

JAERI-M

5798

プルトニウム肺モニタとその較正法
の研究の現状と問題点

1974年8月

城谷 孝

この報告書は、日本原子力研究所が JAERI-M レポートとして、不定期に刊行している研究報告書です。入手、複製などのお問い合わせは、日本原子力研究所技術情報部（茨城県那珂郡東海村）あて、お申しこしください。

JAERI-M reports, issued irregularly, describe the results of research works carried out in JAERI. Inquiries about the availability of reports and their reproduction should be addressed to Division of Technical Information, Japan Atomic Energy Research Institute, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, Japan.

プルトニウム肺モニタとその較正法の研究の現状と問題点

日本原子力研究所東海研究所保健物理安全管理部

城 谷 孝

(1974年7月13日受理)

プルトニウム取扱い量の増加に伴ない、事故時に放散されるプルトニウム粉塵の吸入の可能性も増大してくる。そのため、保健物理においては、プルトニウム粉塵を吸入した被曝者の肺中負荷量の評価が非常に重要な課題となってきた。本報告では、プルトニウム肺負荷測定のための肺モニタおよびその較正法に関して、過去15年にわたってなされてきた多くの研究を展望し、ついで肺中負荷量測定上の問題点を指摘し、さらに今後の研究の方向を述べた。

Review of the Progress in Lung Monitor and its Calibration
for the Assessment of Plutonium Lung Burden

Takashi Shirotani

Division of Health Physics and Safety, Tokai, JAERI

(Received July 11, 1974)

The chances of inhaling plutonium-239 dust into the lungs may increase with the quantities of plutonium handled in laboratories and fuel fabrication factories. From the viewpoint of health physics, determination of the plutonium in the lungs is very important, because of the high toxicity of the plutonium.

This report reviews the progress made in the studies of plutonium lung monitors and their calibration during past fifteen years. In addition, problems encountered in the field and the direction of future studies are given.

目 次

はじめに	1
1. 肺モニタ検出器の開発	2
2. 肺モニタ較正法の研究	12
2-1. ファントムによる較正	13
2-2. 死体を用いる較正	15
2-3. "Mock Pu" 吸入法による較正	15
3. 較正定数の補正に関する研究	20
3-1. 胸部実効軟組織厚の評価	20
3-2. 幾何学的効率の変動	26
3-3. 肋骨等による遮蔽	28
3-4. 他の器官に沈着した ^{239}Pu の影響	30
3-5. 人体バックグラウンドの問題	31
3-6. プルトニウム同位体組成比	32
3-7. その他の問題	35
4. 今後の方向と問題点	37
おわりに	40
文献	41

はじめに

プルトニウム取扱い量が年々増加し、プルトニウム取扱い施設で事故時に大気中に放散されるプルトニウム粉塵の吸入摂取による被曝の危険性が指摘されてから、早くも十数年以上を経過した。この間欧米およびわが国などのいくつかの研究機関で、吸入したプルトニウム粉塵の体内での挙動に関する代謝の研究、肺に沈着したプルトニウム量を測定する検出器の開発およびその較正法に関する研究など、多くの研究が精力的におこなわれてきた。そして現在ではプルトニウム同位体の中で最も問題となる ^{239}Pu の最大許容肺負荷量(16 nCi)を下回る検出限界をもつ検出器も多く開発され、同時に較正法に関する研究も進み、プルトニウム被曝者の測定評価も実用的な段階に入った。しかしながら正確な測定評価をおこなうには、まだ未解決の多くの問題が残されており、今後さらに深く研究されねばならない点も多い。

わが国では使用済み核燃料再処理工場の稼働、高速増殖炉の運転を間近に控え、最近 ^{239}Pu の不溶性化合物「ホット・パーティクル」の吸入摂取の危険性が強く指摘されている。このような時期を迎え、プルトニウム肺モニタの重要性をさらに深く認識し、現在までになされてきた肺モニタに関する数々の研究成果がどの程度のものであるかを知ることは、単に管理者のみならずプルトニウムを取扱う研究者・技術者そしてその施設で働く一般職員にとっても重要なことであろう。

本報告は、プルトニウム肺モニタに関し現在までになされてきた研究成果を紹介し、その問題点を指摘したものである。すなわち、第1章に検出器開発の経過および最近の研究を概観し、第2・3章に較正法に関する研究成果の概要を紹介し、第4章において今後の問題点を述べた。検出器の開発について1部はすでに報告^{(28),(29)}もあるので簡略にし、較正法の研究成果の紹介に重点を置いた。

なおプルトニウムの一般的性質、その保健物理における問題点などに関する一般的知識は、Lister氏の原研における講演報告書⁽¹⁾を参照されたい。

1. 肺モニタ検出器の開発

肺に沈着した ^{239}Pu の身体外部計測による定量は、通常 α 崩壊の約4%の割合で娘核種から放出されるエネルギー13.6, 17.4, 20.5 keVのL X線を検出することによってなされる(第5表に示すように ^{239}Pu はまた39, 53 keVの γ 線も放出するが、その放出量はきわめて低いこと、およびPu同位体の ^{241}Pu の β 崩壊から生成される ^{241}Am の60 keV γ 線の存在のため、 ^{239}Pu の γ 線検出によって定量することは不可能*である)。ここに肺モニタ検出器開発の困難さがある。すなわち、 ^{239}Pu のX線放出率が低く、最大許容肺負荷量が16 nCiと小さい上に、このX線の肺組織および胸部軟組織壁中での大きな吸収と肺を覆う肋骨による遮蔽(軟組織および骨の17 keV X線に対する半価層はそれぞれ0.6, 0.05 cmであり、60 keV γ 線に対する半価層はそれぞれ3.4, 1.1 cmである)により、身体外部に達する検出可能なX線量は著るしく減少する。従って検出器の検出効率を高め、相対的に自然計数を十分下げることが非常に重要である。肺モニタ検出器開発の歴史は、他の微量放射能検出器の場合と同様にこの2つの問題点を解決するための歴史にほかならない。

実用的な肺モニタ検出器としては、現在大面積比例計数管および大面積薄型NaI(Tl)検出器があるが、研究開発の主流は比例計数管である。それは比例計数管のもつ長所、すなわち肺計測に対し最適の形状・大きさで自由に設計製作できること、逆同時計数管を内蔵させることにより自然計数の大巾低減が可能であること - これはさらに自然放射線とX線のパルスでは互に立上り時間が異なり、電子回路による両パルスの分離を可能にし、自然計数を下げることができる - また比例計数管は雑音を発生しないこと、エネルギー分解能が秀れているなどによる。吸収効率の改善はガスの種類とガス圧の調整でおこなっている。

肺モニタ用比例計数管は1959年ごろから各種の形状のものが開発されてきたが、1961年にFesslerら⁽²⁾によって発表された、角型の主計数管の上下に逆同時計数管を重ねた、多心線型複合構造比例計数管が最も一般的な構造となった(この計数管はその後Ehretら⁽³⁾によって1部改良された)。Taylorら⁽⁴⁾(1962)の比例計数管は円筒型で、逆同時計数管は始めGM管をリング状に配列したが、後にウエル型プラスチックシンチレーターを用いた。しかしこの構成は古典的な手法で現在では全く用いられていない。Dean⁽⁵⁾(1964)はFessler, Ehretらの計数を簡略化し、主計数管上部のみ逆同時計数管を重ねた多心線二重構造の計数管を製作した。同じ二重構造であるがLansiartら⁽⁶⁾(1964)は円形状とし、電気的特性を改良し、Xeガスを2気圧で封入し効率を高め、計数管上部にカルシウムを挿入した筐体を取付け、Xeガス中の水分を除くようにした。その後、Boulay⁽⁷⁾(1971)はこの計数管に波形選別回路を附加し、自然計数低減の実験をおこない報告した。Ramsden^{(8),(17)}(1965)の開発した計数管は、主計数管の上面と両側面に逆同時計数管を配置した多心線複合構造のものである。後に彼⁽⁹⁾は(1968)この計数管の下面にも逆同時計数管を取付けた。この計数管は、PRガスまたはXeガスを1~1.5気圧で使用するが、

* 半導体検出器を使用する場合は可能性もある(後述)。

Xe ガスの場合は不純物として微量の ^{85}Kr を含むので、これを除去するためにガス純化装置を使用した。その後彼は Pike⁽¹⁰⁾ (1969) と共に計数ガスの選択と高効率化の検討をおこない、またパルス波形選別回路を附加し自然計数低減化の実験をおこない有効であることを報告した。Tyrée⁽¹¹⁾ (1966) は Fessler と類似の三重層構造の計数管を発表したが、管体は金属を用いずアルミニウムを蒸着した Plexiglas を用い、主計数管と逆同時計数管の境界陰極面にアルミニウム蒸着のマイラー膜を使用した点が従来のものと異なっている。また前置増器にはセラミック真空管を使用した。Taylor⁽¹²⁾ (1969) は主計数管の上面、下面および両側面に逆同時計数管を配置した多心線複合構造の計数管を発表した。この計数管は有効体積が $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$ と大きく、1台で両肺をカバーできる寸法とし、肺中の放射能分布が若干異なっても計数効率の変動が小さくなるように考慮した。またパルス波形選別回路を附加し自然計数の低減をおこなっている。わが国においては、放医研の Tomitani ら⁽¹³⁾ (1970)、原研の Shirotani ら⁽¹⁴⁾ (1970) によって開発が進められた。Tomitani らの計数管は Ramsden のそれに類似し、主計数管の上面、下面および両側面に逆同時計数管を内蔵させた多心線複合構造である。主計数管の心線端には電界補正電極を取付け、有効体積内で感度が一樣になるようにした。Shirotani らは主計数管の上面と両側面に逆同時計数管を取付けた多心線複合構造とし、電界補正電極はないが、主計数管を長くとり、窓面内での電界の乱れによる感度の不均一を極力小さくするようにした。またこの計数管の管体はすべて、電気炉による溶接で作られ、計数ガスは密封とした。今まで述べてきた計数管は、Lansiart のものを除いて、すべてガスフロー方式(使用時には一時密封)のものであり、取扱いの不便、ガス純化の問題などがあり、実用的に不便な点が多い。Shirotani らの計数管では高純度ガスを密封するため、取扱いの簡便さはもとより動作の安定性・信頼性が高く、前準備なしに迅速に常時使用できまた未使用時の保管も簡単で問題がない。劣化したガスはガラスチップを切断し交換できるようになっているが、3年間程度は交換の必要がない。

以上代表的な肺モニタ比例計数管について述べたが、次に NaI(Tl) 結晶を用いた検出器の開発の経過を述べる。NaI(Tl) 検出器は、比例計数管に比較して、吸収効率高い点は秀れているが相対的に自然計数も高く、光電子増倍管の熱雑音が問題となることもあり、 ^{239}Pu の最大許容肺負荷量のレベルでの定量は困難であると考えられてきた。そして主として Pu 試料中の ^{241}Am の 60 keV γ 線の検出を目的とし、肺モニタ検出器としては補助的な位置にあった。しかしその後の研究から、大面積薄型 NaI(Tl) 結晶を用いた検出器ならば、 ^{239}Pu の定量が最大許容肺負荷量のレベルでも、実的に十分可能であることがわかり、現在では広く利用されている。

1962年に Liden ら⁽¹⁵⁾ は、低エネルギー γ (X) 線放出核種専用の Whole Body Counter の検出器として、直径 11 cm、厚さ 0.5 cm の NaI(Tl) 結晶を 2対1組で使用する検出器を発表した。これはプルトニウム肺モニタとして開発されたものではなく、主として体内の ^{90}Y の定量に用いるために設計されたものであるが、低エネルギー γ (X) 線に対する薄型の NaI(Tl) 結晶の特性が詳細に論じられており、それらのデータがプルトニウム肺モニタ検出器の設計に有益な基礎を与えた。Boss ら⁽¹⁶⁾ (1967) は薄型 NaI(Tl) 検出器 (10 cm 径 \times 4 mm 厚) を用いて、プルトニウム吸入被曝者の測定をおこなったが、これは ^{241}Am

の60 keV γ 線の検出をおこない、 ^{239}Pu のLX線検出には別に大面積比例計数管(Tyree⁽¹¹⁾の開発したもの)が用いられた。Ramsdenら⁽¹⁸⁾(1968)も薄型NaI(Tl)検出器(12.5 cm径×2 mm厚)を使用しているが、これも ^{241}Am の γ 線検出を目的とし、比例計数管の補助として用いている。Andersenら⁽¹⁸⁾(1968)は、初期には23.8 cm径×10.2 cm厚の大型NaI(Tl)検出器を用い、次に4.4 cm径×1 mm厚の薄型NaI(Tl)検出器26個を15.3×30.5×17.8 cm³のステンレス箱に収納し、これを2対1組として使用した。最後に12.7 cm径×1 cm厚のNaI(Tl)検出器を2対1組で使用した。彼らはこのNaI(Tl)検出器を単に ^{241}Am の γ 線検出にのみ用いることはせず、 ^{239}Pu のLX線検出から定量もおこなっている。しかし別に比例計数管(Ehret⁽¹³⁾らの開発したもの)も使用している。Laurerら⁽¹⁹⁾(1967)は低エネルギー γ (X)線放出核種用のWhole Body Counterの検出器に、自然計数低減を目的として、NaI(Tl)結晶(7.5 cm径×2.5 cm厚)とCsI(Tl)結晶(7.5 cm径×1 mm厚)を重ねたものを開発した。これはNaI(Tl)とCsI(Tl)結晶の光の減衰時間の異なることを利用し、波形選別と同時計数回路を組合せることによって自然計数を下げることができるものである。わが国における薄型NaI(Tl)検出器の開発は、放医研のIshiharaら⁽²⁰⁾(1970)と原研のShirotaniら⁽²¹⁾(1971)によってなされた。Ishiharaらは20 cm径×5 mm厚の大面積薄型NaI(Tl)検出器に、7吋径の光電子増倍管を使用した。この大型光電子増倍管は(選択はしたが)熱雑音が多く問題となった。そのため彼らは、信号波形と雑音波形の異なることに着目し、波形選別回路を附加することによって解決した。Shirotaniら*は20 cm径×5 mm厚の大面積薄型NaI(Tl)結晶に3吋径の3本光電子増倍管を配置した検出器を設計した。低雑音高感度光電子増倍管の使用で、熱雑音の影響はほとんど無視でき、12~26 keVの範囲での自然計数は26 cpm(鉄室内)と低い値が得られ、実用性の高い検出器となった。その後Shirotaniら⁽⁶⁰⁾(1974)は、プルトニウムのみならずウランのように高いエネルギー領域でも使用できると同時に、肺中の核種の分布の概略を推定できる検出器を開発し、現在較正をおこなっている。肺中の核種分布の推定は、Angerによって開発されたシンチレーションカメラの原理を応用したもので、低レベル汚染の場合は画像1/4分割計数法を用い、肺の4領域の計数率比から分布を推定するように設計されている。検出器は23.7 cm径×1.25 cm厚の大面積薄型NaI(Tl)結晶に7本の低雑音高感度光電子増倍管をマウントしたものである。

以上薄型NaI(Tl)検出器の例を述べたが、この検出器は自然計数の高い欠点はあるが、現在 ^{239}Pu の最大許容肺負荷量の1/2程度までは実用的に測定可能であり、 ^{241}Am の60 keV以上でも吸収効率が高く利用範囲が広い。また構成が簡単で取扱いも容易であるなどの長所を有し、スクリーニングテストなどに今後さらに広く普及するであろう。

肺モニタ検出器として、上述の2種の他に最近半導体検出器を用いた研究がいくつかなされ、注目に値するのでここに簡単に紹介しておく。 γ (X)線用半導体検出器は近年その性能が著るしく向上し、エネルギー分解能はNaI(Tl)検出器より1桁以上も秀れ、相対的に自然計数も

* 本研究は動燃団からの受託研究であり、開発した鉄室を含む装置一式は動燃(東海)安全管理室に設置され、現在ルーチン業務・事故時の測定に使用されている。

小さく、核種の同定・定量が高精度で可能なため、最近広く利用されている。しかし現在は NaI(Tl) 結晶のような大型のものが得られないこと、Ge(Li) 結晶では冷却を必要とし非常に高価であることなどの欠点から、Whole Body Counter への応用はまだ問題点が多いと考えられていた。1970年に Tyree ら⁽³²⁾は2個の Ge(Li) 検出器(全窓面積 24 cm²)を用い、水phantomの肺部に ²³⁹Pu 線源を挿入し、²³⁹Pu からの 52 keV の γ 線を検出することにより、最小検出量 70 nCi (計数時間 4×10^3 秒)を得た。これは最大許容肺負荷量の 4.3 倍に当る。McConnon⁽²³⁾(1970) は2台の台形型 Ge(Li) 検出器(全容積 25 cm³)を Organ counter として用い、肺のみでなく肝臓・腎臓および甲状腺の測定に使用した。肺に対しては Remab phantom を使用し、²⁴¹Am で最小検出量 4.2 nCi (計数時間 40 分)を得た。Andersen ら⁽²⁴⁾(1970)も2個の Ge(Li) 検出器(全窓面積 30 cm²)を用いて、Masonite 製phantom を使用し、肺に対し²⁴¹Am で最小検出量 0.21 nCi を得た。²³⁹Pu に対しては 52 keV γ 線を検出して 220 nCi (計数時間 4×10^3 秒)を得た、また ²³⁹Pu の L X 線を検出することにより 46 nCi (Pu/Am = 15)を得た。そして彼は ²³⁹Pu の最大許容肺負荷量を測定するためには、窓面積が 30 cm² の結晶 4 個を必要とすると結論した。また彼は同軸型 Ge(Li) 検出器(容積 40 cm³)を 4 台使用し、Whole Body Counter に使用し、全身の ¹³⁷Cs 量の測定をおこない、最小検出量 2 nCi (計数時間 30 分)を得た。Huth⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾(1966~1970)は、ガス比例計数管の動作に類似した、電子増倍型 Si 検出器(silicon avalanche detector)を開発し、核医学の分野に応用した。肺中の ²³⁹Pu の測定には超小型の検出器(2 × 0.5 cm²)を作製し、食道に挿入し近接する気管・気管支・胸部リンパ節等に沈着する ²³⁹Pu の測定を、L X 線を検出することによっておこなった。犬を用いた実験では、最小検出量 25 nCi (計数時間 20 分)を得た。

以上、半導体検出器を用いた最近の代表的な研究例を述べたが、肺モニタへの半導体検出器の利用は現在まだ研究開発段階といってよく、実用性は高いとはいえない。しかし将来大型半導体検出器の開発と共に、さらに実用性の高いものと発展してゆくであろう。

肺モニタ検出器を使用法の観点からみると、初期には比例計数管あるいは NaI(Tl) 検出器を単独で、また併用して使用する簡単な方式であった。しかし現在では正確な肺中量を評価するために、人体中の ⁴⁰K, ¹³⁷Cs の影響を正確に知ること、他核種による汚染の有無を判定しそれによる影響を正しく評価するために、Whole Body Counter により高エネルギー領域まで同時に測定する方式を採用することが多くなり、肺モニタといえども複雑な計測システムが要求されるようになった(第4章参照)。

最後に今まで述べてきた検出器の構成・特性などをまとめて第1~3表に示しておく。詳細は各原論文を参照されたい。

第1表 肺モニタ用大面積比例計数管の構成と性能

研究所	Karlsruhe	Hawell	Los Alamos	Saclay	Winfrith	Dow chem. Co.	放医研	原研**
主研究者	H. Fessler R. Ehnert	B. T. Taylor	P. N. Dean	A. Lansart	D. Ramsden	W. H. Tyree	T. Tomitani	T. Shirohani
論文発表年	1961, (2)* (3)*	1962, (4)*	1964, (5)*	1964, (6)*	1965, (8)* (9)*	1966, (11)*	1970, (13)*	1970, (14)*
計数管形状 有効体積	角型, 30×15×4 cm ³	円筒型, 15×14 φ cm ³	角型, 25×15×12.5 cm ³	円型, 8×25.0 cm ³	角型, 15×6.3×7.5 cm ³	角型, 22×34×5 cm ³	角型, 16×14×6 cm ³	角型, 17×15×5 cm ³
計数ガス	Ar/CH ₄ , 1atmo.	Ar/CH ₄ , 1atmo.	Ar/CH ₄ Xe/CH ₄	Ar/CH ₄ Xe/CH ₄	Ar/CH ₄ Xe/CH ₄	Ar/CH ₄ , 1atmo.	Ar/CH ₄ , 1atmo.	Ar/CH ₄ , 740mmHg
管体	真鍮	ステンレス鋼	ステンレス鋼	真鍮	銅	plexiglassにAl蒸着	ステンレス鋼	コパールにAl蒸着
絶縁物	テフロン	ルサイト	テフロン	真鍮	PTFE	テフロン	テフロン	ガラスハーメチックシール
窓面	Al 0.9 mg/cm ²	ルサイト(0.15 cm厚) にAl蒸着	ルサイト(0.15 cm厚) Al 25 μg/cm ² 蒸着	Be (1 mm厚)	ニスベックス(0.1 cm厚) にAu 16 mg/cm ² 蒸着	マイラー(0.0025 cm厚) Al蒸着	ルサイト(1 mm厚) Al蒸着	Be (0.3 mm厚)
主計数管陽極線	モリブデン線 0.005 cmφ	Inconel 0.0025 cmφ	ステンレス線にAlメッキ 0.00755 cmφ	モリブデン線 0.0025 cmφ	ニッケル線 0.0025 cmφ	ステンレス線にAuメッキ 0.0025 cmφ	ステンレス線 0.0025 mmφ	タングステン線 0.005 cmφ
逆同時計数管位置	主計数管の上面, 下面	ウエル型プラスチック シンチレータを主計 数周囲に取付ける。	上面のみ配置	上面のみ配置	上面と両側面	上面と下面	上面, 下面, 両側面	上面と両側面
逆同時計数管 陽極線	モリブデン線 0.005 cmφ	Inconel 0.0025 cmφ	ステンレス線にAuメッキ 0.00755 cmφ	モリブデン線 0.0025 cmφ	ニッケル線 0.0025 cmφ	ステンレス線にAuメッキ 0.0025 cmφ	タングステン・モリブデ ン合金線 0.0025 cmφ	タングステン線 0.005 cmφ
陰極線	コンスタンタン線 0.02 cmφ	Inconel 0.0125 cmφ	ステンレス線にAuメッキ	モリブデン線 0.015 cmφ	ニッケル線 0.0125 cmφ	マイラー(0.0025 cm厚) にAl蒸着のものを使う	タングステン線 0.0025 cmφ	コパール線 0.06 cmφ
計数ガスの純化		ガス中の不純物は-78 °Cに冷却した活性炭コー ルトラップを使用		計数管にカルシウム筒 を附加している。	Xe ガス中のKrの除 去, チャコールトラップ, 400°C加熱銅管			高純度ガス封入
エネルギー分解能 (%)	14 (17.4 keV)	15 (17.4 keV)	13.5 (Ar) (17.4 keV) 20.0 (Xe)	13.8 (Ar) (17.4 keV) 14.4 (Xe)	16~24 (Ar) (17.4 keV)	13.0 (13.6 keV)	12.4 (13.6 keV)	13.0 (17.4 keV)
検出感度 (cpm/nCi)	0.05	0.91	0.71 (Ar)				0.061	0.13 ⁺
最小検出量 (nC ₁)	1.2	75	7	5 ⁺	12 (Xe)	11.6 ⁺	8.6 ⁺	13.6 ⁺
測定時間 (min)	30	100	100	50	40	40	60	100
有意レベル	2σ	2σ	3σ	2σ	2σ		3σ	2σ
自然計数 (cpm)	1.0 (10.5-22.5 keV)	1.44 (10-22.5 keV)	17 (Ar), 130 (Xe) (11.5-23.0 keV)	8 (Xe, 850 mmHg) (10.5-22.5 keV)	1.8 (Ar), 39 (Xe) (10-25 keV)	0.15 (16.9±1.1 keV市)	1.5 (10.5-22.5 keV)	鉄(20 cm) + 鉛(0.3 cm) + 銅(0.05 cm) + プラスチック(0.3 cm)
遮蔽材	鉄(15 cm厚)	鉄(0.3 cm) + 鉛(10 cm)	鉛(15 cm厚)	鉛(15 cm厚)	鉛(10 cm) + 鉄(2 cm)	鉄(15 cm) + 鉛(3 mm) + 亜鉛(0.25 cm) + スズ(0.6 mm)	鉄(20 cm) + 鉛(0.3 cm) + 銅(0.03 cm) + ルサイト(0.3 cm)	人体ファントム使用 (Rando phantom)
校正法	男子死体にPuをし せた人工肺を挿入	人体に ¹⁰³ Pd/ ⁵¹ Cr のエプロンを吸入さ せて行なう	11厚の取込体と面線 源	人体ファントム使用 文献(34)参照	人体ファントム使用 文献(34)参照	点線源とルサイト板	点線源とルサイト板	人体ファントム使用 (Rando phantom)
備考	○ガスフロー方式 ○片肺に1台, 計2台 を常時使用 ○文献(3)参照	○ガスフロー方式 ○旧型につき現在使用 せず	○ガスフロー方式 ○波形状別方式による 自然計数低減回路を 有する。	○ガス封入型 ○後に波形状別による 自然計数低減をおこ なり, 文献(7)に Standard man に対 して。	○波形状別を行なった 結果については文献 (10)参照。	○ガスフロー方式 +点線源を1/2 吋 厚取込板で覆った 場合の値。	○ガスフロー方式 +点線源に2 cm 厚ル サイト板で覆った場 合の値。	○ガス密封方式, 管体 電気熔接仕上げ +人体ファントム胸部 に2台の計数管配置 の条件。

* () 内の数字は参考文献を示す。
** 計数管の開発は原研でおこなったが, 現在動燃安全管理室に設置されている。

第2表 肺モニタ用大面積NaI(Tl)検出器の構成と特性

研究 所	Univ. of Lund	Dow Chem. Co	Battelle M. I.	Winfrith	放 医 研	原 研
主 研 究 者	K.V.H. Liden	M.R. Boss	B.V. Andersen	D. Ramsden	T. Ishihara	T. Shirotani
論 文 発 表 年	1962, (15)*	1967, (16)*	1968, (18)*	1968, (9)*(17)*	1969, (20)*	1971, (21)*
構 成	NaI(Tl)結晶	11.0φ×0.5cm, 2個	12.7φ×1cm, 4個	NaI(Tl):8"φ×2" CsI(Tl):8"φ×1mm	8"φ×5mm	8"φ×5mm
	ライトパイプ				1.32cm厚	石英, 2.5cm厚
性 質	窓 面	Al, 0.13mm厚	Be, (0.13mm厚)	Al, 0.025cm厚	Be(0.048cm) + Al蒸着	Be(0.025cm厚)
	光電子増倍管	CBS CL1015	RCA 8055	EMI, 5"φ	VMP/11/170	EMI9708B×3
納 入	エネルギー分解能 (%)				66.5(17keV)	70(17keV)
	検出感度 (cpm/nCi)	0.129 ⁺ (20-62.5keV)			0.38 (16-31keV)	0.45 (12-26keV)
性 質	最小検出量 (nCi)	7.7 ⁺	0.1(²⁴¹ Am 60keVγ) ~8(²³⁹ Pu LX線)	1.4	6.22 ⁺	6.42
	測定時間 (min)	60	40	30	100	60
性 質	有意レベル	1σ	2σ	3σ	3σ	3σ
	自然計数 (cpm)	102.3 (20-62.5keV)	32 (Am-channel)	38(8-27keV) 45(27-78keV)	260(16-31keV) 157(35-73keV)	260(12-26keV) 524(45-75keV)
較 正 法	Alderson Phantom	Remab Phantom	Masonite Phantom	人体等価 Phantom (文献(34)参照)	ルサイト製 胸部フロントム (文献(36)参照)	Rando Phantom
遮 蔽 材	鉄(18cm) + 鉛(0.3cm)	第1表に同じ		鉄(2cm) + 鉛(10cm)	第1表に同じ	鉄(20cm) + 鉛(5mm)
備 考	十体内中の ⁹⁰ Yを制御放射線を検出することによって得られた値で, chair-Geometry, Puの測定値でないことに注意。	+1830ppmの ²⁴¹ Amを含む線源でAm-channelでの値。	2個の結晶を1組とし胸部前面と背面とから測定している。	2種の結晶を使用し逆同計数回路を使用し自然計数を下げている。	+肋骨の補正をおこなった値。	本検出器は現在動態安全Activityの分布の概略を知ることが出来るようにγ-camera方式の回路を附加してある。

→ J. Nucl. Sci. and Technol. 12 [7] pp 442-449

* () 内の数字は参考文献を示す。

第3表 肺モニタ用半導体検出器の構成と性能

研究所	Dow Chem. Co.	Battelle M.I.	Battelle M.I.	General Elec. Co.	
主研究者	W.H. Tyree	D. McConnon	B.V. Andersen	G.C. Huth	
論文発表年	1970, (22)*	1970, (23)*	1971, (24)*	1971, (25)* (26)*	
検出器	結晶	Ge(Li), 2個 (11cm ² と13cm ²)	Ge(Li), 2個 (全容積25cm ²)	Ge(Li), 2個 (15cm ² ×2)	Si-avalanche type ⁺ (2.0×0.5cm ²)
	窓面		Be, 0.05 cm厚		
性能	エネルギー分解能		4 keV (¹³⁷ Cs の661.6 keV γ)		
	検出感度 (cpm/nCi)				0.015
	最小検出量 (nCi)	70 ⁺	4.2 ⁺	0.21 ⁺ , 220 ⁺⁺ , 46 ⁺⁺⁺	20 ⁺⁺
	有意レベル				84%
	測定時間	4×10 ³ sec.	40 min		20 min
	自然計数 (cpm)				0.7
較正法	Water Phantom	Remab Phantom	Masonite Phantom	Pu を吸入させた犬を用いて実験	
遮蔽材	第1表に同じ	鉛(4") + カドミウム + 銅			
備考	+ ²³⁹ Pu の52KeV γ 線を検出する場合。	+ ²⁴¹ Am に対する値。 ○ Organ counter として肺以外に甲状腺、腎臓、肝臓の測定に使用。	+ ²⁴¹ Am に対する値。 ++ ²³⁹ Pu を52KeV γ 線で検出する場合。 +++ ²³⁹ Pu をLX-線で検出する場合。	+ 検出器は9 mm ϕ × 3 cm の大きさのプローブに挿入され、食道に挿入して使用する。 ++ ²³⁹ Pu のLX 線を検出する場合。	

* () 内の数字は参考文献を示す。

2. 肺モニタ較正法の研究

前章に述べた検出器を用いて、人肺に沈着したプルトニウム（特に重要な ^{239}Pu ）を正確に定量するためには、検出器が指定されたGeometryで正しく感度較正されていなければならない。すなわち、被曝者の測定から得られる計数率を ^{239}Pu 量に変換するための定数（較正定数）を正しく求めておく必要がある。通常検出器の感度較正は、人体等価物質で作られたファントム（人体模型）の肺部に線源を分布させ、それを測定することによってなされるが、他に直接人間の死体を用いたり、あるいは直接人間にプルトニウムと類似のX線を放出する短半減期の核種の粉塵を吸入させることによっておこなうなどの方法もある。いずれの方法で感度較正をおこなうにせよ、特定のファントム（又は人体）で得られた較正定数は1つの代表的な（あるいは平均的な）値にすぎないことは注意しなければならない。すなわち、得られた較正定数を実際の被曝者に適用するときは、一般に補正をする必要がある。その理由は、肺中の ^{239}Pu の測定はLX線を検出することによってなされるため、ファントム（又は人体）と被曝者とでは一般に体格が異なり、組織中における両者のX線吸収損失が異なること、また両者の間では一般に核種の分布が必ずしも同一でなく相違があり、計数効率が異なること、さらに被曝者の吸入したプルトニウム粉塵の体内における移行も問題になるなどのことがあるからである。ここに較正法に関して多くの困難な問題が生じ、肺モニタ検出器の開発と同時に較正法の研究も多くなされているが、現在に到るまでまだ十分とはいえないのが現状である。

較正および測定評価に影響をえる因子（補正因子）を分類して示すと下のようになる。

(1) 体格の相違に起因するもの

(a) 胸部軟組織厚：肺を覆っている胸部軟組織の平均厚は、個人の体格の相違に大きく依存する。軟組織の17 keV X線に対する半価層は0.6 cmであり、軟組織厚の正しい評価が必要になる。また肺組織自身の自己吸収層厚も問題となる。

(b) 肺を覆う肋骨・胸骨：肺野面積に対する肋骨・胸骨の占める割合は、肋骨の太さ・間隔・胸骨の大きさなどによって異なり、個人差がある。17 keVのX線は骨によって遮蔽される。肋骨を蔽わないファントムで較正する場合、特に重要な補正因子となる。

(c) 肺の大きさ・形状：肺の大きさ・形状は個人によって大巾に異なる。核種が肺に均一に分布していれば、Geometryは肺の大きさ・形状に依存して変動する。

(2) プルトニウム粉塵の体内の挙動に起因するもの

(a) 肺中の粉塵分布：肺中の粉塵分布は、粉塵の化学形・物理的形狀（粒子径）に大きく依存し、個人の肺機能・吸入時間および吸入量等によっても異なり、必ずしも均一分布は仮定できない。不均一分布の場合は、前項と同様にGeometryが変動する点に問題がある。

(b) プルトニウム粉塵の他器官への移行*：吸入された粉塵は鼻咽腔、気管-気管支、肺（呼吸気管支・肺胞管・肺胞のう）に沈着する。鼻咽腔、気管-気管支に沈着したものは、比較的早いうちに体外へ排泄されるが、肺部に沈着したものの1部はリンパ節、肝臓、骨な

* 吸入後の体内での挙動についての詳細は文献(30)を参照。

どに移行する。計測上問題となるのは、被曝直後に測定すると過大評価となり、遅すぎるとリンパ節や肝臓に移行し、計数率が変動し、着目した臓器内のプルトニウム量の評価に誤差が増大する。

(3) 人体内自然放射能に起因するもの

人体中には微量の放射性物質が多種存在するが、中でも ^{40}K 、 ^{137}Cs は計測上問題となる。それらの量は個人の体格や食生活によって異なる。肺モニタ計測では、これらの核種によるバックグラウンド計数値は、その個人差のため、最大許容肺負荷量近傍ないし検出限界程度のレベルを測定する際には非常に重要な因子となる。

(4) プルトニウム同位体組成比に起因するもの

プルトニウムには、第5表に示すように、多くの同位体があり、試料中にはこれらの同位体およびその娘核種がある割合で存在する。この同位体存在比は燃料の燃焼度、経過時間などによって異なり、被曝者の吸入したプルトニウムの同位体組成比も常に同一でなく、勿論較正に使用する線源の同位体組成とも異なる。プルトニウムの同位体およびその娘核種に対する最大許容肺負荷量はそれぞれ異なるため、 ^{239}Pu による被曝線量を明確に評価するためには、この同位体組成比を正確に分析することは重要である。

以上の他に問題となる因子として、被曝者に皮膚汚染(特に胸部)もあり、除染しても皮膚に深く浸透して取れない場合、測定の際の検出器位置設定の不確かさ、ファントムと人体との形状・構造・材質の違いに起因するもの、および大気中の自然放射能の変動によるものなどが測定評価の誤差の原因となり、必要に応じて補正せねばならないものである。

本章では、今日まで各国の研究者によってなされた、較正法および補正因子に関する研究の成果を以下に紹介する。

2-1. ファントムによる較正

検出器の感度較正は上述のごとくファントムを用いておこなわれるのが最も一般的な方法である。較正に用いるファントムは、外観および内部臓器形状が人体に類似するのみでなく、低エネルギー γ (X)線に対し人体組織と等価な減衰・散乱特性を与えるものでなければならない。そのためファントムは形状はもとより、その材質の選択と組合せおよび製法などが重要になる。

放射線医学の分野においては、X線を診断や治療に用いるため、人体組織とX線の物理的相互作用の研究がかなり古くからおこなわれ、組織の実効原子数の決定に関する研究(例えば Spiers⁽³¹⁾の論文)と、その研究を基礎にファントム材として人体軟組織等価材質の開発研究もおこなわれてきた。これらの研究を基礎にして、肺モニタ較正用のファントムの開発も多くおこなわれた。

人体軟組織等価物質として古くから用いられている“Mix D”と呼ばれる材質は、Paraffin wax (60.8%), Polyethylene (30.4%), Magnesium oxide (6.4%) およびTitanium dioxide (2.4%) で作られ、1949年にJonesら⁽³²⁾によって発表された。“Lincolnshire Bolus”と呼ばれる材質は、Lindsayら⁽³³⁾(1953)によって発表されたもので、Sugar (87%), Magnesium carbonate levis (13%) で作られている。また“Temex”と呼ばれる材質は、Fluide rubber を用いたものでStacey

ら⁽³⁴⁾ (1961) によって開発され、これを用いてファントムも製作された。他に "Polyfoam" (Polyvinyle chloride), "Masonite", "Lucite" なども広く利用されている。勿論、水は人体に多量に含まれるので、ファントムの基本物質として広く用いられる。人骨の等価材質としては、Speight ら⁽³⁴⁾ (1964) は焼き石膏 ($\text{CaSO}_3 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) と磷酸カルシウム ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) の混合物を使用した。しかし一般に骨は人骨がそのまま使われることが多い。以上の材質の低エネルギー γ (X) 線に対する物理的特性は Speight の論文⁽³⁴⁾ に良くまとめられている。

初期のころの較正は、上述の材質を単に平板 (大体人体胸部の寸法) とし、それを人体胸部等価厚に重ね点線源を用いておこなっていたが (現在でも比較標準に用いられている)、次第に胸部の形状をもたせ、較正の精度を高めるようになった。Cofield⁽³⁵⁾ (1960) は ^{235}U の肺モニタの較正に Masonite 板 ($15'' \times 15''$) で胸部模型を作った。すなわち、胸部前面および背面の軟組織厚として $2\frac{3}{8}''$ 厚に重ね、中間層を肺部とし $3.5''$ 厚層の空間に 3 枚 ($1/4'' \times 3$) の板を等間隔に配列し、近似的に肺の密度を得るようにしたものである (骨の影響は別に補正した)。Speight ら⁽³⁴⁾ (1964) は、初め Mix D 板 ($30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$) を 19 枚重ね、中央の 16 枚には肺組織の密度に近似させるため 2.5 cm 径の穴を全体で肺の立体形状になるようにあけ、胸骨・肋骨部位に当る 8 枚には溝をつけ人骨等価物質 (焼き石膏と磷酸カルシウム) をつめて使用した。しかしこのファントムは 100 keV 以上の γ (X) 線に対してはその目的を達したが、 60 keV 以下の γ (X) 線に対しては十分人体に近似していないことがわかった。その後彼らは人体等価物質の詳細な検討をおこない、新たに精密ファントムを設計製作した。すなわち、胸部外形は人体から鋳型をとり、Perspex を用い外形を作り、肺には Foamed Temex を用い、食道は Polythene 管を用いて、骨は人骨をそのまま使用し、胸部全体に Lincolnshire Bolus をつめた。このファントムを用いて、Ramsden は比例計数管の較正をおこなった。放医研の Yashiro ら⁽³⁶⁾ (1969) は Lucite 板 ($30 \times 35 \times 0.4 \text{ cm}^3$) を 1.2 cm 間隔で棚状に重ね、各板には ^{239}Pu 点線源を人肺の断面と類似の形状に配列し、胸部前面に当る部分の板厚を任意に変えられるようにして組織密度を実効的に変えられるようにしたファントムを開発した。しかし肋骨は含まず、その遮蔽効果は別に補正している。このファントムを用いて、Ishihara, Tomitani らは彼らの検出器の較正をおこなった。

以上のように、ファントムの開発を独自におこなって較正するほか、前述の各種等価物質を用いて作られ商品化された既製の精密ファントム (例えば Remcal, Remab, Rando Phantom など) を用いて較正する例も多い (第 1 ~ 3 表参照)。原研の Shirotani らは Average - Woman Rando Phantom を用いて較正した。女体ファントム (乳房の部分は取除いてある) を用いたのは、日本人の平均体格に近かったからである。このファントムは、体内深部の線量分布測定用に作られたもので、頭部・胴体部より成り、各部は水平方向に 2.6 cm 厚に切断され重ねられており、人骨を有し肺も組織等価材で作られている。各断面には 3 cm 間隔で 5 mm 径の孔があげられている。肺部の孔の位置は必ずしも最適ではないが、線源の挿入が容易で汚染の心配がない利点がある。肺部の孔にはポリエチレン製のアンブルに ^{239}Pu 線源を封じて挿入して使用した。

ファントム較正の際、ファントムに対する検出器の位置は通常計数効率が最大になるように

設定される。この Geometry の問題は重要で、検出器の大きさ・個数・位置に関係して、各研究者はそれぞれの検出器で最適になるように工夫している。小型（片肺をカバーする程度）の比例計数管、NaI(Tl)検出器では、ベット上仰臥位に置かれたファントムの各肺を見込む最適位置に2台設置する方式がとられる（Ehret, Ramsden, Tomitani, Shirotaniら）。大型のものは、体軸上に検出器中心を合せ、両肺を見込む最適位置に設定される（Taylor, Ishihara, Shirotaniら）。そしてそれぞれの場合で、一般に肺部に線源を均一に分布させた条件で計数効率（較正定数）を求める。不均一分布の場合は、計数効率は変動するが検出器を最高効率を得るように移動することはせず、その変動分を補正する方法が多くの場合とられる（次章参照）。

2-2. 死体を用いる較正

ファントムとして、直接人間の死体を用いた較正は、1964年 Ehretら⁽³⁾によって発表された。彼らは、男性の死体（体重89kg、身長1.8m）の肺を抜き取り、代りに²³⁹Pu溶液を浸ませたスポンジ製の人工肺を新たに挿入して、彼らの比例計数管の感度較正をおこなった。すなわち、計数管を胸部前面の中央、各肺上傾斜位置、両側面および背面中央に設定し測定した。その結果、2台の比例計数管を各肺上やや傾斜して設置するとき、最も高い効率を示した。背面からの測定では効率が80%ほど低下することを示した（Shirotaniらが Average-woman Rando phantom を用いて比例計数管の較正をおこなった場合も、2台の計数管を各肺上15°傾斜の条件が最も高い効率が得られた）。第1表に示した最小検出量は2台の比例計数管で傾斜位置の場合である。

死体を用いた他の例は、胸部の軟組織厚の決定に関するものがあるが、これについては後述する。

2-3. "Mock Pu" 吸入法による較正

Taylorら⁽⁴⁾は、1962年に、プルトニウムと類似のX(γ)線を放出する短半減期の核種から作られる"Mock Pu"の粉塵を、直接人間に吸入させることによって較正をおこなうことを提案した。この方法はその後RundoらおよびNewtonらによって実際におこなわれた。またRamsdenも近年独自に吸入実験を試みた。それらの報告されたデータは、較正研究に貴重なものである。

Rundo⁽³⁷⁾ (1967)はBookerらと共に、不溶性の放射性粉塵を吸入させ、肺に沈着する割合、残留量の径時変化等を調べる実験をおこなった。すなわち、⁵¹Cr（半減期28日、323keV γ ）でラベルしたPolystyreneの粉塵（5 μ 径）を直接人体に吸入させ、測定をおこなった。しかしこれは肺モニタ検出器の較正を目的としたものではなく、その後、彼⁽³⁸⁾ (1968)はTaylorらと共に新たためてその目的のために吸入実験をおこなった。すなわち⁵¹Crと¹⁰³Pd（半減期17日、KX線20.2, 22.8keV）からなる"Mock Pu"粉塵を、体格の異なる7人の志願者に吸入せしめ、¹⁰³Pdの1 μ Ci当りの計数率と体格パラメータ（体重(g)/身長(cm)）の関係を求めた（第1図）。測定は被検者を仰臥位とし、胸部から1cm上に比例計数管（30cm×30cm）を設置し、吸入後30分と2～14日後におこなっ

た。その結果は体格差の計数率に与える影響は非常に大きいことを示した。そして体格の影響は、主として胸部の肺の自己吸収層を含む軟組織の厚さの相違によるものと考えた。図に示されるように、計数率の最大と最小の比は約8倍で、これは約3 cm 厚の軟組織層の減衰比に相等しいと指摘した(彼らの軟組織厚評価については次章に述べる)。

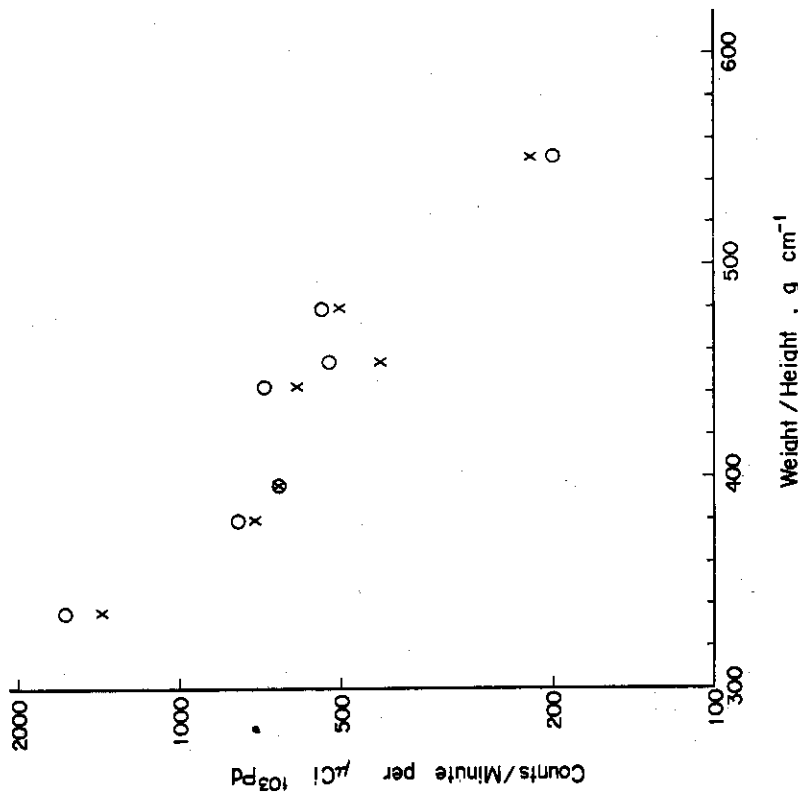
Newtonら⁽³⁹⁾(1972)は、またRundoらと同様の実験をおこない、さらに詳細なデータを発表した。彼らは ^{51}Cr と ^{103}Pd からなる“Mock Pu”粉塵を別の体格の異なる7人の志願者に、呼吸条件を平静呼吸(一回換気量(tidal volume)0.4~0.7 litres)と深呼吸(1.6~2.1 litres)とにわけて吸入させ、肺残留量、胸囲と ^{103}Pd および ^{51}Cr の計数率の関係、胸囲と ^{103}Pd のX線の相対減衰率の関係などを求めた。また肺の自己吸収層厚を含む胸部実効軟組織厚の評価、超音波による胸部壁軟組織厚の決定などをおこなった。その結果、吸入後 ^{51}Cr の γ 線の測定から、初めの3~4日で平静呼吸の場合43~92%が、深呼吸の場合54~77%が排泄され、残りの生物学的半減期は80から300日以上になり、呼吸条件の違いが大きく影響していることを指摘した。また第2図には、呼吸条件の違いによる胸囲と計数効率の関係を示す(Experiment 1は平静呼吸、2は深呼吸条件)。これは、2台の8 cm 径にコリメートされたNaI(Tl)検出器(15 cm径×10 cm厚)を、両肺上葉部近傍に設置して得たものである。この図は呼吸条件の違いにより、 ^{103}Pd のX線計数効率の変化が、 ^{51}Cr の γ 線計数効率のそれより大きいことを示している。その理由について彼らは、呼吸条件の違いに起因して、粉塵粒子の平均深度分布が互に異なり、X線の実効吸収損失が γ 線のそれより大きいことによるものである、と考えた。2台の比例計数管(15×30 cm²)を用いて測定した場合には、第3図に示すように呼吸条件の違いによる効率変動はあまりみられなかった。これはコリメートしたNaI(Tl)検出器の場合と異なり、両肺の大部分を覆う比例計数管では、心臓や肝臓が肺の遮蔽の役目をなし、深呼吸の場合は肺の奥深く広い範囲に粒子が分布するのでその遮蔽の影響が大きく現われ、全体として見掛けの効率変動は小さくなるからである、と彼らは説明した(大面積比例計数管(30×30 cm²)の使用でも同様の結果が得られている)。その他に、仰臥位の被検者の測定は両手を頭の下に枕代りに置くととき効率が高くなること、比例計数管は大面積のもの1台より小型のものを2台使用した方がGeometryが良くなることなどを述べている。彼らは2台の計数管を用いた場合の実験から、 ^{239}Pu に換算した最小検出量は、胸囲90 cmの人で2 σ の信頼度なら、4 nCi になると述べている。彼らの評価した7人の志願者の胸部実効軟組織厚の結果については次章で述べる。また彼らは、別の3名の志願者に対して、 ^{233}Pa の粉塵を吸入させて実験をおこなったが、これは実効軟組織厚の評価のためになされたので次章で述べることにする。

Ramsdenら⁽⁴¹⁾(1972)は移行性と非移行性の ^{51}Cr でラベルされた酸化鉄の粉塵(0.1 μm CMD)を志願者に吸入せしめ、排泄物分析法による排池曲線の決定、大型NaI(Tl)検出器の測定による肺残留曲線の決定をおこなった。その結果、いずれの曲線も short-term componentの半減期は0.1~0.7日であることを示した。また long-term componentの半減期は、肺残留と糞については270日程度で、尿については明確に決定できなかった。第4図に肺残留曲線の例を示す。この図に示されるように、移行性と非移行性の ^{51}Cr の相違は、移行性 ^{51}Cr の場合 intermediate componentをもち、その曲線は3つ

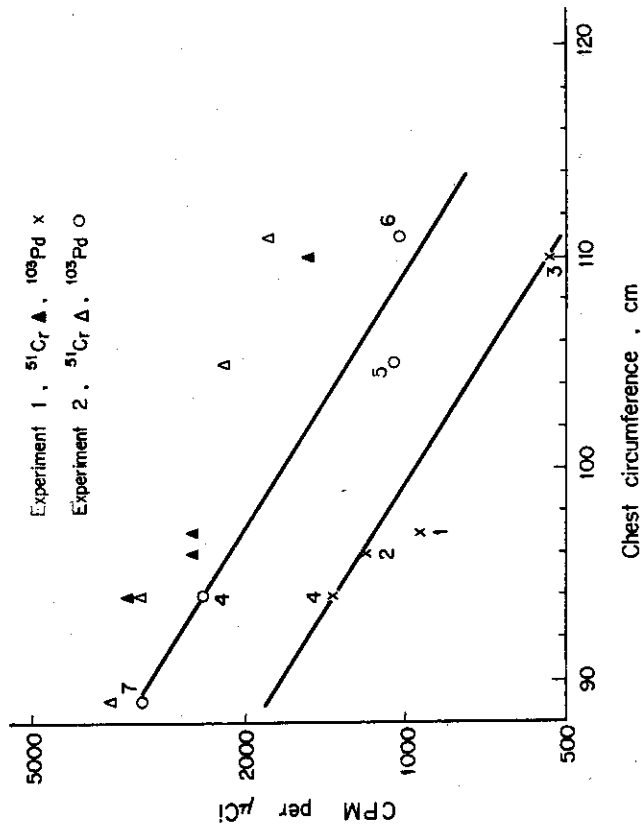
の指数項の和で与えられることである。彼らはまた肺中 ^{239}Pu 量評価のための較正には、同位体の1つである ^{237}Pu (半減期40日)を用いるのが最もよいとし、 ^{237}Pu でラベルした酸化鉄の粉塵 ($0.1\ \mu\text{m}$ CMD) を深呼吸 (<4 litres) と浅い呼吸 ($\sim 250\text{m litres}$) とにわけて、志願者に吸入させ、肺残留および排泄曲線を求めた。第5図に、NaI(Tl)検出器を用いて、 ^{237}Pu の100 keVのKX線を検出して得られた肺残留曲線の例を示す。深呼吸条件 (case I) では大部分が糞中に排泄 (半減期120日) され、わずかの割合が尿中に排泄 (半減期3.6日) された。浅い呼吸条件 (case II) では、咽頭部位 (pharyngeal region) と上部呼吸気道 (upper respiratory tract) が最大沈着部位となり、最初の1週間で95%が糞中に排泄され、尿による排泄は無視できた。そして肺残留はわずかに5.4%で、その半減期は160日であった。彼らはまた、コリメートしたNaI(Tl)検出器のスキヤニング測定から、粉塵の沈着部位の大まかな測定をおこなった。その結果、深呼吸条件では肺の奥深くまで広く分布し長期の残留が認められ、浅い呼吸条件では上部呼吸気道が最大沈着部位となり、初めの4日間で食道を経由して排泄され、ごく1部がやや長期の残留として肺の上葉・中葉部に残ることを認めた。次に彼らは、2台の比例計数管を用い ^{237}Pu の17 keVのLX線を検出することにより、肺残留曲線をそれぞれの呼吸条件について求めた。その結果をNaI(Tl)検出器で得た結果と比較すると、いずれの呼吸条件でも肺残量が低く評価された。これは、肺残留量の算出に用いた胸部軟組織厚の評価に問題があるとして、それを補正することによってほぼ一致する結果を得た (彼の軟組織評価法は次章で述べる)。これらの実験を通じて、彼はこのような較正法では個人の体格と生理機能および呼吸条件の違いによる沈着分布パターンを考慮しなければならないとした。また胸部軟組織厚の評価が適切でない、肺中 ^{239}Pu 量の決定に大きな誤差を生ずること、検出限界程度の汚染では肺残留量を排泄量から算出すると大きな誤差を生ずることなどを述べている。今後は平静呼吸条件で実験をおこなうこと、分布の不均一に依存しないように多検出器法による測定をおこなう計画を述べている。

上述のごとく“Mock Pu”吸入法による較正は、個人の体格、生理機能、呼吸条件による粉塵分布の相違など、多くの変動要因を含んだ総合的な較正であり、実際の被曝者の条件に類似している点は秀れている。しかし、個人間の各変動要因の差異を分離し、定量的に各変動要因を評価することは困難である。一方ファントム法では、個人の生理機能による時間的変動を含む要因の評価はできないが、変動要因のいくつかは静的条件のモデルで近似でき、ある程度の定量評価は可能である利点をもつ。従って両者の有する特徴を総合して、較正法を確立することが今後の問題となろう。

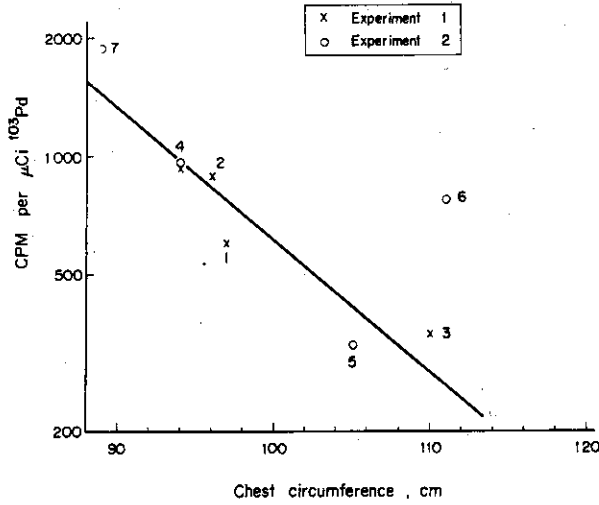
なお上述の“Mock Pu”吸入者の肺中放射エネルギーは、放射性粉塵の吸気と排気量の差から推定されたり、あるいは排泄物から推定されたりしているが、最終的にはファントムとの比較でなされている。従って、真の肺中放射エネルギーと推定された値とは実際に異なっている可能性があり、Ramsdenの場合はこの誤差は50%以内であると推定している。以上の意味において、この方法による較正は単純に較正定数を求めるというものでなく、上述のごとく総合的な意味での較正になるわけである。



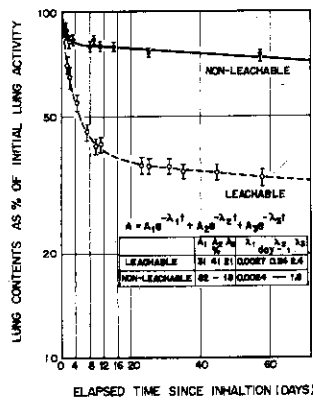
第1図 Rundoの得た体重/身長比と計数効率の関係
(Variation of the counting efficiency for 20 keV X-rays with the ratio weight/height :
O: Measurement at about 30 min. after inhalation,
X: Average of measurements made between 2 days and 14 days after inhalation, see Ref. (37).)



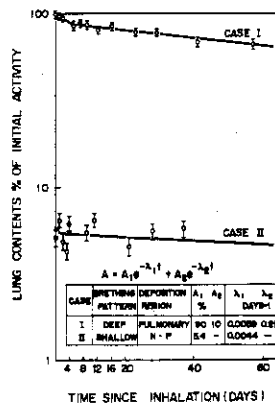
第2図 Newtonの得た胸囲と計数効率の関係
(Detection efficiency (cpm/μCi ¹⁰³Pd or ⁵¹Cr in the lungs) derived for a pair of 15 cm diam. collimated NaI(Tl) crystals viewing the anterior surfaces of the upper thorax, correlated with chest circumference. The number beside each point identifies the subjects (see Table 4), see Ref. (39))



第3図 Newtonが比例計数管で得た胸囲と計数効率の関係
 (Detection efficiency (cpm/ $\mu\text{Ci } ^{103}\text{Pd}$) for the twin proportional counters viewing the front of the chest, see Ref.(39))



第4図 Ramsdenの得た移行性と非移行性 ^{51}Cr 粉塵の肺残留曲線
 (Lung retention of ^{51}Cr -labelled iron-oxide particles of $0.1\mu\text{m}$ C.M.D, see Ref.(41))



第5図 Ramsdenの得た ^{237}Pu 粉塵の吸入条件の異なる場合の肺残留曲線
 (Lung retention of ^{237}Pu -labelled iron-oxide particle: 60keV and 100keV radiations, see Ref.(41))

3. 較正定数の補正に関する研究

ファントムを用い、検出器の指定されたGeometryで得られる計数効率(較正定数)は1つの代表値である。従って、前章の初めに述べたように、実際の被曝者にこの値を適用する場合は、その被検者の体格および生理機能・粉塵の形態・吸入条件等によって異なる肺内粉塵分布と他器官への移行の問題などを考慮し、適切なる補正をおこなわなければならない。また現在補正のできない因子については、その誤差範囲を推定しておくことが重要である。

前章で示した測定評価に影響(誤差)を与える因子の中で最も重要なものは、個人の体格差に起因する因子で特に胸部軟組織厚の評価である。この因子は物理的に比較的決定し易い因子で、今日までなされた研究の多くはこの因子の決定に関するものである。個人の生理機能や吸入条件および粉塵形態等に起因して変動する、肺内粉塵分布と他器官への移行の問題に関する補正因子は、それを定量的に評価することが困難で、現在でもその影響を推定する程度であり、補正する段階にまで到っていない。このように、物理的に補正因子の決定が容易にできないものは、ファントムによる静的モデルからその誤差範囲を推定する方法がとられている。

3-1. 胸部実効軟組織厚の評価

人体軟組織の17 keVのX線に対する半価層は0.6 cmと薄いため、被曝者の軟組織厚の実効値を決定することは被曝線量の評価に非常に重要である。胸部の軟組織厚を初めて定量的に求める実験をおこなったのはRamsdenら⁽⁴²⁾(1967)である。彼らは、肺を覆う肋骨上の軟組織厚を超音波パルスの肋骨からの反射時間を測定することによって算出した。すなわち、19人の体格の異なる被検者をベットに仰臥位とし、右肺の第3肋骨から第6肋骨までの各肋骨上で3点、計12点(その点の占める領域は約20×20 cm²で彼らの比例計数管の見込む大きさである)での軟組織厚を測定した。そして12点の測定値を平均しその平均値を平均組織厚(Mean tissue thickness)と呼んだ。このようにして求めた19人の平均組織厚と、各人の体重、身長および胸囲との関係を詳細に考察し、5つの実験式を導いた。その中で最も誤差の小さい相関のよい式として次式を示した。

$$T_m (\text{Mean tissue thickness, cm}) = 1.53 \frac{W}{H} - 0.01 \cdot C - 35.5 \quad (1)$$

W: 体重(kg), H: 身長(cm), C: 胸囲(cm)

最近Dean⁽⁴³⁾(1973)もまた超音波反射法により胸部軟組織厚を測定したが、彼はRamsdenと異なり、肋骨間の肺表面からの軟組織層厚を左右両肺部について求めた。すなわち、体格の異なる393人に対し、直立姿勢で左右両肺部上の各6点(各12 cm径の領域)を選び測定し、その平均値を求めこれを胸部壁組織厚(Chest wall thickness)と呼んだ。また393人中の20名に対しては、仰臥位にて測定し、前者と比較しその比が平均0.97(標準偏差0.036)であることを見出した。そして体重の大きい人に対して、その軟組織厚の差が大きくなると述べている。393人について求めた胸部壁組織厚と各人の体重・身長・

胸囲の関係から、3つの近似式を導いたが最も簡単で精度のよい式として次式を示した。

$$T_{CW} \text{ (Chest wall thickness, mm)} = 0.071 + 0.512 \frac{W}{H} \quad (2)$$

W : 体重 (kg), H : 身長 (m)

(1) および (2) 式には、肺の自己吸収層厚が含まれていないことに注意されたい。また (1) と (2) 式との関係については後に述べる。

Bukovitzら⁽⁴⁴⁾(1969)は、人体の肺組織を含めた胸部軟組織の γ (X)線減衰率を直接求める実験を死体を用いておこなった。彼らは死体(胸囲106cm)の右肺部に、ルサイト製の細い円筒管5本を、肺前面から背面にかけさまざまな深さで、肩から腹部に向い縦方向に挿入し、その細管の各部に点線源を入れ、胸部前面からNaI(Tl)検出器(2"径×1mm厚および2"径×2"厚)を用いて測定した。使用した線源は、²³⁹Pu(17keV)、¹²⁵I(30keV)、²⁴¹Am(60keV)、¹⁹⁸Au(70keV)および^{99m}Tc(140keV)である。一方、同じルサイト管を同じGeometryで空気中に配列し、同じ位置に線源を挿入して測定した。この両者の値から

$$R = \text{空気中の計数率} / \text{人肺中の計数率}$$

なる比を求めた。このR値は、線源の種類・位置・検出器位置などを変えて求められているが、肺の中央部の線源に対する代表例を示せば次のようである。すなわち、²³⁹Pu(17keV)でR=4.4、¹²⁵I(30keV)でR=3.5、²⁴¹Am(60keV)でR=1.02、¹⁹⁸Au(70keV)でR=0.71、^{99m}Tc(140keV)でR=1.3である。

上記の²³⁹PuでR=4.4という値は問題である。R=4.4は17keVのX線の軟組織中の透過率が0.227で軟組織厚は約1.5cmに対応する。このファントム(死体)の肺の自己吸収層厚を含む胸部実効軟組織厚(後述)は、胸囲から推定して3~4.5cmになると推定され、これに対応するX線の透過率は0.1~0.04程度である。さらに肋骨・胸骨等による遮蔽効果を考慮すればR値は100程度になるものと考えられる。彼らの求めた4.4という値はあまりにも小さすぎる。この点に関し、Deanら⁽⁴⁵⁾(1970)も問題があることを指摘している。これは、使用した検出器が小型であること、ルサイト管および線源挿入位置の不確定さと検出器位置の関係が大きく影響しているものと思われ、他のR値も問題となる。いずれにしても彼らの求めたR値は実際的なものとは考えられない。

Morsyら⁽⁴⁶⁾(1971)は、軟組織吸収層厚を²³⁹PuのLX線の光電ピーク位置の変動、分解能の変化から推定する方法を試み、基本的な実験をおこなった。すなわち、²³⁹PuのLX線は13.6、17.4、20.5keVの3種で、NaI(Tl)検出器では3種のスペクトルを分離できず1つの合成光電ピークを示すが、3種のLX線の減衰は吸収層の厚さで異なり、その合成スペクトルのピーク位置および半値巾も吸収層厚の違いにより変動する。従ってこの変化を知ることにより、逆に吸収層厚を推定することは原理的に可能である。彼らは、軟組織等価吸収板(Paraffin wax)と²³⁹Pu点線源を用いて、吸収板の厚さと分解能の関係を求め、吸収板厚が1~6cmの範囲では、1cmにつき1%程度分解能が劣化することを示した。またピー

ク位置の変動 ($\text{energy shift} = \Delta E / E_0$) は、1 ~ 4 cm 厚の間では 1 cm につき約 3.5 % 変動することを示した。そしてこの方法で 6 cm の厚さまで可能であると結論づけ、この方法はまた ^{235}U の評価の場合も適用できると述べている。しかし彼らの方法は、原理的には可能であるが、実際の被曝者に適用する場合問題が多い。すなわち、 ^{239}Pu の低レベル汚染 (最大許容肺負荷量近傍) では計数率が少なく、スペクトルの形状がきわめて悪く (体格依存性も大きい) ピーク位置や半値巾の決定に誤差が大きい。また Pu 中の ^{241}Am の量によって、吸収層を通過して得られるスペクトルの形状は変化するためその補正も必要である。さらに人体バックグラウンドの個人差 (特に ^{137}Cs 量) も問題になると考えられるし、他核種の汚染のある場合や胸部皮膚汚染のある場合にはその評価は非常に困難になるので十分検討する必要がある。

さて、以上述べた種々の方法とは別に、“Mock Pu” を人体に吸入させることにより、直接胸部の実効的な軟組織厚を推定する方法もおこなわれている。Rundo ら⁽⁴⁷⁾ (1969) は、前章で述べたように、 ^{103}Pd と ^{51}Cr からなる “Mock Pu” を人体に吸入せしめ較正をおこなったが、別に肺の自己吸収層厚を含む胸部の実効軟組織厚 (Effective tissue thickness) を求めた。すなわち、“Mock Pu” を吸入した体格の異なる 7 人をコリメートした NaI(Tl) 検出器で測定し、その結果から、 ^{51}Cr の peak/valley ratio, $^{103}\text{Pd}/^{51}\text{Cr}$ の photo peak ratio, ^{103}Pd の counting efficiency を求め、各人の実効軟組織厚を算出した。この厚さを決定するための規準に “Mix D” と点線が使用された。この 7 人の実効軟組織厚と、Ramsden の式を適用して得た平均軟組織厚との間には

$$\text{Effective tissue thickness} = 3 + 0.9 (\text{Mean tissue thickness})$$

の関係があると推定した。このことは、肺中の放射能がほぼ均一に分布していると仮定すれば、肺は低エネルギー X 線に対し無限の厚みをもつ線源と等価であり、肺組織の自己吸収層厚はほぼ一定になることを示している。彼らが得た 7 人の実効軟組織厚は、後に評価に 1 部誤りがあるとして訂正しあらためて Newton ら⁽⁴⁰⁾ (1971) と共に発表した。その結果を第 4 表の group A 7 ~ 9 欄に示す。Newton らはこの論文で、また別に ^{233}Pa (半減期 27 日) の粉塵を体格の異なる 3 名の志願者に吸入せしめ、その人の実効軟組織厚を求めた。これは ^{233}Pa の LX 線の counting efficiency および γ 線 (310 keV) の peak/valley ratio から求めた。この場合も “Mix D” を規準に用いている。この結果は同表の group C 7 ~ 9 欄に示す。その後、Newton ら⁽³⁹⁾ (1972) はまた別に $^{103}\text{Pd}/^{51}\text{Cr}$ の粉塵を、7 人の体格の異なる志願者に、呼吸条件をかえて吸入せしめ、実効軟組織厚を求めた。そして呼吸条件によって実効軟組織厚の変化することを示した。呼吸条件は深呼吸 (1.6 ~ 2.1 litres) と平静呼吸 (0.4 ~ 0.7 litres) とにわけておこない、 $^{103}\text{Pd}/^{51}\text{Cr}$ photo-peak ratio から、胸部前面および側面の実効軟組織厚を求めた。また、彼らは超音波反射法により、肺表面からの胸部壁軟組織厚を測定した。これらの結果は第 4 表の group B 6 ~ 8 欄に示す (ただし側面方向の値を除く)。この結果から、Experiment 1 (平静呼吸) の場合は、Experiment 2 (深呼吸) に比較して、実効軟組織厚が 10 ~ 30 % 程度増加していることがわかる。これは深呼吸の場合には、粉塵が肺の深部から表面にわたり広く一様に分布し、平静呼吸では

第4表 Rundo (40)(47) Newton (39) の“Mock Pu”吸入実験から求めた実効軟組織厚およびShirotaniの式から算出した実効軟組織厚

Group	Subject	Weight (kg)	Height (cm)	Chest circumference (cm)	Observed chest wall thickness (cm)	Observed effective tissue thickness T_{eff} (cm)			Mean tissue thickness T_m (Ramsden prediction) (cm)	Chest wall thickness T_{cw} (Dean prediction) (cm)	Calculated effective tissue thickness T_{eff} (cm) by eq. (3)	
						From ^{51}Cr peak/valley ratio	From $^{103}Pd/^{51}Cr$ ratio	From ^{103}Pd X-ray counting efficiency			Average	with T_m
A (Rundo)	DVB	61.5	184	88.6	-	3.9	3.6	3.8	3.77	1.72	3.74	3.79
	DN	64.5	170	93.5	-	-	-	4.8	4.80	1.95	4.12	4.10
	RPR	70.5	178	95	-	4.4	4.4	4.9	4.57	2.04	4.28	4.21
	JEMJ	79.5	180	96.3	-	4.4	4.3	5.0	4.57	2.27	4.50	4.35
	JR	80.6	178	99.7	-	4.4	4.7	5.5	4.87	2.33	4.73	4.50
	NGS	88.0	183	105	-	4.6	4.1	5.3	4.67	2.47	5.10	4.28
	JWCJ	107.0	194	114	-	5.8	5.0	6.5	5.77	2.83	5.77	5.43
Experiment 1 (normal breath condition)												
B (Newton)	1	76.1	180	97	2.96	-	5.8	-	5.8	2.17	4.72	4.60
	2	82.3	180	96	3.13	-	5.4	-	5.4	2.35	4.77	4.59
	3	95.0	182	110	3.15	-	5.9	-	5.9	2.68	5.66	5.37
	4	61.5	170	94	1.92	-	5.6	-	5.6	1.86	4.06	4.07
Experiment 2 (deep breath condition)												
C (Newton) (Rundo)	4	61.5	170	94	1.92	-	4.4	-	4.4	1.86	4.06	4.07
	5	89.9	183	105	3.70	-	5.2	-	5.2	2.52	5.32	5.08
	6	101.4	180	111	3.84	-	4.9	-	4.9	2.89	5.83	5.46
	7	61.2	184	89	1.67	-	4.0	-	4.0	1.71	3.75	3.80
	JD	51.9	166	89	-	4.4	-	From ^{233}Pa peak/valley ratio	4.80	1.83	3.82	3.81
	MNF	75.2	180	97	-	4.6	-	From ^{233}Pa X-ray counting efficiency	4.80	2.15	4.71	4.27
	JR	80	178	100	-	4.8	-	5.8	5.30	2.31	4.95	4.43

末端気管支の周辺に局所的に分布していると考えると理解される。すなわち、粉塵粒子の肺表面からの平均深度分布は、平静呼吸で深く、深呼吸で浅くなり、実効軟組織厚も当然平静呼吸で厚く評価される。また分布が偏っていれば、検出器に達するX線の軟組織中を通過する距離も長くなり、平均の実効減衰量が増加することを考えれば平静呼吸で厚く評価されることは不自然ではない。表に示す Subject 4 は両方の呼吸条件で測定されており、呼吸条件で相違のあることは明らかである。

以上“Mock Pu”法によって評価される実効軟組織厚は、先に述べた平均軟組織厚や胸部壁軟組織厚のように解剖学的な実在の数値ではなく、線源の分布状態と異なる実効減衰量を等価的に与える厚さを意味しているもので、仮想的な値であることに注意しなければならない。しかし、現実の被曝者の軟組織厚の評価には、この実効的な減衰量を与える仮想的な値が必要なのである。この意味で、“Mock Pu”法により評価された実効軟組織厚の値は実際的である。

RundやNewtonらは“Mock Pu”法によって実効軟組織厚を評価したが、これらのデータを基に一般的な定式化をおこなうことはしなかった。この定式化はShirotaniら⁽⁴⁸⁾(1972)によって試みられた。Shirotaniらは、初めに被曝者の測定データ(大面積薄型NaI(Tl)検出器を使用)から、PuチャンネルのLX線計数率(同位体・娘核種を含む)とAmチャンネルのγ線計数率の比を求め、この比から直接実効軟組織厚を推定する方法を提案した。これは軟組織等価吸収板とPu平面線源を用いて、上述の比を求めておき、被曝者の測定から得た比と比較する方法である。この場合規準に用いた線源と、被曝者の吸入したPu粉塵とは一般に同一の同位体組成(特に²⁴¹Amの量)ではないので、両者の裸の線源を同一のGeometryで測定し、²⁴¹Amのγ線光電ピークを規格化し補正をおこなって比較する。この方法で、²³⁹Puの最大肺負荷量程度までは実用になることを、ファントム(Average-Woman Rando Phantom)実験から確かめた。そしてこのファントムの実効軟組織厚を3.1 cmと決定した。この値は、RundやNewtonの実測値(第4表)と比較して、体格差を考慮すればほぼ確からしい値と考えてよい。次に、Shirotaniらは実効軟組織厚(T_{eff})を算出する経験式の導出を試み、次の式を導いた。

$$T_{eff}(\text{Effective tissue thickness, cm}) = 0.2 \{ T_0 - 4(T_R + T_M) \} + T_M \quad (3)$$

T_0 : 胸厚 (cm), T_R : 肋骨平均厚 (cm), T_M : 肋骨上の平均軟組織厚 (cm) で Ramsden の式から算出される。

この経験式の導出は、実効軟組織厚が肺の自己吸収層厚と肋骨を覆う平均軟組織層厚の和で与えられるという考えに基づいている。すなわち、 $T_{eff} = k_1 \cdot (\text{肺の厚さ}) + T_M$ と置き、第1項が近似的に肺の自己吸収層厚を与えるように k_1 を決定する。肺の厚さは、上述のファントムの水平断面X線写真および人体(等身大)胸部水平断面解剖図より近似的に、 $T_0 - k_2 \cdot (T_R + T_M)$ と与えられることを確かめた。 k_1 と k_2 の値は、先にファントム実験から計数率法によって求めた T_{eff} の値(3.1 cm)、ファントムのX線写真から実測した T_R と T_M の平均値および肺の厚さ(いずれの値もNaI(Tl)検出器窓面内の20 cm直径の範囲で求めた)と胸厚

から決定した。 k_2 の値はまた人体水平断面解剖図からも推定し、ファントムで得た値とほぼ同じであった。

以上のようにして得た経験式(3)が、どの程度の正しさで実効軟組織厚を評価しているかは、Rundo と Newton の“Mock Pu” 吸入者に適用し、その実測値と比較することによってなされた。その計算結果を第4表13欄に示す。この計算において、胸厚は胸囲から近似的に求め、 T_r 値は0.8 cm と仮定した。計算結果は実測値と比較して非常に良く一致しているが、Newton の Experiment 1 (平静呼吸)では誤差が大きくなっている。これは(3)式が均一分布条件で導かれているのに対し、実際の分布は先に述べたように不均一分布をしていると考えられることによる。

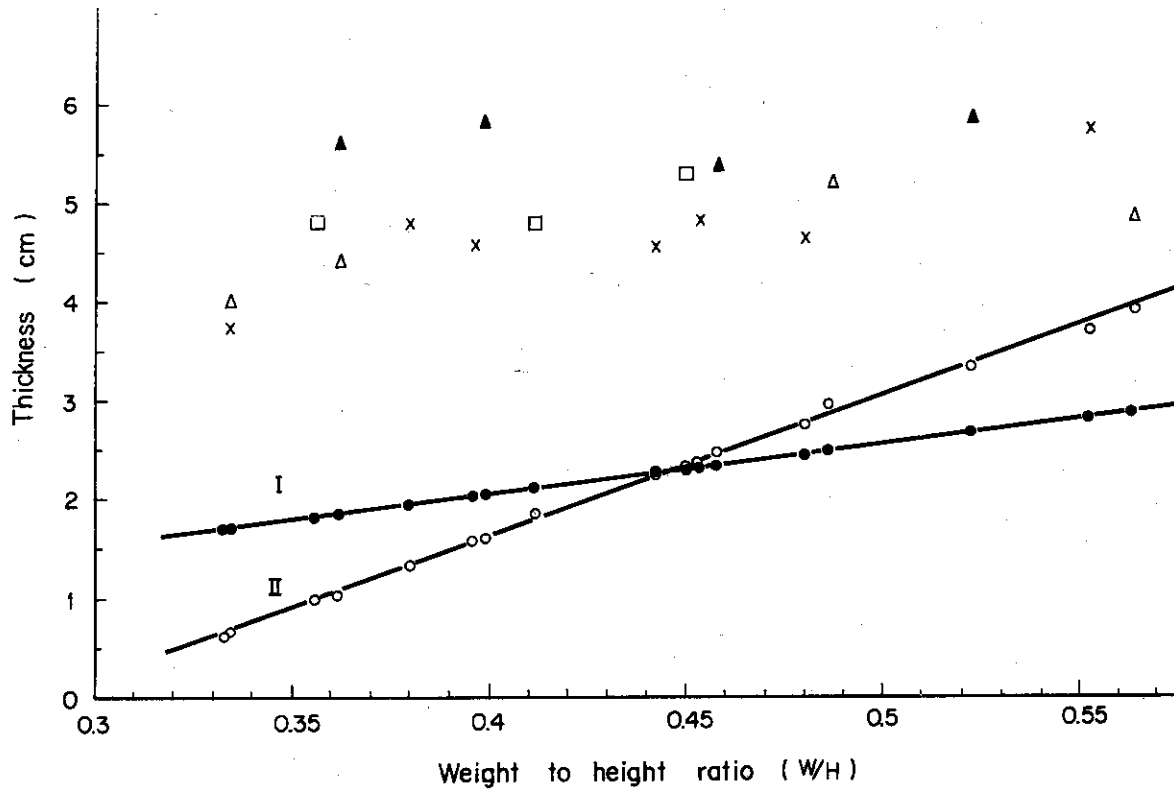
Shirotani⁽⁴⁹⁾ (1973)は、その後発表されたDeanの式(2)を検討し、Ramsdenの式(1)と比較した。両者の式の間には近似的に $T_{CW} \doteq T_m + T_r$ の関係が成立つはずであるが、実際にはこの関係がよく満足されていない。総合的にみて、Ramsdenの式は体重の軽い人、重い人に対しては誤差が大きくなり、Deanの式の方がより実際的な結果を与えると結論した。また(3)式の T_m の代わりに(2)式から得られる T_{CW} 値を用いた場合の誤差について論じ、(3)式は T_m または T_{CW} の誤差が大きくても、評価される実効軟組織厚への影響は非常に小さくなることを示した。第4表の14欄には、 T_{CW} を用いた場合の値を示す。 T_m と T_{CW} 値の差は11~12欄に示すように大きい。実効軟組織厚への影響は小さいことを示している。第6図には、表に示したRundo、Newtonらの実測値と、計算された T_m および T_{CW} 値を示したが、実効軟組織厚が T_m や T_{CW} に比較して大きく肺の自の自己吸収層厚の影響が無視できないことを示している。また T_m より T_{CW} の方が、実測値と比較して合理的であることを、この図は示している。

“Mock Pu”法によって求めた実効軟組織厚は、最も実際的な意味をもつ点において貴重なデータである。その実際的な意味の値が、Shirotaniの式(3)によって体格パラメータを用い簡単に算出され、実測値との差が小さいということは、この式を実際の被曝者の実効軟組織厚の推定に用いても、大きな誤りがないことを示唆している。現在、他に簡単で有効な評価法がないことを考慮すれば、実用性の高い式とみてよいであろう。今後はこの式をさらに精度の高いものとする必要がある(特に不均一分布に対する補正法の問題がある)。

3-2. 幾何学的効率の変動

吸入によって肺に沈着したプルトニウム粉塵は、粉塵の化学的・物理的形態・吸入条件・個人の生理機能の相違により、肺中にほぼ均一にあるいは不均一にさまざまな分布を示すと考えられる。この分布の相違に起因する計数率の変動は、実際の被曝者の肺中分布状況が不明であるため、補正することはできない。しかし、現実可能性のあるさまざまな分布を想定し、ファントムによる静的分布モデル実験から、計数効率の変動巾を推定することは可能である。現在おこなわれている研究も、この変動巾を推定することに関するものである。

不均一分布の場合の計数効率変動巾を知るために、Edling⁽⁵⁰⁾ (1970)はRemabファントムの肺に ^{238}Pu 線源を、3つの異なった位置、すなわち右肺均一配置、右肺上部に点線源1個および複数個配置した場合について、NaI(Tl)検出器を用いて計数効率を求めた(詳細



第6図 Rundo, Wewtonの“Mock pu”吸入実験から得た実効軟組織厚と Ramsden, Deanの式から算した軟組織厚(第4表参照)
 (Effective tissue thickness obtained by Rundo *et al.* and Newton *et al.* (see Table 4) :

- × : Rundo's subjects
- : Newton's subjects
- ▲ : (normal breathing condition) } Newton's subjects
- △ : (deep breathing condition) }
- Curve I ● : Dean prediction(T_{cw})
- Curve II ○ : Ramsden prediction(T_m)

不明)。Shirotnaniら⁽⁵¹⁾(1973)はファントム(Average-Woman Rando Phantom)の両肺部に、一定量の²³⁹Pu線源を、全肺均一分布、両肺上部均一分布、両肺下部均一分布および両肺の胸骨にそう中央部均一分布となるように挿入し、それぞれの場合の計数効率を大面積薄型NaI(Tl)検出器(20cm径×5mm厚)を用いて測定し、それぞれの計数率比を1:1.05:1.30:1.23と決定した。すなわちこれらの分布の場合は、均一分布に比較して最大30%程度の変動巾があることを示した。その後Shirotnaniら⁽⁶⁰⁾(1974)は、肺中の放射能分布を概略推定できるシンチカメラ型肺モニタを用い、未知の分布を推定する研究を続けているが、まだ最終結論には達していない。

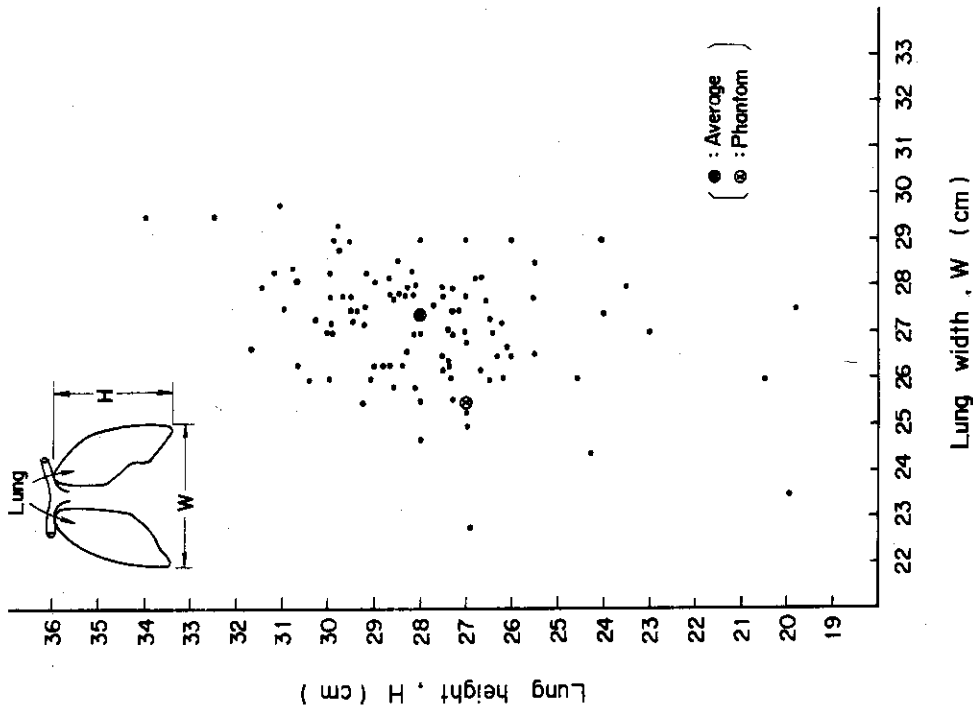
分布がほぼ均一と推定される場合は、Geometryは肺の大きさ・形状および検出器の大きさと肺の実効中心からの距離によって定まるが、肺の大きさ・形状が最も大きく影響する。この場合の効率変動の問題はまたShirotnaniら⁽⁵¹⁾によって詳細に検討された。彼らは、肺の大きさ・形状は個人によって大きく異なるが、問題となるものは肺の平面投影形状であることに着目した。すなわちその形状を肺の高さ(H)と両肺巾(W)によって特徴づけ、(W×H)が肺野面積に比例することをX線写真から確かめ、この肺野面積と計数効率の関係を調べた。そのために、体格の異なる103人のX線写真からWとHの分布を測定し(第7図)、その中から最大、最小および平均に近いものなど4種の肺型を選び、実物大の肺型平面線源を作製した。また同様にファントムの肺型平面線源を作った。それぞれの線源を同一条件で測定し、ファントム線源の計数率で規格化しそれぞれの線源の相対計数効率を求め、各線源の(W×H)値との関係を求めた(第8図)。この曲線は、肺の大きさに起因する効率変動が、平均値±15%程度でそう大きな変動にはならないことを示している。なお肺の立体形状(主として厚さ)は、肺の自己吸収層厚として実効軟組織厚に含まれるため、平面的な広がりのみが問題となるわけである。肺の実効中心から検出器までの距離の変化による効率変動は、上述の肺型平面線源を用いて求め、肺の大きさによる影響は非常に小さいことを示した。

“Mock Pu”吸入実験から、肺内粉塵分布が吸入条件によっては不均一になることを、Ramsden, Rundoらは指摘しているがその分布の様子を具体的に定量的には述べていない。また他にも分布の変動に伴う効率変動を指摘したものもいくつかあるが、定量的にその影響を論じたものはないようである。このことは、それを正確に評価することがそう簡単ではないことを示していると考えてよいであろう。

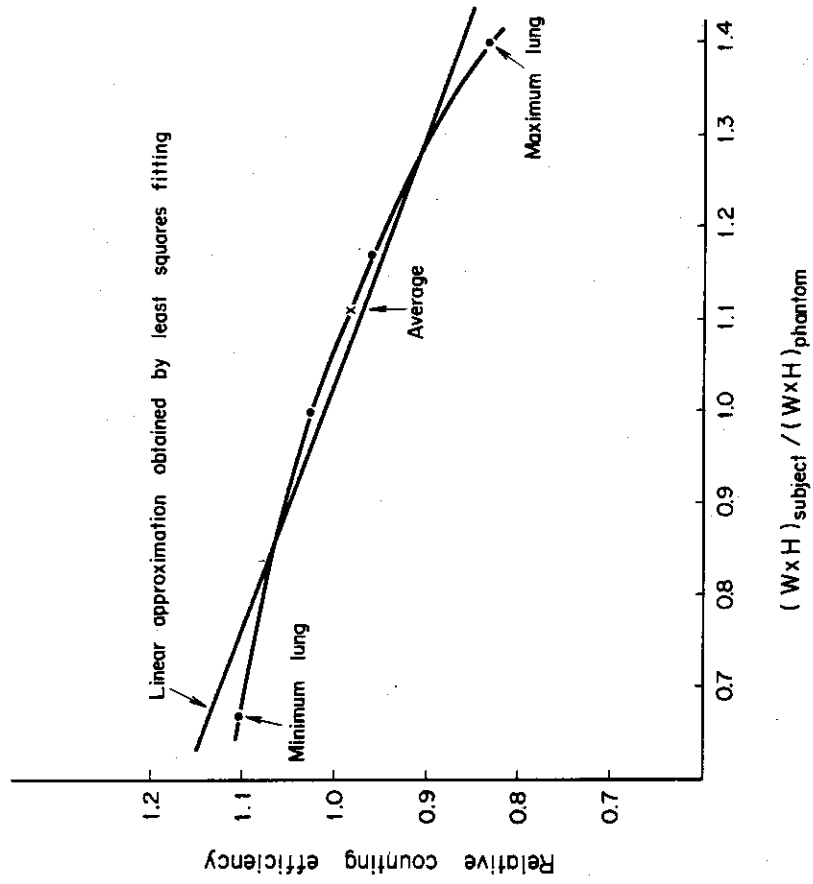
3-3. 肋骨等による遮蔽

肺中の²³⁹Puから放出されるLX線は、肺を覆う肋骨・胸骨等によって遮蔽される(半価層0.05cm)。また肺の1部は心臓・肝臓の裏面にあり、これらの臓器による吸収も非常に大きく、事実上遮蔽体とみなされる。これらの遮蔽の影響を正しく評価することは非常に重要である。肋骨・胸骨その他臓器を有する精密ファントムを用いて較正しても、実際の被曝者としては骨の大きさ・間隔および各臓器の大きさ・位置等が異なり、同じ遮蔽効果を与えるとは限らないことに注意すべきである。遮蔽率はまた検出器の形状・大きさおよび胸廓上の位置によって異なってくる。

Ramsdenら⁽⁴²⁾(1967)は体格の異なる19人の男子のX線写真から、両肺部の第2肋



第7図 成人男子の胸部X線写真から測定した肺巾と肺高の分布
 (Distribution of lung width and lung height
 obtained from chest X-ray radiographs, see
 Ref. (51))



第8図 $(W \times H)_{\text{subject}} / (W \times H)_{\text{phantom}}$ と相対計数効率の関係
 (Relative between $(W \times H)_{\text{subject}} / (W \times H)_{\text{phantom}}$
 and relative counting efficiency, obtained
 from lung shaped plane sources, see Ref. (51))

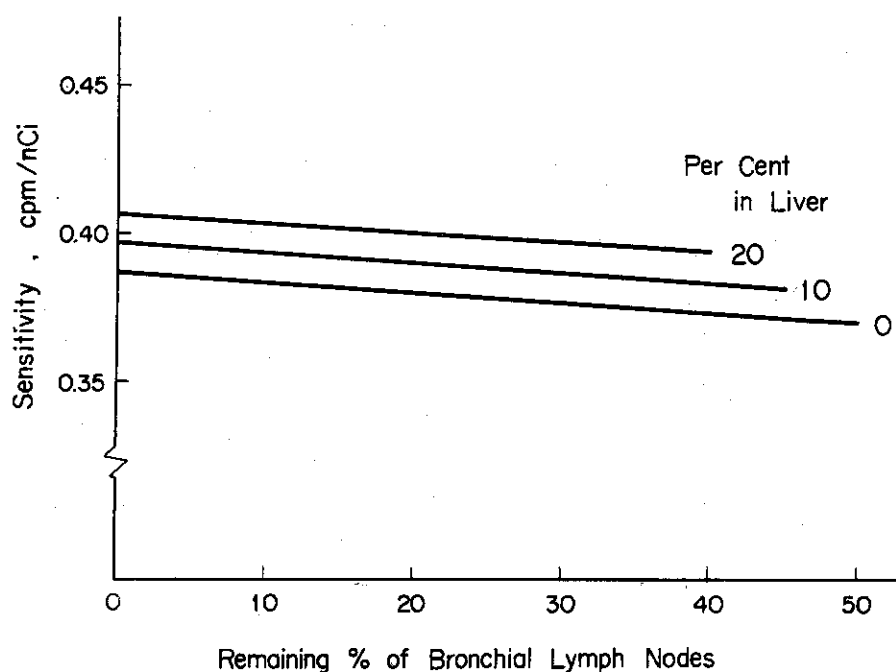
骨から第7肋骨(彼らの比例計数管で覆われる領域)までの間で遮蔽率 (area of ribs and sternum/total chest area) を測定し、平均4.2.9%と求めた。また彼らの使用しているファントム⁽³⁴⁾では3.5.4%であった。Ishiharaら⁽²⁰⁾(1969)は大面積薄型NaI(Tl)検出器(20cm径×5mm厚)を胸部中央に設置した場合の遮蔽率 (bone area/total area of crystal) を、X線写真から測定し5.3%と求めた。Shirofaniら⁽⁵¹⁾(1973)は、体格の異なる15人の男子のX線写真から、遮蔽部分(肋骨・胸骨・心臓)の面積と肺野面積との比 (area of ribs, sternum and heart/area of total lung field) を平均4.7.8%と求めた。また大面積薄型NaI(Tl)検出器(20cm径×5mm厚)を胸部中央に配置した場合の遮蔽率 (area of ribs, sternum and heart/total area of crystal) を平均~~3.7.6~~^{32.4}%と求めた。またファントム(Average-woman Rando phantom)では、それぞれ4.6.4%、~~3.0.9~~^{69.1}%であった。これらの測定の結果、遮蔽率は個人の体格に依存せず、ほぼ一定と考えてよいことがわかった。個人によってはファントムと比較して、20%以上異なる場合もあり、被曝者ごとに遮蔽率を求め、必要に応じて個別に補正することが実際には必要であると結論した。

X線写真から求める遮蔽率は、実際の遮蔽効果と必ずしも一致しないことに注意する必要がある。すなわち、散乱効果が含まれず、また分布の違いに起因して実効的な遮蔽率は変動すると考えられるからである。この点は重要であると思われるが、現在までにこの問題に関し論じた報告はないようである。この点が解明されなければ、X線写真による単純な遮蔽率の違いのみ注目しても、実際の被曝者への補正は、均一分布の場合を除いて、必ずしも正しいものとはいえないであろう。

3-4. 他の器官に沈着した²³⁹Puの影響

吸入されたプルトニウム粉塵は、時間の経過と共に肺以外の器官に移行し沈着する。問題となる器官は、主として肝臓およびリンパ節である。沈着量は時間と共に連続的に変化し、肺モニタ計測への影響を正確に評価することは非常に困難である。現在おこなわれている評価法は、ファントムを用いたある静的条件下の場合について、その影響の程度を調べているに過ぎない。

Ramsdenら⁽¹⁷⁾(1968)は、ファントムを用いて、右肺または左肺に均一に²³⁹Pu線源を分布させ、肝臓部位で得られる計数率を測定し、また逆に肝臓部位に線源を均一に分布させ、右肺と左肺部における計数率を測定した(比例計数管使用)。その結果、肝臓に線源があるとき肺部位の測定に与える影響は、肺に線源があるとき肝臓部位での測定に与える影響より大きいことを示した。このことは、肝臓に沈着する²³⁹Pu量が肺中量に比較して無視できない場合は問題となることを示している。Swinthら⁽⁵²⁾⁽⁵³⁾⁽⁵⁴⁾(1968)は、NaI(Tl)検出器⁽⁵⁴⁾を用いて、Remabファントムの肺、気管支リンパ節および肝臓に均一に²³⁹Pu線源を分布させ、肝臓中の²³⁹Pu量をパラメーターとし、リンパ節中の線源量を変えて計数効率の変動を調べた。その結果を第9図に示す。効率は肝臓中の量の増大と共に増加し、リンパ節への移行と共に減少することを示している。そして、肝臓中の量が肺中の1.2%であるとき効率の増加は、リンパ節への移行がない条件で、4%であると述べている。Mannら⁽⁵⁵⁾(1967)は、²³⁸Puの肺および肝臓中の量を評価するために、Remabファントム中のそれらの臓器に線源を均一



第9図 Swinthの得た肝臓、リンパ節中の ^{239}Pu 量を変化させた場合の計数効率の変動
(Variation of counter sensitivity with changes in the In Vivo distribution of plutonium, see Ref. (53))

に分布させ、NaI(Tl)検出器(4"径×4mm厚)を用いて実験をおこない、計数効率を求めたが、臓器間相互の計数の影響については特に言及していない。この他にも肝臓に対する効率を、ファントムを用いて求めている例はあるが、肝臓沈着が肺計測に与える影響については述べていない。

以上は、いずれもファントムによる実験結果であって、肝臓およびリンパ節からの影響の程度を推定しているものに過ぎず、実際の被曝者に対して補正できるデータを得るまでには到っていない。この問題については、さらに今後の研究が望まれる。

3-5. 人体バックグラウンドの問題

体内組織中に存在する ^{40}K およびfall outに由来する ^{137}Cs の量は、個人の体格や食生活によって異なる。この ^{40}K と ^{137}Cs による放射線は、 ^{239}Pu 肺計測にバックグラウンドとして働き、個人差が大きいので、肺汚染量が最大許容肺負荷量前後であれば、 ^{239}Pu 肺中量の評価に大きく影響する。従って個人のバックグラウンドを正しく評価しておくことは非常に重要なことである。

RamsdenとSpeight⁽¹⁷⁾⁽⁵⁶⁾(1967)は、彼らの比例計数管およびNaI(Tl)検出器の人体バックグラウンド放射線に対する較正を、水ファントムとK(140g)と ^{137}Cs (20mμCi)を溶解した水ファントムを用いておこなった。またNaI(Tl)検出器を用いて、体格の異なる17人についてバックグラウンドを測定し、Am-チャンネル(27~78keV)の

計数率と、Kおよび ^{137}Cs 量との関係を求めた(K, ^{137}Cs 量はWhole Body Counterで測定して求めた)。その結果から、 $x = (\text{体重}(\text{kg}) / \text{身長}(\text{cm})) \times (1/K \text{の量}(\text{g}))$ を算出し、 $y = (\text{Am-チャンネルの計数率}) / (\text{Am-チャンネルの予測計数率})$ との間に

$$y = 319.75 x + 0.0995$$

なる関係のあることを示した。この式を用いて、最終的に個人のバックグラウンドの評価は、 $\pm 6\%$ の精度で可能であると述べている。Swinth⁽⁵⁴⁾(1970)は、NaI(Tl)検出器による人体バックグラウンドの測定から、17 keV X線チャンネルの計数率と高いエネルギー領域(136~176 keV)の計数率との間に、直線関係が存在することを示し、この高いエネルギー領域の計数率から一般に17 keV X線チャンネルの計数率が予測できると述べている。一方別に、Shirovaniらは、大面積薄型NaI(Tl)検出器を用い、多数の人体バックグラウンドの測定をおこない、Pu-およびAm-チャンネルの計数率を求めた。また各被検者をWhole Body Counterで測定し、 ^{40}K と ^{137}Cs の量を求め、先に求めたPuとAm-チャンネルの計数率との間の相関関係を求めたが、必ずしも良好な直線関係は得られなかった。そして、一般に体格パラメータと ^{40}K 、 ^{137}Cs 量から、被曝者のPu-およびAm-チャンネルのバックグラウンド値を予測することは、誤差が大きくなる可能性が強いと結論した。そして実際には、プルトニウム取扱い関係者は、全員定期的にバックグラウンドを測定し、記録し、被曝時にはその各個人の値を使用することが最も良いと結論した。

3-6. プルトニウム同位体組成比

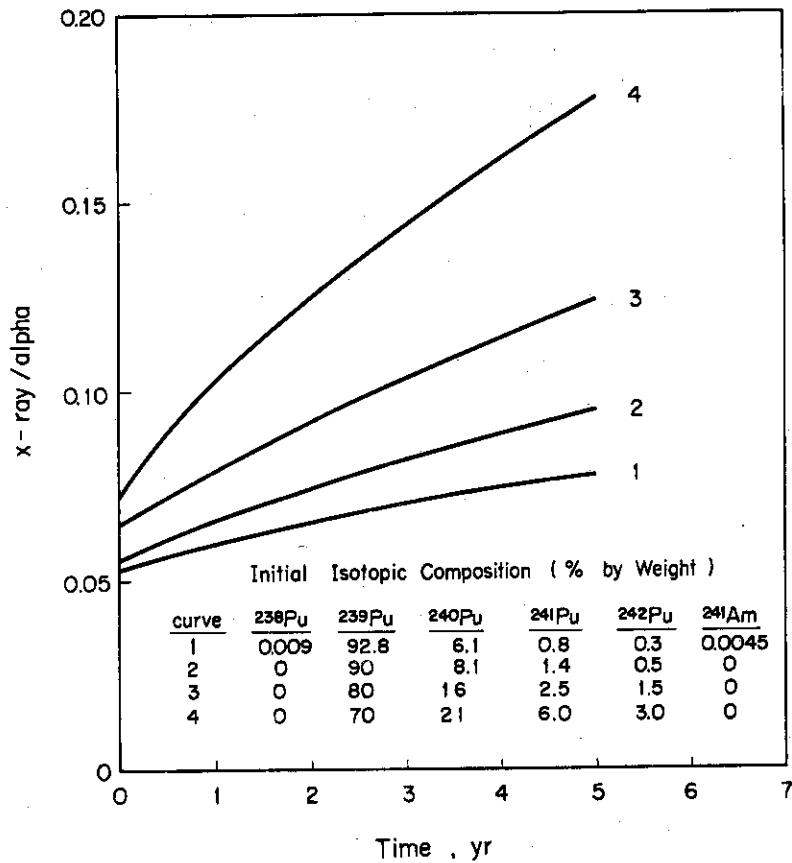
プルトニウムはウランの燃焼にともない生成されて、第5表に示すように、多くの同位体がある。プルトニウム試料中の同位体および娘核種(^{241}Pu の β 崩壊から生ずる ^{241}Am)の存在比は、ウランの初期の同位体組成、燃焼度および経過時間などによって異なる。通常最も多量に含まれるのは ^{239}Pu で、最も問題となる核種である。これらの同位体および ^{241}Am は α 崩壊核種(^{241}Pu は β 崩壊が主で α 放出率はきわめて低い)であり、LX線放出率は表に示すように同位体によって異なるが非常に低い。肺中の ^{239}Pu 量をX線計測で決定するためには、吸入したプルトニウム粉塵の同位体と ^{241}Am の存在比を明確に分析しなければならない。そして全X線計数値の何%が ^{239}Pu によるものであるかを知ることが重要である。特に重要な核種は、 ^{239}Pu 、 ^{240}Pu 、 ^{241}Am である。すなわち、 ^{240}Pu は ^{239}Pu に次いで多く存在し、半減期は ^{239}Pu の約1/4であり、LX線放出率は約3倍である。 ^{241}Am の親元素 ^{241}Pu の半減期は13.2年と短かく、 ^{241}Am 量は時間と共に増加し、かつ ^{241}Am のLX線放出率は ^{239}Pu に比較して約1桁も高い。これらの理由から ^{240}Pu と ^{241}Am の存在は、 ^{239}Pu の測定に大きな影響を与えることに注意しなければならない。

プルトニウム同位体組成比の問題に関しては、Swinth⁽⁵⁷⁾⁽⁵³⁾(1968)が詳細に検討をおこなった。彼はプルトニウムのX/ α 比が、その同位体組成に重要な因子となることを述べ、同位体組成の異なるプルトニウムに対し、X/ α 比の時間的変化を計算で求めた(第10図)。また同位体組成と、X/ α 比、X/MPBB(Maximum Permissible Body Burden)比との関係(第6表)を求めた。その他照射時間とX/ α 比、照射時間と同位体組成比の関係な

第5表 問題となるプルトニウム同位体とその娘核種

(Alpha and electromagnetic radiation
from plutonium isotopes and americium
-241)

Isotope	Half-life (years)	Radiation	Energy	Abundance
Pu-238	86	α LX-rays γ	(5.50 MeV 5.46 MeV 17keV(av) 44 keV	0.72 0.28 0.13/ α -decay $3.4 \times 10^{-4}/\alpha$ -decay
Pu-239	2.4×10^4	α L α X-ray L β X-ray L γ X-ray γ	(5.15 MeV 5.11 MeV others 13.6 keV 17.4 keV 20.5 keV 39 keV 53 keV	0.88 0.11 0.01 $1.4 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $2.1 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $0.4 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $2.0 \times 10^{-5}/\alpha$ -decay $7.0 \times 10^{-5}/\alpha$ -decay
Pu-240	6.5×10^3	α LX-rays γ	(5.17 MeV 5.12 MeV 17keV(av) 44 keV	0.76 0.24 0.1/ α -decay $10^{-4}/\alpha$ -decay
Pu-241	1.33×10	β α γ	Max. 20keV 4.9 MeV 100-145keV	0.99996 4×10^{-5} 1.2×10^{-5}
Pu-242	3.8×10^5	α LX-rays γ	(4.9 MeV 4.86 MeV 17keV(av) 44 keV	0.76 0.24 0.1/ α -decay $10^{-4}/\alpha$ -decay
Am-241	4.6×10^2	α L α X-ray L β X-ray L γ X-ray γ	(5.49 MeV 5.44 MeV others 14.0 keV 17.8 keV 20.8 keV 26.4 keV 43 keV 59.6 keV	0.85 0.13 0.02 $13.5 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $18.4 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $5.0 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $2.5 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay $6 \times 10^{-4}/\alpha$ -decay $35.9 \times 10^{-2}/\alpha$ -decay



第10図 Pu同位体組成の違いによるX/α比の時間変化
 (Change in X-ray to alpha ratio with time for various initial isotopic composition, see Ref. (53))

第6表 プルトニウム同位体組成の違いが最大許容身体負荷量に与える影響
 (Effect of isotopic composition on Maximum Permissible Body Burden, see Ref. (53))

Percent ²³⁹ Pu by weight	MPBB per microgram	X-rays/MPBB	X-rays/Alpha	Percent of MPBB due to ²⁴¹ Pu
99.4	0.156	609	0.041	0.4
96.7	0.180	634	0.046	7.8
94.4	0.225	685	0.058	18.7
92.8	0.281	506	0.053	35.4
90.0	0.357	414	0.055	48.8
80.0	0.522	390	0.065	59.4
69.2	0.950	276	0.074	74.0
40.6	1.65	328	0.093	73.0
33.6	1.15	180	0.082	85.5

ど、有益なデータを多く示している。彼はまた比例計数管と薄型NaI(Tl)検出器を組合せた、同時計数型検出器を作製し、異なった同位体組成比の線源のX/ α 比を求める実験をおこなった。さらにX、 α 用半導体検出器を用いても測定をおこなっている。Watanabeら⁽⁵⁸⁾(1964)は、 α 半導体検出器により同位体の α スペクトルを、薄型NaI(Tl)検出器により γ ・Xスペクトルを、2 π ガス比例計数管により全 α 計数値をそれぞれ求めることによって、プルトニウム試料の同位体組成比を算出した。ただし、²⁴¹Pu量は²⁴¹Am量から間接的に推定する方法をとっている。Tanakaら⁽⁵⁹⁾(1971)も、Watanabeらと類似の方法で同位体組成比を求めたが、²⁴¹Pu量の決定は液体シンチレーション検出器を用いている点が異なっている。

被曝者の吸入したプルトニウム粉塵は、事故現場から必要量を採取できればよいが、十分な量が得られないと測定に時間を要し、統計的精度が低下する。また、事故時に迅速に簡単に使用できる専用の分析装置の開発、および簡単な評価法の確立など、実際的な管理の面からみると今後に残されている問題も多く、開発研究も急がれるところである。

3-7. その他の問題

以上述べた他に、実際問題として補正の対象になる因子もいくつかある。それらについて簡単にふれておく。

第1に、皮膚汚染の問題である。粉塵吸入の際、粉塵によって皮膚(特に胸部)が汚染された場合、それが容易に除染されるなら問題はないが、皮膚に浸透し十分除染効果の得られないとき、その汚染量によっては肺計測に大きな影響を与える。浸透の深さが α 線の通過できる程度であれば、 α 線測定からその汚染部位・汚染量の推定もでき、補正は原理的に可能である。しかしそうでない場合の評価は非常に困難である。さらに胸部に傷があり、そこで浸透がある場合には一そう困難になる。皮膚汚染のある場合については、Swinth⁽⁵²⁾(1968)が簡単なモデルで検討をおこなっているのがみられる程度で、現在ほとんど研究されていない。今後の研究課題として重要であると考えられる。

第2に、鉄室内自然計数の変動がある。被曝者の測定は常に鉄室内でおこなうが、鉄室内の自然計数値は年間を通していつも一定な値ではなく、日によって月によって変動するものである。また、原子炉施設の近傍に設置されている鉄室では、原子炉から大気中に放散させている放射性物質の影響を受け、時にはかなり大きく変動することがある。わが国において近く運転が予定されている再処理工場が、本格的に操業を始めると大量の放射性物質が大気中に放散され、近くの鉄室(原研、動燃など)ではその影響をかなり大きく受けるものと推定される。従って、それらの影響を考慮しバックグラウンドの変動には十分注意し、その補正も適切になされなければならない。

第3に、他核種を含む場合がある。プルトニウム以外の核種で同時に汚染されているとき、その核種が γ (X)線出するものであれば、Pu-およびAm-チャンネルにおけるバックグラウンドを変化させる。従って、粉塵試料の γ 線スペクトル、被曝者のWhole Body Counterによる高エネルギー領域までの測定データ等を用い、その²³⁹Pu測定に与える影響を調べておき、適切なる補正がなされなければならない。

第4に、検出器設定の誤差によるもの。これは被曝者測定の際の、検出器の胸部上の位置の

不確定さによるもので、補正は出来ないが、その設定誤差の変動範囲は知っておかなければならない。平均体格に近いものであれば、この不確定誤差は5%程度以下になるが、肥満体格者ではこの誤差はかなり大きくなる場合がある。

以上の他に、ファントムと人体との形状・構成材質の違いなどに起因する unknown な誤差もあるが、これは補正の対象とはならない。

なお被曝者が女性である場合、検出器は胸部背面に設置し、測定される。しかし今までになされた研究はすべて男子を対象とし、胸部前面から測定する場合である(比較のため背面測定の例もあるが)。体格の異なる女性に、しかも背面から測定する場合には、体格差の補正は別に考慮しなければならない。しかし、女性に対する放射線の影響を考えると、プルトニウムその他放射性粉塵で汚染される可能性のある職場からは十分遠ざけることがまず必要であろう。

以上本節には、肺中 ^{239}Pu 量の評価の精度を高める意味で、実際に無視できない因子を述べた。これらの因子も十分に検討し、必要なデータを得ておくこともまた重要なことである。

4. 今後の方向と問題点

肺モニタ用比例計数管の今日までの開発は、最小検出限界の向上を目指す基礎技術の研究に多大の時間と労力を集中させ、単純な構造から逆同時計数管内蔵の多心線複合構造へと発展し、パルス波形選別技術の併用と共に性能は大巾に向上した。そして、現在ではその性能向上もほぼ限界に達した観がある。今後は、実用性の観点に立ち、長期間安定性の高い、最適 Geometry を得る管体構造で、取扱いの容易な“商品”としての計数管の開発に努力する必要がある。そのためには、計数ガスを純化装置に通しフローさせる方式では問題が多く十分でない。高純度ガスを密封した計数管とすべきである (Lausiert, Shirotani らの計数管はガス密封構造で安定性は高く、取扱いも容易である)。次に、大面積薄型 NaI(Tl) 検出器は、構成が簡易・取扱い容易で、効率が高く測定エネルギー範囲の広いことなどの利点から、今後さらに広く利用されるであろう。自然計数の低減は、Laurer らの CsI(Tl) 結晶を重ねた検出器にみられるように、技術的に可能であり、今後も良い研究成果が期待されるであろう。一方 Shirotani らによって開発された、シンチカメラ型大面積薄型 NaI(Tl) 検出器は肺内放射能分布の推定も可能であり、1つの新しい検出器の方向を示す試みとして今後の研究成果が注目されよう。半導体検出器に関しては、現在大面積のものが得られないこと、経済的な問題が大きいことなどの理由から、現在では実用性が高いとはいえない。しかし半導体検出器のもつ高分解能の長所により、核種の同定・定量の精度は高まり、特に Pu, Am 以外の核種を含む混合核種による被曝に対しては、その秀れた長所を十分に発揮できる点は注目に値する。今後半導体検出器の開発研究の進歩と共に、その応用の可能性も高まるであろう。

較正法の研究は、ファントムの開発から始まり各種補正法の研究に到るまで、多く研究成果をみたが、まだ十分といえる段階ではない。肺中プルトニウム量の正確な評価の困難さは、要するに、入力条件(粉塵の化学的・物理的形態、吸入条件)と出力条件(生理機能にも関連して粉塵の肺内および他器官内における分布とその時間的変動や体格差による X 線の散散・吸収条件)が、事故の規模・内容および個人の条件によって異なり、一定しないことに原因している。従って、平均値的な静的モデルであるファントムから得られる較正定数を、どのように補正したら最も実際に近い値になるか、ということが問題になるわけである。“Mock Pu” 吸入法で直接人体で較正するのは、体内における複雑な動的影響を総合的に直接とらえようとするものであるが、やはり個人差の補正はまぬがれない。

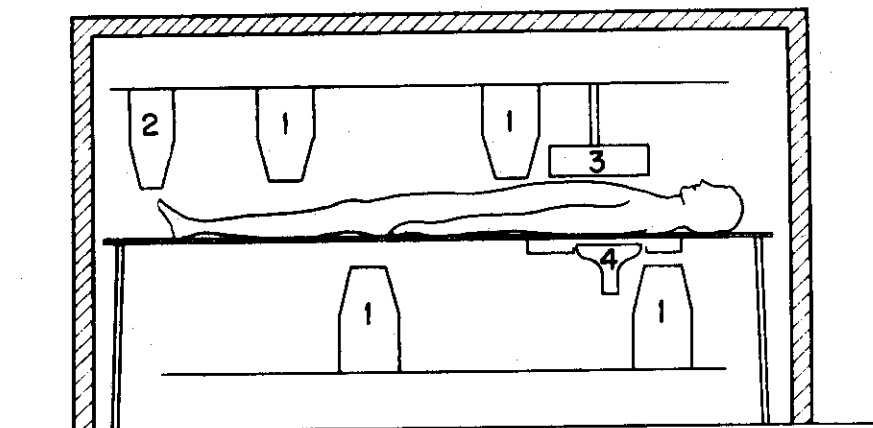
個人差の補正に関する研究の中で、最も重要なものは実効軟組織厚の決定とプルトニウム粉塵の肺内分布の決定に関するものである。前者の研究は、他の因子と比較して、物理的に評価し易い点もあって最も進んでおり、実際の被曝者に対しそう大きな誤りがない程度にまで推定することができる段階に入ってきた。しかし粉塵の不均一分布に伴う実効軟組織厚の変動については、正確に評価されず、今後さらに研究を重ね精度の高い評価法の確立が望まれる。後者の分布の問題に関しては、現在ではほぼ均一に分布するモデルを採用しているが、実際に種種異なった条件下の被曝に対し、常に均一分布を仮定することは、Ramsden も指摘しているように、問題がある。被曝者個人の肺内分布を決定できない現状では、ファントムを用い分布

モデルを種々設定して、分布の相違による計数効率の変動巾を求め、被曝者の肺中プルトニウム量の評価の誤差範囲を推定するに止まっている。この分布の決定に関する研究は、今後さらになされる必要がある。

次に問題となるのは、肺以外の器官に移行沈着した場合の影響の評価である。短時間で体外に排泄される部位に沈着したものは、大きな問題とはならないが、肝臓・リンパ節などに沈着したものは影響はあるが、その評価はまだ十分なされていない。代謝モデルから、それらの器官に移行する割合は推定できても、X線計測に与える影響は個人の体格差によって異なるところに困難さがある。一般に肺中プルトニウム量の決定に大きな誤差を与える可能性のある因子でも、物理的に評価し易い因子（例えば同位体組成比、バックグラウンド値など）であれば問題は少ないが、個人の生理機能などに関係して時間と共に変動する動的因子（例えば上述の分布や他器官への移行など）の計測に与える影響は、それが現在十分に評価されていないという点において問題が大きいものである。これらの動的因子については、今後の研究成果を期待したい。

較正法にも関係して、測定方式は今後も重要な問題であるので、ここで簡単に述べておく。従来、肺モニタといえば、特殊な比例計数管や薄型NaI(Tl)検出器を使用するためか、通常のWhole Body Counterとは異質の独立したものと考えられ勝ちである。初期のころはそれでもよかったが、現在では肺モニタによる肺計測は、広いエネルギー範囲にわたって全身計測の立場からも考えなければならぬ方向に向っている。すなわち、肺計測と同時に、全身計測により高エネルギー領域における汚染の有無を判断し、また個人の ^{40}K 、 ^{137}Cs の量を把握し、Pu-およびAm-チャンネルへの影響を知ることが重要になっている。Ramsden⁽¹⁷⁾は今後の計測方式として、全身計測も同時におこなうmulti-detector systemを示した（第11図）。またShirotniらは、現在肺計測に大面積薄型NaI(Tl)検出器を胸部前面に設置し、胸部背面には大型NaI(Tl)検出器（20 cm径×10 cm厚）を配置したtwin測定方式を採用して、被検者の測定をおこなっている。将来はmulti-crystal systemとする構想をもっている。一般にmulti-detector systemでは情報量の大幅な増加を意味するため、データ解析・整理は電子計算機に依存することが多くなることは避けられなくなり、肺モニタ装置も複雑化・精密化の方向に進んでいるといえよう。

以上、肺モニタ検出器、較正法および測定方式についての主要な問題点、今後の方向について述べたが、残る問題も十分に研究されその成果が実際の管理に利用されてゆかなければならないことはいうまでもない。



ASSEMBLY IN BODY MONITOR SHIELD

- 1 . 5" x 4" CRYSTALS
- 2 . 5" x 2½" COLLIMATED SCANNING CRYSTAL
- 3 . PROPORTIONAL COUNTER-2 OFF
- 4 . THIN CRYSTAL DETECTOR

第11図 Ramsdenが新たに計画している全身計測装置
(Schematic plan of new equipment - whole
body monitor, see Ref. (17))

お　わ　り　に

本報告は、プルトニウム肺モニタの検出器およびその較正法に関し、今日までになされてきた代表的な研究の成果を概略紹介したものである。代謝に関する基礎的研究、汚染事故測定例に関する論文はすべて割愛されている。それは、前者は計測に直接的ではないこと、後者は較正に関する明確な記述がないことによる。しかし、それらが重要でないというのではなく、内容的にみて本報告とは別にまとめるのが適切であると考えたからである。特に、後者の汚染事故例の記録は、実際の観点からまとめておけば有益な資料となるであろう。

本報告に紹介した内容は、必ずしも十分でなく舌たらずの観もあるが、これを足がかりに原論文にふれ肺モニタの研究現状とその重要性を認識していただければ幸である。

最後に本報告の原稿に目を通され、多くの訂正箇所を指摘され御教示を頂いた、当研究室長 藤田 稔氏にその労を感謝いたします。

文 献

- (1) B.A.J. Lister : AERE-L 151, (October, 1964).
- (2) H. Fessler, H. Kiefer and R. Maushart : Atompraxis, 7 (11) 401 (1961).
- (3) R. Ehret, H. Kiefer, R. Maushart and G. Möhrle : "Assessment of Radioactivity in Man" Vol 1, p.141 (1964), IAEA, Vienna.
- (4) B.T. Taylor and J. Rundo : AERE-R 4155 (October, 1962).
- (5) P.N. Dean : IAMS-3034, (1964).
- (6) A. Lansiaert and J.P. Morucci : "Assessment of Radioactivity in Man" Vol. 1, p.131 (1964), IAEA, Vienna.
- (7) P. Boulay : "Advances in Physical and Biological Radiation Detectors, Proceedings of a Symposium" p. 287 (1971), IAEA, Vienna.
- (8) D. Ramsden : AEEW-M 526, (May, 1965).
- (9) D. Ramsden : Health Phys. 16, 145 (1969).
- (10) R.A. Pike and D. Ramsden : AEEW-M 912, (August, 1969).
- (11) W.H. Tyree : REP-637 (January, 1966)
- (12) B.T. Taylor : Health Phys. 17, 59 (1969).
- (13) T. Tomitani and E. Tanaka : Health Phys. 18, 195 (1970).
- (14) T. Shirotani, M. Fujita and M. Tatsuta : JAERI-memo 4145 (Unpublished), (November, 1970).
- (15) K.H. Lidén and R.C. McCall : "Whole-Body Counting", p.145 (1962), IAEA, Vienna.
- (16) M.R. Boss and J.R. Mann : Health Phys. 13, 259 (1967).
- (17) D. Ramsden and R.G. Speight : "Diagnosis and Treatment of Deposited Radionuclides", p.171 (1968), Excerpta Medica Foundation.
- (18) B.V. Andersen, P.E. Bramson and H.V. Larson : BNWL-SA-1765 (September, 1968).
- (19) G.R. Laurer and M. Eisenbud : "Diagnosis and Treatment of Deposited Radionuclides", p.189 (1968), Excerpta Medica Foundation.
- (20) T. Ishihara, T. Iinuma, E. Tanaka and S. Yashiro : Health Phys. 17, 669 (1969).
- (21) 城谷孝, 藤田稔 : JAERI-memo 4455 (Unpublished), 1971年5月.
- (22) W.H. Tyree and J.R. Man : Health Phys. 19, 359 (1970).
- (23) D. McConnon : BNWL-1178, (July, 1970).
- (24) B.V. Andersen, P.E. Bramson and C.M. Unruh : "Advances in Physical and Biological Radiation Detectors, Proceeding of a Symposium", p.495 (1971), IAEA, Vienna.
- (25) G.C. Huth : IEEE Trans. Nucl. Sci. NS-13, 36 (1966).

- (26) G.C. Huth and P.J. Moldofsky : "Advances in Physical and Biological Radiation Detectors, Proceeding of a Symposium", p. 225 (1971), IAEA, Vienna.
- (27) G.C. Huth and P.J. Moldofsky : "Semiconductor Detectors in the Future of Nuclear Medicine ", p.79 (1971), Society of Nuclear Medicine, INC., New York.
- (28) 立田初己, 城谷 孝 : JAERI-memo 2426, 1966 年 9 月 .
- (29) 富谷武浩 : 原子力学会誌, 12, 322 (1970).
- (30) P.E. Morrow (Chairman) : "Health Phys. 12, 173 (1966).
- (31) F.W. Spiers : Brit. J. Radiol. 19, 52 (1946).
- (32) D.E.A. Jones and H.C. Raine : Brit. J. Radiol., 22, 549 (1949).
- (33) D.D. Lindsay and B.E. Stern : Radiography, 3, 355 (1953).
- (34) R.G. Speight, C.O. Peabody and D. Ramsden : "Assessment of Radioactivity in Man", Vol. 1, p.115 (1964), IAEA, Vienna.
- (35) R.E. Cofield : Health Phys. 2, 269 (1960).
- (36) 八代重雄, 石原十三夫, 飯沼 武 : NIRS-Pu-6, P34, (1969),
または NIRS-Pu-8, P.7 (1971).
- (37) D.V. Booker, A.C. Chamberlain, J. Rundo, D.E.F. Muir and M.L. Thomson: Nature, 215, 30 (1967).
- (38) J. Rundo, B.T. Taylor, D.V. Booker and D. Newton : Nature, 217, 642 (1968).
- (39) D. Newton, F.A. Fry, B.T. Taylor and M.C. Eagle : "Assessment of Radioactive Contamination in Man", p. 83 (1972), IAEA, Vienna.
- (40) D. Newton, J. Rund and B.T. Taylor : "Radiation Protection Problems relating to Transuranium Elements", p. 469 (1971), CID, Luxembourg.
- (41) D. Ramsden, D.A. Waite : "Assessment of Radioactive Contamination in Man", p.65, (1972), IAEA, Vienna.
- (42) D. Ramsden, C.O. Peabody and R.G. Speight : AEEW-R 493, (March, 1967).
- (43) P.N. Dean : Health Phys. 24, 439 (1973).
- (44) A.G. Bukovitz, J.A. Sayeg, A.A. Spritzer and A. Brodsky : Health Phys. 17, 71 (1969).
- (45) P.N. Dean, D. Ramsden and J. Rundo : Health Phys. 19, 312 (1970).
- (46) S.M. Morsy, F.M.E. Assaly and A.A. Aloush : "Assessment of Radioactive Contamination in Man", p.83 (1972), IAEA, Vienna.
- (47) J. Rundo, K. Rudran and B.T. Taylor : Health Phys. 17, 155 (1969)
- (48) T. Shirotani and M. Fujita : J. Nucl. Sci. Technol., 9, 165 (1972).
- (49) T. Shirotani : J. Nucl. Sci. Technol., 10, 647 (1973).

- (50) D.A. Edling : Fifteen Annual Meeting of the Health Physics Society, Health Phys., 19, 358 (1970).
- (51) T. Shirotani and M. Fujita : J. Nucl. Sci. Technol., 10, 301 (1973).
- (52) K.L. Swinth : BNWL-715, Part 1, pp 1-15, June 1968.
- (53) K.L. Swinth : "Diagnosis and Treatment of Deposited Radionuclides", p. 208, (1968), Excerpta Medica Foundation.
- (54) K.L. Swinth and B.I. Griffin : Health Phys., 19, 543 (1970).
- (55) J. R. Mann, R.W. Bistline and V.P. Johnson : RPR-954, June 1967.
- (56) R.G. Speight : AEEW-M715, July 1967.
- (57) K.L. Swinth : BNWL-715, Part 1, pp 20-38, June 1968.
- (58) K. Watanabe, E. Sakai and K. Minami : J. Nucl. Sci. Technol. 1, 197 (1964).
- (59) E. Tanaka, Y. Noda and T. Ishihara : NIRS-Pu-8, p 4, (1971).
- (60) 城谷 孝, 藤田 稔, 水下誠一 : 第 11 回理工学における同位原素研究会 (18a-I-5), 1974年6月