求めた。横軸は20個の検出器すべての測定値総数、すなわち、201個である。縦軸は、小領域内の放射能解析値の誤差を全小領域について平均したものであり、測定値総数60個の場合で規格化して示した。散乱線成分の個数が増えるに従い最小二乗法の原理に従って誤差は小さくなるが、約120個以上ではほとんど変化しなくなる。これは、散乱線成分としてこれ以上細分割しても独立な成分としてみなせなくなるためである。このとき、

$l=6$, すなわち, 散乱線成分の個数は5個であり, 分割チャンネル幅は約20チャンネルである。したがって, 散乱線成分としては, 検出器のエネルギー分解能に相当するチャンネル数までは独立成分として扱えることがわかった。

Fig. 8の破線は, 同じ測定体系で検出器の数を自由に変えることができると仮定し(ただし, 検出器は同

一円周上に等間隔設置), 非散乱線にのみ着目して放射能分布を解析した場合の検出器数に対する誤差の減少の様子を示したものである。測定値数が増えるに従い実線は破線に近づいており, 本手法によるエネルギー領域の数を増やすことによる誤差の減少が, 非散乱線のみに着目して検出器数を増やしたときの誤差の減少と同じ効果をもつことが明らかになった。

Number of measured data means the number of counting rates' data used in the analysis, that is, involving both unscattered and scattered rays in the present method and involving only scattered rays in the conventional method.

Fig. 8 Effect of analysing both unscattered and scattered rays on error in radioactivity analysis

2. 放射能分布解析

上述の応答関数($l=6$)を用いて放射能分布について解析した例を Fig. 9 に示す。破線は, 非散乱線にだけ

Measuring time is 10 min. True value means the radioactivity level of ^{137}Cs set in the phantom (Fig. 6) and the height of the small region represents the radioactivity level analysed in each region. Conventional method means the radioactivity analysis using only unscattered rays.

Fig. 9 Examples of analysed radioactivity distributions

に着目し断面を分割できる上限値である20分割した小領域(大きさ: 5 cm $\times$ 8 cm)について解析したものである。実線は本手法を適用した結果である。本手法を適用すれば, 従来法の約1/2の大きさの小領域単位で放射能分布をより詳細に定量できることを確認した。このとき, 放射能解析値の誤差は20%以下であった。

人体は肺(密度: 約0.3g/cm³)や骨格(密度: 約1.5g/cm³)のように非常に密度の異なる組織を含んでいるので, 均質体とみなすことはできない。ファントムを用いても人体との構造上の違いによって応答関数に誤差が見込まれるので, 本手法を実用化するにあたっては, 放射能分布についての解析精度の低下する割合をあらかじめ定量的に検討しておく必要がある。

V. 結 言

内部被曝検査で遭遇する放射能は通常微量であるから, 摂取した放射性核種の体内分布を測定するために

は応答関数法による放射能分布測定が有効である。この場合、良好な位置分解能を得るためには放射能の分布を詳細に求める必要がある。人体内で散乱されないで透過してきた非散乱線だけを測定する方法では、多数の空間的に独立な位置で放射線を測定しなければならないという問題がある。これを解決する方法として、非散乱線とともに人体内で散乱後透過してきた散乱線を測定し、そのスペクトルデータから体内の放射能分布を解析する方法を示した。

同一円周上に20個の NaI (Tl) 検出器 (2"φ×2") を配置した装置で、¹³⁷Cs 線源を内包したアクリルブロック (40cm W×20cm H×50cm L) の横断面内の2次元の放射能分布を求める実験を実施し、以下の結論を得た。

- (1) 0.8と1.0 μCi の2個の点状線源を含むとき、10min 間の測定で、4 cm×4 cm の小領域単位で放射能分布を誤差20%以下で解析できた。分割した小領域の大きさは、非散乱線だけに着目した場合の約1/2以下である。

- (2) このとき、検出器で測定した波高分布には非散乱線1個、検出器のエネルギー分解能(半値幅)に相当するチャンネル数で分割した個数に相当する独立な散乱線情報が含まれる。

- (3) 散乱線も含めて解析することは、非散乱線だけに着目し検出器数を増やして解析することに相当する。

以上の結果から、散乱線を解析過程に含めて放射能分布を測定する手法が有効であることを確認できた。

—参考文献—

- (1) ICRP: *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, ICRP Publ. 26, (1977), Pergamon Press, Oxford.
- (2) ICRP: *Limits of Intakes of Radionuclides by Workers*, ICRP Publ. 30, Part 1, (1978), Pergamon Press, Oxford.
- (3) KAWASAKI, S., et al.: *Proc. IAEA Symp. on the Assessment of Radioactive Contamination in Man, Paris*, 507 (1985).
- (4) 川崎 智: 保物学会「第19回研究発表会」要旨集, B1-1, (1984).

放射線医学総合研究所 創立30周年記念講演会

わたしたちの将来と放射線

日時 昭和62年11月28日(土) 14:00~17:00

場所 科学技術館サイエンスホール

(地下鉄東西線 竹橋下車、徒歩5分)

○プログラム○

創立30周年を迎えて 所長 寺島東洋三
最近の環境放射線事情 科学研究所 市川 龍資
放射線事故の際の医療 障害臨床研究部長 中尾 愚
(特別講演)放射線と日本人の心

朝日新聞論説委員 大熊由紀子
期待されるがんの重粒子線治療 病院部長 恒元 博
映画「'87放医研」

問合せ先 (〒260)千葉市穴川4-9-1(0472-51-2111)

放射線医学総合研究所 管理部企画課

原子力安全国際シンポジウム

—水炉の規制と安全性—

主催 原子力安全委員会、後援：科技厅、原研、動燃

会期 昭和62年12月8日(火)~10日(木)

会場 農林年金会館「虎ノ門パストラル」

東京都港区虎ノ門4-1-1 (Tel. 03-432-7261)

○プログラム○ (同時通訳あり)

12月8日(火)9:30~16:00

- ・基調講演 日, 米, 仏, 西独
- ・安全規制 米, 日(科技厅)

12月9日(水)9:30~16:00

- ・安全規制 日(通産省), マレーシア, インドネシア, 韓国
- 安全研究の現状 仏, 日(原研), 日(動燃), 西独, 米

12月10日(木)9:30~15:00

- ・安全研究の現状 日(民間), 中国, タイ, カナダ
- ・パネルディスカッション「今後の国際協力」

参加費無料(ただし、事前登録必要。)

定員になり次第締切り)

申込・問合せ 原研東海研究所環境安全研究部事務室
(0292-82-5379)