

臓器線量構築検討会報告書

平成 31(2019)年 3 月

公益財団法人 放射線影響協会

臓器線量構築検討会報告書

概要

(公財)放射線影響協会は国の委託を受けて 1990 年から放射線業務従事者の低線量放射線に関する疫学的調査(J-EPISODE)を実施し、1 cm 線量当量で評価した線量との関連で健康影響を解析してきた。このたび放射線影響協会に平成 29・30 年度に設置された有識者で構成される臓器線量構築検討会が臓器線量構築に関する報告書を取りまとめた。

臓器線量構築方法は基本的に IARC15 カ国共同研究で採用されたアプローチに準拠した。個人線量計タイプごとに、特定の光子エネルギーおよびジオメトリの組合せの下で、個人線量計指示値と空気カーマの関係（線量計レスポンス）を求め、また、ファントムによるシミュレーションで空気カーマと臓器吸収線量の関係（空気カーマ当たり臓器線量）を明らかにした。次いで、放射線業務従事施設における平均的な被ばく光子エネルギー分布とジオメトリ分布を用いて、これらを加重平均することによって、線量計指示値から臓器線量への換算係数を求めた。

しかしながら、日本で使用されている個人線量計の特性および使用状況、ならびに、日本人の体型等を考慮して、IARC 研究の方法に以下のような修正を加えた。

IARC 研究は古い時代の多くの線量単位を扱う必要から $H_p(10)$ を共通数量としていたが、欧米の原子力産業に比べ後発である日本は、照射線量概念から始まったので、共通数量は空気カーマを採用し、変換方式のフレームワークを簡明化した。

2000 年代以降日本で使用される主測定器、すなわち、ガラスバッジ(GB)、電子式個人線量計(EPD)および光刺激ルミネセンス(OSL)線量計の線量計レスポンスデータは日本原子力研究開発機構で試験を行って取得した一方、原子力産業開始以降使用されているフィルムバッジ(FB)および熱ルミネセンス線量計(TLD)の線量計レスポンスデータは IARC 研究のデータを参照し、空気カーマ当たりの線量計レスポンスに変換した。

IARC 研究で仮定された光子エネルギー分布とジオメトリ分布は、日本の原子力施設で 1980 年代に実施された先行研究を参照することによって、日本の放射線業務従事者に適用可能であることが確認された。

空気カーマから臓器線量への換算係数は、ICRP Publ. 110 に準拠した日本人成人男性ボクセルファントム(JM-103)について開発を行った。コーカソイドモデルの標準成人男性ファントム(RCP-AM)との差異は小さいことが明らかになった。

以上の結果を総合することによって、放射線業務従事施設、年度、臓器別に線量計指示値から臓器線量への換算係数が作成された。今後、これが臓器線量構築に適用され、がん罹患・死亡のリスク解析に適用されることになる。

本検討会は原子力規制庁の委託事業の中で実施された。

Reconstruction of Organ Dose for Japanese Epidemiological Study on Low-Dose Radiation Effects (J-EPISODE)

SUMMARY

The Expert Committee set up in the Radiation Effects Association during 2017-18 compiled the report on Reconstruction of Organ Dose for Japanese Epidemiological Study on Low-Dose Radiation Effects (J-EPISODE), which has been conducted since 1990 and analyzed health effects in association with radiation exposure evaluated in $H_p(10)$.

The reconstruction method of organ dose principally followed the approach adopted in the 15-Country Collaborative Study organized by IARC. Under combinations of a specific photon energy and a specific geometry, dosimeter response coefficients between readings and air kerma for each dosimeter type, as well as conversion coefficients from air kerma to organ dose were estimated, then considering average distribution of energy and geometry of photon exposure in nuclear facilities, conversion coefficients from readings to organ dose were estimated by using weighted mean.

However, the method was modified as follows, considering usage practice of dosimeter types in Japan and their features as well as body size of Japanese.

Despite the framework of IARC study which adopted $H_p(10)$ as the common quantity due to the necessity for dealing with many types of dose concepts in old days, the report simplified the framework by using air kerma as common quantity, because Japan was a late comer in nuclear industry, started with the concept of exposure dose.

Dosimeter response data of recently used personal dosimeters in Japan; glass badge (GB), electronic personal dosimeter (EPD) and optically stimulated luminescence (OSL) dosimeter were acquired by experimenting at the Japan Atomic Energy Agency laboratories, while those for film badge (FB) and thermoluminescence dosimeter (TLD) referred IARC study data and were converted to dosimeter response over air kerma.

The assumptions of distribution of energy and geometry of photon exposure adopted in IARC study were confirmed to be applicable for Japanese nuclear workers by referring the preceding studies on the distribution of photon energy and geometry at Japanese nuclear facilities conducted in 1980's.

Conversion coefficients from air kerma to organ dose were developed for Japanese adult male voxel phantom based on ICRP Publ. 110, revealing small differences from RCP-AM, the reference adult male phantom modeled on Caucasoid.

Combining the above results, conversion coefficients from dosimeter readings to organ

dose by radiation work engagement facility, year and organ/tissue were compiled, which will be used for reconstructing organ dose and applied for risk analysis on cancer morbidity and mortality.

This work was funded by the Nuclear Regulation Authority of the Japanese government.

臓器線量構築検討会報告書

目次

概要	i
Summary	ii
はじめに	1
第1章 背景・経緯	
1.1 検討会の経緯	2
1.2 臓器線量を用いた疫学研究の国際的動向	2
1.3 疫学評価指標と用いる臓器吸収線量の関係	3
1.4 IARC 論文の概要	4
1.5 日本の放射線業務従事者の特徴	10
1.6 記録線量から臓器線量への換算係数の構築	11
1.7 光子の線量概念および校正方法の変遷	12
1.8 線量計測定に関するバイアス例	15
第2章 資料・方法	
2.1 換算係数推定方法のモデル	18
2.1.1 変換方法のフレームワーク	18
2.1.2 変換モデル	18
2.2 サイト、時期別線量評価に用いた個人線量計タイプ	20
2.2.1 サイト、時期別個人線量計タイプ	20
2.2.2 放射線業務従事者個人ごとの線量計情報	20
2.3 個人線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス	21
2.3.1 個人線量計タイプ GB、EPD および OSL 線量計に関して	21
2.3.2 線量計レスポンス試験の概要	22
2.3.2.1 使用した設備・機器	22
2.3.2.2 試験に使用した個人線量計	23
2.3.2.3 線量計校正試験	23
2.3.2.4 ファントム上での線量計レスポンス試験	24
2.3.2.5 線量計レスポンスの定義	26

2.3.3	FB および TLD: IARC 論文掲載データに関して	27
2.3.3.1	FB	27
2.3.3.2	TLD	27
2.3.3.3	H _p (10)から空気カーマへの換算	30
2.4	場の情報	32
2.4.1	IARC 論文の想定した光子エネルギーおよびジオメトリ分布	32
2.4.2	日本における光子エネルギーおよびジオメトリ分布に関する文献調査	33
2.5	日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量	34
2.5.1	RCP-AM 標準成人男性ファントム	34
2.5.2	JM-103 日本人成人男性ファントム	34
2.5.3	JM-103 / RPC-AM 臓器線量比	34
第3章 結果		
3.1	換算係数推定方法のモデル	35
3.1.1	変換方法のフレームワーク	35
3.1.2	変換のモデル式	36
3.1.3	バイアスおよび不確かさ	37
3.2	サイト、時期別線量評価に用いた個人線量計タイプ	40
3.2.1	個人線量計の利用の変遷	40
3.2.2	IARC 論文の個人線量計レスポンスデータとの対応	43
3.2.2.1	日本で使用された FB	43
3.2.2.2	日本で使用された TLD	43
3.2.3	プラントメーカーその他協力企業の個人線量計タイプ	43
3.2.4	まとめ	44
3.3	個人線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス	45
3.3.1	GB、EPD および OSL 線量計について	45
3.3.1.1	個人線量計補正係数	45
3.3.1.2	線量計レスポンス試験結果	45
3.3.1.3	線量計の測定誤差	50
3.3.2	FB および TLD の線量計レスポンスについて	50
3.3.3	まとめ	54

3.4 場の情報	55
3.4.1 光子エネルギーおよびジオメトリ分布に関する IARC 論文の仮定が 日本にも適用可能なことの検証	55
3.4.2 定期検査中における電共研報告書の概要	55
3.4.2.1 定期検査中のジオメトリ分布	60
3.4.2.2 定期検査中のエネルギー分布	63
3.4.2.3 定期検査中のエネルギー分布に関する東京電力調査結果	68
3.4.3 運転中における電共研報告書の概要	71
3.4.3.1 運転中の BWR プラントのエネルギー分布	71
3.4.3.2 運転中の PWR プラントのエネルギー分布	72
3.4.4 まとめ	74
3.5 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量	75
3.5.1 JM-103 / RCP-AM 臓器線量比	75
3.5.2 JM-103 の空気カーマ当たり臓器線量	75
3.5.3 まとめ	79
3.6 線量計タイプ、臓器別線量計指示値から臓器線量への換算係数	81
3.6.1 空気カーマ当たり線量計レスポンスと空気カーマ当たり臓器線量の比較	81
3.6.2 施設タイプ、線量計タイプ、臓器種類別線量計指示値から 臓器線量への換算係数	82
3.6.3 サイト、年次、臓器別線量計指示値から臓器線量への換算係数	84
第4章 結論・提言	85
付録 放射線業務従事者の中性子外部被ばく可能性を考慮したがん死亡リスク	86
参考文献	92

略称リスト

AP	前方－後方ジオメトリ antero-posterior geometry
BWR	沸騰水型原子炉 Boiling Water Reactor
EPD	電子式個人線量計 Electronic Personal Dosimeter
FB	フィルムバッジ線量計 Film Badge
GB	ガラスバッジ線量計 Glass Badge
H _p (10)	1cm 線量当量 personal dose equivalent where d=10mm
IARC	国際がん研究機関 International Agency for Research on Cancer
IARC 論文	Thierry-Chef, et al., The 15-country collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry: Study of errors in dosimetry, Radiation Research, 2007
ICRP	国際放射線防護委員会 International Commission on Radiological Protection
ICRU	国際放射線単位・測定委員会 International Commission on Radiation Units and Measurements
INWORKS	The International Nuclear Workers Study
ISO	等方ジオメトリ Isotropic geometry
JAEA	国立研究開発法人日本原子力研究開発機構 Japan Atomic Energy Agency
J-EPISODE	Japanese Epidemiological Study on Low-Dose Radiation Effects
LB	ルミネスバッジ線量計 Luminess Badge (OSL 線量計の商品名、2017 年 3 月以前のルクセルバッジ線量計 Luxel Badge から変更)
LSS	原爆被爆者寿命調査 (放射線影響研究所実施) Life Span Study
NPP	原子力発電所、nuclear power plant
MA	混合活動施設 (mixed activities facilities)、NPP 以外の施設を指す
OSL dosimeter	光刺激ルミネセンス線量計 Optically Stimulated Luminescence dosimeter、技術名称
PHITS	Particle and heavy ion transport code system、輸送計算コード
PWR	加圧水型原子炉 Pressurized Water Reactor
RADREC	放射線従事者中央登録センター Radiation Dose Registration Center
ROT	回転ジオメトリ rotational geometry
RCP-AM	Reference Computational Phantom-Adult Male、標準成人男性ファントム (コーカソイドモデル)
TLD	熱ルミネセンス線量計 Thermoluminescence Dosimeter
サイト	放射線業務に従事した原子力施設
電共研報告書	電力共通研究報告書、電力 10 社が共同で実施した研究調査報告書
東海事業所	旧動燃東海事業所・現 JAEA 核燃料サイクル工学研究所

用語注

不確かさ	uncertainty の訳語として本稿で採用した。
レスポンス	response の訳語として本稿で採用した。
線量－レスポンス関係	dose－response relationship の訳語として本稿で採用した。
線量計測システム	dosimetry system の訳語として本稿で採用した。
ガンマ線、 γ 線	基本的にガンマ線を用いたが、 γ 線束、 $X \cdot \gamma$ 線等および引用文中では γ 線を用いた。
光子とガンマ線	本稿では両者の意味に明確な区分はないが、IARC 論文の関連では主に光子を用い、電共研報告書関連では主にガンマ線を用いた。
臓器吸収線量、臓器線量	空気カーマから臓器吸収線量への換算では「空気カーマ当たり臓器線量」に統一したが、その他文中では正確に臓器吸収線量と書いている箇所もある。
OSL と LB	換算係数を適用する線量計タイプとしては技術名称の OSL 線量計を用いたが、線量計レスポンス試験では具体的な商品名である LB を用いた。

(注) 修正記録

臓器線量換算係数を作成する臓器の種類に脾臓を追加したこと等により、表 3.5.1、表 3.5.2 等の修正を行いました。(2020 年 10 月)

はじめに

(公財)放射線影響協会放射線疫学調査センターでは、国(原子力規制庁)からの受託事業として原子力発電施設等で放射線業務に従事した経験を有する人を対象に、低線量・低線量率の放射線が人体に与える健康影響についての疫学的調査(J-EPISODE) [1]を実施している。放射線影響協会の放射線疫学調査では、放射線影響協会放射線従事者中央登録センター(RADREC)に登録されている被ばく線量(Sv)を個人線量当量の $H_p(10)$ (Sv)であるとして解析に使っている。しかしながら、国際的な放射線疫学調査においては、がんによる罹患・死亡率の評価には臓器吸収線量(Gy)が使われるのが主流である。放射線影響協会の放射線疫学調査が、今後、国際的に比較・評価されていくためには、がんによる罹患・死亡率の評価に国際標準となっている臓器吸収線量(Gy)を用いることが不可欠である。

一方、「がん登録等の推進に関する法律」(平成 25(2013)年 12 月)が制定され、がん罹患情報が平成 31(2019)年頃から利用できるようになる。これに伴い、これまで死因情報として取得していたがん情報だけでなく、罹患情報についても疫学的解析に用いることができるようになり、これまで以上の幅広い放射線影響の評価が可能となる。

これらを受け、放射線影響協会では、平成 29(2017)年度および平成 30(2018)年度の受託事業において、疫学調査に用いる臓器線量を推計するにあたり、日本人に適した求め方を検討するため、有識者からなる「臓器線量構築検討会(座長:甲斐 倫明)」を設置した。

委員 ◎甲斐 倫明 大分県立看護科学大学 放射線健康科学領域 教授 [座長]

佐藤 薫 日本原子力研究開発機構 原子力基礎工学研究センター
放射線挙動解析研究グループ 研究副主幹

佐藤 典仁 (株)千代田テクノル 大洗研究所 副所長

辻村 憲雄 日本原子力研究開発機構 核燃料サイクル工学研究所
放射線管理部 研究主席

(アイウエオ順、肩書は平成 31(2019)年 3 月現在)

第1章 背景・経緯

1.1 検討会の経緯

臓器線量構築検討会は、平成 29（2017）年度に 2 回、平成 30（2018）年度に 2 回開催した。各回の主な議題は、次のとおり。

回	年月日	議題
1	2017 年 8 月 22 日	1. J-EPISODE の概要 2. 臓器線量構築の考え方 3. 今後の課題と検討方向 4. 臓器線量構築までのロードマップ
2	2018 年 2 月 16 日	1. 進捗状況 2. サイト別時期別主個人線量計の種類 3. 実験による線量計レスポンスデータの取得案 4. 原子力発電所における被ばく条件の先行研究 5. 日本人ファントムによる $H_p(10)$ から臓器線量への換算係数 6. 臓器線量換算係数構築のモデル及び算式 7. 中性子被ばくの可能性がある者の推計 8. その他
3	2019 年 1 月 25 日	1. 検討課題及びその進捗状況 2. 検討会報告書案について 3. その他
4	2019 年 3 月 5 日	1. 検討会報告書最終版について 2. その他

1.2 臓器線量を用いた疫学研究の国際的動向

- J-EPISODE では、これまでがん死亡等のリスク解析に個人線量当量の $H_p(10)$ (Sv) を使用してきた。しかしながら、国際的な放射線疫学調査においては、がんによる罹患・死亡率の評価には臓器吸収線量(Gy)が使われるのが主流である。
- 臓器線量をリスク推定に用いている主な疫学調査には、国際がん研究機関(IARC)15 カ国共同研究[2-4]をはじめ、そこから選んだ英仏米を対象とする INWORKS 調査[5-8]がある。15 カ国共同研究は、臓器線量換算係数として国際放射線防護委員会(ICRP)

Publ. 74 [9]を基礎にしたものを用いているが、INWORKS 調査は、これを ICRP Publ. 116 [10]に更新している。臓器別リスク推定には各臓器の吸収線量(Gy)を用いる一方、全がん、固形がんには結腸吸収線量、白血病には赤色骨髄線量を用いている。

- ロシアのマヤク(Mayak)核施設の従事者を対象とする疫学調査[11]もリスク解析に臓器線量を用いている。ロシアと米国が共同開発したマヤク従事者線量体系(MWDS-2008)は、ガンマ線による外部被ばくと、プルトニウムの α 線による内部被ばくを推計している。
- 放射線影響研究所が実施している原爆被爆者寿命調査(LSS)[12-15]も、リスク解析に臓器線量を用いている。被爆者一人一人の個人被ばく線量を推定するために、これまで T65D、DS86、DS02 などの推定方式が開発されてきた。基本的には、爆心地からの距離、家屋等の遮蔽情報、被爆時の姿勢と爆心に対する向きなどを考慮して、15 臓器別に臓器線量を計算している。原爆初期放射線にはガンマ線、中性子線が含まれるので、中性子線量を 10、ガンマ線量を 1 とする重み付け吸収線量として計算している。固形がんのリスク推定には結腸重み付け吸収線量(weighted colon dose)を用いている。
- J-EPISODE においても、臓器線量をリスク推定に用いることによって、海外の主要疫学調査との比較可能性を高めることができる。

1.3 疫学評価指標と用いる臓器吸収線量の関係

- J-EPISODE[1]ではこれまで、白血病、固形がん、特定部位（肺、肝等）のがん死亡と放射線との関連について、個人線量当量 $H_p(10)$ (Sv) を実効線量とみなしてリスク解析に使用してきた。
- 今後は、次のように臓器・部位に応じて、対応する臓器吸収線量をリスク解析に使用する。

評価指標の臓器・部位	使用する臓器吸収線量
白血病罹患・死亡	赤色骨髄の臓器吸収線量 (Gy)
特定部位（肺、肝等）のがん罹患・死亡	各部位の臓器吸収線量 (Gy)
固形がん、全がん（白血病を除く）罹患・死亡	代表性のある結腸(colon)の臓器吸収線量 (Gy)

1.4 IARC 論文の概要

記録線量から臓器線量への変換方法については、15 カ国共同研究で用いられた臓器線量について記述した Thierry (2007) の線量誤差研究論文[2] (以下、これを IARC 論文と呼ぶ。) が最も詳細である。本検討会でも基本的にこれに準拠することとするので、その概要を記す。

- IARC 論文は、15 カ国共同研究の一環として、研究参加施設の記録線量の誤差の特定および定量化を行った結果、100-3000 keV 光子線量の主要な誤差源が、作業場の被ばく条件および線量計レスポンスであると特定した。記録線量から $H_p(10)$ および臓器線量への換算係数を導いた。中性子による線量は適切に再構築することができなかった。また、100 keV 未満および 3 MeV 以上の光子線量割合は小さいと述べている。
- IARC 論文は、導入、資料・方法、結果、考察および結論から構成されており、以下その概要を記す。
- 導入の章は、記録線量の正確性(accuracy)と精度(precision)は、時期と場所によって異なること、また、線量の正確性と比較可能性は、低線量放射線被ばくの影響に関する疫学調査において本質的なものであるから、①利用可能な線量推計値に関して、施設および時期の間の比較可能性を評価すること、また、②利用可能な線量推計値のバイアス(bias)と不確かさ(uncertainty)を特定し、定量化することを主目的として、線量測定誤差研究が設定されたと述べている。
- 資料・方法の章は、本研究では、光子および中性子外部被ばくによるすべての等価線量並びに高エネルギー(>100 keV)X 線およびガンマ線等価線量(mSv)の両方の情報が、各研究対象者、各測定年次、線量を被ばくした各施設に関して収集されたと述べている。
- 提供された時系列線量データを批判的に評価し、線量測定誤差の主因を特定するために、全研究参加施設への調査票で、使用された線量計の特性、個人線量測定実務、校正・評価方法、測定周期等の情報を収集した。加えて、閾値未満の線量、欠損線量、壊れた線量計からの線量を記録する基準、支配的な放射線場、中性子被ばくまたは内部汚染の可能性と実際、記録保存実務等の情報も収集した。
- 線量計指示値に基づく記録線量の誤差は数種類ある。ひとつは、線量計の種類に固有な、計測に伴う本質的な標本誤差で、施設測定誤差(laboratory error)と呼ばれる。この種の誤差は、個々人によって異なり、集団内で共有されない(unshared)[16]。入力データの推計値は各対象の入力データの真値の近傍に分布していると仮定される古典的誤差モデルが適用される。独立な古典的誤差は、線量-レスポンス関係に偏りをもたらさない

ことが知られている。したがって、放射線業務従事者の線量－レスポンス分析にはほとんど影響を及ぼさない。なぜならこれらの研究で用いられる累積線量は、多数の独立な測定値の合計であり、相対誤差は小さいので、本論文では評価しない。一方、疫学の観点から重要な誤差は、線量測定から個人線量を推計するために用いる線量計測システム(dosimetry system)の誤差に由来するものである。特に、初期の線量計は、すべての被ばく条件(エネルギーおよびジオメトリ)に正確にレスポンスする能力が限られていたので、これら諸条件とその線量計測への影響を正確に考慮することが的確でないとバイアスをもたらす可能性がある。加えて、線量計測システムは疫学の関心の的である臓器線量を推計するようには設計されていない。本論文の主目的は、記録線量に適用して、臓器線量の不偏推定値である修正済線量(corrected dose)を作成することができるように、各施設および各期間に特有なバイアス因子およびその不確かさを推計することである。線量計測システムは、特定の施設の放射線業務従事者に共通であるから、これらの誤差は従事者間で、また、その線量計測システムが使用された期間、共有される(shared)[16]。集団のバイアス因子が誤差なく推計されると、集団平均線量は修正されるので、この誤差は Berkson 誤差モデルに従う。Berkson 誤差は信頼区間の幅に影響を及ぼすが、モデルが線形であれば、線量－レスポンス関係の推計値に偏りをもたらさない。

- 高エネルギー光子放射線の誤差に関して、記録線量を与えられても、それと関連付けられるエネルギーおよびジオメトリがわからないと、線量測定の不確かさの主因となる。ここでは、前方－後方ジオメトリ(AP)、回転ジオメトリ(ROT)および等方ジオメトリ(ISO)の3つの主要なジオメトリを考慮した。

全米研究評議会(U.S. National Research Council, NRC)が、核兵器実験中のフィルムバッジ線量計(FB)の線量測定に関して用いた方法論に基づいて、各々の要因からの不確かさは、互いに独立な対数正規分布に従うと仮定した。誤差の定量化では、作業場の被ばく条件、線量測定技術および校正実務に焦点を当て、各誤差源からの系統誤差(バイアス B) およびこれら系統誤差の不確かさ(K)が定量化された。区間($B / K, B \times K$)はバイアス因子の95%信頼区間である。全バイアス因子 B は各々のバイアス因子の積として得られる。全体の不確かさ K も、各々のバイアス因子の対数の標準偏差から求められる。

- 各施設および暦年区分ごとに2種類の因子が導入された。様々な単位で記録された線量を本研究の共通数量である $H_p(10)$ に変換するため、校正実務に関する因子(B_c および K_c)が導入された。被ばく条件に関する線量計レスポンスと関連した誤差を定量化するため、まず、記録 $H_p(10)$ を修正された $H_p(10)$ に変換し、また、臓器線量に換算する観点で、線量測定因子(B_d および K_d)が導入された。次いで、記録線量を $H_p(10)$ および臓器線量に変換するための修正因子が、対数正規分布の平均として導かれた。

(注記) 古典的(classical)誤差と Berkson 誤差について

線量測定において、理論的には次の 2 種類のタイプの誤差（古典的誤差と Berkson 誤差）が知られている。

- Classical 測定誤差モデル

$$(\text{観測線量}) = (\text{真の線量}) + (\text{測定誤差})$$

ここで、測定誤差は確率変数で平均 0、真の線量と独立

- Berkson 誤差モデル

$$(\text{真の線量}) = (\text{観測線量}) + (\text{個人差})$$

ここで、個人差は確率変数で平均 0、観測線量と独立

典型的には、古典的誤差は、測定誤差、標本誤差、ノイズ等と呼ばれるものである。一方、Berkson 型は、対象者のグループの線量があるモデルの平均値あるいは予測値として推計されるなど、個体差が考慮されない場合などに生じる。しかし、実務的には個々の誤差は複雑な構造をもち、多くの場合両方の誤差が混在すると言われる。

放射線のリスク解析に用いる回帰分析モデルにおいて、がん死亡等の評価指標の変数は誤差を含むことを仮定している一方、説明変数の線量には誤差を含まないことを仮定している。線量変数に誤差を含んだまま解析を行うとリスク推定値に偏りをもたらす可能性があるため、偏りを補正するためのモデルがリスク解析の分野において種々提案されている。論文等で取り上げられた事例としては、動物実験で X 線照射装置に設定した線量を観測線量とすること、対象者の自宅の過去 30 年間の平均ラドン濃度の推計、放射性降下物研究におけるミルクに含まれる ^{131}I の体積当たり吸収率の推計、原爆被爆者の個人の所在地と遮蔽を用いた線量推計等々がある。

これに対して、IARC 論文は、線量測定の段階における誤差源を特定し、各誤差の特徴を調べて、その不確かさが古典的か Berkson 型か、また、その不確かさが従事者間で共有されるかを類型化している。

線量計指示値およびその累積に伴う誤差は古典的誤差に区分され、また、従事者間で共有されないため、IARC 論文では検討の対象とはされない。一方、被ばくエネルギー分布およびジオメトリ分布等の被ばく条件、エネルギーおよびジオメトリに対する線量計レスポンス等の線量計測技術、線量単位、校正用線源、後方散乱因子等の校正実務、ならびに、測定頻度、測定基準、閾値未満および欠損線量の処理規則等の管理実務に伴う誤差は Berkson 型に区分され、その不確かさは従事者間で共有されるとしている。

IARC 論文は、Berkson 型の誤差について、バイアスの程度と不確かさを評価し、記録線量から臓器線量構築の段階で、換算係数にこれら Berkson 型の誤差の評価を取り込み、リスク解析の前段階で、出来るだけ偏りを補正しようとするものである。

- 作業場の被ばく条件における、エネルギー別およびジオメトリ別線量計レスポンス推計値、ならびに、エネルギー別およびジオメトリ別光子線量割合から、線量測定因子 $H_p(10)$ から臓器線量への換算係数は ICRP Publ. 51 [17] と Publ. 74 [9] から導かれた。
- 研究対象施設の支配的な被ばく条件の評価を単純化するために、施設を原子力発電所 (nuclear power plant、NPP) と混合活動施設 (mixed activities facilities、以下 MA という。) に区分した。2 グループを代表する施設 (スイスの NPP および仏原子力庁 (CEA)・仏核燃料公社 (COGEMA) のサークレイ (Saclay) 原子力研究センター) を選択し、光子エネルギー別平均被ばく線量割合、ならびに、AP、ROT および ISO ジオメトリ別被ばく線量割合の最善の推計を要請した。MA における被ばく条件の評価は困難であり、Saclay は、代表的な 9 設備 (installation) での推計値に従事者数ウェイトで平均した。
- 次いで、専門家グループがスイスと Saclay からの報告結果、英国の施設および米国の NPP での計測結果、ならびに、Hanford の専門家の評価を精査した。
- 研究参加施設で過去に使用されたすべての線量計のエネルギー、ジオメトリ別レスポンスを推計するために、技術情報を収集し、精査した。また、これを補完するために、代表的な 10 種類の線量計タイプ、すなわち、初期の 4 つの FB、3 つの多素子 FB および 3 つの熱ルミネセンス線量計 (TLD) について、線量計レスポンス試験を行った。線量計は人体形状ファントムに装着し、2 つのエネルギー範囲 (100-300 keV、特に 118 keV および 208 keV、および、300-3000 keV、特に 662 keV)、ならびに、3 つのジオメトリ (AP、ROT および ISO) で照射した。
(注)線量計レスポンス試験の詳細は Thierry(2002)[18]を参照。
- 線量計レスポンスは、線量計で評価された (assessed) $H_p(10)_a$ と伝搬された (delivered) $H_p(10)_d$ との比として定義した。空気カーマと $H_p(10)_d$ の間の換算係数を設定した。
- 118 keV および 208 keV のレスポンス結果は、100-300 keV 範囲において被ばくする典型的線量の 25% および 75% を占める代表であると仮定して合成した。
- **結果の章は**、高エネルギー光子放射線の誤差原因の特定 (identification) および誤差の定量化 (quantification) に分けて、まとめている。
- 誤差原因の特定は、高エネルギー光子放射線に関して、作業場の被ばく条件、線量測定技術、校正実務および管理実務について述べている。次いで、その他の放射線源に関して、低エネルギー光子放射線 (<100 keV)、超高エネルギー光子放射線 (>3000 keV)、中性子被ばく、放射線核種の摂取について述べている。なお、その他の種類の放射線を大量に被ばくした可能性のある従事者は主要な疫学解析からは除外された。
- 高エネルギー光子放射線に関する作業場の被ばく条件について、NPP が施設の 63% を占めているが、MA よりも遅く操業を始めたので、NPP の集団線量は比較的小さい

割合を占めていた。大部分の被ばくは、100-3000 keV 範囲の光子からで、それ以外のエネルギー範囲(<100 keV および>3000 keV)の光子被ばくは 10%未満であった。

- 線量測定技術について、光子線量推定のために使用された線量計は、FB と TLD であったが、時代と共に線量計の設計も変化した。初期のフィルタなし線量計(bare film)は、特に 100 keV 未満の光子エネルギーに対して相当に過大なレスポンスを示した。1960 年代から多様なフィルタをもつ多素子 FB が使用され、より広範囲のエネルギーの光子線量の推計を可能とした。1970 年代から TLD が広く使用されるようになり、最も普及しているのは LiF ベースであった。
- 最近のすべての線量計（多素子 FB および TLD）は照射エネルギーおよびジオメトリに関して信頼できるレスポンスを示している。線量計レスポンスに関するランダム誤差は、1 年間にいくつかの線量計が使用されるならば、同一従事者に関する指示値からは独立であると仮定するのが合理的である。線量-レスポンス分析において大きな影響を及ぼす累積線量は、多くの独立した計測値の合計であり、相対誤差は小さく、系統誤差は有意ではない。
- 校正実務に関し、研究参加施設で使用された線量測定体系は、照射線量(exposure)、空気吸収線量(dose in air)、水吸収線量(dose in water)、組織吸収線量(dose in tissue)または個人線量当量 $H_p(10)$ に関して校正されてきたことに加えて、校正に使用する放射線源および校正の実務的方法を考慮する必要がある。
- 管理実務に関し、線量計の装着位置は、一部腰に付ける例外を除き胸であったが、いずれも $H_p(10)$ の適切な推計値を与えると判断した。線量計の検出閾値未満線量を記録するルールについて、一部英国の初期に検出閾値が高かった例を除くと、この問題は小さいと判断した。
- 高エネルギー光子放射線からの線量誤差の定量化に関して、考えられる誤差源、その性質および記録線量への影響をまとめた(Table 1) (注：表は省略。Table 4 を除き以下同様)。これらを原因とする誤差は定量化され、臓器線量特有の線量測定バイアス因子が、使用線量計モデルおよび施設のタイプ(NPP および MA)ごとに計算された。
- 旧式線量計で測定・記録された線量を $H_p(10)$ に換算するための換算係数が Table 2 に示された。多素子 FB および TLD は、線量算出アルゴリズムが、校正用線源に応じた変換因子を基にしているので、線源の違いはバイアスを生じない。
- 単位の変換の際に、体表面の被ばくの 10%程度に寄与する後方散乱放射線を計測値に含めるか否かは基本的なことである。
- 校正実務に関連するバイアスと不確かさの詳細は Table 3 に示された。
- 研究参加施設における支配的な被ばく条件の評価に関して、専門家の推計値が Table 4 (表 2.4.1 に掲載) に示された。ROT ジオメトリでの被ばくは無視できると考えた。
- 被ばくエネルギーおよびジオメトリ別線量計レスポンスの評価結果に関して、追加表

4 に示された。(Thierry(2002)[18]の Table 3 (表 2.3.8 に掲載)と同様。)

- 線量測定バイアスおよび不確かさに関して、エネルギーとジオメトリの組合せ別に、レスポンス推定値と線量の割合、ならびに、不確かさが Table 5 に示された。
- 次いで、臓器線量（赤色骨髄、結腸および肺）に関して、変換因子と不確かさが Table 6 に示された。
- 最後に、施設、年代別に、校正実務および作業場被ばく条件における線量計レスポンスのバイアスが合成され、 $H_p(10)$ および臓器線量に関して Table 7 に示された。これらの因子を用いて、年間記録線量を臓器線量に換算するための換算係数が作成された。
- **考察の章では**、被ばく条件に対する線量計レスポンスについて、15 カ国共同研究は約 100 の施設で実施されたが、個々の施設の被ばく条件を評価することは不可能で、主に少数の特定施設での予備的研究結果、限られた施設における計測結果および被ばく評価に基づいていたと述べている。
- MA において、100-300 keV 範囲の光子線量割合が相対的に高いことは、被ばく線源の多様性を反映している。NPP の低エネルギー光子は、 ^{137}Cs または ^{60}Co からの入射光子と遮蔽物との相互作用による二次光子放射線(secondary photon radiation)に由来する。
- 支配的な被ばくジオメトリは、仕事のタイプに大きく関連し、推計値の不確かさは大きい。被ばくジオメトリの特徴を明らかにする追加的研究が有益である。
- 研究参加施設で使用された大多数の線量計は多素子 FB または TLD で、すべてのエネルギー範囲(100-3000 keV)で信頼できるレスポンス特性をもっている。
- 高エネルギー光子放射線のバイアスおよび不確かさを考慮して、各従業員の年間記録線量は調整されたこと、これによって線量推定値が国と施設の間で比較可能となったこと、期間と施設に特有な線量測定の不確かさの推計値が提供できること、しかし、解析において線量推計値の不確かさは十分に考慮されなかったことを述べている。
- 低エネルギー光子あるいは中性子から大量の線量を被ばくした可能性のある従業員は、フラッグを立て主要疫学解析から除外した。
- **結論の章では**、線量測定誤差研究でバイアスおよび不確かさを定量化する方法を開発したこと、100-3000 keV 光子放射線線量が疫学研究で利用できる十分な精度と正確性で測定されてきたこと、疫学解析およびリスク評価のため、これらが年間記録線量を調整するのに使用されたと述べている。

1.5 日本の放射線業務従事者の特徴

- 日本の原子力産業は欧米に比べて後発である。15 カ国共同研究の観察期間は 1943-2000 年[4]、INWORKS の観察期間は 1944-2005 年[7]と、第二次大戦中から放射線業務を開始しているが、日本では最初の放射線業務は 1957 年と十数年遅い。IARC 論文では、初期にフィルタなし、あるいはフィルタが 1-2 個の FB が使用され、低エネルギー域で測定バイアスが大きかったことが大きな論点となっていた。日本では、初期の研究開発段階では一部、IARC の旧式 FB に相当する線量計が使用されていたが、少なくとも商用発電が開始された直後の 1968 年以降は、多素子 FB または TLD が主流であった。そのため、日本では旧式 FB による測定バイアスの問題は欧米ほどには大きくないと考えられる。
- 放射線業務従事者が従事する施設としては、日本の調査では NPP が大部分である一方、欧米の調査の研究対象施設には、研究機関、核兵器開発関連施設が相対的に多い。日本では、J-EPISODE 対象者約 20 万人のうち NPP で従事経験のある者が 8 割強を占めていた[1]。一方、IARC15 カ国共同研究では、NPP の施設数割合は 63%であったが、MA より遅く操業を始めたので集団線量割合は比較的小さい割合を占めていた[2]。
- 日本の NPP の原子炉は沸騰水型原子炉(BWR)と加圧水型原子炉(PWR)が主体である。したがって、主要被ばく線源は定期検査中は ^{60}Co 、運転中は BWR の場合 ^{60}Co と ^{16}N 、PWR の場合 ^{60}Co である。中性子は運転開始時に運転員がサーベイメータで検出することはあるが、個人線量計による測定値は検出限界未満であった。また、内部被ばくは事故等を除いてなかった。したがって、NPP の被ばく線量は光子外部被ばくのみであると考えられる。
- NPP 以外の施設 (MA) には、研究開発機関と NPP の燃料棒製造作業のための燃料加工施設がある。欧米に見られる核兵器関連施設はない。研究開発機関で扱う線源、核種は様々であるが、中性子被ばくの可能性があるのは、特定の施設の特定の時期に限られる。これについては、光子外部被ばくの臓器換算係数構築を目的とする本検討会の使命ではないが、付録「放射線業務従事者の中性子外部被ばく可能性を考慮したがん死亡リスク」で詳述する。

表 1.1 日本の放射線業務における被ばく源の概要

外部・内部被ばく、 施設等の種類		被ばくの概要	
外部被ばく			
	原子力発電 所	運転中	・放射化した ^{60}Co （BWR, PWR とも）あるいは ^{16}N （BWR のみ）からの高エネルギー光子が主要線源 ・中性子外部被ばくは検出限界未満
		定期検査 中	放射化した ^{60}Co （BWR, PWR とも）の付着物からの光 子が主要線源
	研究開発・ 燃料加工	MOX 燃 料製造工 程	グローブボックス作業において中性子外部被ばくの可能 性があった
		その他	線種は様々であるが、中性子外部被ばくの可能性はなか った
内部被ばく			
			事故等を除いてほとんどなかった

(注) ^{16}N ガンマ線エネルギー6.1 MeV および 7.1 MeV、半減期 7.1 秒

^{60}Co ガンマ線エネルギー1.17 MeV および 1.33 MeV、半減期 5.3 年

1.6 記録線量から臓器線量への換算係数の構築

- 検討会の当面の目的は、J-EPISODE の第V期解析(1991-2010 年) [1]に用いた 1957 - 2010 年度個人別記録線量に適用する臓器線量換算係数を作成することである。

換算係数 $c(\text{site, year, tissue})$ (単位: Gy/Sv)

ここで、

s: site 放射線業務に従事した原子力施設 (サイト) コード、約 5 0

y: year 年度 1957-2010

t: tissue 臓器・組織の種類

- 臓器・組織の種類としては、第V期解析の評価指標との関連で、悪性新生物関連の 11 臓器・組織および非新生物疾患関連の 2 臓器とする。
[悪性新生物関連] 結腸(colon)、赤色骨髄(red bone marrow)、食道(oesophagus)、胃

(stomach wall)、肝臓(liver)、胆嚢(gallbladder)、脾臓(spleen)、肺(lung)、前立腺(prostate)、膀胱(urinary bladder wall)、腎臓(kidney)

[非新生物疾患関連] 脳(brain)、心臓(heart)

- RADREC に登録されている放射線業務に従事した原子力施設（以下「サイト」と呼ぶ。）、年度、個人別記録線量と、上記換算係数を用いて、つぎにより年度、個人別臓器吸収線量を推計する。

記録線量 $d(\text{site}, \text{year}, \text{indiv})$ （単位: Sv）

ここで、

indiv: individual 個人

臓器ごとの年度、個人別臓器吸収線量 （単位: Gy）

$\text{organ dose}(\text{year}, \text{indiv}, \text{tissue}) = \sum_{\text{site}} d(\text{site}, \text{year}, \text{indiv}) \times c(\text{site}, \text{year}, \text{tissue})$

- なお、RADREC から提供された 1989 年 3 月以前の rem 単位の線量データは、 $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ として変換されている。
- サイトの原子力事業者は施設管理者として、雇用契約の如何を問わず、サイトの放射線管理区域で業務に従事した者の年間被ばく線量を RADREC に定期報告する。ある個人が複数のサイトで放射線業務に従事した場合は、複数のサイトから RADREC に線量登録されるので、サイトごとの記録線量を臓器線量に換算した上で、個人単位に合算を行う。

1.7 光子の線量概念および校正方法の変遷

- 臓器線量換算係数構築の前提として、光子の線量概念や線量測定技術等について 50 年以上もの長期的変遷を念頭に置く必要がある。
- 日本の場合は、線量計の測定量・単位、実用量、臓器線量との関連について、1989 年と 2001 年を境にして表 1.2 のように期間が 3 区分される。
- 1989 年 3 月までは、個人線量計の測定物理量は照射線量（単位：レントゲン、R）で、法令上の線量は線量当量（単位: rem）であった。
- 実効線量当量の概念を導入した ICRP 1977 年勧告(Publ. 26)[20]の考え方を織り込むと共に、国際単位系 SI への切り替えを図るために、1988 年放射線障害防止法が改正

され、法令上の線量は 1cm 線量当量とされた。また、これに伴い線量計の校正方法等も改正された。

- ICRP 1990 年勧告(Publ. 60)[21]は、新たに放射線加重係数を用いた実効線量を定義するとともに、組織加重係数を再検討した。わが国ではこの内容を取り入れた放射線障害防止法が 2001 年 4 月から施行された。これに伴い線量計の校正方法等も改正された。
- 線量単位の換算に関して、1989 年以前の記録線量は、法令上は線量当量(dose equivalent)(単位 rem)であったが、実務上は線量計指示値である照射線量(単位 R)の値を用いることとされた。

(注) 自由空気(free air)中の γ (X)線照射場に小さな軟組織を置いた場合、照射線量 X(R)と線量当量 H (rem)との間には次の関係が成り立つ。電離作用に着目した照射線量と、吸収エネルギーを表す組織吸収線量 D(rad)の間には $D=0.96X$ の関係がある。一方、人体に対する放射線の影響は、吸収線量が等しくても放射線の種類、エネルギー等によって異なるので、被ばく影響をすべての放射線に対して共通の尺度で評価するための線量当量 H (rem)は、線質係数 Q を用いて $H=QD$ と定義される。ここで、 γ (X)線に関しては $Q=1$ である。したがって、線量当量と照射線量の関係は $H=0.96X$ であるので、実用的に $1R \div 1rem$ として、軟組織に対する照射線量の単位 (R) を線量当量の単位(rem)と読み替えて、放射線防護に係る線量当量の算出を行ってきた。

- 1988 年以前は、線量の定義も、個人線量計の校正も自由空気中で行われた。実用量を定義するファントムとして、1989 年以降は ICRU 球ファントムが用いられ、2001 年以降は ICRU スラブファントムが用いられた。
なお、個人線量計の校正に用いるファントムは、1989 年以降はアクリル平板ファントム、また、2001 年以降は水槽型の水ファントムであった。
- 国際単位系 SI への切り替えに伴い rem は Sv に変更され、 $100rem=1Sv$ となった。
- ^{137}Cs を校正用線源とする場合、照射線量 (R) と $H_p(10)$ の換算係数は、IARC 論文によると、 $1.06 (10^{-2} Sv/R)$ である。

(注) 照射線量から空気カーマへの換算係数は、JIS Z4511 (2005)[22]の付表 3 によると、0.01-1.0 MeV の範囲で $8.76 mGy/R$ であり、これに空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数 $1.21 Sv/Gy$ を乗じると、照射線量から $H_p(10)$ への換算係数 $1.06 10^{-2} Sv / R$ が得られる。なお、JIS Z4511 は ICRU Report 47 (1992)[23]に示された補正係数 1-g の値を基に計算し

ている。

表 1.2 日本における光子線量概念等の変遷

期間	1988 年以前	1989（平成元）年以降	2001（平成 13）年以降
準拠した ICRP 勧告	1959 年勧告(Publ. 6) [19]等	1977 年勧告(Publ. 26) [20]	1990 年勧告(Publ. 60) [21]
法令上の線量	線量当量(rem)	実効線量当量(Sv)	実効線量(Sv)
実用量	—	(個人線量に関する) 1cm 線量当量(Sv)	
物理量	照射線量(R)	Fluence または Air kerma(Gy)	
実用量を定義するファントム	Free air	ICRU 球ファントム (組織等価物質)	ICRU スラブファントム (組織等価物質)
換算係数	—	単位フルエンス当たり 1cm 線量当量 (Publ. 51 表 6) [17]	空気カーマ当たり $H_p(10)$ (Publ. 74 表 A24) [9]
備考：実務上、個人線量計の校正に用いるファントム	Free air	アクリル平板ファントム	水槽型の水ファントム

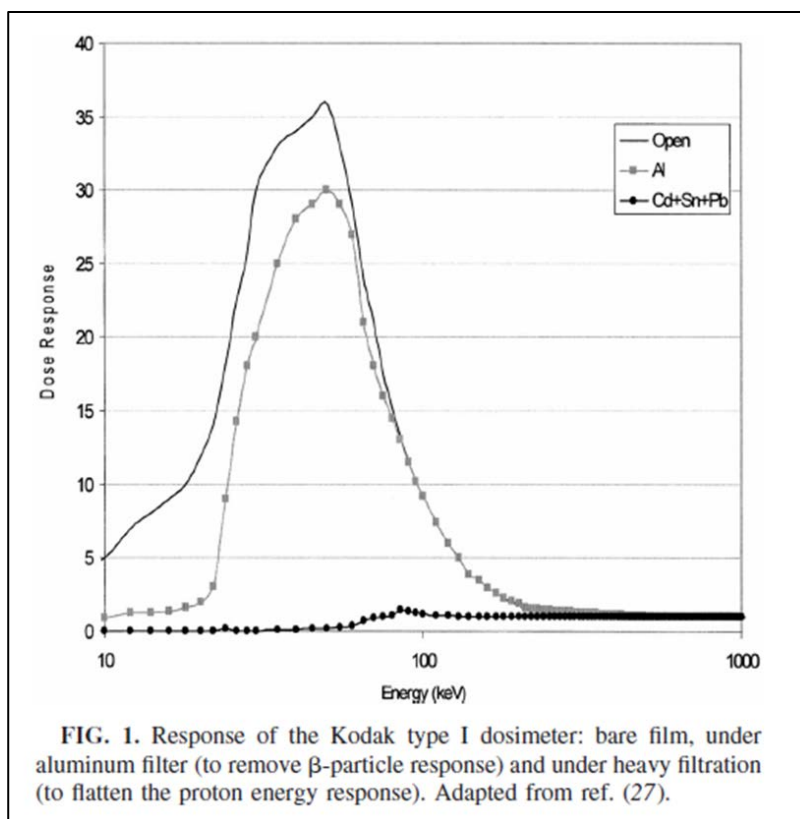
1.8 線量計測定に関するバイアス例

● 旧式線量計タイプ

1950 年代前半まで使用された旧式線量計（フィルタなしあるいはフィルタ一つの FB）は、図 1.3 のように、100 keV 未満の低エネルギー域で、過大なレスポンスを示した。

IARC15 カ国共同研究や INWORKS 等では、旧式線量計時代の記録線量があること、また、核兵器開発関連施設では ^{241}Am を線源とする 59.5 keV ガンマ線の外部被ばくがあることから強い関心が持たれた。

旧式線量計の使用期間の短い日本では、これはあまり問題にならないと思われる。



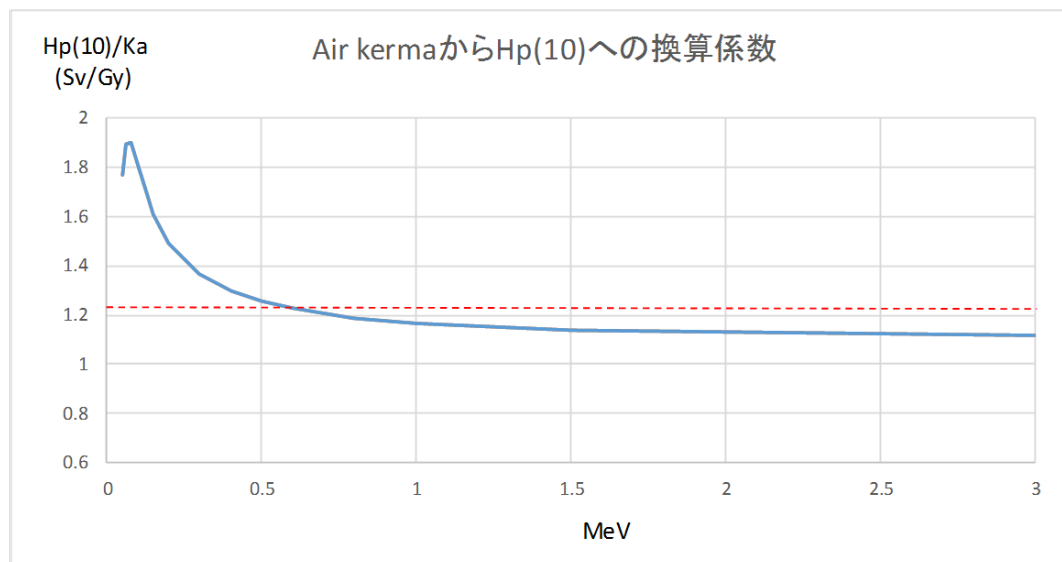
資料出所：IARC 論文[2]

図 1.3 エネルギー別線量計レスポンス（旧式 FB 線量計）

● 個人線量計のエネルギー特性

日本では一般に校正用線源には ^{137}Cs (662 keV) を用い、AP 照射の場合、線量計指示値(Sv)と基準ガンマ線量(Gy)との関係が $H_p(10)/K_a = 1.21 \text{ Sv/Gy}$ となるように校正を行っている（注：ISO4037-3 では 1.21 Sv/Gy、JIS Z4511 (2005)[22]の 附属書 1 付表 1 では 1.213 Sv/Gy とされている）。例えば、受動型線量計の校正は、水スラブに貼り付けて照射した個人線量計の発光量に対応する線量指示値に一定の係数を乗じて、 $H_p(10)$ に対応する

値を表示するようにしている。つまり、エネルギー662 keV の一点において校正を行っている。



資料出所：ICRP Publ. 74 表 A.24 [9]

図 1.4 エネルギー別空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数

一方、空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数は、図 1.4 のように、1.5 MeV 以上ではおおむねフラットであるが、1.5 MeV 未満ではエネルギーが小さくなるほど値が大きくなる。0.08 MeV 付近でピークとなり、再び値が小さくなるというカーブを示している。

個人線量計のエネルギー特性、すなわち、線量計レスポンスのエネルギー別カーブが、空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数のカーブと平行であれば、どのエネルギー点で校正を行ってもバイアスを生じない。しかし、このカーブが少しずれていると、どのエネルギー点で校正するかによって系統的なバイアスが生じる可能性がある。

結果として、あるエネルギー領域で系統的に 10% 前後のずれが生じて、JIS など許容された規格の範囲内であれば、そのまま運用するのが通常の実務である。

例えば、JIS Z4314 (2002) 「蛍光ガラス線量計測装置」によると、エネルギー特性の許容範囲は $\pm 30\%$ (25 keV、45 keV、80 keV、120 keV の X 線および ^{137}Cs 、 ^{60}Co のガンマ線) と規定されている[24]。

● 個人線量計の方向特性

例えば、ガンマ線の入射角度が、正面主軸から 60° 傾いている場合、体表面にある個人線量計の位置に入射するフルエンスが同じであっても、10mm 深度の位置の線量 $H_p(10, 60^\circ)$ は、AP 照射の場合の $H_p(10, 0^\circ)$ に比べ身体内での減衰が大きい(ICRP Publ. 74 表 A.24 参照)。

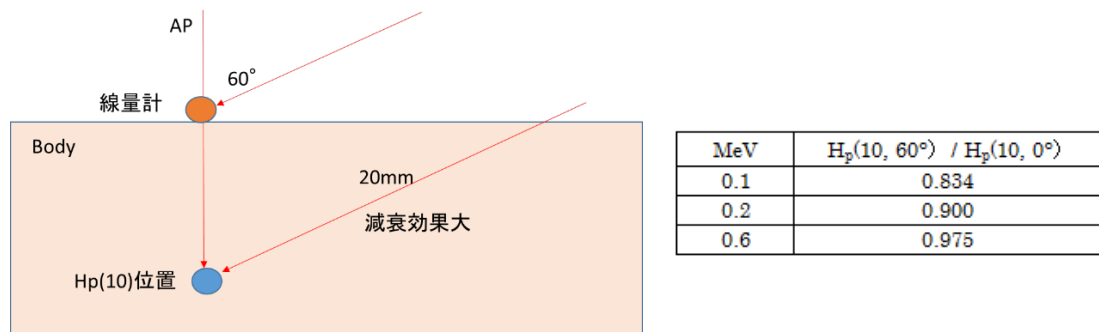


図 1.5 入射角 60°の場合の $H_p(10)$ の概念図

個人線量計の方向特性については、放射線の入射角度を考慮して JIS で許容範囲が定められている。例えば、JIS Z4314 (2002)「蛍光ガラス線量計測装置」[24]によると、方向特性の許容範囲は±20%（80 keV X 線および ^{60}Co ガンマ線に対して）と規定されている。このため、GB の場合では、検出器とフィルタの位置関係の最適化を図ることによって、入射角による減衰を反映させるような工夫がなされている。つまり、個人線量計はどのような方向特性を持つべきかというルールが設けられており、それに基づいて設計されている。しかし、個人線量計ごとに得手・不得手な方向があり、これがバイアスとして出てくる可能性がある。

● 線量計装着方法

校正では、個人線量計は水スラブ表面にあるが、従業者の作業中は一般に上着の胸に個人線量計を装着しているので、皮膚表面から距離がある。したがって、個人線量計が体表面にある場合に比べ、後方散乱効果が小さいと考えられる。

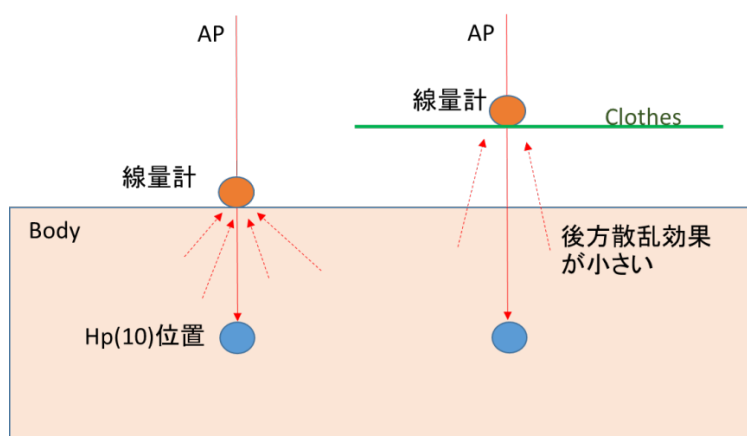


図 1.6 線量計装着方法と後方散乱効果（概念図）

第2章 資料・方法

2.1 換算係数推定方法のモデル

2.1.1 変換方法のフレームワーク

IARC 論文[2]は、基本的に図 2.1 のような変換方法のフレームワークを想定していた。各種光子エネルギーおよびジオメトリの組合せの下で、まず、個人線量計指示値を線量計レスポンスの係数を用いて、個人線量当量 $H_p(10)$ に換算した。ついで、この $H_p(10)$ を臓器吸収線量に変換した。すなわち、IARC 論文のアウトプットは、線量計指示値から臓器線量への換算係数であった。

なお、IARC 論文は様々な古い線量計を取り扱っていたので、変換の過程で、研究の共通数量として $H_p(10)$ を設定したと考えられる。

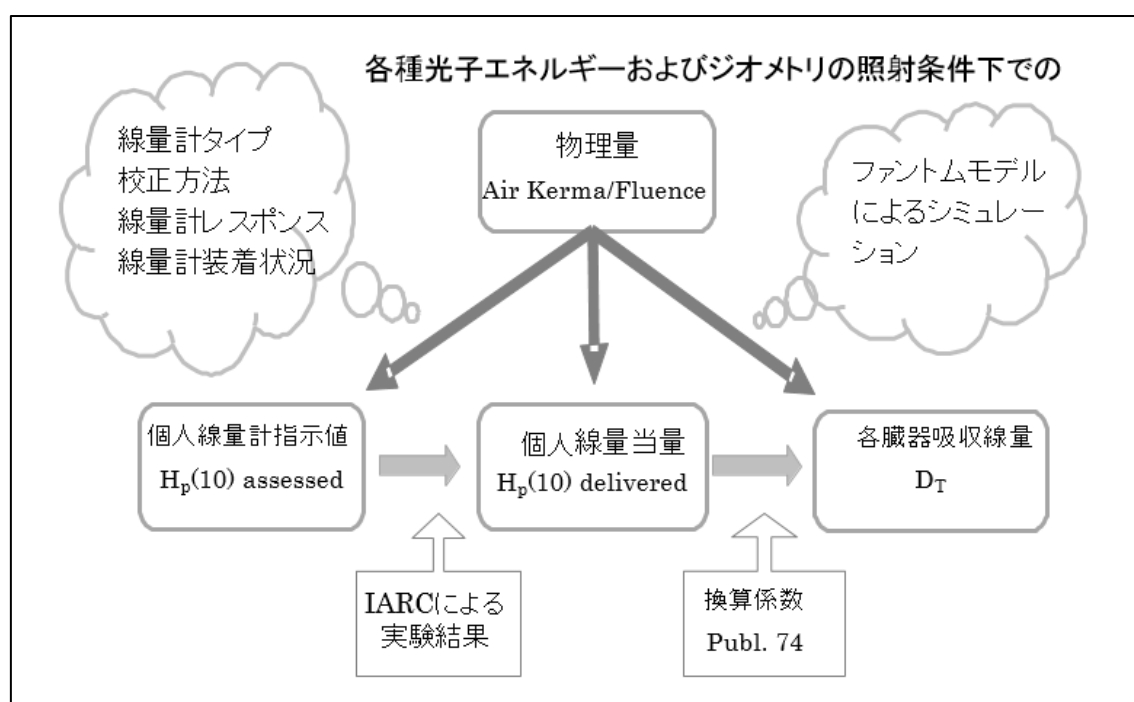


図 2.1 IARC 論文の想定した変換方法のフレームワーク

2.1.2 変換モデル

IARC 論文[2]は、上記のフレームワークの下で、次のような変換モデルを想定していた。ここで、 T は臓器吸収線量（単位 Gy）、 D は個人線量計の指示値（単位は時代により R または Sv）である。また、 B_i がバイアス要素である確率変数として導入された。すなわち、 B_1 は $H_p(10)$ と臓器線量との換算係数 (Sv/Gy)、 B_2 は $H_p(10)$ に対する個人線量計レスポ

ンス(Sv/Sv)であった。 B_3 は線量単位の換算係数で、線量計指示値が単位 R の場合は換算係数が単位 R/Sv で与えられ、単位 Sv の場合は $B_3=1$ (Sv/Sv) と定義された。

なお、IARC 論文では、 B_3 の中に、線量単位の違いだけでなく、個人線量計の校正方法（後方散乱放射線を含むか否か）、線量計と身体との距離など、諸々の要因を考慮していた。

- 臓器線量換算係数の変換モデル

$$R = T \times B_1 \times B_2 \times B_3$$

ここで、

R : 個人線量計の指示値 (R または Sv)

T : 真の線量（臓器吸収線量）(Gy)

B_i : Bias factors 確率変数

$B_1 = (H_p / \text{air kerma}) / (D_T / \text{air kerma})$: H_p と臓器吸収線量 D_T の換算係数 (Sv/Gy)

$B_2 = H_{p_assessed} / H_{p_delivered}$: 線量計レスポンス (Sv/Sv)

B_3 : 線量単位の換算係数（1988 年以前は R/Sv 、1989 年以降は Sv/Sv ）

- 上記変換モデルにおいて、確率変数 B_1 、 B_2 、 B_3 ならびにその積である全体のバイアス B は、計算の便宜上、対数正規分布に従うと仮定された。

- 参考

- 1) 確率変数 X が対数正規分布に従うとき、平均等の特性値は次のように表せる。

$$\log(X) \sim N(\mu, \sigma^2)$$

$$E(X) = \exp(\mu + \sigma^2 / 2): \text{平均}$$

$$\text{Median}(X) = \exp(\mu): \text{中位数(中央値)}$$

$$\text{Mode}(X) = \exp(\mu - \sigma^2): \text{最頻値}$$

$$V(X) = E(X)^2 \times (\exp(\sigma^2) - 1): \text{分散}$$

- 2) 互いに独立な確率変数 X および Y が対数正規分布に従うとき、積 XY も対数正規分布に従う。なぜなら、正規分布に従う $\log(X)$ および $\log(Y)$ の和は正規分布だからである。

$$\log(X) \sim N(\mu_X, \sigma_X^2)$$

$$\log(Y) \sim N(\mu_Y, \sigma_Y^2)$$

$$\log(XY) = \log(X) + \log(Y) \sim N(\mu_X + \mu_Y, \sigma_X^2 + \sigma_Y^2)$$

2.2 サイト、時期別線量評価に用いた個人線量計タイプ

臓器線量構築には、放射線業務従事者各個人が使用していた個人線量計に関する情報が必要である。

2.2.1 サイト、時期別個人線量計タイプ

我が国の被ばく線量登録管理制度の下では、原子力事業者は当該管理区域での個人別年度被ばく線量を RADREC に登録するので、個人別被ばくサイトの情報を得ることができる。しかし、個人別に使用線量計タイプに関する情報は、データベースにはない。そこで、協力企業の従事者も、被ばくサイトの原子力事業者の社員が着用した線量計を使用したと見做すこととした。

放射線影響協会は、疫学的調査を実施するにあたって、RADREC に登録された、長期にわたる個人線量記録の整合性、加算性を評価するために、当初より放射線計測の専門家等で構成される個人線量記録評価専門委員会を設けていた。そこでは定期的に、原子力事業者の協力を得て個人線量計の種類、性能等の情報を収集した。[25, 26]

また、付随的にプラントメーカーの個人線量計の種類、性能等も調査した。

2.2.2 放射線業務従事者個人ごとの線量計情報

サイトおよび一部プラントメーカーに関して、そこで使用された個人線量計の情報を把握している。しかし、RADREC にも、疫学調査データベースにも、個人と雇用されている事業所をリンクする情報が欠けているので、従事者個人ごとに実際に被ばく線量測定に使用した線量計タイプは不明であるという制約がある。

2.3 個人線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス

線量計レスポンスについては、文献データを利用する方法と試験実施により入手する方法がある。また、試験実施をする場合にも、個人線量計および読取装置（受動型の場合）が現在利用可能なものに限られるという制約がある。

IARC 論文[2]では、歴史的に見て代表的な 10 の線量計を選定して線量計レスポンス試験を実施した。そこでは線量計のタイプを、旧式 FB (Old film dosimeters)、多素子 FB (Multi-element film dosimeters)および TLD と、大きく 3 つに区分している。

Thierry (2002)[18]は、10 の線量計の選定理由と線量計の規格について具体的に記している。

日本では、原子力産業の発展が欧米よりも遅かったので、初期の研究開発段階では一部、IARC 論文の旧式 FB に相当する線量計が使用されていたが、少なくとも商用発電が開始された直後の 1968 年以降は、多素子 FB または TLD が主流であった。また、2000 年代以降、日本ではガラスバッジ線量計(GB)あるいは電子式個人線量計(EPD)が主に使われている。

個人線量計の規格・性能についてはメーカーから提供されているが、本検討会が関心をもつエネルギーおよびジオメトリにおけるレスポンスデータは必ずしも十分ではない。そこで本節では、(1) IARC 論文では取り上げていない、比較的新しい線量計 GB、EPD および光刺激ルミネセンス(OSL)線量計（商品名ルミネスバッジ(LB)）と、(2) IARC 論文に掲載の FB および TLD に分けて検討した。

2.3.1 個人線量計タイプ GB、EPD および OSL 線量計に関して

最近日本で使用されている個人線量計タイプ GB、EPD および LB に関して、エネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンス（空気カーマ当たり指示値）を得るために、IARC 論文に記載の方法と同様に、ファントム回転装置を用いて照射試験を実施した。

2.3.2 線量計レスポンス試験の概要

GB、EPD および LB の線量計レスポンス試験は、放射線影響協会が日本原子力研究開発機構(JAEA)に委託して試験調査を実施した[27]。なお、JAEA 側の研究責任者は本検討会委員の辻村憲雄氏であった。

試験の概要は、基本的に IARC 論文[2]および Thierry (2002)[18]と同じであった。

2.3.2.1 使用した設備・機器

- ・ JAEA 原子力科学研究所放射線標準施設(FRS)の X 線照射装置

線源：N250 (平均エネルギー207 keV)および N150 (同 119 keV)

- ・ JAEA 核燃料サイクル工学研究所計測機器校正施設 (ICF)の ^{137}Cs ガンマ線(662 keV)照射装置

- ・ 水ファントム：ICRU 水スラブ、JIS Z4331:2005 [28] に規定された外形 30×30×15 cm 水槽形ファントム

- ・ 人体形状ファントム：Alderson 社製 RANDO ファントム（成人男性用）に CIRS 社製 ATOM 成人男性ファントムの両腕を装着

ICRP Publ. 74[9]および Publ. 116[10]の臓器線量換算係数のシミュレーション計算に用いたファントムは腕の付いた人体を模している。これとの整合性を図り、線量計レスポンス試験においても、RANDO ファントム（頭部および胴体）に CRIS 社製の両腕を装着した状態で試験を行った。

また、両腕を付けたことの効果を検証するために、両腕を外したファントムを用いてレスポンス試験を行った。

- ・ ファントム回転装置

ファントム回転装置は、水平状態のファントムを体軸を中心に回転させることができる。また、装置はターンテーブル上に据え付けられており、線源からのビーム中心軸と回転軸の角度を変えることができる。

なお、ターンテーブルの回転中心は、RANDO ファントムのスライス 16 番の位置

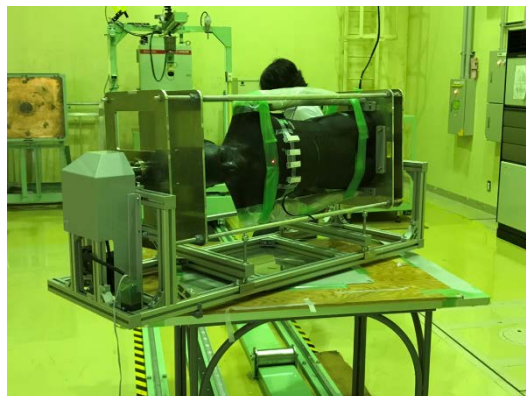


図 2.3.1 ファントム回転装置

にある。すなわち、線源からのビーム中心軸とファントム回転軸とは、常にスライス 16 番の位置で交差する。

2.3.2.2 試験に使用した個人線量計 [29-31]

表 2.3.2 試験に使用した個人線量計

個人線量計	備考
EPD	JAEA 核燃料サイクル工学研究所で使用中のもの、平成 30 年校正済 富士電機製、型式 NRG10811、 測定最小単位 0.01mSv
GB	千代田テクノル製、広範囲用ガラスバッジ、モニタコード FS、ケース タイプ G-V、X・ γ 線、 β 線測定用、プラスチッククリップ付、 測定最小単位 0.01mSv (注) 測定結果報告書の記載は小数点以下 1 桁であるが、今回は参考値 の小数点以下 2 桁の結果を利用した。
LB	長瀬ランダウア製、商品名：ルミネスバッジ SG タイプ 体幹部用、X・ γ 線、 β 線、技術名称：OSL 線量計 体幹用、プラスチッククリップ付 測定最小単位 0.01mSv (注) 測定結果報告書の記載は小数点以下 1 桁であるが、今回は参考値 の小数点以下 2 桁の結果を利用した。

試験に用いた線量計は、現在利用可能な線量計からしか選定できないという制約があった。例えば、日本では 2000 年頃から数年かけて FB から GB へ移行した。当初は千代田テクノル製 G-I 型あるいは G-III 型が採用され、2014 年頃に G-V 型に一斉に更新された。旧型の読取装置はもう利用できないので、現行タイプの GB (G-V 型) でしか試験を行えなかった。

2.3.2.3 線量計校正試験

線量計指示値の補正係数を得るために、 ^{137}Cs (662 keV) AP 照射による校正試験を行った。水スラブ表面が線源から 3.5m となるように設置し、水スラブ表面に個人線量計を貼り付けた。EPD については、個体ごとの補正係数を得るために、試験に用いる 4 個の EPD を貼り付けて試験を行った。受動型線量計である GB および LB に関しては、ロットごとの素子の品質は均一であると考え、それぞれ 4 標本を貼り付けて得られた指示値の平

均を補正係数とすることとした。

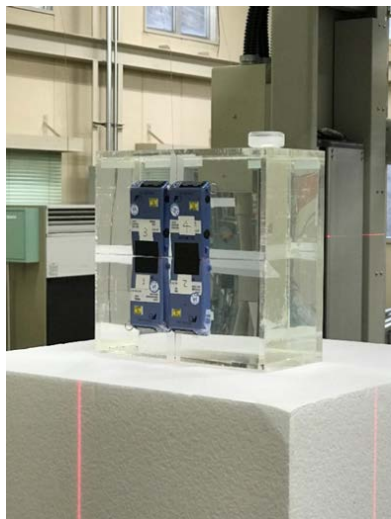


図 2.3.3 水スラブに貼り付けた EPD

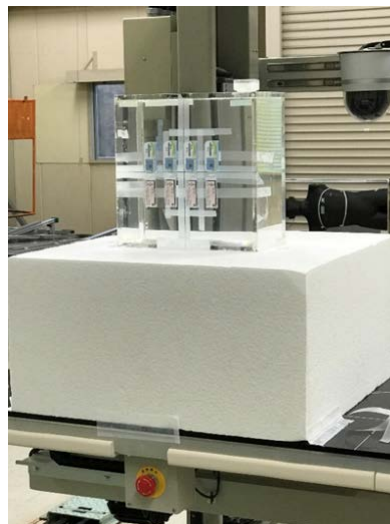


図 2.3.4 水スラブに貼り付けた GB(上段)および LB(下段)

なお、水ファントム表面の空気カーマ線量率は 10.5mGy/h 、照射時間は 720sec で、基準照射線量は 2.10mGy であった。

IARC 論文では、線源からの距離を 2m に設定しているが、本試験では X 線照射装置および ^{137}Cs γ 線照射装置のコリメータのテーパー（広がり度合い）とファントム全体が照射野に入ることを考慮して、線源からの距離を 3.5m に設定した。ICRP で想定している AP ジオメトリは、面線源からの平行ビームを被ばくするという理想的な場を想定している。一方、実験で用いる照射装置は点線源からの等方放射ビームである。エネルギー（ 118keV 、 208keV および 662keV ）および点線源からの距離（ 2m 、 3m 、 4m および 5m ）を変えて ROT で測定したレスポンスを、面平行ビームで計算したレスポンスと比較すると、ズレの程度はエネルギーが低いほど、また線源に近づくほど大きかった。距離 3.5m の場合、そのずれは 662keV で $1\text{-}2\%$ 、 118keV で $2\text{-}3\%$ であり、平行ビームによるレスポンスとの差は小さい。

2.3.2.4 ファントム上での線量計レスポンス試験

ファントム回転装置は、ファントムの中心を頭から上下にとる回転軸を中心として一定速度（ 45sec/rotation ）で回転する。ファントム回転装置は、ファントム回転軸が線源から 3.5m 位置となるように設置した。AP 照射の場合は、ファントム表面の位置 3.38m

の線量を基準空気カーマ線量とした。

ROT 照射の場合は、ファントム回転軸の位置 3.5m の線量を基準空気カーマ線量とした。本来は胸に貼り付けた線量計位置を軸として回転させると、線量率を一定とすることができるが、回転装置の安定性の観点からそれは困難であった。体軸を中心に ROT(90°) ジオメトリで回転すると、線源と線量計の距離は $3.5\text{m} \pm 0.12\text{m}$ の範囲内で変動する。線量率では、3.5m 位置の線量率よりも逆二乗則で $\pm 7\%$ 程度変動するが、回転数を整数とするので、距離が短くなるのと長くなるのは均等の機会があるので、平均の空気カーマ線量率として 3.5m 位置の線量率を適用しても問題ない。

照射時間は回転数が整数値となるように調整した。

エネルギー、ジオメトリ別の空気カーマ線量率(mGy/h)、照射時間(sec)、基準空気カーマ線量(mGy)は表 2.3.5 のとおりであった。

表 2.3.5 エネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンス試験の照射条件

線質／ビームコード		N150	N250	^{137}Cs
平均エネルギー（測定値）		119 keV	207 keV	662 keV
空気カーマ線量率	AP (3.38m)	27.6 mGy/h	7.88 mGy/h	11.3 mGy/h
	ROT (3.5m)	25.7 mGy/h	7.33 mGy/h	10.5 mGy/h
照射時間	AP	315sec	990sec	720sec
	ROT	180sec	445sec	360sec
		(4 回転)	(11 回転)	(8 回転)
基準空気カーマ線量	AP (3.38m)	2.41mGy	2.17mGy	2.26 mGy
	ROT (3.5m)	1.28mGy	0.91mGy	1.05 mGy

GB および LB は、照射試験ごとに、4 個ずつ、ファントムのスライス 16 番の胸の位置に 5 cm 間隔で貼り付けた(図 2.3.6)。GB および LB は受動型であるので、すべての照射試験完了後、線量測定サービス会社で線量評価を行った。

EPD は筐体が大きいのので、2 個(No.3, 4)をスライス 16 番の胸の位置に 15 cm 間隔で、別の 2 個(No.1, 2)をその下に、向きを上下逆にして貼り付けた(図 2.3.6)。EPD は積算型であり、照射試験ごとの被ばく線量を評価するため、毎回、指示値を読み取り、差分（増分）を計算した。

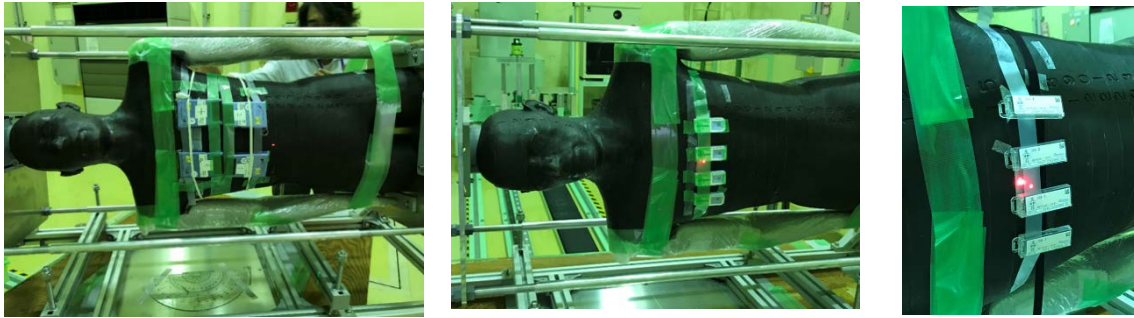


図 2.3.6 RANDO ファントムの胸部に貼り付けた個人線量計（左から EPD、GB、LB）

2.3.2.5 線量計レスポンスの定義

- ・ 線量計レスポンス(Sv/Gy)は次により定義した。

指示値(mSv) × 補正係数 / 基準線量(mGy)

- ・ 各線量計の指示値に対して求めた線量計レスポンスの平均を、各々の照射条件の下での平均線量計レスポンスとした。

- ・ 天頂角を θ としてファントムを回転させた $ROT(\theta)$ の場合の線量計レスポンスを $B_{ROT(\theta)}$ とする。 θ は 30° 、 60° 、 90° 、 120° および 150° について試験した。

- ・ ジオメトリ ISO における線量計レスポンス B_{ISO} は、(レスポンスの加法性の仮定の下で) 天頂角 θ を変えた $B_{ROT(\theta)}$ の加重平均値として、次により定義した。

$$B_{ISO} = 0.146 \times B_{ROT(30^\circ)} + 0.224 \times B_{ROT(60^\circ)} + 0.259 \times B_{ROT(90^\circ)} \\ + 0.224 \times B_{ROT(120^\circ)} + 0.146 \times B_{ROT(150^\circ)}$$

(注) 上式の $ROT(\theta)$ のウェイトは、レスポンス $ROT(\theta)$ が代表すると考える天頂角 θ の次の範囲の球体表面積の割合である。

$ROT(30^\circ)$: $0^\circ - 45^\circ$ 、 $ROT(60^\circ)$: $45^\circ - 75^\circ$ 、 $ROT(90^\circ)$: $75^\circ - 105^\circ$ 、

$ROT(120^\circ)$: $105^\circ - 135^\circ$ 、 $ROT(150^\circ)$: $135^\circ - 180^\circ$

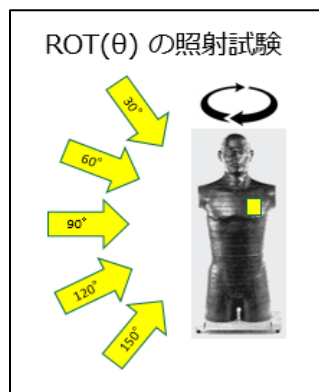


図 2.3.7 $ROT(\theta)$ の照射試験（概念図）

2.3.3 FB および TLD: IARC 論文掲載データに関して

FB および TLD に関する線量計レスポンスについて、臓器線量構築に不可欠な ISO ジオメトリにおける線量計レスポンスデータは、IARC 論文の他には得ることができないので、それを利用することとした。

引用する線量計レスポンスデータにつて、IARC 論文[2]の Web annex Table 4 よりも Thierry(2002)[18]の Table 3 の方が有効数字の桁数が多いので、これを用いた (表 2.3.8)。

また、線量計レスポンスの不確かさに関して、Web annex Table 4 は B および K を表示し、表 2.3.8 は Mean および SD / mean (%)を表示しているが、両者は、

$$K = \exp\{1.96 \times \text{Mean} \times (\text{SD} / \text{mean}) / 100\}$$

の関係にある。

X 線の線質・ビームコードについては、N150 および N250 であり、2.3.2 節の JAEA で行った線量計レスポンス試験のビームコードと同じであった。しかし、平均エネルギーの測定値が、118 keV および 208 keV とわずかに異なった (JAEA の設備の場合は、それぞれ 119 keV および 207 keV)。しかし、1 keV の差異による、レスポンスの両者の推計値の差異は無視し得る。

2.3.3.1 FB

表 2.3.8 の線量計タイプのうち①-④は、旧式 FB で、単一のフィルタが使用されていた。フィルタの金属は、各々錫、銀、鉛、ブリキであった。また、⑤-⑦は複数のフィルタが付いた多素子 FB であった。

2.3.3.2 TLD

TLD 線量計に使用されていた主な熱蛍光材料 (又は素子) は LiF, $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ または CaSO_4 であった。IARC 論文では、研究対象施設で使用する TLD の大多数は LiF で、 CaSO_4 または $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ と CaSO_4 の組み合わせを使用しているのは少数であることから、LiF ベースを 2 つ (⑧と⑨) と、 $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ と CaSO_4 の組み合わせ 1 つ (⑩、Panasonic 製) を、実験対象として選択した。

表 2.3.8 IARC 論文の線量計レスポンスデータ (H_p(10)当たり)

Table 3. Response of dosimeters irradiated, on phantom, to three radiation quantities (118, 208 and 662 keV) in AP, rotational and isotropic geometries of exposure											
	Geometry	Phantom	118 keV		208 keV		662 keV		118 keV	208	662
			Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	Mean	CV (%)	K		
Old film dosimeters											
1	FR-1 (0.4 mm Sn)										
	AP	Slab	3.595	1.5	0.927	10.5	0.725	2.1	1.111	1.210	1.030
	AP	Anthrop.	3.43	1.1	0.815	6.3	0.678	2.3	1.077	1.106	1.031
	ROT	Anthrop.	2.655	2.2	1.068	4.4	0.862	1.2	1.121	1.096	1.020
	ISO	Anthrop.	2.255	2.6	0.939	3.5	0.735	2.3	1.122	1.067	1.034
2	US-2 (1 mm Ag)										
	AP	Slab	2.971	2.1	1.27	1	1.014	0.8	1.130	1.025	1.016
	AP	Anthrop.	3.038	4.2	1.185	1.9	1	1.8	1.284	1.045	1.036
	ROT	Anthrop.	2.173	2	1.382	3	1.206	3.2	1.089	1.085	1.079
	ISO	Anthrop.	1.549	4.4	1.114	1.6	1.036	2.7	1.143	1.036	1.056
3	UK-2 (1 mm Pb)										
	AP	Slab	0.567	7.8	0.901	2.2	1.144	0.8	1.091	1.040	1.018
	AP	Anthrop.	0.492	7.9	0.864	5	1.122	5.7	1.079	1.088	1.134
	ROT	Anthrop.	0.58	6.5	0.702	2	1.384	3.2	1.077	1.028	1.091
	ISO	Anthrop.	0.456	3.2	0.523	1.3	1.259	2.2	1.029	1.013	1.056
4	UK-5 (Tinplate)										
	AP	Slab	2.56	9.6	1.294	5	0.874	2	1.619	1.135	1.035
	AP	Anthrop.	2.397	13.3	1.238	5.3	0.87	1.1	1.868	1.137	1.019
	ROT	Anthrop.	2.086	12.2	1.223	6.9	1.05	2	1.647	1.180	1.042
	ISO	Anthrop.	1.735	12.4	1.116	5.2	1	1.9	1.525	1.120	1.038
Multi-element film dosimeters											
5	UK-9 (AERE)										
	AP	Slab	1.196	4.2	0.936	2.2	0.876	1.3	1.103	1.041	1.023
	AP	Anthrop.	1.015	5.4	0.884	4.3	0.837	2.3	1.113	1.077	1.038
	ROT	Anthrop.	1.339	4	0.91	3.8	1.063	1	1.111	1.070	1.021
	ISO	Anthrop.	1.227	5.3	0.779	2.9	0.993	2.6	1.136	1.045	1.052
6	US-8 (Fe-Ta)										
	AP	Slab	0.991	1.5	0.974	0.8	0.823	1.7	1.030	1.015	1.028

	AP	Anthrop.	0.79	9.5	0.897	6	0.79	1.8	1.158	1.111	1.028
	ROT	Anthrop.	1.237	1.9	1.177	17	1.136	1.8	1.047	1.480	1.041
	ISO	Anthrop.	0.969	3	1.173	8.9	0.969	2.3	1.059	1.227	1.045
7	FR-6 (PS1)										
	AP	Slab	0.937	12.9	0.67	4.3	0.819	0.6	1.267	1.058	1.010
	AP	Anthrop.	0.641	12	0.631	5.2	0.815	1.4	1.163	1.066	1.023
	ROT	Anthrop.	0.843	14.8	0.593	7.9	0.933	3.9	1.277	1.096	1.074
	ISO	Anthrop.	0.836	7.3	0.56	3.7	0.815	2.8	1.127	1.041	1.046
Thermoluminescence doseimeters											
8	UK-10 (TLD)										
	AP	Slab	0.997	5.3	1.006	8.7	0.995	11.2	1.109	1.187	1.244
	AP	Anthrop.	0.944	3.4	0.973	5.5	0.979	7.3	1.065	1.111	1.150
	ROT	Anthrop.	1.151	3	1.148	3.1	1.181	10.7	1.070	1.072	1.281
	ISO	Anthrop.	1.072	1.8	1.071	2.5	1.091	6	1.039	1.054	1.137
9	FR-9 (TLD-PGP-1)										
	AP	Slab	0.909	9.4	0.869	11.7	0.828	13.8	1.182	1.221	1.251
	AP	Anthrop.	0.851	7.2	0.868	14.4	0.776	14.6	1.128	1.278	1.249
	ROT	Anthrop.	1.025	7.2	0.956	10.2	1.007	3.5	1.156	1.211	1.072
	ISO	Anthrop.	0.845	5.3	0.828	5.4	0.823	4.3	1.092	1.092	1.072
10	US-22 (TLD)										
	AP	Slab	0.863	4.4	0.936	3.9	0.925	3.5	1.077	1.074	1.066
	AP	Anthrop.	0.792	3.1	0.933	2.1	0.909	3.9	1.049	1.039	1.072
	ROT	Anthrop.	1.082	3.1	1.177	1.5	1.018	4.1	1.068	1.035	1.085
	ISO	Anthrop.	0.931	0.3	1.033	2.5	0.911	1.6	1.005	1.052	1.029
* Response = $H_p(10)$ assessed / $H_p(10)$ delivered * CV = SD / mean * SD: Standard deviation											

(注 1) 表の小数点以下の桁数は原論文のままである。

(注 2) K の値は次により計算した。

$$K = \exp(1.96 \times \text{Mean} \times \text{CV} / 100) = \exp(1.96 \times \text{SD})$$

資料出所 : Thierry (2002) [18]

2.3.3.3 H_p(10)から空気カーマへの換算

表 2.3.8 の線量計レスポンスの定義は、H_p(10) assessed / H_p(10) delivered (Sv/Sv)であるから、単位を空気カーマ当りに換算する必要がある。

Thierry(2002)[18]によると、空気カーマ当たりの線量計レスポンス値(Readings / air kerma)に対して、表 2.3.9 の「Table 1 3つのエネルギー (118, 208 および 662 keV)および3つのジオメトリ(AP, ROT および ISO)に対する空気カーマから H_p(10)への換算係数」で除すことによって換算したものが、表 2.3.8 であった。

$$(\text{Readings} / \text{air kerma}) / (\text{H}_p(10) / \text{air kerma}) = (\text{Readings} / \text{H}_p(10))$$

表 2.3.9 IARC 論文が用いたエネルギー、ジオメトリ別空気カーマから H_p(10)への換算係数

Table 1 3つのエネルギー (118, 208 および 662 keV)および3つのジオメトリ(AP, ROT および ISO)に対する空気カーマから H _p (10)への換算係数			
平均エネルギー	換算係数(Sv/Gy)		
	AP	ROT	ISO
118 keV	1.73	0.94	0.95
208 keV	1.48	0.86	0.88
662 keV	1.21	0.82	0.86

資料出所: Thierry(2002) [18]

したがって逆に、表 2.3.8 の値(Sv/Sv)に、表 2.3.9 の Table 1 の換算係数(Sv/Gy)を乗じることによって、空気カーマ当たりの線量計レスポンス(Readings / air kerma, Sv/Gy)に換算できる。

$$(\text{Readings} / \text{H}_p(10)) \times (\text{H}_p(10) / \text{air kerma}) = (\text{Readings} / \text{air kerma})$$

(注) ROT および ISO における空気カーマから H_p(10)への換算係数

AP の換算係数については、ICRP Publ. 74 [9]の Table A.24 に掲載されているが、ROT および ISO に関しては掲載されていない。そこで、Thierry (2002)は、ICRP Publ. 51 [17]の Table 6 「ICRU 球の主軸上深さ 10mm における単位フルエンス当たりの線量当量」と、ICRP Publ. 74 [9]の Table A.1 「単位フルエンス当たり空気カーマ」を利用して、表 2.3.9 の Table 1 の数値を求めたと記している[18]。つまり、H_p(10)slab の方向依存を球体系での H'(10)の方向依存で代用していることになる (1.7 節参照)。これは、

Thierry(2002)が早い時期に執筆しているので、とりあえず利用可能なデータを利用して解釈したのだと考えられる。

今日では、シミュレーションによって、表 2.3.9 を推計することができる。JAEA の開発した輸送計算コード PHITS[32]を用いて推計すると、表 2.3.10 のようになる。AP および ROT では、表 2.3.9 とほぼ同じであるが、ISO では表 2.3.9 より 3-4%小さい。これは、表 2.3.9 では、球体系での $H'(10)$ の方向依存で代用したことから、ROT と ISO では数値にあまり差がないことを反映していると考えられる。

表 2.3.10 PHITS を用いて推計したエネルギー、ジオメトリ別空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数

平均エネルギー	換算係数(Sv/Gy)		
	AP	ROT	ISO
119 keV	1.75	0.94	0.83
207 keV	1.48	0.87	0.78
662 keV	1.23	0.84	0.79

ISO における空気カーマ当たり $H_p(10)$ への換算係数としては、シミュレーション結果の方が、より信頼性は高い。

さて、ここでの課題、FB および TLD の空気カーマ当たり線量計レスポンスを得る観点で整理をする。

X: 空気カーマ当たり線量計レスポンス(未知)

c: 空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数(既知) (表 2.3.9 の Table 1)

Y: $H_p(10)$ 当たりのレスポンス (既知) (表 2.3.8 の Table 3)

c に関して、「空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数」としては、PHITS の計算結果の方がより信頼性は高いが、Thierry (2002)が、Y について、X を c で除して求めたと書いている以上、X (空気カーマ当たりのレスポンス) を求めるには、Y に c を乗じるのが適切な方法である。つまり、表 2.3.8 の Table 3 に与えられた Y ($H_p(10)$ 当たりのレスポンス) はバイアスを含んでいると見做す。そのバイアスをもたらした原因である表 2.3.9 の Table 1 を乗じることによって、バイアスを除去し、(真の) 空気カーマ当たりのレスポンスが求まる。

2.4 場の情報

- 光子のエネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンスを放射線業務従事者に適用するためには、被ばくエネルギーおよびジオメトリの分布情報が必要である。
- NPP および MA における光子外部被ばく線量のエネルギーおよびジオメトリ分布については、世界中の原子力施設の専門家の判断を基に IARC 論文[2]が想定した表 2.4.1 の割合を用いることとした。

表 2.4.1 IARC 論文の想定した被ばく光子エネルギーおよびジオメトリ別線量分布の
専門家による推計値（原子力発電所および混合活動施設） (%)

項目	被ばく光子エネルギー範囲(keV)			被ばくジオメトリ		
	0-100	100-300	300-3000	AP	ISO	ROT
原子力発電所（NPP）						
線量割合の平均	0	10	90	50	50	0
線量割合の範囲	0-1	5-20	80-100	10-80	20-90	0
平均・範囲の不確かさ	± 5 (2 SD)			± 10 (2 SD)		
混合活動施設（Mixed activities facilities）						
線量割合の平均	0	20	80	50	50	0
設備(installation)間の変動	0	15-25	75-85	40-55	45-60	0
従業者間の変動	0	15-25	75-85	0-60	40-100	0
平均・範囲の不確かさ	± 5 (2 SD)			± 10 (2 SD)		

資料出所：Thierry (2007) Table 4 [2]

2.4.1 IARC 論文の想定した光子エネルギーおよびジオメトリ分布

IARC 論文[2]は、基本的に、世界中の原子力施設の専門家の判断を基にして、上記の被ばく光子エネルギーおよびジオメトリ別線量分布を決定しているが、いくつか先行研究がある。Thierry 著「サークレイ(Saclay)原子力研究センター（仏）における支配的被ばくエネルギーの評価方法」（2001）[33]もそのひとつである。

Thierry (2001)[33]は要旨で次のように述べていた。「多素子線量計（注：仏の PS1、6 種類のフィルタ付）の各フィルタの下でのレスポンスを利用して、3つのエネルギー範囲（<100, 100-300, >300 keV）の光子線量割合を評価する方法を述べたものである。この方法は、実験データおよびシミュレーションで検証され、線量計レスポンスにおいて最も重要な役割を果たす 100 keV 未満の光子線量割合の良好な推計値を提供することができた。

この方法が一つの施設(Saclay)の個人線量計指示値に適用され、専門家による推計結果が裏付けられた。この方法は、国際共同研究の枠を超えて、従事者の監視と防護に対して影響を及ぼすものである」。また、Saclay の分析結果は、英国放射線防護局(National Radiological Protection Board, NRPB)や米国 Hanford で実施された線量のエネルギー分布の推計値と整合的であったと述べていた。これらのデータと知見に基づき、1999 年 10 月専門家会合で上記の割合 (MA、>300 keV : 100-300 keV = 80% : 20%) が決定された。

2.4.2 日本における光子エネルギーおよびジオメトリ分布に関する文献調査

日本についても IARC 論文[2]の仮定の妥当性を検証する必要があるため、日本の原子力発電施設等の光子エネルギー分布とジオメトリ分布について文献調査を行った。日本についても、論文をレビューし、場の情報についてもエビデンスに基づくことが望ましく、また、それによって日本の実情を考慮した臓器線量換算係数を推計できると考えた。

1980 年代には日本でも、軽水炉のエネルギースペクトル分析などを盛んに行っていたとの関係者の証言を得た。背景には、レントゲンからシーベルトへの移行を検討していた時期なので、放射線防護の分野でも今後抜本的な改革が予想されたので、それを見越して 1980 年代に、今から見ても積極的で画期的な研究活動が行われたと考えられる。

文献検索を行う中で、公開情報である電力中央研究所報告「ICRP 勧告に基づく実効線量当量の現場測定手法に関する検討」(昭和 60(1985)年 4 月) [34]にたどり着き、この手法を基に、電力会社が共同で 1980 年代にいくつかの施設で、実際にガンマ線エネルギー分布および入射方向分布について測定を行っていたことがわかったので、放射線影響協会から次の①および②の調査報告書の開示申請を行った。[35, 36]

また、3.4.2.2 節で後述するように、①のエネルギー分布は波高分布図のみで、結果を直接比較できなかった。電力各社に定期検査中のエネルギー分布に関する調査資料の有無を照会したところ、東京電力ホールディングス (株) に③ [37]があることがわかったので、開示申請を行った。

①「外部被ばく線量評価精度向上に関する調査研究」(昭和 56-57(1981-82)年) (定期検査中作業エリアにおけるガンマ線のエネルギー分布と入射方向分布を調査)
②「放射線による被ばく線量評価手法の確立に関する研究」(昭和 59-61(1984-86) 年) (運転中におけるガンマ線のエネルギー分布を調査)
③「外部被ばく線量評価手法の適用に関する研究」(昭和 58-59(1983-84)年) (東京電力福島第一原子力発電所における定期検査中のガンマ線のエネルギー分布を調査)

2.5 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量

2.5.1 RCP-AM 標準成人男性ファントム

光子外部被ばくのエネルギー、ジオメトリ別空気カーマ当たり臓器線量は ICRP Publ. 116 [10]で与えられている。このシミュレーションの基になったボクセルファントムは ICRP Publ. 110 [38]で定義されており、標準的なコーカソイドの成人男女である。このうち標準成人男性ファントムを RCP-AM (Reference Computational Phantom – Adult Male)という。平均的に日本人の体格はコーカソイドよりも小さく、空気カーマ当たりの臓器線量にも差があると考えられる。

2.5.2 JM-103 日本人成人男性ファントム

JAEA は、日本人の成人男女の体格を基にして、ICRP Publ. 110 と同様のボクセルファントム JM-103 (成人男性)と JF-103 (成人女性)を開発した[39, 40]。ファントムモデルの身長・体重は、RCP-AM が 176 cm、73 kg であるのに対して、JM-103 は 170 cm、64 kg と体格が小さい。J-EPISODE のリスク解析の対象は基本的に日本人成人男性であるから、空気カーマ当たり臓器線量の係数は、ICRP Publ. 110 基準の日本人成人男性ファントム JM-103 を用いたシミュレーション結果を用いることとする。

2.5.3 JM-103 / RCP-AM 臓器線量比

本報告書作成時点では、JM-103 の空気カーマ当たり臓器線量の数値は公開されていないので、ICRP Publ. 116 の標準成人男性 RCP-AM の空気カーマ当たり臓器線量を、JM-103 に変換するために、参考文献[39-43]を用いて、本検討会委員佐藤薫氏が JM-103 / RCP-AM 臓器線量比を推計した。

換する必要がある。これについては、「3.3 個人線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス」で述べる。

3.1.2 変換のモデル式

- 個人線量計指示値 D_R から臓器吸収線量 T への換算係数について、次のモデルを設定した。

$$D_R = T \times B_1 \times B_2 \times B_3$$

ここで、

D_R : 個人線量計の指示値(時代に応じて R または Sv)

T : 真の線量 (臓器吸収線量) (Gy)

B_i : Bias factors 確率変数

$B_1 = \text{Air kerma} / D_T$: 空気カーマと臓器吸収線量 D_T の換算係数 (Gy/Gy)
(空気カーマ当たり臓器線量の逆数)

$B_2 = \text{Readings} / \text{air kerma}$: 空気カーマ当たり線量計レスポンス (Sv/Gy)

B_3 : 線量単位の換算係数 (1988 年以前は D_R/Sv 、1989 年以降は Sv/Sv)

- 既に述べたように、バイアス B_1 、 B_2 、 B_3 ならびにその積である全体のバイアス B は、計算の便宜上、対数正規分布に従うと仮定した。

バイアス $B_i \sim \text{LN}(m_i, s_i^2)$

全体のバイアス $B (= B_1 \times B_2 \times B_3) \sim \text{LN}(m, s^2)$

- 推計値の不確かさに関して、次のバイアスはそれぞれ不確かさをもつ。

空気カーマ当たり臓器線量の逆数(B_1)、

空気カーマ当たり線量計レスポンス(B_2)、

線量単位間の換算係数(B_3)

バイアスの不確かさ K_i は次により定義した。

$$K_i = \exp(1.96 \times s_i)$$

したがって、 B_i の 95%信頼区間は $(B_i / K_i, B_i \times K_i)$ となる。

これらを統合し、全体の不確かさ K を評価するために、各々のバイアス等は対数正規分布に従うと仮定した。

$$K = \exp(1.96 \times s)$$

$$s^2 = \sum s_i^2$$

- 線量計指示値 (R または Sv) と臓器吸収線量 (Gy) との換算係数 c (R/Gy または Sv/Gy) を次で定義した。

$$\begin{aligned} c &= E(B) = \exp(m + s^2 / 2) & E: \text{mean of log-normal} \\ &= \exp(m) \times \exp(s^2 / 2) \end{aligned}$$

- 換算係数 c は、時期 (1988 年以前 / 1989 年以降)、施設タイプ(NPP/MA)、線量計タイプ、臓器によって決まる定数である。
- これによって推計される臓器吸収線量は次のような性格をもつ。
- 各個人の記録線量を換算係数 c で除した推計臓器線量 D_R / c の平均値は、(真の) 臓器線量の平均値と一致する、すなわち不偏推定値である。つまり、各年、サイトおよび臓器について次が成立する。

$$E(D_R / c) = E(D_R) / c = E(T) \times E(B) / c = E(T)$$

- 個人ごとの記録線量を換算係数 c で除した推計臓器線量は、各個人の臓器吸収線量と解釈してはいけない。
- 個人ごとの記録線量を換算係数 c で除した推計臓器線量は、被ばくした光子エネルギーおよびジオメトリ分布が、サイトの従事者の平均と同じであると仮定し、また、体型も日本人平均と同じであると仮定した場合の臓器吸収線量の推計値であることに留意する必要がある。

3.1.3 バイアスおよび不確かさ

B₁、K₁

- B₁ の基礎データは、エネルギー、ジオメトリ別空気カーマ当たり臓器線量の逆数である。各臓器についての基礎データは「3.5 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量」の表 3.5.2 で示す。
- 換算係数の不確かさは、①解剖学的特性（身長、臓器質量、臓器配置・形状等）に起因するもの、②シミュレーションコードで用いるモデル等に起因するもの、③モンテカルロ計算の統計誤差等が考えられるが、これを定量的に与えることは難しい。
- 一方、ICRP Publ. 74 パラグラフ 167 「データの変動性の解析」によると、計算された臓器等価線量換算係数の統計的不確かさは、大きい臓器（例えば、肺、肝臓、胃）に対して変動係数 2.5%以下、身体中に広く分布する臓器・組織（皮膚、骨表面、骨髄）に対して 1%以下との記述がある[9]。
- そこで、換算係数 $\div 1$ として、標準偏差の上限 $s=0.025$ と置き、 $\log K=1.96 \times s = 0.049$ 、 $K=1.050$ を仮定した。
- エネルギー、ジオメトリ別空気カーマ当たり臓器線量から、施設タイプ別空気カーマ当たり臓器線量を求める計算プロセスは「3.5 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量」で示す。

B₂、K₂

- 線量計レスポンスに関するバイアスおよび不確かさは、IARC 論文および試験結果から得られる空気カーマ当たり個人線量計指示値(Sv/Gy)である。
- 計算プロセスは B₁、K₁ と同様である。各線量計タイプの B₂、K₂ の値は、「3.2 サイト、時期別線量評価に用いた個人線量計タイプ」で示す。

B₃、K₃

1988 年以前の線量計指示値(R)と H_p(10) (Sv)との換算に関する因子と不確かさである。B₃は、IARC 論文 Table 2 における、¹³⁷Cs 線源の場合の H_p(10) / Exposure の値 1.06 (10⁻² Sv/R)を用いた[2]。
K₃は、同じく論文記載の $K=1.103$ ($S = \log(K) / 1.96 = 0.05$)を用いた[2]。

B₃、K₃の値は、年代に応じて、表 3.1.2 のとおり。

表 3.1.2 年代別線量計指示値と H_p(10)との換算係数

	1988 年以前	1989 年以降
B ₃	1 / 1.06 (10 ⁻² R/Sv)	1
K ₃	1.103 (S=0.05)	1.0 (S=0)

ところが、既に述べたように、実際の記録線量から臓器線量への換算に当たっては、1988 年以前の線量計指示値 (R) はそのまま線量当量(rem)に読み替えられ、国際単位系 SI への変更に伴い、100 rem=1 Sv と単位 Sv に変換されていることを考慮する必要がある。

また、1988 年以前は、個人線量計を自由空気中で校正していたので、これを人体に装着して用いた場合には、人体からの後方散乱等があるので、指示値は照射された線量に上乘せられている。IARC 論文では、「当研究のエネルギー範囲では、後方散乱放射線は体表面での被ばくの 10%程度に寄与する。したがって、後方散乱放射線が記録線量に含まれる場合は、バイアス因子 1.1 が考慮された」との記述がある[2]。

1988 年以前の Sv 単位で表示された記録線量に対して、B₃は修正する必要がある。例えば、100 mR の線量計指示値に対して、後方散乱効果を除いた照射線量は 100 / 1.1 mR であり、これを H_p(10)に換算すると、

$$100 / 1.1 \text{ (mR)} \times 1.06 / 100 \text{ (Sv/R)} = 0.96 \text{ (mSv)}$$

となる。一方、100 mR の線量計指示値は、そのまま線量当量で 100 mrem に読み替えられ、単位系の変更で、記録線量には 1 mSv と記されている。すなわち、1989 年以降の H_p(10) (単位 Sv)に対する 1988 年以前の記録線量 (単位 Sv) のバイアス因子 B₃としては、1 / 0.96 (Sv/Sv)となる。RADREC に登録されている Sv 単位で表示された記録線量に関して、年代別の換算係数は表 3.1.3 で表される。

表 3.1.3 年代別 Sv 単位の記録線量と H_p(10)との換算係数

	1988 年以前	1989 年以降
B ₃	1 / 0.96 (Sv/Sv)	1
K ₃	1.103 (S=0.05)	1.0 (S=0)

3.2 サイト、時期別線量評価に用いた個人線量計タイプ

サイト、時期別にサイト事業所職員が使用した個人線量計（主測定器）のタイプを次の6区分にまとめた。

表 3.2.1 個人線量計タイプ区分

個人線量計タイプ	備考	線量計 No
FB1	旧式 FB	0
FB2	多素子 FB	1
TLD		2
GB		3
EPD		4
OSL		5

プラントメーカー等協力企業の従事者が使用する個人線量計のタイプは、必ずしも、サイト事業所職員の使用する個人線量計のタイプと一致するとは限らない。しかしながら、個々の従事者が使用した個人線量計に関する情報はないので、サイト事業所職員の使用した個人線量計の特性を適用することとした。

3.2.1 個人線量計の利用の変遷

個人線量計は、作業場の放射線エネルギースペクトル、線量率レベル、作業期間等を考慮して選択される。長期間の個人線量計の測定記録とその登録には、積算型線量計が便利であり、当初は、主測定器として FB が用いられてきた。これに加えて、1974 年から TLD も用いられるようになった。

日本最初の研究用原子炉 JRR-1 は 1957 年に臨界となったが、この時の個人線量測定には JIS 規格の FB (JIS II 型 γ 線用 FB) が使用された。この FB は一部研究開発機関で、主測定器として 1977 年まで使用された。また、一部 NPP においても、1965-73 年の間使用された。

JIS は、フィルタを組み込んだフィルム挿入ケースの規格、線量測定と評価方法を規格化した FB の取扱方法およびフィルムの現像方法の規格化から構成されていた。JIS Z 4302 (1956) γ -II 型フィルムパッケージケースのフィルタは 3 種類であった。

その後 JIS 規格は更新され、各フィルタ下のフィルム感度の線形結合によりエネルギー特性を平坦化し、線量を評価する方法が開発され、1 個の FB で 20 keV から 3 MeV の広範囲にわたり測定が可能になった。広範囲型 FB は、一部研究開発期間では 1978-84 年の間、また一部 NPP では 1969-2001 年の間使用された。

TLD に関しては、日本でも 1972 年頃から高品質のもの（Panasonic UD-200S）が供給されるようになったので、一部の研究開発機関および NPP で使用されるようになった。さらに、1981、82 年頃からこれらの事業所では、改良された TLD が使用されるようになった[44]。1990 年代までの日本の個人線量計の変遷は図 3.2.3 のとおり。



資料出所：千代田テクノル提供

図 3.2.2 昔の FB の写真（JIS-II 型および広範囲型 FB）

表 4 原子力研究開発機関における主測定器の種類と使用状況

種類	名 称 (型式)	使 用 年 度 (西暦下 2 桁)
F B	JIS II 型 γ 線用 FB	57—77
	JAERI・I 型 FB	59—63
	JAERI・II 型 FB	60—74
	JAERI・III 型 FB	62—74
	JAERI・IV 型 FB	64—92
	(NTA or NTB フィルム)*	37—63
	(NTA フィルム)	64—92
	広範囲型 FB**	78—84
T	UD-200S	78—92
L	動燃型 TLD バッジ (手動)	74—81
D	動燃型 TLD バッジ (自動)	82—92

* NTA フィルム (中性子用) は、 γ 線用 badges フィルムと一緒に badge ケースに収納する。

** 測定サービス機関が提供する FB で、一部の原子炉で一時的に使用した。

表 5 原子力発電施設における主測定器の種類と使用状況

種類	名 称 (型式)	使 用 年 度 (西暦下 2 桁)
F B	JIS II 型 γ 線用 FB	65—68 70—73
	中性子用 FB*	70—86
	広範囲型 FB	69—92
	高エネルギー広範囲型 FB	73—92
	中性子高エネルギー広範囲型 FB	76—92
	JAERI・IV 型 FB*	70—92
T	TLD : UD-200S	74—81
L	評価用 TLB : UD-808**	82—92
D	UD-809**	
その他	中高速中性子用 PD : ステファン (884)	76—92
	ニュービッド badge***	87—92

* NTA フィルムは、 γ 線用 badges フィルムと一緒に badge ケースに収納する。

** UD-808、UD-809 を一つのケースに収納し、 γ ・ β 線および中性子線の線量を測定する。

*** γ 線用 badges フィルムと一緒に広範囲用 badge ケース (改良型) に収納する。

資料出所：(財)放射線影響協会放射線疫学調査センター第 I 期疫学調査線量評価グループ「放射線疫学調査(第 1 期)に係る個人線量の信頼性(1) 一線量の定義、測定技術基準等の歴史的変遷および放射線作業環境」RADIOISOTOPES, 46, 1997 [44]

(注) 表 4 の FB の「NTA or NTB フィルム」の使用年度は 57-63 の誤植と思われる。

図 3.2.3 研究開発機関および NPP における個人線量計の変遷(1957-1992 年)

日本では、1990 年代までは FB が主に使用されていたが、2000 年前後に主測定器の個人線量計に大きな変更があった。NPP10 社のうち 7 社が段階的に GB に切り替え (2001 年度)、3 社が EPD を導入した (2000、2001 年度)。

研究開発機関においても、一部 TLD を使用し続けている事業所があるが、多くは 2001

年度から GB を使用した。

核燃料加工等の施設では、2001 年度から 3 社が GB を導入し、また 1 社が OSL 線量計 (商品名ルクセルバッジ) を導入した (注：ルクセルバッジの商品名は 2017 年 4 月ルミネスバッジに変更された)。

3.2.2 IARC 論文の個人線量計レスポンスデータとの対応

3.2.2.1 日本で使用された FB

日本で使用された FB の種類を 2 つに区分する。1 つは、JISⅡ型 γ 線用 FB で、これには IARC 論文[2]の「旧式 FB」(Old film dosimeters)に区分された FR-1、US-2、UK-2 および UK-5 の線量計レスポンスの平均を対応させることとした。

その他の FB には、IARC 論文の「多素子 FB」(Multi-element film dosimeters)に区分された UK-9、US-8 および FR-6 の線量計レスポンスの平均を対応させることとした(表 3.2.4)。

3.2.2.2 日本で使用された TLD

TLD に関しては、TLD 素材やパッケージケースの点で厳密な比較が難しい。日本で使用されてきた TLD バッジは、 $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7(\text{Cu})$ 素子に $1,000 \text{ mg/cm}^2$ 相当の樹脂フィルタを被せた Panasonic 製のものであった。IARC 論文では、欧米で支配的な LiF ベースの TLD として UK-10 と FR-9 を選択し、一方、 $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ と CaSO_4 の組合せとして US-22 (Panasonic UD-802)を選択した。

US-22 は米国サバンナリバー核施設(Savannah River Site)で使用していた Panasonic 製 TLD で、厳密には日本の TLD と型番やフィルタが少し違うが、基本的な線量計の構造の類似性に着目して、日本の TLD に US-22 の線量計レスポンスデータを対応させることとした(表 3.2.4)。

表 3.2.4 日本で使用された FB および TLD と IARC 論文掲載の線量計レスポンスデータの対応

日本の個人線量計		対応する IARC 論文の線量計レスポンスデータ
FB	JISⅡ型 γ 線用 FB	FR-1、US-2、UK-2 および UK-5 の平均
	その他	UK-9、US-8 および FR-6 の平均
TLD		US-22

3.2.3 プラントメーカーその他協力企業の個人線量計タイプ

放射線影響協会が第Ⅴ期調査に併せて実施した「個人線量計に係る情報収集調査」で

は、原子力事業者以外にも、プラントメーカー3社について、2008 - 2012 年度の個人線量計等の情報を収集した。これによると、2社はGBを使用し、1社はOSL線量計を使用していた[26]。その他協力企業の使用する個人線量計に関する情報は不明であった。

日本では放射線業務従事者の線量評価は使用者の責務であるが、その保管については、協力企業の従事者の線量データも含めて、サイトの原子力事業者からRADRECに定期報告される。

3.2.4 まとめ

本検討会で適用するサイト、時期別線量計タイプは表 3.2.5 のとおりとする。

表 3.2.5 サイト、時期別個人線量計タイプ

Site	Start	End	Type	Start	End	Type	Site	Start	End	Type	Start	End	Type
NPP 原子力発電所							R&D 研究開発						
19	1988	2000	1	2001	2012	3	1	1956	1958	0	1959	1999	1
20	1983	2000	1	2001	2012	3		2000	2012	3			
21	2005	2012	3				9	1958	1973	0	1974	2012	2
22	1970	2000	1	2001	2012	4	10	1969	1970	0	1971	1982	1
23	1981	2000	1	2001	2012	4		1983	2007	2	2008	2012	3
24	1984	2000	1	2001	2012	4	11	1958	1977	0	1978	2012	2
26	1974	2001	2	2002	2012	4	12	1958	1977	0	1978	2012	2
27	1992	2000	1	2001	2012	3	13	1978	1984	1	1985	2008	2
28	1970	2000	1	2001	2012	3		2009	2012	4			
29	1974	2000	1	2001	2012	3	14	1990	2007	2	2008	2012	3
30	1974	2000	1	2001	2012	3	Fuel 燃料加工						
31	1972	2000	1	2001	2012	3	17	1991	2000	1	2001	2004	3
32	1976	2000	1	2001	2012	3		2005	2012	4			
33	1974	2000	1	2001	2012	3	18	1995	2000	1	2001	2012	3
34	1983	2000	1	2001	2012	3	39	1972	2000	1	2001	2012	3
35	1963	1967	0	1968	1999	1	40	1979	2000	1	2001	2012	3
	2000	2012	4				45	1971	2000	1	2000	2012	5
36	1976	1999	1	2000	2012	4	46	1971	2000	1	2001	2012	3
37	1969	1999	1	2000	2012	4	50	1973	2000	1	2001	2012	3

(注) 1) サイト番号は、疫学調査で用いている番号である。

2) 線量計タイプ : 0 =Old type FB、1 =FB(Multi-element)、2 =TLD、3 =GB、4 =EPD、5 =OSL

3.3 個人線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス

3.3.1 GB、EPD および OSL 線量計について

GB、EPD および OSL 線量計（商品名 LB）の線量計レスポンスについて、JAEA への委託試験結果[27]および線量測定結果を整理した。

3.3.1.1 個人線量計補正係数

^{137}Cs 、662 keV、AP 照射で得られた表 3.3.1 の補正係数を、各種エネルギーおよびジオメトリでの線量計指示値に乗じて補正した。

なお、水ファントム表面の空気カーマ線量率は 10.5 mGy/h、照射時間は 720 sec で、基準照射線量は 2.10 mGy であった。空気カーマから $H_p(10)$ への換算係数 1.21 Sv/Gy を用いた。基準 $H_p(10)$ 線量は 2.54 mSv であった。

線量計指示値と基準 $H_p(10)$ 線量の比として補正係数を計算した。

表 3.3.1 個人線量計指示値の補正係数

662 keV AP 水ファントム	EPD				GB 4 個平均	LB 4 個平均
	No.1	No.2	No.3	No.4		
線量計指示値 ①	2.49 mSv	2.45 mSv	2.47 mSv	2.45 mSv	2.52 mSv	2.47 mSv
基準 $H_p(10)$ ②	2.54 mSv					
補正係数 ②/①	1.02	1.04	1.03	1.04	1.01	1.03

この補正係数を、次の照射試験で得られたエネルギー、ジオメトリ別個人線量計指示値に乗じた。

3.3.1.2 線量計レスポンス試験結果

- EPD の指示値増分の No.1, 2 と No.3, 4 を比べると、表 3.3.2 のように天頂角 30°および 150°のエネルギーの低い方の試験結果で、EPD 貼付位置・ファントム表面の傾きの違い等による評価値の乖離が見えた。したがって、試験結果としては、スライス 16 番位置に貼り付けた No.3 および No.4 の値を採用した。

実験で使用した EPD は下部にバッテリーがあるタイプで、下方からのビームに対してはレスポンスが小さくなるという特性も、乖離の要因として考えられる。

表 3.3.2 EPD 指示値増分について、No.1, 2 平均の No. 3, 4 平均に対する比

ジオメトリ	119 keV	207 keV	662 keV
AP	0.97	0.98	1.00
ROT(30°)	0.55	0.59	0.71
ROT(60°)	0.88	0.89	0.91
ROT(90°)	0.98	0.96	0.97
ROT(120°)	1.04	1.03	1.04
ROT(150°)	1.45	1.31	1.19

- GB で ROT(120°)の試験中に、接着テープが緩み、GB がファントム表面から約 1cm 浮き上がった。そこで、GB の予備 3 個を使用して、再度 ROT(120°)の試験を実施した。測定結果では、前者平均(0.92 mSv)と後者平均(0.91 mSv)は僅差であったので、前者の結果を採用した。
- バックグラウンド放射線を確認するためコントロールとして用いた個人線量計の評価値は、GB の場合 X 値（検出限界未満）、LB の場合 0 mSv であった。したがって、バックグラウンド放射線の影響はなかった。
- 線量計タイプ、エネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンス(Sv/Gy)は以下のとおり。

表 3.3.3 GB、EPD および LB に関するエネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンス

線量計 タイプ		線量計レスポンス(B) (Sv/Gy)			不確かさ(K)		
		119 keV	207 keV	662 keV	119 keV	207 keV	662 keV
EPD	ジオメトリ						
	AP	1.38	1.35	1.20	1.010	1.008	1.000
	ROT(30°)	0.84	0.99	0.87	1.021	1.008	1.031
	ROT(60°)	0.83	0.97	0.86	1.021	1.027	1.008
	ROT(90°)	0.83	0.97	0.87	1.011	1.015	1.014
	ROT(120°)	0.78	0.92	0.83	1.018	1.029	1.015
	ROT(150°)	0.51	0.69	0.64	1.039	1.041	1.022
	ISO	0.77	0.92	0.82	1.009	1.011	1.008
GB	ジオメトリ	119 keV	207 keV	662 keV	119 keV	207 keV	662 keV
	AP	1.47	1.30	1.21	1.046	1.035	1.021
	ROT(30°)	0.65	0.84	0.87	1.056	1.059	1.072
	ROT(60°)	0.80	0.89	0.87	1.014	1.037	1.036

	ROT(90°)	0.83	0.92	0.88	1.040	1.017	1.015
	ROT(120°)	0.82	0.90	0.89	1.059	1.021	1.009
	ROT(150°)	0.80	0.79	0.79	1.058	1.023	1.020
	ISO	0.79	0.88	0.86	1.020	1.014	1.014
LB	ジオメトリ	119 keV	207 keV	662 keV	119 keV	207 keV	662 keV
	AP	1.98	1.55	1.19	1.049	1.062	1.079
	ROT(30°)	1.15	1.01	0.90	1.055	1.065	1.097
	ROT(60°)	1.14	1.03	0.88	1.127	1.064	1.066
	ROT(90°)	1.17	1.08	0.96	1.046	1.017	1.060
	ROT(120°)	1.16	1.07	0.87	1.042	1.083	1.034
	ROT(150°)	1.09	0.90	0.80	1.128	1.021	1.094
	ISO	1.14	1.03	0.89	1.037	1.025	1.029

(注1) エネルギーおよびジオメトリ区分における線量計レスポンスの不確かさ K は、各レスポンス推計値の対数の標準偏差を SD としたとき、次により求めた。

$$K = \exp(1.96 \times SD)$$

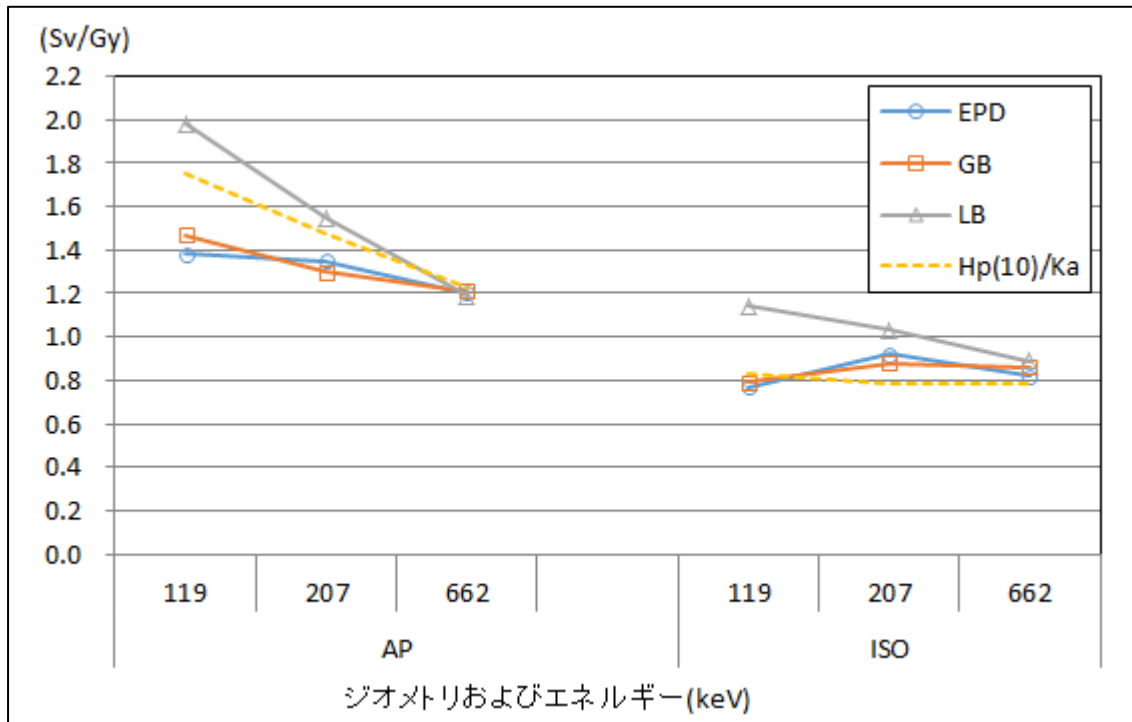
(注2) ジオメトリ ISO の線量計レスポンスの定義は 2.3.2.5 節を参照。

(注3) ジオメトリ ISO の線量計レスポンスの不確かさ K_{ISO} は、各 $ROT(\theta)$ の線量計レスポンスの不確かさ $K_{ROT(\theta)}$ と対応するウェイトを用いて次により定義した。

$$K_{ISO} = \exp(1.96 \times \sqrt{0.146^2 \times K_{ROT(30^\circ)}^2 + 0.224^2 \times K_{ROT(60^\circ)}^2 + 0.259^2 \times K_{ROT(90^\circ)}^2 + 0.224^2 \times K_{ROT(120^\circ)}^2 + 0.146^2 \times K_{ROT(150^\circ)}^2})$$

例えば、LB の 119 keV に関して、 K_{ISO} を求めるプログラムを R のスクリプトで表すと次のとおり。

```
> K # LB 119 keV の線量計レスポンスの不確かさ
  ROT30 ROT60 ROT90 ROT120 ROT150
  1.055  1.127  1.046  1.042  1.128
> w # ウェイト
  ROT30 ROT60 ROT90 ROT120 ROT150
  0.146  0.224  0.259  0.224  0.146
# ISO の K
> round(exp(1.96*sqrt(sum(w^2*(log(K)/1.96)^2))), 3)
[1] 1.037
```



(注) 空気カーマ当たり $H_p(10)$ は表 2.3.10 より

図 3.3.4 線量計タイプ、エネルギー、ジオメトリ別線量計レスポンス

- 結果：線量計タイプ（EPD、GL、LB）、エネルギー、ジオメトリ別の線量計レスポンスに関する上記図表から次のことがわかった。
 - ・ AP 照射の場合、662 keV ではいずれの線量計タイプでもレスポンスは約 1.2 Sv/Gy であった。低いエネルギーになると、レスポンス値が大きくなり、線量計タイプ間の差も広がるが、空気カーマ当たり $H_p(10)$ に対する相対レスポンスは、119 keV で EPD は 0.79、GB は 0.84、LB は 1.13 でいずれも相対レスポンスの許容範囲内であった。
 - ・ ISO のレスポンス値は 662 keV で 0.8-0.9 Sv/Gy 程度であった。エネルギーによるレスポンスの差は AP ほど大きくはなかった。
 - ・ ISO のレスポンス値は、いずれの線量計タイプおよびエネルギーでも AP より小さかった。特にエネルギーが小さいほど、AP との差が大きかった。
 - ・ 662 keV において、LB の ROT(90°) のレスポンスが、斜めからの入射ジオメトリ ROT(θ) に比べて大きい。GB や EPD ではそのような傾向はみられない。
 - ・ ROT(θ) 照射の場合、いずれの線量計、エネルギーでも、おおむね $\theta=30^\circ$ - 120° の間は大きなレスポンスの違いはみられないが（GB の 119 keV を除く）、下方からの照射である $\theta=150^\circ$ では身体の遮蔽効果（腹および腰）のためにレスポンスが小さくなる。

- 放射線業務従事者が被ばくする平均エネルギー分布およびジオメトリ分布の環境での線量計レスポンスは表 3.3.5 のようになる。ここで、IARC 論文に倣い、低エネルギー100-300 keV 範囲のレスポンスは、119 keV および 207 keV を代表点と見做し、それぞれの結果の加重平均（各々の割合 25%:75%）を 100-300 keV 範囲の線量計レスポンスとした。また、300-3000 keV 範囲の線量計レスポンスは、662 keV を代表点と見做した。

表 3.3.5 線量計タイプ、施設タイプ別線量計レスポンス

線量計タイプ	レスポンス (B) (Sv/Gy)		不確かさ (K)	
	NPP	MA	NPP	MA
EPD	1.00	1.01	1.004	1.003
GB	1.02	1.02	1.011	1.011
LB	1.06	1.08	1.037	1.033

（注）施設タイプ別線量計レスポンス B および不確かさ K は、AP および ISO のエネルギー別 B および K の値と、対応するウェイトを用いて推計した。例えば、LB に関して、プログラム R のスクリプトで表すと次のとおり。

```
# Dosimeter response (Sv/Gy) for LB
> B<-matrix(c(1.98, 1.55, 1.19, 1.14, 1.03, 0.89), nrow=3)
> colnames(B)<-c("AP", "ISO")
> rownames(B)<-c("118keV", "208keV", "662keV")
> B
      AP   ISO
118keV 1.98 1.14
208keV 1.55 1.03
662keV 1.19 0.89
# Uncertainty for LB
> K<-matrix(c(1.049, 1.062, 1.079, 1.037, 1.025, 1.029), nrow=3)
> colnames(K)<-c("AP", "ISO")
> rownames(K)<-c("118keV", "208keV", "662keV")
> K
      AP   ISO
118keV 1.049 1.037
208keV 1.062 1.025
662keV 1.079 1.029

# NPP の場合の B および K
> fg<-c(0.5, 0.5)# ジオメトリ分布(NPP)
> fe<-c(0.025, 0.075, 0.9)# エネルギー分布(NPP)
> F<-fe%*t(fg)# エネルギー・ジオメトリ分布
> colnames(F)<-c("AP", "ISO")
> rownames(F)<-c("118keV", "208keV", "662keV")
> F
```

```

AP      ISO
118keV 0.0125 0.0125
208keV 0.0375 0.0375
662keV 0.4500 0.4500

# NPP のエネルギー・ジオメトリ分布の下での B (Sv/Gy)
> (B.npp<-round(exp(sum(F*log(B))),2))
[1] 1.06
# NPP のエネルギー・ジオメトリ分布の下での K
> (K.npp <-round(exp(1.96*sqrt(sum( fe^2 %*% (log(K)/1.96)^2 %*% fg^2 ))),3))
[1] 1.037

# MA の場合の B および K
> fg<-c(0.5, 0.5) # ジオメトリ分布(MA)
> fe<-c(0.05, 0.15, 0.8) # エネルギー分布(MA)
> F<-fe%*%t(fg) # エネルギー・ジオメトリ分布
# MA のエネルギー・ジオメトリ分布の下での B (Sv/Gy)
> (B.ma<-round(exp(sum(F*log(B))),2))
[1] 1.08
# MA のエネルギー・ジオメトリ分布の下での K
> (K.ma <-round(exp(1.96*sqrt(sum( fe^2 %*% (log(K)/1.96)^2 %*% fg^2 ))),3))
[1] 1.033

```

3.3.1.3 線量計の測定誤差

EPD、GB、LB ともに、測定最小単位は 0.01 mSv であり、丸めの誤差は 0.005 mSv である。指示値の平均値からの乖離率について標準偏差を求めると、EPD は 1.1%、GB は 2.0%、LB は 3.5%であった。

この誤差には、線量計の測定誤差のほか、線量計貼付位置によるファントム表面の傾きの違い、ファントム回転軸と線量計間の距離の違いなど、試験方法に伴う誤差も含まれると考えられる。

なお、今回の試験では RANDO ファントムに両腕を装着した状態で、線量計レスポンス試験を実施した。腕を装着した効果を検証するために、EPD に関して、同一の照射条件（662 keV、ROT(90°)）の下で、両腕の有無の結果を比較した結果、両腕有りの場合の線量計レスポンスは 0.83 (Sv/Gy)、両腕無しの場合は 0.84 であった。僅かではあるが、両腕を装着したことによる遮蔽効果が認められた。

3.3.2 FB および TLD の線量計レスポンスについて

表 2.3.8 に掲載した Thierry(2002)[18]の Table 3 を、3.3.1 節の線量計レスポンス試験に合わせて、空気カーマ当たりに変換したものを表 3.3.6 に示す。

表 3.3.6 IARC 論文の線量計レスポンスデータ (空気カーマ当りに変換)

Geometry	Phantom	オリジナルのレスポンスデータ			Table 1 を乗じて空気カーマ当りに変換			AP Slab の結果により補正		
		118 keV	208	662	118 keV	208	662	118 keV	208	662
		Mean (Sv/Gy)			Mean (Sv/Gy)			Mean (Sv/Gy)		
Old film dosimeters										
FR-1	(0.4 mm Sn)									
AP	Slab	3.595	0.927	0.725	6.219	1.372	0.877			
AP	Anthrop.	3.43	0.815	0.678	5.934	1.206	0.820	8.185	1.664	1.132
ROT	Anthrop.	2.655	1.068	0.862	2.496	0.918	0.707	3.442	1.267	0.975
ISO	Anthrop.	2.255	0.939	0.735	2.142	0.826	0.632	2.955	1.140	0.872
US-2	(1 mm Ag)									
AP	Slab	2.971	1.27	1.014	5.140	1.880	1.227			
AP	Anthrop.	3.038	1.185	1	5.256	1.754	1.210	5.183	1.730	1.193
ROT	Anthrop.	2.173	1.382	1.206	2.043	1.189	0.989	2.014	1.172	0.975
ISO	Anthrop.	1.549	1.114	1.036	1.472	0.980	0.891	1.451	0.967	0.879
UK-2	(1 mm Pb)									
AP	Slab	0.567	0.901	1.144	0.981	1.333	1.384			
AP	Anthrop.	0.492	0.864	1.122	0.851	1.279	1.358	0.744	1.118	1.187
ROT	Anthrop.	0.58	0.702	1.384	0.545	0.604	1.135	0.477	0.528	0.992
ISO	Anthrop.	0.456	0.523	1.259	0.433	0.460	1.083	0.379	0.402	0.946
UK-5	(Tinplate)									
AP	Slab	2.56	1.294	0.874	4.429	1.915	1.058			
AP	Anthrop.	2.397	1.238	0.87	4.147	1.832	1.053	4.745	2.096	1.204
Rot	Anthrop.	2.086	1.223	1.05	1.961	1.052	0.861	2.244	1.203	0.985
ISO	Anthrop.	1.735	1.116	1	1.648	0.982	0.860	1.886	1.124	0.984
Multi-element film dosimeters										
UK-9	(AERE)									
AP	Slab	1.196	0.936	0.876	2.069	1.385	1.060			
AP	Anthrop.	1.015	0.884	0.837	1.756	1.308	1.013	2.005	1.494	1.156
ROT	Anthrop.	1.339	0.91	1.063	1.259	0.783	0.872	1.437	0.893	0.995
ISO	Anthrop.	1.227	0.779	0.993	1.166	0.686	0.854	1.331	0.783	0.975
US-8	(Fe-Ta)									
AP	Slab	0.991	0.974	0.823	1.714	1.442	0.996			
AP	Anthrop.	0.79	0.897	0.79	1.367	1.328	0.956	1.661	1.613	1.161
ROT	Anthrop.	1.237	1.177	1.136	1.163	1.012	0.932	1.413	1.230	1.132
ISO	Anthrop.	0.969	1.173	0.969	0.921	1.032	0.833	1.119	1.254	1.013
FR-6	(PS1)									
AP	Slab	0.937	0.67	0.819	1.621	0.992	0.991			
AP	Anthrop.	0.641	0.631	0.815	1.109	0.934	0.986	1.354	1.140	1.204
ROT	Anthrop.	0.843	0.593	0.933	0.792	0.510	0.765	0.968	0.623	0.934
ISO	Anthrop.	0.836	0.56	0.815	0.794	0.493	0.701	0.970	0.602	0.856

Thermoluminescence dosimeters										
UK-10	(TLD)									
AP	Slab	0.997	1.006	0.995	1.725	1.489	1.204			
AP	Anthrop.	0.944	0.973	0.979	1.633	1.440	1.185	1.641	1.447	1.191
ROT	Anthrop.	1.151	1.148	1.181	1.082	0.987	0.968	1.087	0.992	0.973
ISO	Anthrop.	1.072	1.071	1.091	1.018	0.942	0.938	1.024	0.947	0.943
FR-9	(TLD-PGP-1)									
AP	Slab	0.909	0.869	0.828	1.573	1.286	1.002			
AP	Anthrop.	0.851	0.868	0.776	1.472	1.285	0.939	1.778	1.551	1.134
ROT	Anthrop.	1.025	0.956	1.007	0.964	0.822	0.826	1.164	0.993	0.997
ISO	Anthrop.	0.845	0.828	0.823	0.803	0.729	0.708	0.970	0.880	0.855
US-22	(TLD)									
AP	Slab	0.863	0.936	0.925	1.493	1.385	1.119			
AP	Anthrop.	0.792	0.933	0.909	1.370	1.381	1.100	1.481	1.493	1.189
ROT	Anthrop.	1.082	1.177	1.018	1.017	1.012	0.835	1.100	1.094	0.902
ISO	Anthrop.	0.931	1.033	0.911	0.884	0.909	0.783	0.956	0.983	0.847

(注)左段は、Thierry(2002) [18] Table 3 の線量計レスポンス(Readings / $H_p(10)$)。小数点以下の桁数は原論文のままである。

中段は、同 Table 1 を乗じて、空気カーマに換算(Readings / air kerma)。

右段は、AP slab 662 keV が 1.21 Sv/Gy となるように補正。

これを基に、放射線業務従事者が被ばくする平均エネルギー分布およびジオメトリ分布の環境での線量計レスポンスは表 3.3.7 のようになった。

表 3.3.7 IARC 論文の 10 の線量計タイプに関して、NPP および MA の環境における線量計レスポンス (Sv/Gy)

線量計タイプ			B ₂		K ₂	
			NPP	MA	NPP	MA
Old film dosimeters	1	FR-1	1.06	1.13	1.021	1.044
	2	US-2	1.07	1.11	1.030	1.053
	3	UK-2	1.01	0.96	1.064	1.085
	4	UK-5	1.15	1.21	1.022	1.069
	平均		1.07	1.10	1.034	1.063
Multi-element film dosimeters	5	UK-9	1.07	1.09	1.029	1.051
	6	US-8	1.11	1.14	1.025	1.059
	7	FR-6	1.00	0.99	1.023	1.043
	平均		1.06	1.07	1.026	1.051
Thermoluminescence dosimeters	8	UK-10	1.07	1.09	1.089	1.129
	9	FR-9	1.00	1.02	1.111	1.158

	10	US-22	1.02	1.04	1.034	1.048
	平均		1.03	1.05	1.078	1.112

(注) 表 2.3.8 および表 3.3.6 から表 3.3.7 の B_2 および K_2 の値を求めるプロセスは、R のスクリプトで以下のように表せる。

```
# 空気カーマ当たり線量計レスポンス (Sv/Gy) のデータフレーム (表 3.3.6 の右段)
> B
```

```
      ap118 ap208 ap662 iso118 iso208 iso662
FR-1  8.185 1.664 1.132  2.955  1.140  0.872
US-2   5.183 1.730 1.193  1.451  0.967  0.879
UK-2   0.744 1.118 1.187  0.379  0.402  0.946
UK-5   4.745 2.096 1.204  1.886  1.124  0.984
UK-9   2.005 1.494 1.156  1.331  0.783  0.975
US-8   1.661 1.613 1.161  1.119  1.254  1.013
FR-6   1.354 1.140 1.204  0.970  0.602  0.856
UK-10  1.641 1.447 1.191  1.024  0.947  0.943
FR-9   1.778 1.551 1.134  0.970  0.880  0.855
US-22  1.481 1.493 1.189  0.956  0.983  0.847
> wNPP<-c(.0125, .0375, .45, .0125, .0375, .45)
> wMA<-c(.025, .075, .4, .025, .075, .4)
> NPP<-round(apply(B,1,function(x) exp(sum(log(x)*wNPP))),2)
> MA<-round(apply(B,1,function(x) exp(sum(log(x)*wMA))),2)
> cbind(NPP,MA)
```

```
# NPP および MA におけるバイアス  $B_2$ 
```

```
      NPP  MA
FR-1  1.06 1.13
US-2   1.07 1.11
UK-2   1.01 0.96
UK-5   1.15 1.21
UK-9   1.07 1.09
US-8   1.11 1.14
FR-6   1.00 0.99
UK-10  1.07 1.09
FR-9   1.00 1.02
US-22  1.02 1.04
```

```
# 空気カーマ当たり線量計レスポンスの不確かさのデータフレーム (表 2.3.8)
```

```
> K
      ap118 ap208 ap662 iso118 iso208 iso662
FR-1  1.077 1.106 1.031  1.122  1.067  1.034
US-2   1.284 1.045 1.036  1.143  1.036  1.056
UK-2   1.079 1.088 1.134  1.029  1.013  1.056
UK-5   1.868 1.137 1.019  1.525  1.120  1.038
UK-9   1.113 1.077 1.038  1.136  1.045  1.052
US-8   1.158 1.111 1.028  1.059  1.227  1.045
FR-6   1.163 1.066 1.023  1.127  1.041  1.046
UK-10  1.065 1.111 1.150  1.039  1.054  1.137
FR-9   1.128 1.278 1.249  1.092  1.092  1.072
US-22  1.049 1.039 1.072  1.005  1.052  1.029
> K.npp<-round(apply(K,1,function(x)
+ exp(1.96*sqrt(sum((log(x)/1.96)^2*wNPP^2))))),3)
```

```
> K.ma<-round(apply(K, 1, function(x)
+ exp(sum(log(x)*wMA))), 3)
> cbind(K.npp, K.ma)
# NPP および MA における不確かさ K2
```

```
      K.npp  K.ma
FR-1  1.021 1.044
US-2   1.030 1.053
UK-2   1.064 1.085
UK-5   1.022 1.069
UK-9   1.029 1.051
US-8   1.025 1.059
FR-6   1.023 1.043
UK-10  1.089 1.129
FR-9   1.111 1.158
US-22  1.034 1.048
```

3.3.3 まとめ

線量計タイプ、施設タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス(Sv/Gy)および不確かさは表 3.3.8 のとおり。

表 3.3.8 線量計タイプ、施設タイプ別線量計レスポンス (Sv/Gy)

線量計タイプ	線量計レスポンス (B ₂)		不確かさ (K ₂)	
	NPP	MA	NPP	MA
FB1	1.07	1.10	1.057	1.063
FB2	1.06	1.07	1.044	1.051
TLD	1.02	1.04	1.049	1.048
GB	1.02	1.02	1.011	1.011
EPD	1.00	1.01	1.004	1.003
OSL	1.06	1.08	1.037	1.033

(注 1) FB1 は JIS II 型 γ 線用 FB、FB2 はそれ以外の FB。

(注 2) OSL の値は LB の値。

なお、サイト事業者の主測定器と、協力企業従事者の個人線量計タイプが必ずしも同一ではないという制約がある。例えば、一部プラントメーカー系列では、従事者が LB を着用しているが、この情報は活かされない。つまり、原子力事業者の社員が装着している EPD あるいは GB の線量計レスポンスを適用することによって、バイアスが生じる可能性がある。しかし、線量計タイプ間のレスポンスの差は大きくても 10%以内であり、大きな問題ではない。

3.4 場の情報

3.4.1 光子エネルギーおよびジオメトリ分布に関する IARC 論文の仮定が日本にも適用可能なことの検証

1980 年代の日本の NPP におけるガンマ線のエネルギー分布およびジオメトリ分布について、電力 10 社が共同で実施した次の 2 つの電力共通研究調査報告書（電共研報告書という。）が開示された。[35, 36]

また、東京電力ホールディングス（株）から定期検査中のガンマ線エネルギー分布に関する調査報告書③が開示された。[37]

①「外部被ばく線量評価精度向上に関する調査研究」（昭和 56-57(1981-82)年） （定期検査中作業エリアにおけるガンマ線のエネルギー分布と入射方向分布を調査）
②「放射線による被ばく線量評価手法の確立に関する研究」（昭和 59-61(1984-86) 年） （運転中におけるガンマ線のエネルギー分布を調査）
③「外部被ばく線量評価手法の適用に関する研究」（昭和 58-59(1983-84)年） （東京電力福島第一原子力発電所における定期検査中のガンマ線エネルギー分布を調査）

この調査結果から、以下の通り、日本の NPP にも IARC の想定したエネルギーおよびジオメトリ分布の仮定が適用可能であることが示された。

3.4.2 定期検査中における電共研報告書の概要

文献① [35]は、昭和 56-57(1981-82)年に NPP の被ばく管理上重要な定期検査中作業エリアにおけるガンマ線のエネルギー分布と入射方向分布について調査を行った。その目的について報告書は、「原子力発電所における各種作業員の外部被ばく管理では、作業員が胸部に装着している個人モニタ（フィルムバッジおよび熱蛍光線量計）の線量値代表性について、実際の作業環境下での放射線場の的確な把握と体内諸器官の線量当量分布の実測とに基づいた評価が必要である」として、「56(1981)年度には関連情報の基礎的調査と PWR プラントでの予備試験を行うと共に、57(1982)年度には PWR と BWR の代表的プラントにおいて主要な定検中作業エリアを対象として、人体等価模型（ファントム）等を用いた外部被ばく線量評価に関する現地試験を実施した」と述べている。

実際の調査対象作業エリアは、PWR では 13 地点、BWR では 22 地点であった。PWR では、原子炉補助建屋内 6 カ所、格納容器内 2 カ所およびループ室内 5 カ所を選定した。

また、BWR では、タービン建屋内 2 カ所、廃棄物処理建屋内 2 カ所、原子炉建屋内 9 カ所および格納容器内 9 カ所を調査対象とした。調査エリアの代表性について報告書は、「主要な定検作業がほとんどすべて今回選定した調査エリア内で行われるか、または類似の作業環境にあることから、十分な代表性を持っているものと評価できる」と述べている。

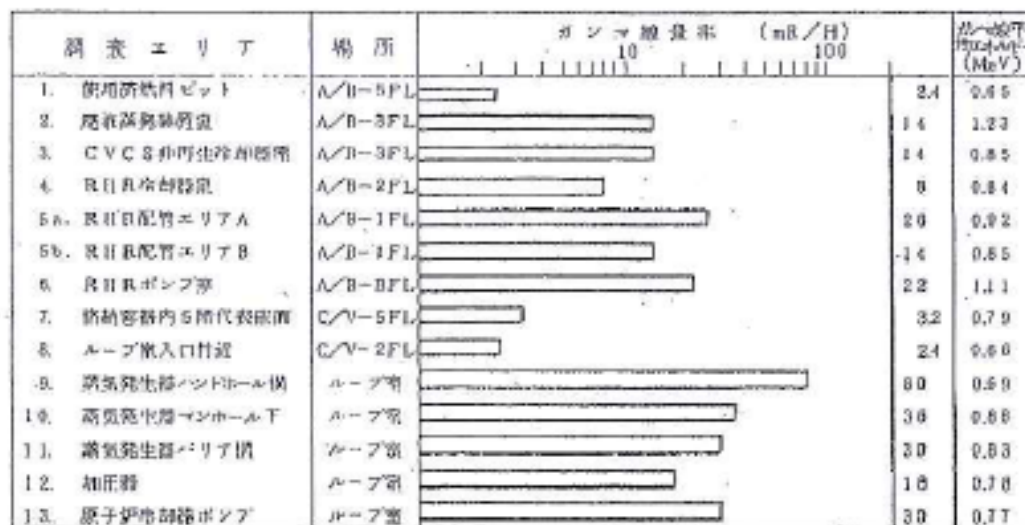
各作業エリアにおける主要線源はガンマ線であり、図 3.4.1 のように、「空間線量率は最低 0.02mR/H ($0.2 \mu\text{ Sv/h}$)と最高 90mR/H (0.9 mSv/h)の間にあり、ほとんどの作業エリアで数～40mR/H ($\sim 0.4 \text{ mSv/h}$)であった。」

また、定期検査中の主な核種は ^{60}Co (ガンマ線エネルギーは 1.17 MeV および 1.33 MeV)であるが、同図から、「ガンマ線平均エネルギーは散乱成分等の影響を受けて 800-1,000 keV の範囲となる作業エリアが多い」と述べている。

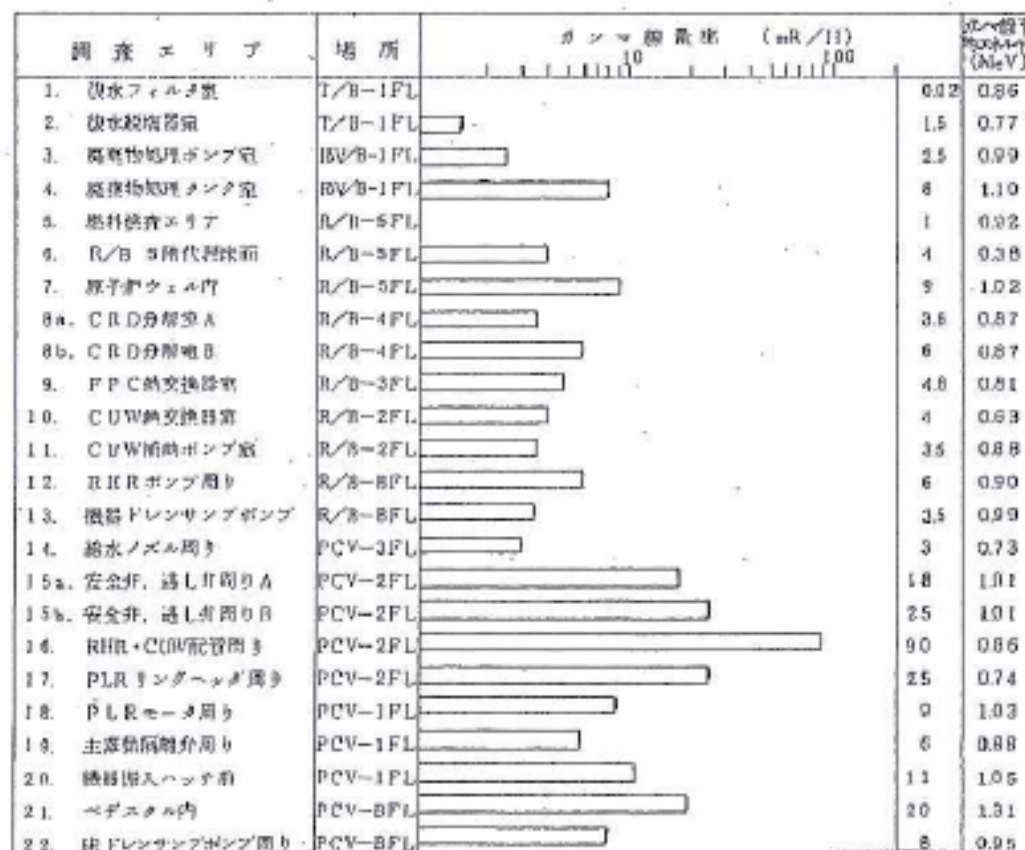
調査方法：

「各作業エリアにおける測定点での放射線場で主要線源であるガンマ線について、そのエネルギー分布と方向分布を調べることは、実環境下での個人モニタ諸特性や人体ファントム照射試験による体内線量当量分布などの評価にとって基本となる情報のため重要な調査項目である。このため、スリット付鉛容器と NaI 検出器を用いて特定方向からのガンマ線波高分布の測定を行った」と述べている。鉛容器のスリットは、その北半球部に 9 個設けられていた。各スリットの前へ鉛の栓の開閉によりスペクトル差の測定を行った。

次いで、ガンマ線波高分布の測定データを基にして、レスポンス行列法を用いてガンマ線のエネルギー分布を計算することにより、ガンマ線の線量率と平均エネルギーを求めた(図 3.4.1)。



(1) PWR



(2) BWR

図 A 原子力プラント内各調査エリアにおける放射線分布状況

資料出所：[35]

図 3.4.1 NPP 定期検査中の調査エリア別平均エネルギー

(注)

NPP の定期検査中のガンマ線の主要線源は ^{60}Co (ガンマ線エネルギー1.17 MeV および 1.33 MeV) であるが、壁面や設備機器等からの散乱で、低エネルギーガンマ線も存在する。これが本来 NaI 検出器で測定すべきガンマ線エネルギー分布である。ところが、スリット付鉛容器と NaI 検出器の構造から、測定器内での散乱があることに留意が必要である。

NaI 検出器の測定原理は、電離作用によって生じた荷電粒子の運動エネルギーを検出可能な光に変えることである。つまり、ガンマ線による電離電子が NaI 結晶 (シンチレータ) の結合に使われる電子を高エネルギー状態 (励起状態) にし、励起状態が基底状態に戻るときに、分子がシンチレーションと呼ばれる蛍光を発する。この光を光電子倍增管 (フォトマル) で検出し、電流パルス信号に置き換えて、放射線測定器として用いる。

ガンマ線は、そのエネルギーによって、NaI 結晶を通過する率が異なり、検出器の感度 (検出効率) が異なるという特性がある。また、ガンマ線の主な電離作用 (相互作用) には、ガンマ線のほぼすべてのエネルギーを電子に与える光電効果と、連続的に低い運動エネルギーの反跳電子が生じるコンプトン散乱効果がある。光電効果はガンマ線の全エネルギーを軌道電子に与えるため、光電効果で発生した蛍光量はガンマ線エネルギーに比例する、つまり、光の量を測定すれば、光子エネルギーを知ることができる。ところが、コンプトン散乱効果の存在のために、NaI 結晶内での発光エネルギー区分別パルスをカウントしたガンマ線波高分布では、低いエネルギー部分が実際以上に多く測定されるというバイアスが生じる。

このため NaI 結晶の形状、光電管の特性等に応じてガンマ線応答関数を整備する必要がある。例えば、森内「各種形状寸法の NaI(Tl)シンチレーション検出器の γ 線応答関数の整備と試験」[45]の Fig.2 では、各種エネルギーガンマ線の合成パルス波高スペクトルを例示している。

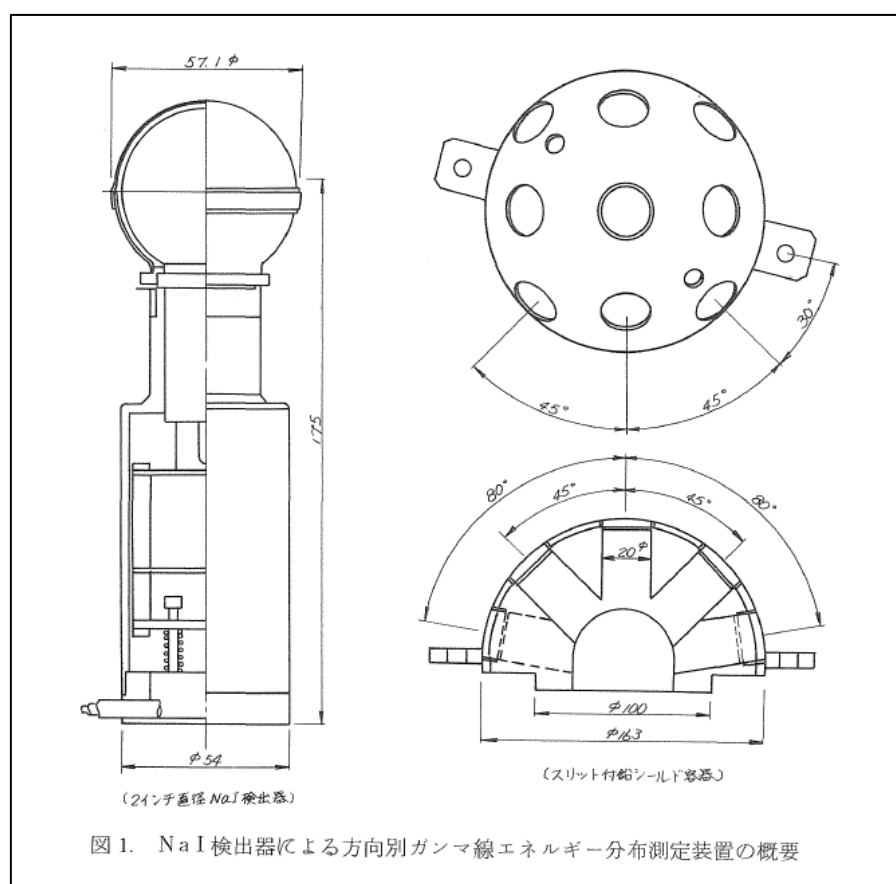
このコンプトン部分のバイアスを除去するために、特定エネルギー区分のガンマ線を照射したときのガンマ線波高分布データを基に作成したレスポンス行列の逆行列を、NaI 検出器で得られた波高データ分布に適用することにより、ガンマ線のエネルギー分布を得たと、電共研報告書は述べている。

文献[34]「ICRP 勧告に基づく実効線量当量の現場測定手法に関する検討」電力中央研究所 (昭和 60(1985)年 4 月) は、文献①、②における放射線の方向分布とエネルギー分布の測定手法に関する技術的検討結果を取りまとめたものである。

同報告書では、空間線量率が広範囲に広がる原子力発電所において、ガンマ線のエネルギーおよび方向分布を測定するため、図 3.4.2 に示すような直径 2 インチの NaI 検出器を使った測定装置を試作した。この測定装置はバックグラウンドの影響を小さくするため鉛遮蔽材でシールドする構造になっており、特定方向からのガンマ線を分離して計測できる

ように、スリット開閉自在な鉛ヘッド部を上設した。鉛容器のスリットとしては、その北半球部に北極点、北緯 45°円周上の 4 等分点、さらに赤道上的 4 等分点の計 9 個の位置に設けていた。

スリット開閉時のガンマ線強度は、波高分布として測定された。この波高分布データから、レスポンス行列法の適用により、ガンマ線のエネルギー分布を計算することができた。



資料出所：[34]

図 3.4.2 電共研報告書の調査で用いた測定装置（スリット付鉛容器と NaI 検出器）

3.4.2.1 定期検査中のジオメトリ分布

表 3.4.3 から、定期検査中の実際の作業エリアでは、単一の点線源のように単純な線源分布と形状ではないことが認められた。保修作業員が主として作業する前方向または前上方向が主線源方向になっている場合が多かった。

表 3.4.3 は、スリット付鉛容器測定装置を主線源方向に静置したときの結果である。いわば、作業員が測定場所で主線源方向に向かって静止している場合の被ばくジオメトリを意味する。表の⑥前方向および②前上方向の割合の平均は約 41%(IQR: 10-70%、PWR 平均 46%、BWR 平均 39%)(注)であり、これを AP とみなせば、IARC 論文が AP 割合を平均 50%、レンジ(10-80%)と設定したことを支持している。

(注) PWR の測定点 13、ならびに、BWR の 1 および 5 は、結果の記載がないので除外した。

これに加えて、電共研報告は、定検作業中の実際の作業員の動作状況を調べることを目的として、主要な定検作業の状況のビデオ撮影を行い、回転動作を主体とした動作解析を試みている。その結果、「作業員の動作は、特定方向に向く作業の場合にも各人の個性（右利きや疲れやすさ等）が現れ、回転成分が大きい」ことがわかった（表 3.4.4）。

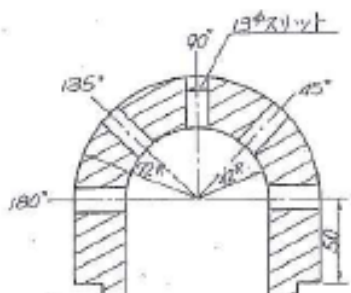
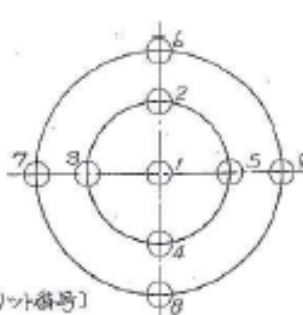
表 3.4.4 によると、回転動作解析による前方向の方向成分割合は平均 37%（IQR: 23-48%）であった。回転動作の結果、主線源方向が前方向であったとしても、実作業員の被ばくジオメトリにおいて、ROT や ISO の割合を増やす方向に寄与したことがわかった。

前記の北半球部方向成分で、前上、左上、後上、右上等の成分があることを考慮すると、作業員の被ばくジオメトリは ROT よりも ISO とみなすのが適切であった。

表 3.4.3 定期検査中のガンマ線方向分布特性

表 1 各作業エリア測定点におけるガンマ線方向分布特性														
作業区分	測 定 点	電離計 (μR/h)	NaI [†] (μR/h)	平均エネルギー (keV)	北半球部方向成分(%)									
					①上	②前上	③左上	④後上	⑤右上	⑥前	⑦左	⑧後	⑨右	⑩下
PWR	1. 使用済燃料ピット	2.4	A 1.6	653	0	0	0	0	0	17	(47)	36	0	0
	2. 廃液蒸発装置室	1.4	A 17.4	1,225	0	16	0	0	0	(52)	15	14	0	0
	3. CVCS非再生冷却器室	1.4	A 8.6	851	0	0	0	0	24	(63)	3	0	10	0
	4. RHR冷却器室	8	A 2.5	836	(37)	11	11	9	0	2	26	4	0	0
	5a.RHR配管エリアA	26	A 5.2	920	10	0	0	2	16	16	6	(44)	5	0
	5b.RHR配管エリアB	1.4	A 3.2	845	19	9	9	25	0	(34)	0	3	0	0
	6. RHRポンプ室	2.2	A 10.0	1,113	10	21	8	0	1	(51)	9	0	0	0
	7. 格納容器内5階代表床面	3.2	A 2.2	793	13	(31)	16	3	0	26	19	0	0	0
	8. ループ出入口	2.4	A 2.5	661	15	(31)	9	7	0	29	0	2	7	0
	9. 蒸気発生器バンドホール横	8.0	D 32.7	685	0	2	0	0	0	(98)	0	0	0	0
	10. 蒸気発生器マンホール下	3.6	B 28.7	677	(78)	4	7	0	3	1	7	0	1	0
	11. 蒸気発生器バリタ横	3.0	B 22.1	827	2	1	5	0	14	9	(45)	1	26	0
	12. 加 圧 器	1.8	D 12.7	780	0	(50)	4	15	0	9	1	21	0	0
13. 原子炉冷却材ポンプ	3.0	D 4.0	767	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
BWR	1. 復水フィルタ室	0.02	C 0.03	859	0	0	0	0	0	—	0	0	—	—
	2. 復水貯留器室	1.5	C 1.6	771	0	2	(76)	0	0	0	5	13	2	—
	3. 廃棄物処理ポンプ室	2.5	A 4.3	992	0	13	11	0	15	(59)	0	0	2	—
	4. 廃棄物処理タンク室	8.0	A 9.7	1,097	0	(50)	5	1	4	21	6	0	4	—
	5. 燃料検査エリア	1.0	A 1.0	921	0	0	0	0	0	—	0	0	—	—
	6. R/B3階代表床面	4.0	A 2.6	392	4	15	0	0	0	22	22	(37)	0	—
	7. 原子炉ケル内	9.0	A 8.3	1,017	4	1	0	0	23	(45)	11	3	12	—
	8. CRD分解室(B方向)	3.6	C 3.6	866	0	0	0	0	0	0	31	4	(65)	—
	9. FPC熱交換器室	4.8	A 5.4	807	13	17	3	13	10	(31)	0	5	9	—
	10. CUW熱交換器室	4.0	A 0.9	633	0	(53)	5	0	9	22	0	9	1	—
	11. CUW補助ポンプ室	3.5	A 2.6	875	(43)	0	0	20	3	0	0	20	14	—
	12. RHRポンプ周り	6.0	A 1.7	902	0	(44)	0	0	0	33	0	0	22	—
	13. 凝縮ドレンサンプポンプ	3.5	A 4.4	889	12	0	10	19	19	0	10	(29)	0	—
	14. 給水ノズル周り	3.0	A 2.3	734	8	4	16	0	16	12	(44)	0	0	—
	15. 安全弁・返し弁周り(A方向)	13.0	A 15.9	1,008	2	0	17	4	4	5	(47)	22	0	—
	16. RHR・CUW配管周り	96.0	C 83.6	860	0	6	2	0	0	(56)	0	7	28	—
	17. FLRリンダヘッド周り	23.0	C 11.5	736	2	0	5	0	1	11	(81)	0	0	—
	18. FLRモータ周り	9.0	A 6.9	1,032	11	2	25	2	10	0	(36)	14	0	—
	19. 主蒸気隔離弁周り	6.0	A 4.7	879	0	25	4	0	0	(69)	1	0	1	—
	20. 機器盤入ヘッダ前	11.0	A 7.3	1,053	(42)	5	20	0	14	1	5	0	13	—
	21. ベデスタル内	29.0	A 16.2	1,312	0	(50)	0	23	12	2	3	0	9	—
	22. 床ドレンサンプポンプ周り	8.0	A 4.2	950	10	20	0	0	0	(61)	9	0	0	—

※A: 3" 球型NaI, B: 2" 球型NaI, C: 1" 球型NaI, D: 1" 円筒型NaI

(鉛遮蔽スリット番号)

資料出所: [35]

表 3.4.4 定期検査中の実作業員の回転動作解析

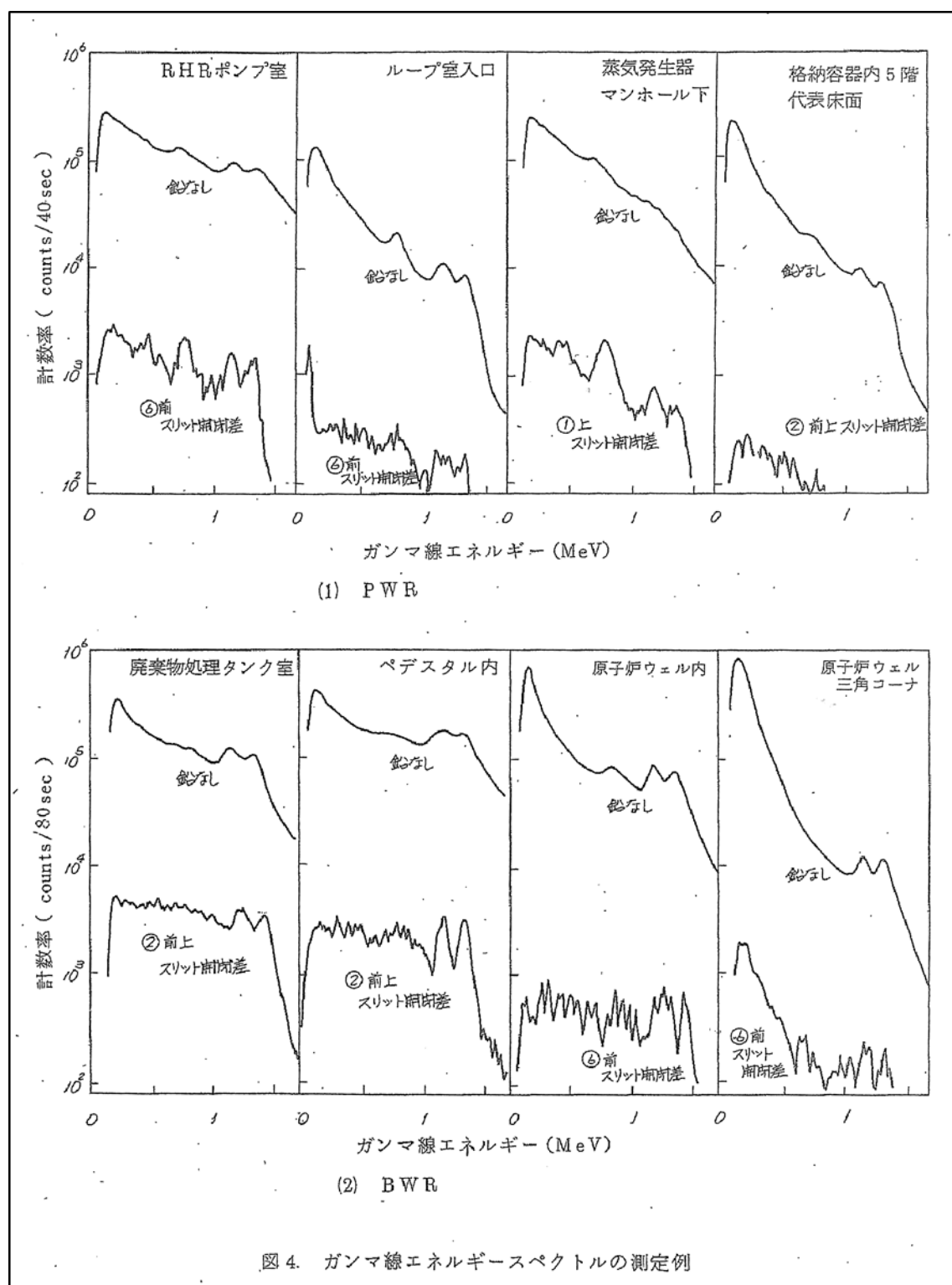
表 6 主要な点検作業における実作業員の回転動作解析										
部	調査エリア	作業内容	ファントム設置方向を前方としたときの方向成分 (%)							
			前方 (0°)	右前方 (45°)	右方 (90°)	右後方 (135°)	後方 (180°)	左後方 (225°)	左方 (270°)	左前方 (315°)
P	使用済燃料ピット	新燃料運搬作業	24	18	18	7	6	3	17	3
	PHRポンプ室	インベラ取付作業	32	23	14	1	0	1	6	17
	燃料容器内5階代表床面	燃料支持ピン交換作業	49	5	8	6	5	14	7	2
W	SGハンドホール横	差しめ作業	15	1	3	0	0	0	41	37
	SGマンホール下	ECIT作業	40	17	11	2	2	1	9	15
R	加圧器	点検作業	45	3	1	4	1	2	16	28
	原子炉冷却材ポンプ	点検作業	34	29	23	7	3	1	0	1
B	復水フィルタ室	フィルタ取出し、選別作業	5	10	7	8	13	33	10	11
	復水脱塩器室	点検作業	23	10	13	1	7	0	15	27
	燃料検査エリア	燃料交換作業	48	12	10	0	0	0	11	16
	R/B5階代表床面	原子炉圧力容器ヘッドオン	36	15	2	2	4	4	11	21
W	原子炉ウェル内	除染作業	15	9	20	10	19	7	9	6
	CRD分隔壁	分隔壁点検作業	22*	15	8	7	9	9	9	16
R	安全弁・遮し弁周り	搬入組立復旧作業	30**	5	1	1	3	3	12	42
	RHRポンプ室	点検作業	68	10	9	0	1	2	3	4
	PLRポンプ	メカシーユ交換作業	84	0	0	0	1	3	2	6
	マダスタル内	CRD復旧作業	60	8	9	7	9	0	1	12

* 水槽方向を前方とした。

** 炉周リ接続方向を前方とした。

資料出所：[35]

3.4.2.2 定期検査中のエネルギー分布



資料出所：[35]

図 3.4.5 定期検査中のエネルギー分布（波高分布）

図 3.4.5 は、定期検査中の PWR(上段)および BWR(下段)の代表的な作業エリア各々4カ所について、ガンマ線エネルギースペクトルの測定例を示す。各グラフの横軸はガンマ線エネルギー(MeV)で、測定は3 MeV まで行っているが、グラフは0 から 1.6 MeV まで表示している。縦軸は計数率(PWR: counts/40 sec、BWR: counts/80 sec)の常用対数であった。すなわち、この図はガンマ線波高分布を表す。しかし、線量のエネルギー分布を示す図表は報告書には掲載されていなかった。

そこで、グラフを目視で読み取り、一定の仮定の下に、線量のエネルギー分布を試算した結果、表 3.4.6 のように、0.1-0.3 MeV の線量割合は、8カ所の平均 11% (IQR: 4-13%、PWR 平均 9%、BWR 平均 14%)であり、IARC 論文の想定範囲内であることがわかった。

表 3.4.6 定期検査中のエネルギー分布に関する試算結果

	PWR				BWR			
	RHR ポンプ室	ループ室入口	蒸気発生器マンホール下	格納容器内5階床面	廃棄物処理タンク室	ペデスタル内	原子炉ウェル内	原子炉ウェル三角コーナ
0.1-0.3 MeV の割合(%)	3.2	14.1	6.0	13.2	4.0	2.7	9.5	38.4

(注) 波高分布データの解析法(試算)について

- NaI 波高分布データ(PHC: pulse height count)からエネルギー別線量割合の推計方法を述べる。PWR の「蒸気発生器マンホール下」を例にして、以下に示す。

1) 図4の「鉛なし」の折れ線グラフから、ガンマ線エネルギー区分(0.1 MeV 幅)ごとに0.1-1.6 MeV 点の計数率を目視で読み取った。この値を PHC と呼ぶ。

波高分布データ

0.1 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.7 0.8 0.9 1.0 1.1 1.2 1.3 1.4 1.5 1.6 (MeV)

77 251 194 158 123 105 105 74 57 46 42 36 26 18 12 9 (単位 1000 counts/40 sec)

- PHC から、コンプトン散乱部分を取り除いて、エネルギー別入射光子数を推計することを unfolding、また、unfolding したものを補正済みカウントデータと呼ぶ。

2) 最も高いエネルギー区分 1.6 MeV(注)の計数率は、そのエネルギー区分のガンマ線に由来するものと仮定した。

(注)「エネルギー区分 1.6 MeV」は、区間 1.5-1.6 MeV を意味する。(以下同様)

3) 最も高いエネルギー区分 1.6 MeV の計数率に対応するコンプトン散乱部分を、それよりも低いエネルギー区分の計数率から差し引いた。

コンプトン散乱部分の推計には、電力中央研究所報告「ICRP 勧告に基づく実効線量当量の現場測定手法に関する検討」[34]の図 2(4) 3'φ球形 NaI 検出器用レスポンス行列(0-3 MeV 用)を利用した。

E _γ	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	
1	.999	.991	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
2	.090	.898	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
3	.151	.938	.734	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
4	.154	.126	.918	.578	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
5	.134	.186	.185	.665	.468	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
6	.092	.091	.087	.088	.396	.197	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
7	.076	.076	.076	.069	.072	.068	.331	.082	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
8	.062	.062	.062	.069	.081	.059	.066	.289	.005	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
9	.053	.053	.053	.057	.061	.072	.059	.016	.255	.005	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
10	.047	.047	.047	.047	.048	.050	.065	.045	.012	.221	.008	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
11	.040	.040	.041	.042	.043	.045	.054	.053	.037	.012	.200	.067	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
12	.036	.036	.036	.037	.039	.040	.041	.051	.053	.031	.012	.182	.008	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
13	.028	.028	.031	.031	.031	.031	.038	.039	.048	.052	.027	.037	.148	.018	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
14	.025	.025	.026	.027	.029	.030	.030	.035	.039	.045	.051	.024	.029	.134	.019	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
15	.023	.023	.024	.024	.024	.027	.028	.029	.032	.037	.041	.050	.022	.034	.126	.017	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
16	.022	.022	.022	.023	.023	.024	.024	.023	.028	.032	.036	.040	.048	.022	.027	.118	.015	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
17	.020	.020	.020	.020	.021	.024	.021	.025	.026	.030	.036	.045	.047	.024	.023	.113	.014	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
18	.017	.017	.018	.018	.018	.019	.023	.020	.024	.025	.028	.037	.039	.046	.024	.022	.106	.013	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
19	.016	.016	.016	.016	.016	.016	.018	.018	.022	.021	.022	.025	.027	.038	.036	.044	.025	.025	.098	.014	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
20	.012	.012	.012	.013	.013	.014	.016	.016	.019	.023	.022	.023	.024	.026	.027	.036	.041	.024	.026	.090	.014	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
21	.011	.011	.011	.012	.012	.013	.013	.014	.016	.018	.021	.022	.022	.023	.027	.040	.036	.038	.023	.029	.083	.016	0	0	0	0	0	0	0	0	
22	.011	.011	.011	.012	.012	.012	.013	.013	.014	.014	.018	.022	.021	.021	.022	.026	.039	.034	.034	.021	.034	.092	.014	0	0	0	0	0	0	0	
23	.010	.010	.011	.012	.012	.012	.012	.013	.013	.013	.014	.017	.022	.020	.020	.022	.026	.038	.033	.032	.021	.027	.017	.014	0	0	0	0	0	0	
24	.010	.010	.011	.012	.012	.012	.012	.012	.013	.013	.013	.013	.017	.023	.020	.020	.021	.026	.037	.032	.020	.020	.025	.038	.012	0	0	0	0	0	
25	.010	.010	.010	.010	.011	.011	.011	.011	.011	.013	.013	.013	.013	.013	.015	.022	.020	.018	.023	.025	.036	.030	.029	.020	.026	.071	.012	0	0	0	
26	.010	.010	.010	.010	.010	.010	.010	.010	.011	.011	.011	.011	.011	.012	.016	.023	.019	.019	.022	.026	.037	.031	.029	.021	.025	.057	.017	0	0	0	
27	.010	.010	.010	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.011	.012	.016	.025	.019	.018	.020	.026	.037	.031	.028	.020	.021	.045	.021	0	0	
28	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.010	.011	.015	.024	.019	.019	.023	.021	.026	.029	.021	.029	.020	.022	.041	.022	0
29	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.009	.010	.011	.015	.024	.019	.019	.023	.021	.026	.029	.021	.029	.020	.022	.041	.022	0
30	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.011	.011	.011	.016	.025	.019	.019	.023	.021	.026	.029	.021	.029	.020	.022	.041	.022

(4) 3'φ球形NaI検出器用レスポンス行列(0-3 MeV用)

(4) 3'φ球形 NaI 検出器用レスポンス行列 (0 - 3 MeV 用)

すなわち、レスポンス行列を $M(i, j)$ ($i, j=1...30$)としたとき、エネルギー区分 1.6 MeV より低いエネルギー区分 j ($j=1...15$)のコンプトン散乱比率を $M(16, j) / M(16, 16)$ とみなした。

各入射エネルギー区分 (行) ごとに、それより低いエネルギー区分(列)のチャンネルのカウント数に含まれるコンプトン散乱比率を以下のように求めた。

0.2 : 0.10 1.00
 0.3 : 0.21 0.08 1.00
 0.4 : 0.27 0.22 0.03 1.00
 0.5 : 0.29 0.23 0.22 0.01 1.00
 0.6 : 0.23 0.23 0.22 0.25 0.02 1.00
 0.7 : 0.23 0.23 0.23 0.27 0.22 0.02 1.00
 0.8 : 0.21 0.21 0.21 0.24 0.28 0.20 0.02 1.00
 0.9 : 0.21 0.21 0.21 0.22 0.24 0.28 0.20 0.04 1.00
 1.0 : 0.21 0.21 0.21 0.21 0.22 0.23 0.29 0.20 0.05 1.00

1.1 :	0.20	0.20	0.20	0.21	0.21	0.22	0.27	0.26	0.18	0.06	1.00						
1.2 :	0.20	0.20	0.20	0.20	0.21	0.22	0.22	0.28	0.29	0.17	0.07	1.00					
1.3 :	0.19	0.19	0.21	0.21	0.21	0.21	0.26	0.26	0.32	0.35	0.18	0.25	1.00				
1.4 :	0.19	0.19	0.19	0.20	0.22	0.22	0.22	0.26	0.29	0.34	0.38	0.18	0.29	1.00			
1.5 :	0.18	0.18	0.19	0.19	0.19	0.21	0.22	0.23	0.25	0.29	0.33	0.40	0.17	0.27	1.00		
1.6 :	0.19	0.19	0.19	0.19	0.19	0.20	0.20	0.19	0.24	0.27	0.31	0.34	0.41	0.19	0.23	1.00	
MeV :	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	

PHC のエネルギー区分 1.6 MeV の計数率「9」に、上表の 1.6 MeV 行のエネルギー区分 j のコンプトン散乱比率を乗じた値を、PHC のエネルギー区分 j の計数率から差し引いた。

4) 次に高いエネルギー区分 1.5 MeV の計数について、3)と同様のことを行い、逐次、最も低いエネルギー区分まで行った（補正済カウントデータの作成）。このプロセスを図示すると次の三角行列のように示される。このプロセスは、コンプトン散乱部分を順次剥していく手法から **Stripping 法**とも呼ばれる。

すなわち、1.5 MeV の行の値は、1.6 MeV のガンマ線が「9」入射したとき、それによって生じたコンプトン散乱部分を、1.5 MeV 以下のエネルギー区分から差し引いたものである。次に、1.5 MeV の行の 1.5 MeV エネルギー区分の「10」が入射したとき、それによって生じたコンプトン散乱部分を、1.4 MeV 以下のエネルギー区分から差し引く。これを 0.2 MeV の行まで繰り返した。

MeV :	0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6
1.6 :	77	251	194	158	123	105	105	74	57	46	42	36	26	18	12	9
1.5 :	75	249	192	156	121	103	103	72	55	44	39	33	22	16	10	
1.4 :	74	248	190	154	119	101	101	70	52	41	36	29	21	14		
1.3 :	71	245	188	152	116	98	98	66	48	36	31	27	17			
1.2 :	68	242	184	148	113	95	94	62	43	30	28	22				
1.1 :	63	237	180	144	108	90	89	56	36	26	26					
1.0 :	58	232	175	138	103	84	82	49	32	25						
0.9 :	53	227	169	133	97	78	74	44	30							
0.8 :	47	221	163	126	90	70	68	43								
0.7 :	37	211	154	116	78	61	67									
0.6 :	22	196	138	98	63	59										
0.5 :	8	182	125	83	62											
0.4 :	0	168	111	82												
0.3 :	0	150	109													
0.2 :	0	142														

unfld:	0	142	109	82	62	59	67	43	30	25	26	22	17	14	10	9
--------	---	-----	-----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----	---

最下行(unfld)は、三角行列の対角成分を取り出したもので、Unfolding を行った後の、コンプトン散乱部分を取り除いた補正済みカウントデータである（単位 1000 counts/40 sec）。

- 補正済みカウントデータを γ 線束に換算し、次いで空気カーマ率に換算した。
- 5) 補正済カウントデータを、NaI 検出器のエネルギー別検出感度を考慮して、エネルギー

区分別 γ 線束(Flux)に換算した(単位 $10^{-3} \gamma/\text{cm}^2/\text{sec}$)。検出感度については、文部科学省「NaI(Tl)シンチレーションスペクトロメータ機器分析法」[46]の第 7.3 図「NaI(Tl)シンチレーション検出器の γ 計数効率 (%)」のグラフを目視で読み取り、それを適用した。

エネルギー区分別 γ 線束(Flux)

0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	(MeV)
0	54	53	49	47	52	69	50	39	35	38	35	28	25	19	19	(単位 $10^{-3} \gamma/\text{cm}^2/\text{sec}$)

6) エネルギー別 γ 線束(Flux)をエネルギー別空気カーマ率に換算した(単位 10^{-15}Gy/h)。フルエンス・カーマ換算係数(10^{-12}Gy cm^2)は、ICRP Publ. 74 [9] の Table A.1 を二次式で補完推計し、適用した。このエネルギー別線量率(空気カーマ率)を基に 0.3 MeV 未満線量割合を求めた。

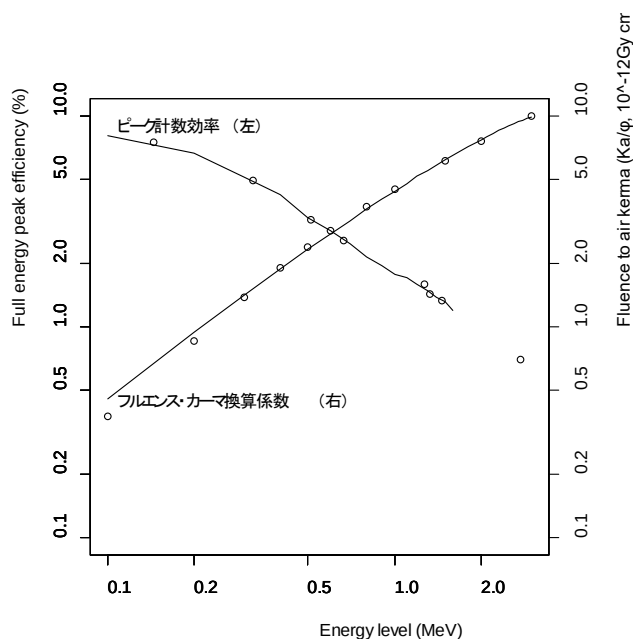
エネルギー別空気カーマ率

0.1	0.2	0.3	0.4	0.5	0.6	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.5	1.6	(MeV)
0	50	74	91	110	144	218	180	156	154	182	181	154	144	118	123	(単位 10^{-15}Gy/h)

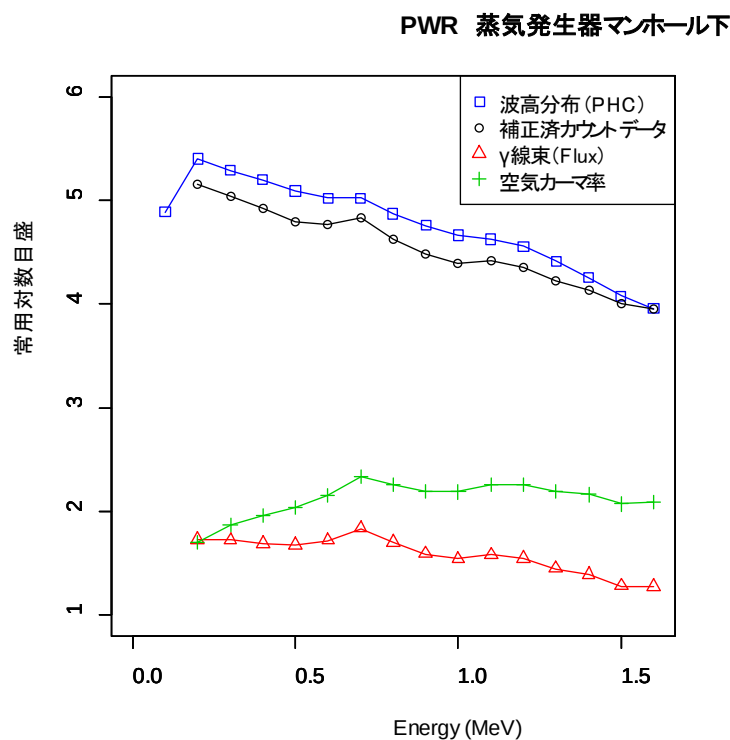
エネルギー分布

0.3 MeV 未満 : 0.3 MeV 以上 = 124 : 1954 = 6 % : 94 %

計算で用いた NaI(Tl)検出器の光電ピーク γ 計数効率 (%) およびフルエンス・カーマ換算係数(10^{-12}Gy cm^2)は次図のとおり。



- 上で説明した **Unfolding** の各段階を次図のように 1 枚の折れ線グラフで示した。波高分布データは右下がりの傾きが大きく、低いエネルギー部分の割合が大きい、**Unfolding** の段階を経るごとに、傾きが緩やかとなり、低いエネルギー部分の割合が小さくなることわかる。



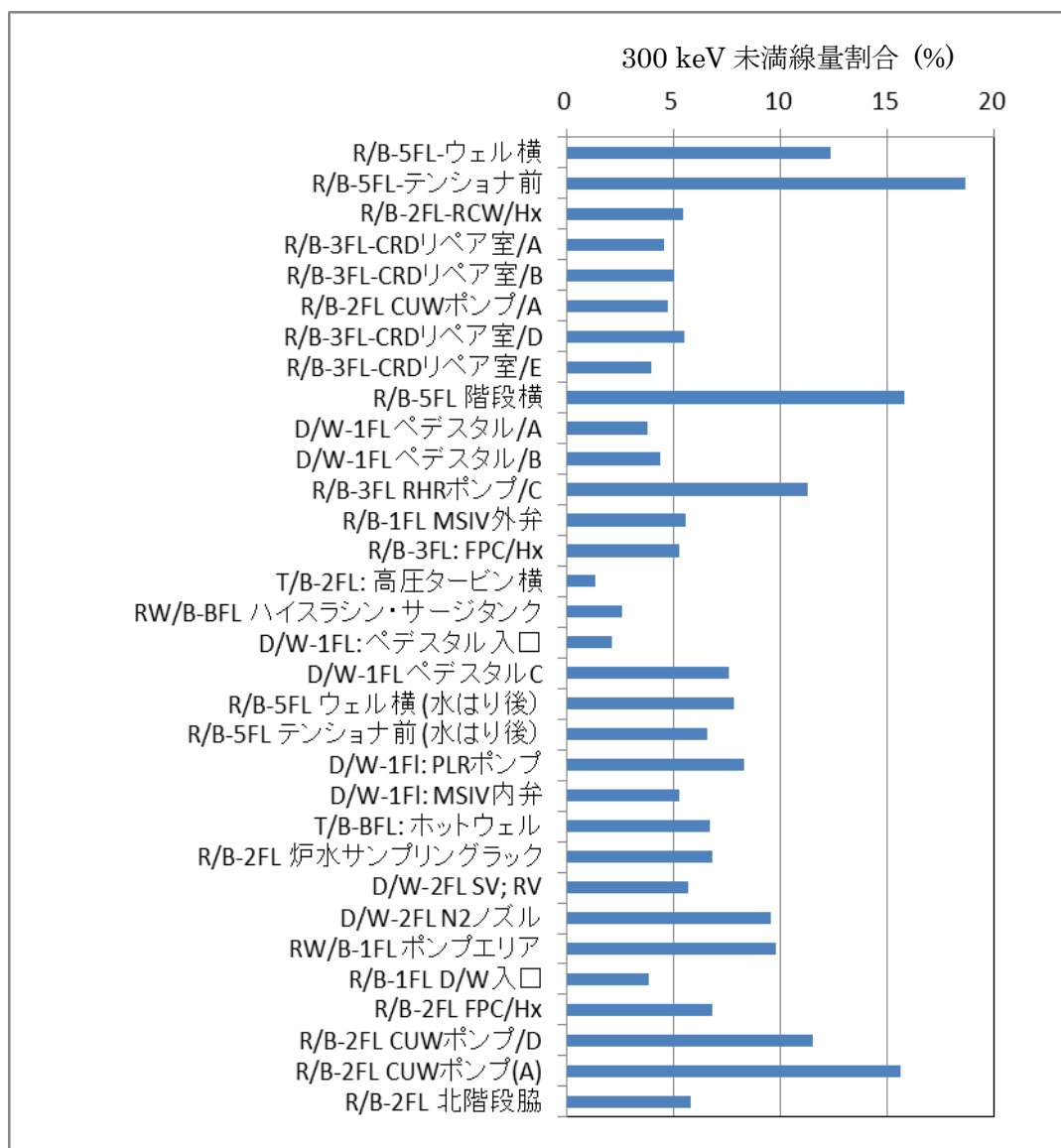
(注) Y 軸は常用対数目盛。波高分布および補正済カウントデータの単位は counts/40 sec。
 γ 線束の単位は $10^{-3} \text{ } \gamma/\text{cm}^2/\text{sec}$ 。空気カーマ率の単位は 10^{-15} Gy/h 。

3.4.2.3 定期検査中のエネルギー分布に関する東京電力調査結果

電共研報告書①は、定期検査中のエネルギー分布を図表から直に読み取ることができなかったため、一定の仮定の下に試算を行った。この試算の妥当性を検証するために、あらためて電力各社に定期検査中のエネルギー分布に関する調査資料の有無を照会したところ、東京電力ホールディング（株）に報告書③があることが判明した。

この報告書③[37]は、昭和 58(1983)年 10 月・59(1984)年 3 月に、東京電力（当時）福島第一原子力発電所(BWR)において、各種作業エリアの放射線分布状況等を調査した。調査対象の作業エリアは、3 号機全域および 1 号機原子炉建屋 5 階面であった。

ガンマ線のエネルギー分布の測定方法は、電共研報告書①と同様であった。また、各測定場所の結果については各々、波高分布だけでなく、エネルギー区分別ガンマ線強度およびエネルギー別線量寄与率の解析結果が図表で詳細に掲載されていた。エネルギー別累積線量寄与率の結果表の 200-300 keV 区分の数値が、300 keV 未満線量割合を示していた。



(注) 図中の略称は次のとおり。R/B: Reactor Building, D/W: Dry Well, T/B Turbin Building, RW/B: Radioactive Waste Disposal Building, RCW: Reactor Building Closed Cooling Water System, CRD: Control Rod Drive, CUW: Reactor Water Cleanup System, RHR: Residual Heat Removal System, FPC: Fuel Pool Cooling and Cleanup System, PLR: Primary Loop Recirculation System, MSIV: Main System Isolation Valve。

正式名は Information Portal for the Fukushima Daiichi Accident Analysis and Decommissioning Activities (<https://fdada.info/develop/home/abbrev/> 最終アクセス: 20190325) による。

資料出所: [37]の東京電力福島第一原子力発電所 3 号機各種作業エリアにおけるガンマ線エネルギー別線量寄与率解析結果の図表を基に作成した。

図 3.4.7 定期検査中のエネルギー分布 (300keV 未満線量割合)

図 3.4.7 は、3 号機における測定地点（原子炉压力容器のヘッドオフ作業を除く）の結果をまとめたものである。300 keV 未満線量割合は単純平均で 7.2% (IQR: 4.7-8.7%)、最大でも 20%未満と、IARC 論文の想定範囲内であることを示していた。

一方、压力容器ヘッドオフ時のエネルギー分布は 1 号機で測定した。压力容器ヘッドオフ作業時には、ヘッドの開放に伴うガンマ線のエネルギー分布変化が予想されるため、高感度タイプの 3 インチ円筒型 NaI 検出器を使用し、1 号機原子炉 5 階面ウェル横において、ガンマ線エネルギー分布の連続測定を行った。压力容器ヘッド開放時の段階別に、300keV 未満線量割合をまとめた（表 3.4.8）。

表 3.4.8 压力容器ヘッド開放時のエネルギー分布変化
(東京電力福島第一原子力発電所 1 号機 5 階面ウェル横)

压力容器ヘッド開放時の段階	300 keV 未満線量割合 (%)
PCV ヘッド開放前 5 階床面	(7 カ所平均) 12.5
PCV ヘッド開放前日	7.6
PCV ヘッド開放直前	13.2
PCV ヘッドウェル中央	20.3
PCV ヘッド 5 階床面	21.1
PCV ヘッド開放	27.4
ドライヤ移動後 ウェル満水時	(2 カ所平均) 11.0

資料出所：[37]の東京電力福島第一原子力発電所 1 号機 PCV ヘッド開放時の段階別に測定されたガンマ線エネルギー別線量寄与率解析結果の図表を基に作成した。

PCV (Primary Containment Vessel)ヘッド開放前の原子炉建屋 5 階面における 300 keV 未満線量割合は平均 13%で、3 号機の測定結果と類似していた。PCV ヘッドの開放作業が進むにつれて、平均エネルギー値は徐々に低くなるが、この場合にも 0-300 keV に分布する低エネルギーガンマ線の線量割合は 27%に過ぎなかった。開放に伴い低エネルギーガンマ線割合が増加するのは、炉からのガンマ線が天井で散乱するためとみられる。PCV ヘッドオフ作業終了後のウェル満水時には、300 keV 未満線量割合は、PCV ヘッド開放前の値に戻った。

- 定期検査中のガンマ線エネルギー分布について、試算ではなく報告書記載数値から直接的に比較可能な形で、300 keV 未満線量率割合が、IARC 論文の想定範囲内であると評価出来たので、前節における波高分布データからエネルギー別線量割合の試算方法が妥当なものであることが確認できた。

3.4.3 運転中における電共研報告書の概要

文献② [36]は、定期検査時とは放射線の分布状況が異なる運転時の NPP における高エネルギーガンマ線の線量率分布およびエネルギー分布状況を把握することを目的として、昭和 59-61(1984-1986)年度に実施した。なお、ガンマ線の方角分布については調査しなかった。測定場所は、BWR から 2 プラントを選び、計 19 カ所でガンマ線エネルギー分布を測定した。また、PWR から 2 プラントを選び、計 9 カ所でガンマ線エネルギー分布を測定した。

3.4.3.1 運転中の BWR プラントのエネルギー分布

運転中の BWR では、 ^{60}Co よりはるかにエネルギーの高いガンマ線が発生する場所があった。核種は ^{16}N および ^{15}C で、蒸気の流れに沿って移動しながら高エネルギーガンマ線を放出していることが分かった。

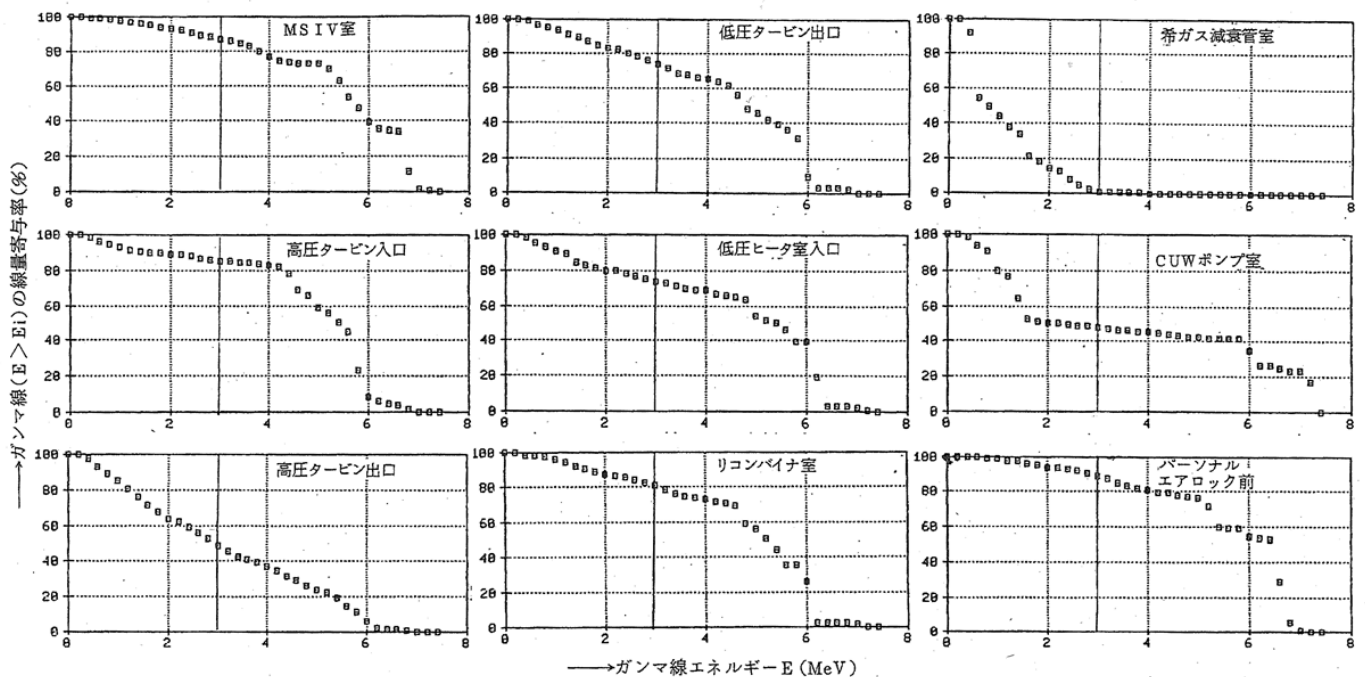


図 3 浜岡原子力発電所各種調査場所におけるガンマ線のエネルギー別線量寄与率

資料出所：[36]

図 3.4.9 運転中の BWR のエネルギー分布

図 3.4.9 は、中部電力浜岡原子力発電所（BWR）の各種調査場所におけるガンマ線エネルギー別線量寄与率であった。横軸はガンマ線エネルギー（MeV）で、0.2 MeV 間隔で 0 から 8 MeV まで表示されている。縦軸は当該エネルギー以上のガンマ線の累積線量寄与率を表す。したがって、0.1 MeV 点、0.3 MeV 点および 3 MeV 点の寄与率の値をそれぞれ a、b、c としたとき、 $(a-b) : (b-c)$ が 0.1-0.3 MeV : 0.3-3 MeV の線量割合となる。グラフを読み取った結果から推計すると、0.1-0.3 MeV の線量割合は、4%から 10%の範囲にあり（9 カ所の単純平均 7%、IQR: 5-8%）、おおむね IARC 論文の想定範囲内であることがわかった。

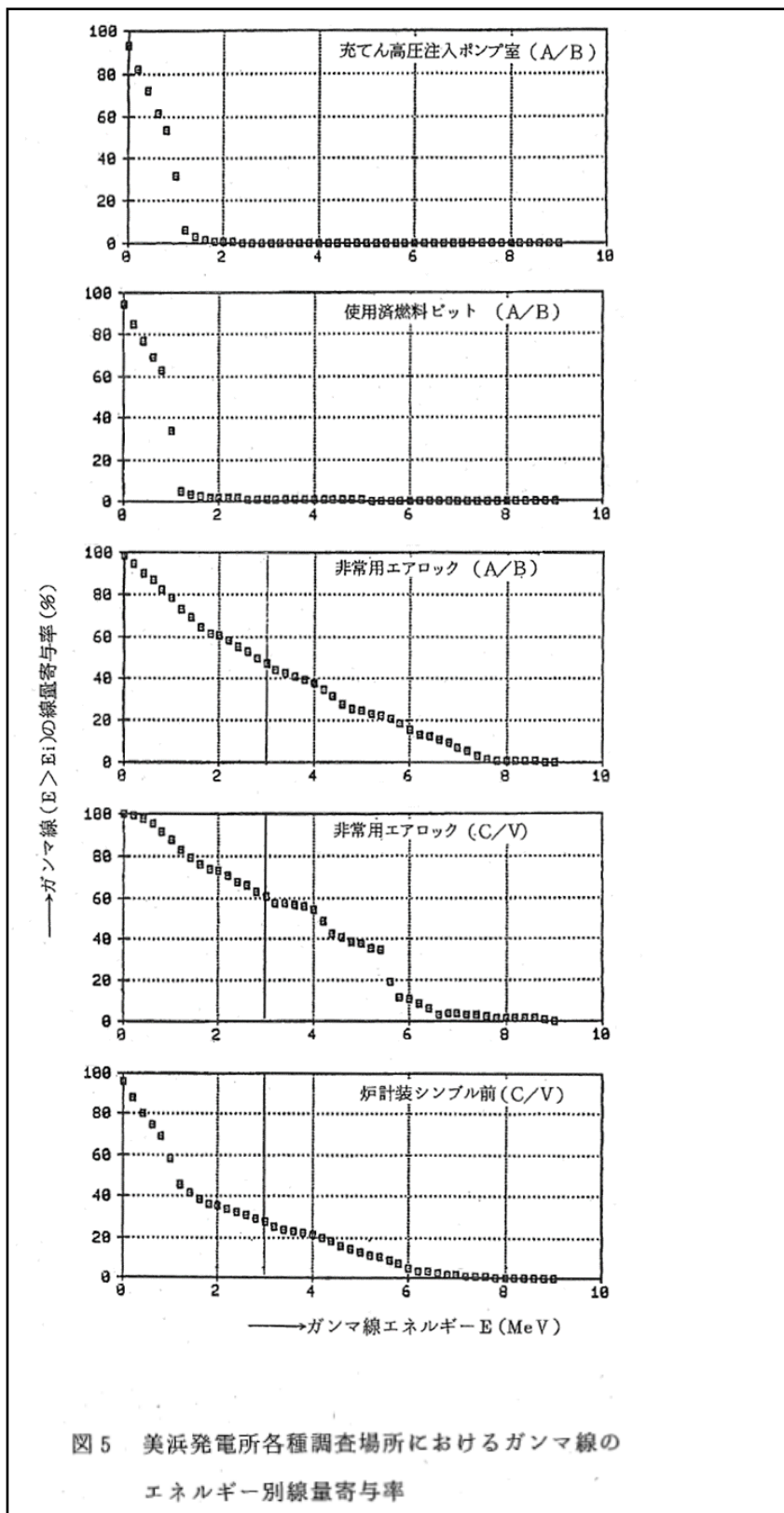
なお、図 3.4.9 は、運転中には 3 MeV 以上のガンマ線が相当割合存在することを示していた。しかし、運転中に管理区域に入るのは運転員および放射線管理担当者等に限られ、入域時間も限られるので、放射線業務従事者の平均被ばく線量としては、3 MeV 以上のガンマ線の寄与は小さいと考えられる。

3.4.3.2 運転中の PWR プラントのエネルギー分布

運転中の PWR では、高エネルギーガンマ線が認められるのは、原子炉格納容器内およびその非常用エアロック前だけであった。 ^{16}N よりも更にエネルギーの高い中性子反応 $\text{Fe}(n, \gamma)$ によるガンマ線が混在することがわかった。

図 3.4.10 は、関西電力美浜発電所（PWR）の各種調査場所におけるガンマ線のエネルギー別線量寄与率であった。図 3.4.9 と同様であるが、横軸は 0.2 MeV 間隔で 0 から 9 MeV まで表示してある。

読図により、5 カ所の調査場所における 0.1-0.3 MeV の線量割合を推計すると、3%から 15%の範囲にあり（5 カ所の単純平均 10%、IQR : 10-11%）、運転中の PWR についてもおおむね IARC 論文の想定範囲内であることがわかった。



資料出所：[36]

図 3.4.10 運転中の PWR のエネルギー分布

3.4.4 まとめ

表 3.4.11 電共研報告書に基づくガンマ線の入射方向の比率(%)

入射方向分布		運転中 BWR	運転中 PWR	定検中 BWR (22 カ所)	定検中 PWR (13 カ所)	IARC の 想定範囲
AP の割合	Mean	調査なし		39	46	50
	IQR			4-72	16-62	—
	Range			0-94	5-100	10-80

(注 1) スリット付鉛容器測定器を主線源方向に静置したときの結果

(注 2) Mean は調査箇所単純平均、IQR は第 1 四分位～第 3 四分位の範囲、Range は最小～最大の範囲

表 3.4.12 電共研報告書に基づくガンマ線のエネルギー分布の比率(%)

エネルギー分布		運転中 BWR (9 カ所)	運転中 PWR (5 カ所)	定検中 BWR (4 カ所)	定検中 PWR (4 カ所)	IARC の 想定範囲
0.1-0.3 MeV の割合	Mean	7	10	14	9	10
	IQR	5-8	10-11	4-17	5-13	—
	Range	4-10	3-15	3-38	3-14	5-20

NPP の定検中におけるガンマ線入射方向について、静置した測定器では AP 成分は 50% に届かないが、ビデオ撮影による実作業員の動きを加味すると、被ばくジオメトリの AP 割合は、IARC 論文の想定と矛盾するものではないと考えられる。また、運転中の入射方向の調査は行われていないが、定期検査中と同様と解して差支えない。

NPP のエネルギー分布について、運転中の推計結果および定期検査中の試算結果は、ほとんどの測定箇所で、IARC 論文の想定範囲内にある。

したがって、日本の NPP の定期検査中および運転中の調査結果は、光子のエネルギー分布およびジオメトリ分布共に、IARC 論文の想定と矛盾するものではない。J-EPISODE の第 V 期解析に用いた線量データは 1957-2010 年度であるが、電共研調査等はちょうど中間時点の 1980 年代の調査データである。日本では 1980 年代の線量低減対策の結果、線量率は大きく低下したが、BWR、PWR の原子炉の構造、線源の種類、作業員の作業内容は基本的に大きな違いはないので、このエネルギーおよびジオメトリ分布の結果は全期間を

代表すると考えても問題ない。すなわち IARC 論文のエネルギーおよびジオメトリの仮定を、日本に適用することに問題がないことがわかった。

3.5 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量

3.5.1 JM103 / RCP-AM 臓器線量比

コーカソイドモデルの RCP-AM 標準成人男性ファントムと JM-103 日本人成人男性ファントムの空気カーマ当たり臓器線量比の推定結果は表 3.5.1 のとおりである。エネルギーについては、内挿法により、0.119、0.207 および 0.662 MeV の結果を推計した。

なお、赤色骨髄線量の計算方法は、骨の応答関数を用いる RCP-AM と質量エネルギー吸収係数を用いる JM-103 では異なるため、JM-103 の方法に合わせて、両方とも質量エネルギー吸収係数を用いて計算した。両者の計算方法は 200 keV 未満になると差が見られるようになるが、今回のエネルギー範囲ではあまり差がでない。

結腸、肺、胃などの主要臓器で臓器線量比が 1 に近いことは、RCP-AM（コーカソイド）と JM-103（日本人）で実質的な係数の差が小さいことを意味している。

3.5.2 JM-103 の空気カーマ当たり臓器線量

ICRP Publ. 116 [10]で提供されている RCP-AM の空気カーマ当たり臓器線量に、上記の JM103 / RCP-AM 臓器線量比を乗じて、次のエネルギー、ジオメトリおよび臓器について、JM-103 の空気カーマ当たり臓器線量を計算した（表 3.5.2）。

- ・エネルギー：0.1, 0.15, 0.2, 0.3, 0.6 および 0.8 MeV、
さらに内挿により推計した 0.119、0.207 および 0.662 MeV
- ・ジオメトリ：AP および ISO
- ・臓器：[悪性新生物関連] 結腸、赤色骨髄、食道、胃、肝臓、胆嚢、脾臓、肺、膵臓
前立腺、膀胱、腎臓、
[非新生物疾患関連] 脳、心臓

表 3.5.1 JM103 / RCP-AM 臓器線量比

AP ジオメトリ									
臓器	光子エネルギー (MeV)						内挿 (MeV)		
	0.1	0.15	0.2	0.3	0.6	0.8	0.119	0.207	0.662
結腸	1.025	1.028	1.031	1.030	1.030	1.025	1.026	1.031	1.028
赤色骨髄	0.890	0.926	0.941	0.965	0.980	0.987	0.904	0.943	0.983
食道	0.949	0.949	0.953	0.967	0.965	0.977	0.949	0.954	0.969
胃	1.082	1.069	1.074	1.078	1.053	1.052	1.077	1.075	1.053
肝臓	1.089	1.091	1.092	1.092	1.076	1.069	1.090	1.092	1.074
胆嚢	1.226	1.255	1.249	1.233	1.216	1.129	1.237	1.248	1.189
脾臓	1.090	1.099	1.118	1.118	1.102	1.085	1.093	1.118	1.096
肺	1.023	1.032	1.035	1.040	1.039	1.038	1.026	1.036	1.039
膵臓	1.130	1.130	1.132	1.124	1.103	1.095	1.130	1.132	1.101
前立腺	0.869	0.895	0.904	0.898	0.909	0.916	0.879	0.904	0.911
膀胱	0.928	0.943	0.934	0.950	0.968	0.964	0.934	0.935	0.967
腎臓	1.228	1.224	1.229	1.227	1.190	1.169	1.226	1.229	1.184
脳	1.060	1.066	1.063	1.058	1.044	1.038	1.062	1.063	1.042
心臓	0.994	1.003	1.001	1.004	1.003	1.005	0.997	1.001	1.003
ISO ジオメトリ									
結腸	0.994	1.016	1.018	1.015	1.021	1.020	1.002	1.018	1.021
赤色骨髄	0.941	0.981	0.997	1.019	1.032	1.033	0.957	0.999	1.032
食道	1.003	0.983	1.016	0.998	1.010	1.020	0.995	1.015	1.013
胃	1.043	1.057	1.061	1.060	1.064	1.050	1.048	1.061	1.060
肝臓	1.024	1.027	1.032	1.038	1.034	1.033	1.025	1.032	1.034
胆嚢	1.033	1.062	1.069	1.071	1.111	1.071	1.044	1.069	1.098
脾臓	1.027	1.039	1.034	1.042	1.039	1.042	1.032	1.035	1.040
肺	1.067	1.069	1.073	1.075	1.066	1.063	1.068	1.073	1.065
膵臓	1.069	1.058	1.052	1.070	1.067	1.059	1.065	1.053	1.065
前立腺	0.989	1.000	1.012	1.019	1.010	1.016	0.993	1.012	1.012
膀胱	1.000	1.003	1.040	1.038	1.035	1.054	1.001	1.040	1.041
腎臓	0.985	0.987	0.988	0.996	0.985	0.995	0.985	0.988	0.988
脳	0.979	0.994	0.999	1.002	0.996	0.996	0.985	0.999	0.996
心臓	1.047	1.047	1.049	1.050	1.054	1.052	1.047	1.049	1.053

(注) JM-103 および RCP-AM の赤色骨髄線量は、質量エネルギー吸収係数により評価している。

表 3.5.2 エネルギー、ジオメトリ、臓器別 JM-103 空気カーマ当たり臓器線量 (Gy/Gy)

AP ジオメトリ									
臓器	光子エネルギー (MeV)						内挿 (MeV)		
	0.1	0.15	0.2	0.3	0.6	0.8	0.119	0.207	0.662
結腸	1.435	1.285	1.196	1.113	1.050	1.025	1.378	1.190	1.043
赤色骨髄	1.112	0.982	0.922	0.879	0.858	0.863	1.063	0.919	0.859
食道	1.139	1.054	1.000	0.947	0.914	0.926	1.106	0.997	0.918
胃	1.558	1.357	1.268	1.175	1.075	1.051	1.482	1.261	1.067
肝臓	1.361	1.211	1.136	1.058	0.992	0.979	1.304	1.130	0.988
胆嚢	1.508	1.405	1.286	1.195	1.114	1.030	1.469	1.280	1.088
脾臓	0.866	0.807	0.787	0.764	0.780	0.789	0.844	0.785	0.783
肺	1.289	1.186	1.129	1.081	1.031	1.022	1.250	1.125	1.028
膀胱	1.423	1.266	1.189	1.097	1.024	1.005	1.363	1.182	1.018
前立腺	1.095	1.030	0.986	0.907	0.873	0.869	1.070	0.980	0.872
膀胱	1.430	1.292	1.186	1.111	1.026	1.003	1.377	1.181	1.019
腎臓	0.953	0.868	0.831	0.805	0.804	0.809	0.921	0.829	0.805
脳	0.779	0.767	0.759	0.758	0.789	0.805	0.774	0.759	0.794
心臓	1.401	1.264	1.171	1.094	1.023	1.005	1.349	1.165	1.017
ISO ジオメトリ									
結腸	0.718	0.684	0.654	0.637	0.660	0.679	0.705	0.653	0.666
赤色骨髄	0.786	0.712	0.676	0.661	0.681	0.698	0.758	0.675	0.686
食道	0.656	0.618	0.628	0.616	0.656	0.680	0.641	0.627	0.664
胃	0.729	0.683	0.657	0.642	0.675	0.684	0.712	0.656	0.678
肝臓	0.722	0.672	0.647	0.638	0.657	0.676	0.703	0.646	0.663
胆嚢	0.666	0.660	0.644	0.626	0.663	0.666	0.664	0.643	0.664
脾臓	0.734	0.691	0.662	0.655	0.665	0.692	0.718	0.662	0.673
肺	0.781	0.742	0.722	0.715	0.737	0.753	0.766	0.722	0.742
膀胱	0.676	0.624	0.593	0.586	0.619	0.634	0.656	0.593	0.624
前立腺	0.615	0.605	0.580	0.576	0.603	0.622	0.611	0.579	0.609
膀胱	0.663	0.612	0.615	0.603	0.627	0.657	0.643	0.614	0.637
腎臓	0.674	0.627	0.597	0.588	0.605	0.628	0.657	0.597	0.612
脳	0.810	0.787	0.771	0.769	0.780	0.794	0.801	0.771	0.784
心臓	0.728	0.684	0.662	0.654	0.684	0.703	0.711	0.661	0.690

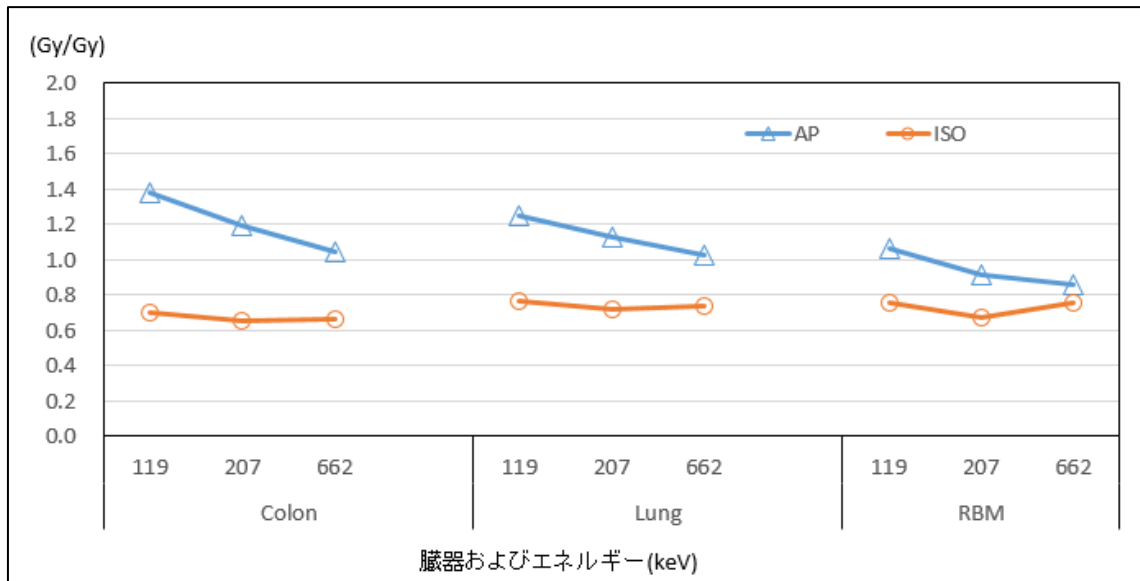


図 3.5.3 エネルギー、ジオメトリ別空気カーマ当たり臓器線量（結腸、肺、赤色骨髄）

例として、結腸、肺、赤色骨髄について、空気カーマ当たり臓器線量を見ると（図 3.5.3）、

- ・いずれの臓器でも AP 照射の場合、エネルギーの低い方が、空気カーマ当たり臓器線量は大きい。一方、ISO の場合は、エネルギーによる差は小さい。
- ・いずれの臓器、エネルギーでも ISO 照射の空気カーマ当たり臓器線量の方が、AP よりも小さい。ただし、AP と ISO の差は、赤色骨髄では小さく、結腸や肺の方が大きい。

3.5.3 まとめ

放射線業務従事者の平均的被ばく条件の下での空気カーマ当たり臓器線量は、上記係数を基に、エネルギーおよびジオメトリ分布割合によって加重平均して求めた(注)。結腸、肺、赤色骨髄について、バイアス B_1 の逆数、すなわち空気カーマ当たり臓器線量および不確かさ K_1 の結果を表 3.5.4 に示す。なお、ここでは K_1 の値は臓器に依存しない。

放射線業務従事者の平均的被ばく条件での空気カーマ当たり臓器線量は、NPP の場合、結腸で 0.84 (Gy/Gy)、肺で 0.88、赤色骨髄で 0.77 であった。また、MA の場合は、結腸で 0.85、肺で 0.88、赤色骨髄で 0.78 であった。身体前面表層部に位置する肺、結腸の空気カーマ当たり臓器線量が、赤色骨髄より大きい。

表 3.5.4 施設タイプ別空気カーマ当たり臓器線量（結腸、肺、赤色骨髄）

施設タイプ	B_1 および K_1	結腸	肺	赤色骨髄
JM-103				
平均的 NPP 被ばく条件	$1/B_1$	0.84	0.88	0.77
	K_1	1.032	1.032	1.032
平均的 MA 被ばく条件	$1/B_1$	0.85	0.88	0.78
	K_1	1.029	1.029	1.029
(参考) RCP-AM (ICRP Publ. 116 より計算)				
平均的 NPP 被ばく条件($1/B_1$)		0.82	0.86	0.77
平均的 MA 被ばく条件($1/B_1$)		0.83	0.87	0.78

コーカソイドモデルの RCP-AM について同様の方法で推計した施設タイプ別空気カーマ当たり臓器線量と比較すると、日本人モデル JM-103 の空気カーマ当たり臓器線量は、結腸、肺で RCP-AM より約 2%程度大きい。日本人の方がコーカソイドより身体寸法が小さく、腹部、胸部の皮下組織の厚みが薄いことが反映していると考えられる。なお、多くの組織に造血機能が分布する赤色骨髄については、JM-103 と RCP-AM で空気カーマ当たり臓器線量に違いはみられない。

なお、近年メッシュファントムの開発が進んでいる。ボクセルファントムでは mm 単位で表現したのに対し、メッシュファントムでは μm 単位で記述でき、例えば骨表面の評価などが可能となるが、本検討会が対象としている臓器などについては、結果に影響するとは考えられない。

(注) 例として、結腸について、エネルギー、ジオメトリ別空気カーマ当たり臓器線量から施設タイプ別空気カーマ当たり臓器線量を求める計算プロセスを、プログラム R のスクリプトを用いて示す。

```
# Colon absorbed dose per unit air-kerma (Gy/Gy) (表 3.5.2)
# B の逆数なので記号 IB (Inverse of B) を利用する
> IB<-matrix(c(1.378, 1.190, 1.043, 0.705, 0.653, 0.666),nrow=3)
> colnames(IB)<-c("AP","ISO")
> rownames(IB)<-c("119keV","207keV","662keV")
> IB
      AP   ISO
119keV 1.378 0.705
207keV 1.190 0.653
662keV 1.043 0.666

# Uncertainty defined as K=1.05 for all
> K<-matrix(rep(1.05,6),nrow=3)
> colnames(K)<-c("AP","ISO")
> rownames(K)<-c("119keV","207keV","662keV")
> K
      AP   ISO
119keV 1.05 1.05
207keV 1.05 1.05
662keV 1.05 1.05

> fg<-c(0.5, 0.5) # ジオメトリ分布 (NPP)
> fe<-c(0.025, 0.075, 0.9) # エネルギー分布 (NPP)
> F<-fe%*%t(fg) # エネルギー・ジオメトリ分布
# NPP のエネルギー・ジオメトリ分布の下での IB (Sv/Sv)
> (IB.npp<-round(exp(sum(F*log(IB))),2))
[1] 0.84
# NPP のエネルギー・ジオメトリ分布の下での K
> (K.npp <-round(exp(1.96*sqrt(sum( fe^2 %*% (log(K)/1.96)^2 %*% fg^2 ))),3))
[1] 1.032

> fg<-c(0.5, 0.5) # ジオメトリ分布 (MA)
> fe<-c(0.05, 0.15, 0.8) # エネルギー分布 (MA)
> F<-fe%*%t(fg) # エネルギー・ジオメトリ分布
# MA のエネルギー・ジオメトリ分布の下での IB (Sv/Sv)
> (IB.ma<-round(exp(sum(F*log(IB))),2))
[1] 0.85
# MA のエネルギー・ジオメトリ分布の下での K
> (K.ma <-round(exp(1.96*sqrt(sum( fe^2 %*% (log(K)/1.96)^2 %*% fg^2 ))),3))
[1] 1.029
```

3.6 線量計タイプ、臓器別線量計指示値から臓器線量への換算係数

3.6.1 空気カーマ当たり線量計レスポンスと空気カーマ当たり臓器線量の比較

図 3.6.1 は、NPP および MA の施設タイプについて、線量計タイプ別空気カーマ当たり線量計レスポンス(Sv/Gy)と臓器種類別空気カーマ当たり臓器線量(Gy/Gy)を並べたものである。特定の線量計タイプの空気カーマ当たり線量計レスポンスの値(Sv/Gy)と、特定の臓器の空気カーマ当たり臓器線量の値(Gy/Gy)を比較することで、線量計指示値(Sv)と臓器線量(Gy)の関係を知ることができる。

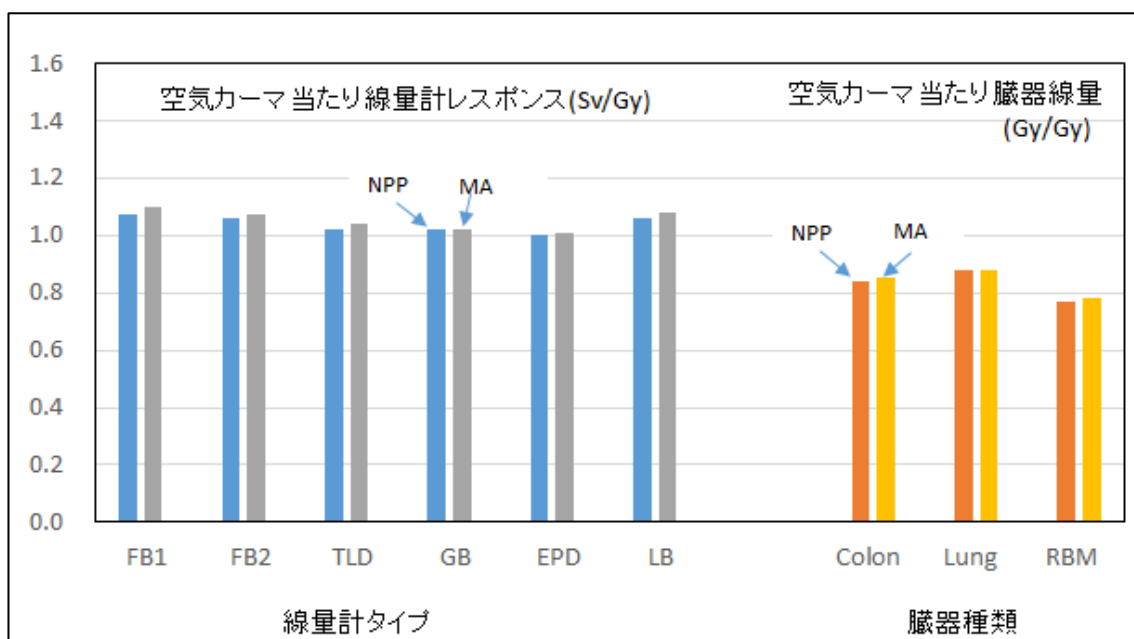


図 3.6.1 空気カーマ当たり線量計レスポンスと空気カーマ当たり臓器線量の比較

- ・ 空気カーマ当たり線量計レスポンス(Sv/Gy)の値は、1.0-1.1 の間であった。NPP に比べ、MA の方がわずかに大きかった (約 2%)。線量計タイプ別には、FB1、LB、FB2 で相対的に大きく、一方、EPD、GB、TLD は値が 1 に近かった。

- ・ 空気カーマ当たり臓器線量(Gy/Gy)の値は 0.8 前後で、空気カーマ当たり線量計レスポンスの値に比べて小さかった。したがって、線量計指示値(Sv)当たりの臓器線量(Gy)はおおむね 0.7-0.8 程度となった。

3.6.2 施設タイプ、線量計タイプ、臓器種類別線量計指示値から臓器線量への換算係数

- 「3.1.2 変換のモデル式」で説明した換算係数の式 $c = \exp(m) \times \exp(s^2/2)$ における第1項 $\exp(m)$ は、施設タイプ、線量計タイプ、臓器種類別に表 3.6.2 のとおり。なお、時期別には、その時期に使用された線量計タイプのみを表示した。すなわち、1989 年以降は FB2、TLD、GB、EPD、LB を表示し、1988 年以前は FB1、FB2、TLD を表示した。

表 3.6.2 換算係数の式の第1項

第1項 $\exp(m)$ 1989 年以降								
	NPP				MA			
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB2		1.26	1.20	1.38		1.26	1.22	1.37
TLD		1.21	1.16	1.32		1.22	1.18	1.33
GB		1.21	1.16	1.32		1.20	1.16	1.31
EPD		1.19	1.14	1.30		1.19	1.15	1.29
LB		1.26	1.20	1.38		1.27	1.23	1.38

第1項 $\exp(m)$ 1988 年以前								
	NPP				MA			
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB1		1.33	1.27	1.45		1.35	1.30	1.47
FB2		1.31	1.25	1.43		1.31	1.27	1.43
TLD		1.26	1.21	1.38		1.27	1.23	1.39

(注) $\exp(m)$ の値は次により求めた。

$$\exp(m) = B_1 \times B_2 \quad 1989 \text{ 年以降 } (B_3=1)$$

$$\exp(m) = B_1 \times B_2 \times B_3 \quad 1988 \text{ 年以前}$$

ここで、 B_1 は表 3.5.4、 B_2 は表 3.3.8、 B_3 は表 3.1.3 を参照。

- 同様に、換算係数の式における第2項 $\exp(s^2/2)$ は、施設タイプ、線量計タイプ、臓器種類別に表 3.6.3 のとおり。この項は、バイアスの不確かさを換算係数に寄与させる役割をもつ。表 3.6.3 によると第2項の値は、1989 年以降(1.0001-1.0004)も、1988 年以前 (すべて 1.002) も共に無視できる程の値である。したがって、換算係数 c の値は基本的に第1項の値によって決まる。

表 3.6.3 換算係数の式の第 2 項

第 2 項 $\exp(s^2/2)$ 1989 年以降								
	NPP					MA		
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB2		1.0004	1.0004	1.0004		1.0004	1.0004	1.0004
TLD		1.0004	1.0004	1.0004		1.0004	1.0004	1.0004
GB		1.0001	1.0001	1.0001		1.0001	1.0001	1.0001
EPD		1.0001	1.0001	1.0001		1.0001	1.0001	1.0001
LB		1.0003	1.0003	1.0003		1.0002	1.0002	1.0002

第 2 項 $\exp(s^2/2)$ 1988 年以前								
	NPP					MA		
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB1		1.002	1.002	1.002		1.002	1.002	1.002
FB2		1.002	1.002	1.002		1.002	1.002	1.002
TLD		1.002	1.002	1.002		1.002	1.002	1.002

(注) $\exp(s^2/2)$ の値は次により求めた。

$\exp(s^2/2) = \exp(((\log K_1) / 1.96)^2 + ((\log K_2) / 1.96)^2) / 2$ 1989 年以降 ($K_3=1$)

$\exp(s^2/2) = \exp(((\log K_1) / 1.96)^2 + ((\log K_2) / 1.96)^2 + ((\log K_3) / 1.96)^2) / 2$ 1988 年以前

- 次いで、第 1 項 $\exp(m)$ と第 2 項 $\exp(s^2/2)$ の表の積として、施設タイプ、線量計タイプ、臓器種類別に表 3.6.4 のとおり、換算係数 c が得られた。
- RADREC に登録されている記録線量(Sv)に、換算係数の逆数 $1/c$ を乗じることによって、臓器線量(Gy)が得られる。1988 年以前の記録線量も、既に述べたように、当時の照射線量 (R) の指示値を rem に読み替え、 $100 \text{ rem} = 1 \text{ Sv}$ と変換したものであるから、同様に、換算係数の逆数 $1/c$ を乗じることによって、臓器線量(Gy)が得られる。

表 3.6.4 時期、施設タイプ、線量計タイプ、臓器別換算係数 c

換算係数 c 1989 年以降 (Sv/Gy)								
	NPP					MA		
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB2		1.26	1.20	1.38		1.26	1.22	1.37
TLD		1.21	1.16	1.33		1.22	1.18	1.33
GB		1.21	1.16	1.32		1.20	1.16	1.31
EPD		1.19	1.14	1.30		1.19	1.15	1.30
LB		1.26	1.20	1.38		1.27	1.23	1.38
換算係数の逆数 1/c 1989 年以降 (Gy/Sv)								
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB2		0.79	0.83	0.73		0.79	0.82	0.73
TLD		0.82	0.86	0.75		0.82	0.85	0.75
GB		0.82	0.86	0.75		0.83	0.86	0.76
EPD		0.84	0.88	0.77		0.84	0.87	0.77
LB		0.79	0.83	0.73		0.79	0.81	0.72

換算係数 c 1988 年以前 (Sv/Gy)								
	NPP					MA		
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB1		1.33	1.27	1.45		1.35	1.30	1.47
FB2		1.32	1.26	1.44		1.31	1.27	1.43
TLD		1.27	1.21	1.38		1.28	1.23	1.39
換算係数の逆数 1/c 1988 年以前 (Gy/Sv)								
		結腸	肺	赤色骨髄		結腸	肺	赤色骨髄
FB1		0.75	0.79	0.69		0.74	0.77	0.68
FB2		0.76	0.80	0.70		0.76	0.79	0.70
TLD		0.79	0.83	0.72		0.78	0.81	0.72

3.6.3 サイト、年次、臓器別線量計指示値から臓器線量への換算係数

サイト、時期別線量計タイプの表 3.2.5 と組み合わせることによって、1.6 節で述べた本検討会の目標であるサイト、年次、臓器別線量計指示値から臓器線量への換算係数が得られた。

第4章 結論・提言

J-EPISODE のリスク解析に臓器線量を用いることによって、解析結果の国際比較可能性を高めることを目的に、日本人に適した臓器線量構築方法を検討してきた。

IARC 論文[2]に述べられた方法に基本的に準拠し、第2章および第3章で述べたように、日本で使用されている個人線量計の特性および使用状況、並びに、日本人成人男性の臓器線量換算係数等の情報を利用し、また、日本の NPP における被ばくエネルギーおよびジオメトリを確認することによって、RADREC に登録された記録線量を、疫学調査のリスク解析に用いる臓器線量に換算するために必要な、放射線業務従事施設、年度、臓器別線量計指示値(Sv)から臓器線量(Gy)への換算係数(Gy/Sv)が得られることが明らかとなった。

本臓器線量構築検討会は、次のとおり提言する。

- (1) 本検討会で得られた線量計指示値から臓器線量への換算係数を用いて臓器線量を構築し、今後 J-EPISODE の死亡・罹患解析に適用すること。
- (2) 本換算係数は、IARC 論文に準拠して、多くのパラメータと仮定に基づいて構成されている。したがって、換算係数に影響を及ぼす可能性のある使用線量計の動向、作業環境の変化、線量概念の変更等に注意を払うこと。

以上

付録

放射線業務従事者の中性子外部被ばく可能性を考慮したがん死亡リスク

目的：

J-EPISODE のリスク解析において、中性子外部被ばくが及ぼす影響を明らかにするために、①線種情報をもたない放射線業務従事者の個人記録線量データベースから、中性子外部被ばく可能性のある者を特定し、②それを用いて、中性子外部被ばく可能性を考慮したがん死亡リスクを推定する。

背景：

旧動力炉・核燃料開発事業団東海事業所・現 JAEA 核燃料サイクル工学研究所（以下「東海事業所」という）における MOX (Mixed oxide) 燃料製造のグローブボックス作業工程で中性子外部被ばくがあることは周知であった。山崎、他(2017)[47]は、2002-13 年間の不均等被ばく管理者の調査において、MOX 燃料施設の 2008 年度水晶体等価線量の最大値が 18.9 mSv で、その内訳はガンマ線 16.2 mSv、中性子線 2.7 mSv であったと述べ、中性子外部被ばくがあったことを示していた。

J-EPISODE の放射線リスク解析に利用している線量データは、原子力事業者が RADREC に定期報告している線量で、ガンマ線、中性子線などの外部被ばく及び内部被ばくを合算した年次、個人別記録線量 (Sv) である。しかし、中性子外部被ばく者を特定する情報は持ち合わせていないので、中性子外部被ばくを考慮したリスク分析ができないという制約があった。そこで、現時点での公開情報に基づき、中性子外部被ばくの影響について試算を行った。

I 被ばくサイト別の個人記録線量を利用した中性子被ばく可能性のある者の特定

方法：

RADREC から「サイト、年次、個人別記録線量」の提供を受け、MOX 燃料施設のある東海事業所において、MOX 製造期間の 1972 年以降に、以下の外部被ばく線量のある者を中性子外部被ばくの可能性のある者と考えた。MOX 作業者の外部被ばく要因は、 ^{241}Pu の崩壊生成物である ^{241}Am から放出されるガンマ線(59.5 keV)、および、Pu の自発核分裂または $^{17,18}\text{O}(\alpha, n)$ 反応から生じた中性子であり、ガンマ線と中性子線を同時に外部被ばくする。MOX 作業従事者が装着した TLD バッジの記録レベルは γ 線 0.1 mSv、中性子線 0.2 mSv であったので、東海事業所での年被ばく線量が 0.3 mSv 以上の年が少なくとも 1 回ある者を中性子外部被ばくの可能性のある者と定義した。

第Ⅴ期解析（追跡期間 1991-2010 年）の対象者 204,103 人のうち、1972 年以降に東海事業所において 0.3 mSv 以上年線量が 1 回以上ある者 5,324 人を「中性子外部被ばくの可能性がある者」と特定し、フラッグをつけた。

表 5.1 東海事業所における被ばく状況（第Ⅴ期解析対象者 N=204,103）

線量(ガンマ線+中性子線)	1972-2010 年
記録線量あり (0 mSv を含む)	20,553 人
累積線量 0.1 mSv 以上	6,629
0.3 mSv 以上年線量が少なくとも 1 回	5,324

中性子被ばく可能性がある者の線量分布は次表のとおりで、「可能性がある者」(flag=1)の平均累積線量は 23 mSv で、条件をそろえて比較した者約 12 万人の累積線量とほぼ同じであった。なお、flag=1 の者の累積線量 23 mSv は、東海事業所以外で被ばくした線量も含むことに留意する必要がある。

表 5.2 中性子被ばく可能性がある者の線量分布

対象者	線量分布 (mSv)			
Ⅴ期解析者のうち、0.3 mSv 以上年線量が 1 回以上ある者 118,820 人の 2010 年累積線量	1Q 2.07	Median 7.70	Mean 23.71	3Q 24.70
flag=1 の者 (5,324 人) の全サイトでの 2010 年累積線量	1Q 2.10	Median 7.60	Mean 22.99	3Q 23.86
flag=1 の者 (5,324 人) が東海事業所で被ばくした年 0.3 mSv 以上線量に由来する 2010 年累積線量	1Q 0.80	Median 2.20	Mean 6.45	3Q 6.60

制約：

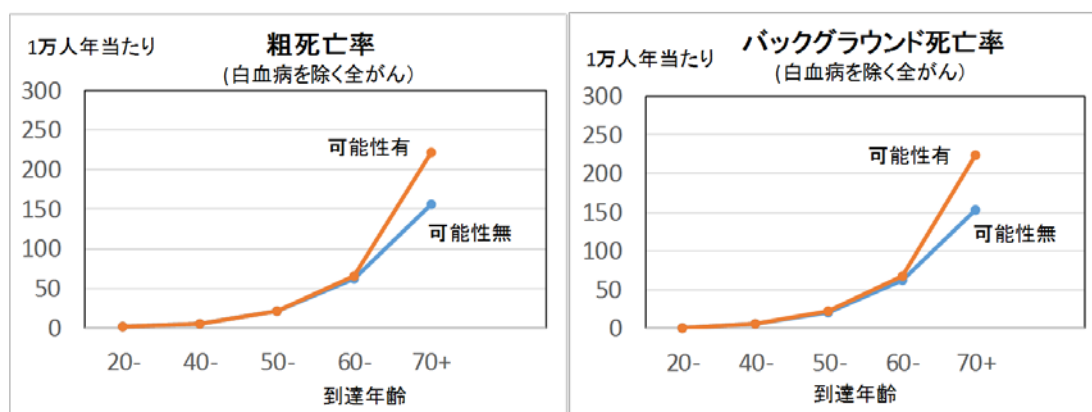
「中性子被ばく可能性がある者の特定」のために利用できる公開情報に限りがあった。今回利用したのは、サイト・年次別個人線量であったために、フラッグを付けた者の中にも、中性子を被ばくしていない者を含む。

中性子を発生する MOX 製造期間、中性子線被ばく線量の分布状況の集計値等、より詳細

な情報が利用できれば、よりの確な中性子被ばく者の推計が可能となると考えられる。

II 中性子外部被ばく可能性を考慮したリスク推定（白血病を除く全がん死亡）

中性子外部被ばく可能性有の者のバックグラウンド死亡率は、到達年齢 70 歳代以上で、可能性無の者より高い。モデルではバックグラウンドの調整が必要である。



(注) バックグラウンド死亡率は、放射線疫学解析ソフト EPICURE を用いて次により求めた。
 NONSTRATA@
 Loglinear 0 %con flagc*agecat2@linear 1 flagc*d@ fit@

図 5.3 中性子外部被ばく可能性有の者の年齢別死亡率

方法 1：人に着目したモデル

まず、中性子被ばく可能性がある者に着目して分析を行った。中性子外部被ばく可能性フラッグ変数を設定し（flag=0: 可能性なし、flag=1: 可能性あり）、可能性有の者(5,324 人)を抽出して、以下の 3 つの線形リスクモデルを設定し、ポアソン回帰によりパラメータの推計を行った。

中性子外部被ばく可能性を考慮しないモデル (1)

$$\lambda_0(\text{agecat2}, \text{cyear}, \text{apc})(1 + \beta d)$$

agecat2: 到達年齢 (20-39, 40-49, 50-59, 60-69, 70+)、

cyear: 暦年(5 年毎 4 区分)、apc: 地域(8)、

dcat: 累積線量区分(0-5, 5-10, 10-20, 20-50, 50+ mSv)

d: 累積線量、ラグ 10 年

中性子被ばく可能性を調整変数に追加したモデル (2)

$$\lambda_0(\text{agecat2}, \text{cyear}, \text{apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta d)$$

中性子被ばく可能性を調整変数と修飾項に追加したモデル (3)

$$\lambda_0(\text{agecat2}, \text{cyear}, \text{apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta d \times \text{flag})$$

方法 2：線量に着目したモデル

累積線量 d を、次の 2 つの累積線量 d_1 および d_2 に分割する。

$$d = d_1 + d_2$$

d_1 : $\text{flag}=1$ の者が、東海事業所で 1972 年以降に被ばくした中性子外部被ばくの可能性がある線量

d_2 : それ以外の線量 (注: $\text{flag}=0$ の者は $d_1=0$, $d=d_2$)

次のモデルを設定した。

$$\lambda_0(\text{agecat2}, \text{cyear}, \text{apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta_1 d_1 + \beta_2 d_2) \quad (4)$$

d_1 の区分: 0-5, 5-10, 10-20, 20+ (mSv)

d_2 の区分: 0-5, 5-10, 10-20, 20-50, 50+

d_1, d_2 : ラグ 10 年

結果：

(1)-(4) 式の推定結果は以下のとおり。

表 5.4 モデル別推定結果

モデル		パラメータ推定値	ΔAIC
1	中性子を考慮しない $\lambda_0(\text{age}, \text{cyear}, \text{apc})(1 + \beta d)$	ERR 1.40 /Sv (90%CI 0.43, 2.38)	0
2	中性子被ばく可能性を調整変数に追加 $\lambda_0(\text{age}, \text{cyear}, \text{apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta d)$	調整変数: $\exp(\alpha)$: 1.20 (1.02, 1.41) ERR 1.33 (0.36, 2.30)	-2.6
3	中性子被ばく可能性を調整変数と修飾項に追加 $\lambda_0(\text{age}, \text{cyear}, \text{apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta d \times \text{flag})$	調整変数: $\exp(\alpha)$: 1.26 (1.04, 1.52) 可能性なし: ERR 1.38 (0.39, 2.37) 可能性あり: ERR -0.81 (-5.12, 3.51)	-1.1

4	累積線量 d を、$\text{flag}=1$ の者が、東海事業所で 1972 年以降に被ばくした線量と、それ以外の線量に分割 $\lambda_0(\text{age, cyear, apc}) \exp(\alpha \times \text{flag}) (1 + \beta_1 \frac{d}{1} + \beta_2 \frac{d}{2})$	調整変数 : $\exp(\alpha)$: 1.14 (0.97, 1.35) β_1 (中性子被ばく可能性あり) : ERR 14.2 (-9.9, 38.4) β_2 (その他) : ERR 1.32 (0.50, 2.13)	-1.3
(注) 1. 全がん (白血病を除く、ラグ 10 年) $n=7,929$ 2. $\Delta\text{AIC} = \Delta\text{Deviance} - 2 \times \Delta\text{Degree of Freedom}$			

表 5.4 のモデル(3)の結果によると、第V期解析者の中性子外部被ばく可能性を考慮した ERR の推計値は、「可能性あり」のバックグラウンド死亡率が高い状況にあるが、考慮しないモデル(1)に比べ「可能性なし」の ERR の低下はわずかであった。

人に着目したモデル(3)の結果によると、可能性有のバックグラウンド死亡率は 26%高い。また、可能性有の者の ERR/Sv は右下がりとなっている(図 5.5)。

結果 3 : 線量区分、中性子外部被ばく可能性有無別相対リスク

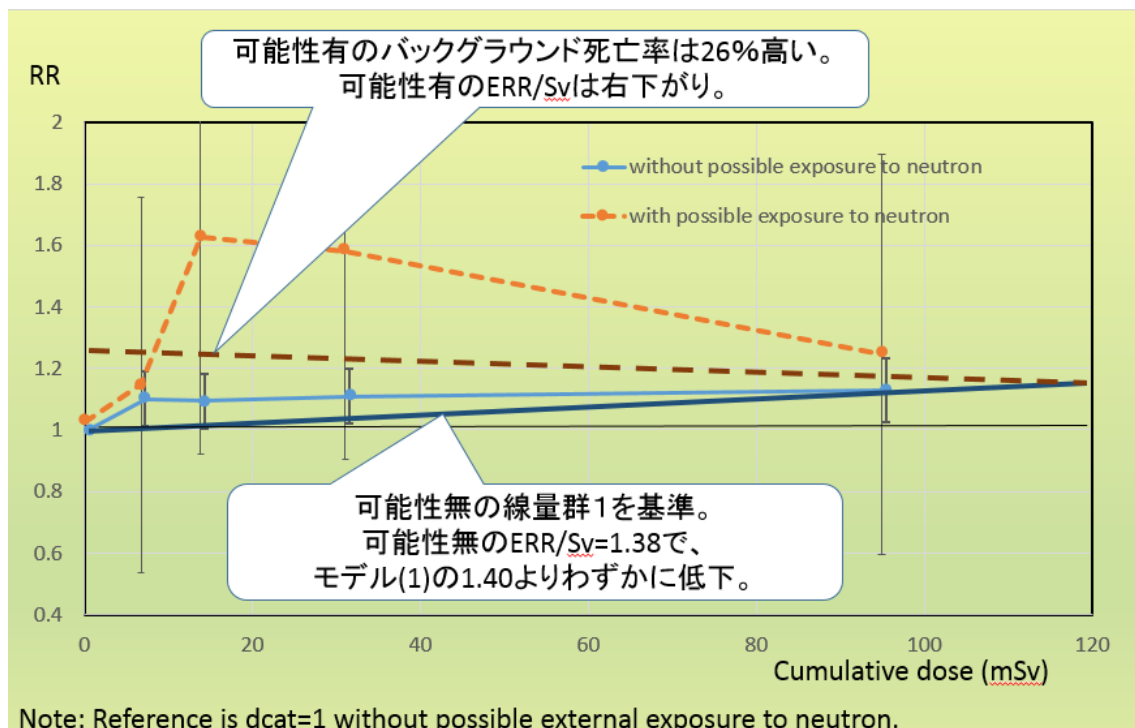


図 5.5 線量区分、中性子外部被ばく可能性有無別相対リスク (結果 3)

線量に着目したモデル4の結果によると、可能性有の線量(d_1)の累積は 6.4 mSv であった。

d_1 に関するバックグラウンド死亡率は、それ以外の線量(d_2)に比べ 14%高かった。また、ERR/Sv は有意ではないが 14.2 を示した。

一方、可能性無の線量(d_2)に関して、ERR/Sv は 1.32 であった。これは、中性子被ばくを考慮しない従来のモデル1の ERR/Sv 1.40 と比べると、わずかに小さい。

結果4：線量区分、中性子外部被ばく可能性有無別相対リスク

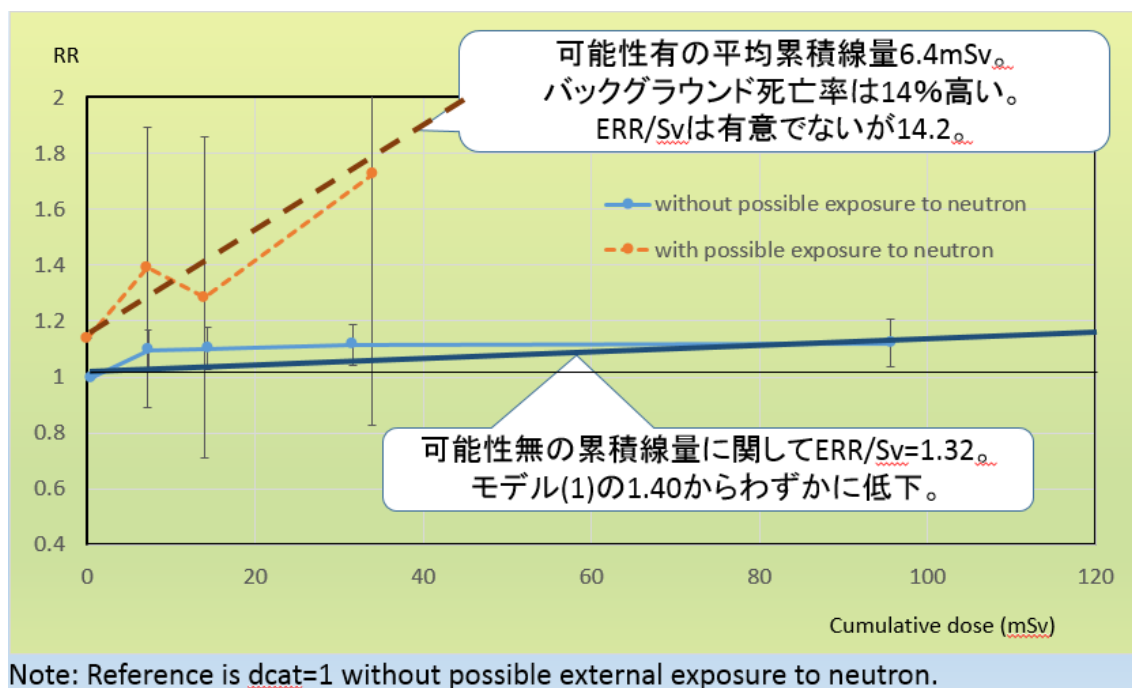


図 5.5 線量区分、中性子外部被ばく可能性有無別相対リスク (結果 4)

結論：

- ・放射線業務従事者の被ばく線量に関し、現段階での公開情報を基に、中性子外部被ばく可能性のある者を特定し、中性子被ばくを考慮したリスク分析を試みた。
- ・「可能性有」の者のバックグラウンド死亡率が高いなどの状況はあるものの、中性子外部被ばく可能性を考慮したリスク解析の結果、「可能性無」の者の ERR の低下はわずかであった。
- ・中性子外部被ばく可能性を考慮していなかった、これまでの J-EPISODE の解析結果について、大きな変更を加えるものではないと考える。
- ・今後、線量情報等のデータを充実させ、より精度の高い分析を行う必要がある。

参考文献

- 1 放射線影響協会「低線量放射線による人体への影響に関する疫学的調査（第Ⅴ期調査平成 22 年度～平成 26 年度）」平成 27 年 3 月
- 2 I. Thierry-Chef, et al., The 15-country collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry: Study of errors in dosimetry, *Radiation Research*, 167, pp. 380-395, 2007
- 3 M. Vrijheid, et al., The 15-country collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry: Design, epidemiological methods and descriptive results, *Radiation Research*, 167, pp. 361-379 (2007)
- 4 E. Cardis, et al., The 15-country collaborative study of cancer risk among radiation workers in the nuclear industry: Estimates of radiation-related cancer risks, *Radiation Research*, 167, pp. 396-416 (2007)
- 5 I. Thierry-Chef, et al., Dose estimation for a study of nuclear workers in France, the United Kingdom and the United States of America: Methods for the International Nuclear Workers Study (INWORKS), *Radiation Research*, 183, pp. 632-642 (2015)
- 6 G. B Hamra, et. al., Cohort profile: The International Nuclear Workers Study (INWORKS), *International Journal of Epidemiology*, 45, 3, pp. 693-699, 2016
- 7 D. B Richardson, et al., Risk of cancer from occupational exposure to ionizing radiation: retrospective cohort study of workers in France, the United Kingdom, and the United States (INWORKS), *British Medical Journal*, 351:h5 359 (2015)
- 8 K. Leuraud, et al., Ionizing radiation and risk of death from leukaemia and lymphoma in radiation-monitored workers (INWORKS): an international cohort study, *Lancet Haematology*, 2, 7, pp. e276-e281 (2015)
- 9 ICRP Publication 74, Conversion Coefficients for use in Radiological Protection against External Radiation, *Annals of the ICRP*, 26, No. 3-4 (1996)

- 10 ICRP Publication 116, Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures, Annals of the ICRP, 40, No. 2-5 (2010)
- 11 E. S. Gilbert, et al., Lung cancer risks from plutonium: An updated analysis of data from the Mayak worker cohort, Radiation Research, 179, pp. 332-342 (2013)
- 12 藤田正一郎、他「放影研における被爆者の DS02 線量計算」広島・長崎原爆放射線量新評価システム DS02 に関する専門研究会報告書, KURRI-EKR-11 (KURRI-KR-114, 2005)
- 13 D. L. Preston, et al., Solid cancer incidence in atomic bomb survivors: 1958-1998, Radiation Research, 168, pp. 1-64 (2007)
- 14 K. Ozasa, et al., Studies of the mortality of atomic bomb survivors, Report 14, 1950-2003: an overview of cancer and noncancer diseases, Radiation Research, 177, 3, pp. 229-243 (2012)
- 15 E. J. Grant, et al., Solid cancer incidence among the Life Span Study of atomic bomb survivors: 1958-2009, Radiation Research, 187, 5, pp. 513-537 (2017)
- 16 S. Hoffmann, et al., Shared and unshared exposure measurement error in occupational cohort studies and their effects on statistical inference in proportional hazards models, PLoS One. 2018; 13(2) e0190792
- 17 ICRP Publication 51, Data for Use in Protection against External Radiation, Annals of the ICRP, 17, No. 2-3 (1987)
- 18 I. Thierry-Chef, et.al., Study of a selection of 10 historical types of dosimeter: Variation of the response to $H_p(10)$ with photon energy and geometry of exposure, Radiation Protection Dosimetry, 102, 2, pp. 101-113 (2002)
- 19 ICRP Publication 6, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, 1959
- 20 ICRP Publication 26, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Annals of the ICRP, 1, No. 3 (1977)

- 21 ICRP Publication 60, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Annals of the ICRP, 21, No. 1-3 (1991)
- 22 日本工業規格 JIS Z4511: 2005 「照射線量測定器, 空気カーマ測定器, 空気吸収線量測定器及び線量当量測定器の校正方法」
- 23 ICRU Report 47, Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations, International Commission on Radiation Units and Measurement (1992)
- 24 日本工業規格 JIS Z4314: 2002 「蛍光ガラス線量計測装置」
- 25 放射線影響協会「個人線量記録評価専門委員会報告」(第Ⅰ期～第Ⅳ期)
- 26 放射線影響協会「第Ⅴ期放射線疫学調査 個人線量記録の整合性に係る評価報告書」平成 27(2015)年 3 月
- 27 JAEA「線量計レスポンス試験(受託)」2018
- 28 日本工業規格 Z4331:2005 「個人線量計校正用ファントム」
- 29 D. Maki, et al., Development of the new glass badge, Radiation Protection Dosimetry, 171, 3, pp. 337-345 (2016)
- 30 千代田テクノル「ガラスバッジ技術仕様書」平成 22 年 9 月 27 日および平成 27 年 2 月 27 日
- 31 長瀬ランダウア ルミネスバッジ
<https://www.nagase-landauer.co.jp/luminess/index.html> (最終アクセス: 20190201)
- 32 T. Sato, et al., Features of particle and heavy ion transport code system (PHITS) version 3.02, Journal of Nuclear Science and Technology, 55, 6, pp. 684-690 (2018)
- 33 I. Thierry-Chef, et. al., A method to assess predominant energies of exposure in a nuclear research centre — Saclay (France), Radiation Protection Dosimetry, 94, 3, pp. 215-225 (2001)

- 34 電力中央研究所「ICRP 勧告に基づく実効線量当量の現場測定手法に関する検討」電力中央研究所報告 284060 (昭和 60(1985)年 4 月)
- 35 電力共通研究「外部被ばく線量評価精度向上に関する調査研究(終了報告書)」昭和 58 年 3 月、電力中央研究所
- 36 電力共通研究「放射線による被ばく線量評価手法の確立に関する研究 昭和 60 年度(最終報告書)」昭和 61 年 3 月、(株)シー・アール・エス
- 37 東電環境エンジニアリング「受託研究報告書 外部被ばく線量評価手法の適用に関する研究(昭和 58 年度下期(最終報告書))」[東京電力委託調査]、昭和 59 年 3 月
- 38 ICRP Publication 110, Adult Reference Computational Phantoms, Annals of the ICRP, 39, No. 2 (2009)
- 39 K. Sato, et al., Development of adult Japanese voxel phantoms and their application to evaluation of radiation exposure doses, JAEA-Data/Code 2010-009 (2010)
- 40 K. Sato, et al., Construction of average adult Japanese voxel phantoms for dose assessment, JAEA-Data/Code 2011-013 (2011)
- 41 K. Sato, et al., The contemporary JAEA Japanese voxel phantoms, Radiation Protection Dosimetry, 149, 1, pp. 43-48 (2012)
- 42 K. Manabe, et al., Comparison of internal doses calculated using the specific absorbed fractions of the average adult Japanese male phantom with those of the reference computational phantom-adult male of ICRP publication 110, Physics in Medicine and Biology, 59, 5, pp. 1255-1270 (2014)
- 43 佐藤薫、他「体格の異なる成人日本人ボクセルファントムの構築と外部光子照射に対する臓器線量評価への適用」保健物理, 52, 4, pp. 247-258 (2017)
- 44 (財)放射線影響協会放射線疫学調査センター第 I 期疫学調査線量評価グループ「放射線疫学調査(第 I 期)に係る個人線量の信頼性(1) ー線量の定義,測定技術基準等の歴史的変遷および放射線作業環境ー」RADIOISOTOPES, 46, pp. 833-843, 1997

- 45 森内茂、他「各種形状寸法の NaI(Tl)シンチレーション検出器の γ 線応答関数の整備と試験」保健物理, 42, 1, pp. 71-83 (2007)
- 46 文部科学省「NaI(Tl)シンチレーションスペクトロメータ機器分析法」放射能測定法シリーズ 6 昭和 49 年
- 47 山崎巧、他「MOX 燃料施設における眼の水晶体の線量評価の現状と課題」保健物理, 52, 3, pp. 167-170 (2017)

