

## 異なるサイズのファントムを用いた $^{131}\text{I}$ 甲状腺 負荷量測定装置の校正

石川 徹夫<sup>\*1</sup>, 内山 正史<sup>\*1</sup>

(1996年10月16日受理)

### Calibration of Apparatus for Measuring $^{131}\text{I}$ Thyroid Burden, Using Anthropometric Phantoms of Different Sizes

Tetsuo ISHIKAWA<sup>\*1</sup> and Masafumi UCHIYAMA<sup>\*1</sup>

#### I は じ め に

原子炉事故等の緊急時においては、放射性ヨウ素の吸入、摂取による甲状腺の内部被ばくが懸念される。実際にチェルノブイリ事故後、周辺地域では様々な装置を用いて、甲状腺中の  $^{131}\text{I}$  の放射能測定が多数行われた<sup>1,2)</sup>。国内においても原子力防災対策の一環として、原子力施設周辺の地方自治体にはホールボディカウンタが設置されている。これらの装置のほとんどは、体幹部測定用の検出器の他に、甲状腺測定用として被験者の頸部を見込む位置に検出器を備えている<sup>3)</sup> (Fig. 1)。

一般に、各被験者について測定されたカウント数から甲状腺中の放射能 (甲状腺負荷量) を求めるためには、各測定装置における放射能検出効率 (計数効率) を求めておく必要がある。計数効率は通常、甲状腺の形状を近似したファントムに既知量の放射能を封入し、測定された計数率と封入した放射能とを比較することによって求められている。実際の甲状腺の形状は複雑であるが、従来は2本の円柱形の容器に  $^{131}\text{I}$  の標準溶液を封入して甲状腺を模擬するファントム (オリンス型ファントム) が主に使われており<sup>4)</sup>、実際の甲状腺の形状に似たファン

トムによる校正はあまり行われていなかった。

また、甲状腺は年齢によって大きさが異なり、ICRP モデルにおいて新生児は約1gであるのに対し、成人男性では約20gの重量となる<sup>5)</sup>。したがって、線源の大きさが異なるため、甲状腺の大きさの変化によって計数効率が変化することが予想される。

このような背景から、近年、実際の甲状腺の形状に近いファントムの開発<sup>6)</sup>、及びそれらのファントムを用いた校正が国外では試みられてきた<sup>7)</sup>。例えば、チェルノブイリ事故後に使用された数台の装置に関する校正の結果では、従来使用されていたオリンス型ファントムの計数効率は、甲状腺の形状に近いファントムの計数効率に比べて1~1.5倍程度、大きい値となった<sup>8)</sup>。これはオリンス型ファントムを用いて校正を行うと負荷量を過小評価する傾向があることを示唆している。このような結果からも、甲状腺の形状に近いファントムを用いて各種の装置を校正しておく必要がある。

本研究では、甲状腺に関する解剖学的データ<sup>9)</sup>に基づいて、3種類の異なるサイズの甲状腺ファントムを作成した。これらを用いて、ベッド式ホールボディカウンタ、簡易甲状腺モニタ、椅子型甲状腺検出器等、国内における各種の甲状腺負荷量測定装置の校正を行い、甲状腺の大きさの変化による計数効率の変化を観察した。

<sup>\*1</sup> 放射線医学総合研究所人間環境研究部; 千葉市稲毛区穴川4-9-1 (〒263)

Division of Human Radiation Environment, National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1, Anagawa, Inage-ku, Chiba 263, Japan.

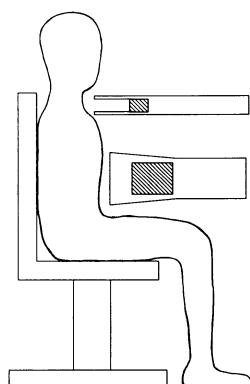


Fig. 1 Illustration of thyroid counter.

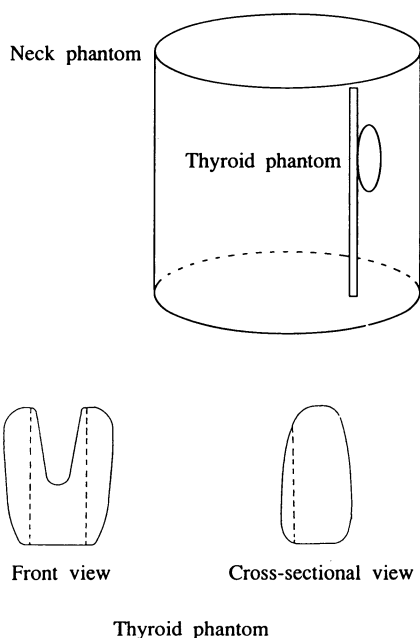


Fig. 2 Structure of the neck phantom and thyroid phantom.

## II 実験方法

### 1. ファントム

本研究では、日本人の甲状腺に関する解剖学的データに基づいて、約2 mm厚の亚克力で作成された3個の甲状腺ファントムを用いた。それぞれの内容積は、16 ml, 12 ml, 4 mlである。甲状腺ファントム中には、既知量

の $^{131}\text{I}$ 標準溶液を加えた水溶液が封入してある。

測定時の $^{131}\text{I}$ の放射能は約24 kBqであった。甲状腺ファントムは、首を模擬した円柱形の中空容器（以下ネックファントムと呼ぶ）の中に固定して使用する構造となっており、甲状腺の頸部表面からの深さは1 cmに固定した。甲状腺ファントムを固定した後、ネックファントムに純水を満たして密封し、実験を行った。甲状腺ファントム及びネックファントムの形状をFig. 2に示す。

### 2. 測定装置

チェルノブイリ事故後の測定では、甲状腺負荷量測定用として用意されていた装置に加えて、通常は他の目的に使用されるGM計数管、NaI(Tl)シンチレーション検出器等の測定装置も使われた。実際に緊急時の初期の局面におけるモニタリングでは、このように様々な装置を用いてモニタリングが行われることが想定される。そこで今回の校正実験には、通常は甲状腺負荷量の測定には使用されないガンマ線スペクトロメータ、GMサーベイメータを含めて、以下に述べる5種類の装置を用いた。

#### (1) ガンマ線スペクトロメータ

直径3インチ、厚さ3インチのNaI(Tl)検出器を有するポータブル型の装置であり、持ち運び可能である。通常は、空間ガンマ線の測定に使用される。コリメータはなく、検出器は三脚に固定することが可能である。この装置では、検出器がネックファントムの表面に密着するように三脚に固定し、検出器の中心軸上に甲状腺の中心が位置するジオメトリで測定を行った。

#### (2) ホールボディカウンタ

厚さ20 cmの鉄板に3 mm厚の鉛板、3 mm厚のルサイト板を内張した遮蔽室（奥行2.6 m、幅1.7 m、高さ1.85 m）内に直径8インチ、厚さ4インチのNaI(Tl)検出器を水平ベッドの上下に1個ずつ、合計2個配置した構造を有する。今回の実験ではベッドの上方に位置する検出器のみを用いた。検出器には厚さ5 cmの鉛のコリメータが取り付けられている。この装置では、コリメータの先をファントムの胸の表面に密着させ、検出器の中心軸上に甲状腺の中心が位置するジオメトリとした。検出器とネックファントム表面との距離は25.7 cmであった。

#### (3) ベッド式簡易甲状腺モニタ

直径3インチ、厚さ1インチのNaI(Tl)検出器を水平ベッドの上方に有し、厚さ12 mmの筒状のコリメータを装備している。ベッドの下には遮蔽のための鉛シールドがある。検出器は左右方向には手動で移動可能であり、上下方向は電動で移動可能である。この装置では、コリメータの先をファントムの胸の表面に密着させ、検

出器の中心軸上に甲状腺の中心が位置するジオメトリとした。検出器とネックファントム表面との距離は7 cmであった。

#### (4) 椅子型甲状腺検出器

被験者が椅子に座り、首の前方に直径1.5インチ、厚さ0.5インチのNaI(Tl)検出器を位置させる構造になっている。検出器は手動により上下方向に移動可能である。検出器は厚さ12 mmの筒状のコリメータを有している。なお、国内の原子力施設周辺の地方自治体に設置されている甲状腺検出器は、本装置と同型の装置で、検出器の大きさも本装置と同じ直径1.5インチ、厚さ0.5インチか、あるいは直径2インチ、厚さ2インチのNaI(Tl)検出器が多く使われている<sup>3)</sup>。この装置では、コリメータの先をネックファントムの表面に密着させ、検出器の中心軸上に甲状腺の中心が位置する状態で測定を行った。検出器とネックファントムとの距離は8.4 cmであった。

#### (5) GM サーベイメータ

GM サーベイメータとしては、TGS-133型を用いた。この装置は、窓面積20 cm<sup>2</sup>のGM計数管を有し、計数率(cpm)の単位で目盛を読み取ることができる。時定数は10秒に設定した。この装置では、GM計数管の先端をネックファントムの表面に密着させ、検出器の中心軸上に甲状腺の中心が位置する状態で測定を行った。

### 3. 測定方法

各装置において、散乱線の影響も考慮して実験を行うためにネックファントムの上下には頭、胸の水ファントムを置き、ネックファントムの中心と頭、胸のファントムの中心が一致するように位置決めをして測定を行った。また、バックグラウンド測定は、ネックファントムから甲状腺ファントムを取り除き、上下に頭、胸のファントムを置いた状態で行った。

また、計数効率は以下の方法で算出した。

$$G = (N - N_0) / D$$

ここで、

$G$ : 計数効率 (cps/Bq)

$N$ :  $^{131}\text{I}$ の364 keVの光電ピークの計数率(cps)。ただし、GM サーベイメータについては20秒間の平均的な計数率の読み取り値。

$N_0$ :  $N$ において設定したチャンネル幅と同じチャンネル幅におけるバックグラウンドの計数率(cps)。ただし、GM サーベイメータについては20秒間の平均的なバックグラウンド計数率の読み取り値。

$D$ : ファントムに封入した $^{131}\text{I}$ の放射能 (Bq)。ただし、実験を行った時間に応じて減衰による補正を

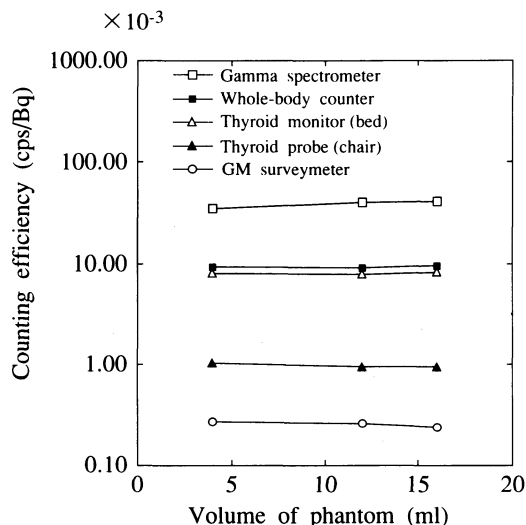


Fig. 3 Relationship between volume of phantom and counting efficiency.

Table 1 Counting efficiency for each device.

| Device                | Volume of phantom (ml) | Counting efficiency (×10 <sup>-3</sup> cps/Bq) |
|-----------------------|------------------------|--|
| Gamma spectrometer    | 4                      | 34.9   |
|                       | 12                     | 39.6   |
|                       | 16                     | 41.0   |
| Whole-body counter    | 4                      | 9.27   |
|                       | 12                     | 9.04   |
|                       | 16                     | 9.56   |
| Thyroid monitor (bed) | 4                      | 8.07   |
|                       | 12                     | 7.92   |
|                       | 16                     | 8.22   |
| Thyroid probe (chair) | 4                      | 1.02   |
|                       | 12                     | 0.93   |
|                       | 16                     | 0.94   |
| GM surveymeter        | 4                      | 0.27   |
|                       | 12                     | 0.26   |
|                       | 16                     | 0.24   |

行った値で計算した。

### III 結果及び考察

5台の装置について測定した3種類の甲状腺ファント

ムの計数効率の値を **Table 1** に示した。どの装置についても甲状腺の大きさの違いにより計数効率に変化することが観測された。また、甲状腺ファントムの内容積を横軸にとって計数効率の変化を表わしたのが **Fig. 3** である。

3 個のファントムの計数効率の中で、最大の計数効率に対する最小の計数効率の比を各装置で比較してみると、検出器をネックファントムに密着させて測定したガンマ線スペクトロメータ、GM サーベイメータについてはそれぞれ 0.85, 0.88 であった。一方、検出器とネックファントムを離して測定したホールボディカウンタ、簡易甲状腺モニタ、椅子型甲状腺検出器については 0.95, 0.96, 0.91 と密着させて測定した装置に比べると計数効率の変動が小さくなる傾向にあった。

その中でも検出器のサイズが大きいホールボディカウンタと簡易甲状腺モニタは特に変動が小さかった。この結果から、甲状腺の大きさより大きい直径を持ち、コリメータを有する検出器で、頸部と検出器とを密着せずに測定すれば、甲状腺の大きさによる計数効率の変化の影響を比較的受けなくて測定できることが推察される。

$^{137}\text{Cs}$  等の全身均一分布核種の測定では、体格の変化による計数効率の変化が大きく、乳幼児と成人で 2 倍近く計数効率が違う装置もあるため<sup>10)</sup>、体格の違いによる計数効率の補正の必要性が大である。一方で、 $^{131}\text{I}$  甲状腺負荷量の測定については、上記のように甲状腺の大きさの違いによる計数効率の変動は比較的小さく、計数効率の補正の必要性は小さいことが示唆された。

また、今回の実験で使用した 16 ml ファントム、4 ml ファントムはそれぞれ、ほぼ 15 歳児、5 歳児の標準的な甲状腺の体積に相当する。今後は乳幼児、成人の甲状腺ファントムを作成し、より幅広い年齢層に関して校正を行うことが課題である。

#### IV ま と め

解剖学的データに基づいて試作した 3 個の甲状腺ファントムを用いて、年齢による甲状腺の大きさの変化に配慮した各種の甲状腺負荷量測定装置の校正を行った。3 個のファントムの計数効率のうち、最大の計数効率に対する最小の計数効率の比で計数効率の変動を評価すると、空間ガンマ線測定用のスペクトロメータではこの比は 0.85 となったが、簡易甲状腺モニタ、椅子型甲状腺検出器、ホールボディカウンタといった甲状腺負荷量測定用の装置では、それぞれ 0.96, 0.91, 0.95 であった。この結果から、甲状腺の大きさの違いによる計数効率の変動は比較的小さく、甲状腺の大きさの違いによる計数効

率の補正の必要性は小さいことが示唆された。

最後に本研究を進めるにあたり、お世話になりました日本原子力研究所の水下誠一先生、半谷英樹先生に深く感謝いたします。

#### 参 考 文 献

- 1) I.A. LIKHTAREV, G.M. GULKO, I.A. KAIRO, I.P. LOS, K. HENRICHs and H.G. PARETZKE ; Thyroid doses resulting from the Ukraine Chernobyl accident—Part 1 : dose estimates for the population of Kiev, *Health Phys.*, **66**, 137-146 (1994).
- 2) P.A. MANDO and G. POGGI ; *In-vivo* measurements of  $^{131}\text{I}$  build-up in human thyroids after the Chernobyl reactor accident, *Health Phys.*, **54**, 207-209 (1988).
- 3) 小佐古敏荘, 杉浦紳之, 内山正史, 水下誠一, 小泉勝三, 中村吉秀, 西田由博, 増田博武, 江河正利, 谷口和史, 武内信義, 松原昌平, 多々良学 ; 全身カウンタの現状と標準化に関する課題, 保健物理, **29**, 217-228 (1994).
- 4) H.E. PALMER, B.M. BRANSON, S.H. COHN, P.N. DEAN, J.A. ECKART, R.D. LLOYD and C.E. MILLER ; Standard field methods for determining  $^{137}\text{Cs}$  and  $^{131}\text{I}$  *in-vivo*, *Health Phys.*, **30**, 113-118 (1976).
- 5) ICRP ; Report of the Task Group on Reference Man, ICRP Publication 23 (1974).
- 6) G.H. KRAMER, K. GAMARNIK, L. NOEL, L. BURNS and D. MEYERHOF ; The BRMD thyroid-neck phantom : design and construction, *Health Phys.*, **71**, 211-214 (1996).
- 7) A. LAHAM, M. FULOP and P. RAGAN ; Thyroidal  $^{131}\text{I}$  monitoring system using whole-body counter capabilities, *Radiat. Prot. Dosim.*, **51**, 131-136 (1994).
- 8) T. ISHIKAWA, S. MIZUSHITA and M. UCHIYAMA ; Underestimation of  $^{131}\text{I}$  thyroid burden in measurements conducted after the Chernobyl accident, *Radiat. Prot. Dosim.*, **67**, 47-54 (1996).
- 9) G. TANAKA ; Reference Japanese Vol.1 Anatomical data, NIRS-M-85 (1992).
- 10) 石川徹夫, 松本雅紀, 内山正史, 水下誠一, 小林定喜 ; 全身放射能計測装置の校正方法の標準化 (1), 日本原子力学会誌, **37**, 420-429 (1995).