

平成 31 年度放射線安全規制研究戦略的推進
事業費(事故等緊急時における内部被ばく線量
迅速評価法の開発に関する研究)事業
成果報告書

令和 2 年 3 月 31 日

国立研究開発法人日本原子力研究開発機構
安全研究センター

本報告書は、国立研究開発法人 日本原子力研究開発機構が実施した「平成 31 年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業」の成果を取りまとめたものです。

目 次

1. 事業の背景と目的.....	1
2. 事業の実施体制	2
3. 事業の概要.....	4
3. 1 全体計画	4
3. 2 平成 29 年度の研究計画と進捗	5
3. 3 平成 30 年度の研究計画と進捗	8
3. 4 平成 31 年度（令和元年度）の研究計画.....	21
4. 事業の成果.....	22
4. 1 専門家や防災業務従事者からの意見収集	22
4. 1. 1 甲状腺簡易測定研修におけるデモンストレーション	22
4. 1. 2 原子力緊急時支援・研修センターにおけるデモンストレーション	22
4. 2 甲状腺モニタの測定器の開発	24
4. 2. 1 概要.....	24
4. 2. 2 甲状腺モニタ測定器実機の製作.....	24
4. 2. 2. 1 公衆用 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の改良	24
4. 2. 2. 2 検出器用遮蔽体の最適化及び可搬性の向上.....	25
4. 2. 2. 3 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器用信号処理回路の改良	26
4. 2. 2. 4 検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェアの改良	27
4. 2. 3 甲状腺モニタ測定器実機の特性試験.....	28
4. 2. 3. 1 検出器の γ 線全吸収ピーク測定性能の評価.....	28
4. 2. 3. 2 γ 線標準校正場を用いた高線量率下での性能試験.....	33
4. 2. 3. 3 福島第一原子力事故直後の高線量率下における性能評価.....	38
4. 2. 3. 4 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の自己汚染による影響評価	42
4. 2. 3. 5 検出器の温度特性評価.....	46
4. 3 甲状腺モニタシステムの開発	50
4. 3. 1 概要.....	50
4. 3. 2 測定条件標準化法の開発.....	51
4. 3. 2. 1 測定治具（検出器固定用治具）の開発	51
4. 3. 2. 2 甲状腺モニタシステム設置用器具等の開発.....	53
4. 3. 2. 3 乳児、妊婦、身体不自由者に対する測定法の検討.....	56
4. 3. 2. 4 検出限界値評価法の検討.....	58
4. 3. 2. 5 不確かさの評価	60
4. 3. 3 甲状腺モニタシステム校正法の開発.....	66
4. 3. 4 バックグラウンド放射線の影響補正法の開発	68

4. 3. 5	甲状腺モニタシステム取扱マニュアルの作成.....	70
4. 3. 6	甲状腺モニタシステムの運用法の検討.....	70
4. 4	まとめ.....	72
5.	平成 31 年度（令和元年度）事業の実績.....	73
5. 1	事業の進捗報告	73
5. 2	本事業で得られた成果の発表	74
	参考文献	75

付録 1：甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル（公衆用システム編）

付録 2：甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル（作業用システム編）

付録 3：19th International Conference on Solid State Dosimetry (SSD-19) 発表資料

付録 4：5th Asian Radiation Dosimetry Group annual meeting (ARADOS-5) 発表資料

付録 5：日本原子力研究開発機構令和元年度安全研究センター報告会発表資料

付録 6：原子力規制委員会令和元年度研究成果報告会発表資料

付録 7：日本原子力学会 2020 年春の年会予稿

1. 事業の背景と目的

原子力事故などの緊急時には、事故後早い段階においてできるだけ沢山の人を対象に、精度の高い計測により、内部被ばく線量評価を行う必要がある。特に、半減期が短い放射性ヨウ素の内部被ばく線量評価には、摂取後早期の甲状腺被ばく線量の計測が必要となる。東京電力株式会社福島第一原子力発電所事故の経験から、甲状腺及び周囲組織の解剖学的な個人差や核種同定等、今後の方が一の事故に対応するための計測装置開発を含めた評価手法の確立が必要とされている。そこで、原子力規制委員会は、 ^{131}I に代表される放射性ヨウ素の内部取込みに伴う甲状腺被ばく線量測定の精度向上のために、高バックグラウンド環境に対応する小型、高感度、スペクトル分析が可能な甲状腺モニタの開発を重点テーマとして設定し、放射線安全規制研究戦略的推進事業の公募を平成 29 年 4 月から開始した。

国立研究開発法人日本原子力研究開発機構（以下「原子力機構」という。）は、同テーマに対する研究計画（平成 29 年度から 3 か年計画）を提案した。そして、原子力規制庁が設置する研究推進委員会による審査を経て原子力機構が提案した研究計画が採択された。これを受けて、原子力機構が受託した平成 31 年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく迅速評価法の開発に関する研究）事業（以下「本事業」という。）では、甲状腺の内部被ばくに主に寄与する ^{131}I について検討した。そして、原子力事故時に多数の公衆及び作業者について、 ^{131}I による内部被ばく線量の迅速かつ高感度な評価を可能とするために、各避難所、指揮所等に設置できる可搬型の γ 線スペクトル分析型甲状腺モニタ（以下「甲状腺モニタ」という。）を開発した。

本報告書は、平成 31 年度（令和元年度）における本事業の成果等を取りまとめたものである。

2. 事業の実施体制

平成 31 年度の本事業の実施体制図を図 2-1 に示す。原子力機構 安全研究・防災支援部門 安全研究センター リスク評価研究ディビジョン 放射線安全・防災研究グループに所属する主任研究者 1 名及び研究参加者 2 名に加えて、原子力緊急時支援・研修センター (NEAT) 緊急時対応研究課に所属する研究参加者 1 名の合計 4 名で事業を実施した。平成 31 年度は「①甲状腺モニタ測定器の開発」及び「③甲状腺モニタシステムの開発」の 2 つのテーマを図 2-2 に示す研究分担で実施した。

線源を用いた甲状腺モニタ測定器の実機に係る試験は、主任研究者及び研究参加者の本務先である原子力科学研究部門 原子力科学研究所 放射線管理部 放射線計測技術課の放射線標準施設棟において実施した。また、定量法の開発に必要な数値ファントム及び簡易頸部ファントムを用いたシミュレーション計算についても、放射線計測技術課が保有する計算機等の設備を利用した。

本事業と同一の重点テーマで国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構放射線医学総合研究所が受託した平成 31 年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費 (原子力事故時における近隣住民の確実な初期内部被ばく線量の把握に向けた包括的個人内部被ばくモニタリングの確立) 事業とともに開催した実務者会合 (令和元年 7 月 8 日及び令和 2 年 1 月 17 日の 2 回開催) において、本事業の進捗状況を報告した。当該会合においては、原子力規制庁が任命するプログラム・オフィサー (PO) 及び PO 補佐に参加いただき、研究内容について議論を行うなかで得られたコメントを適宜反映しつつ事業を進めた。それ以外の事業の進捗状況については、主任研究者から月 1 回を目安に、電子メールにて PO 及び PO 補佐に報告することとした。さらに、令和 2 年 2 月 5 日から 6 日に開催された原子力規制庁が主催する令和元年度研究成果報告会 (放射線安全規制研究戦略的推進事業) において、平成 31 年度の研究成果 (進捗) を報告した (付録 6 参照)。

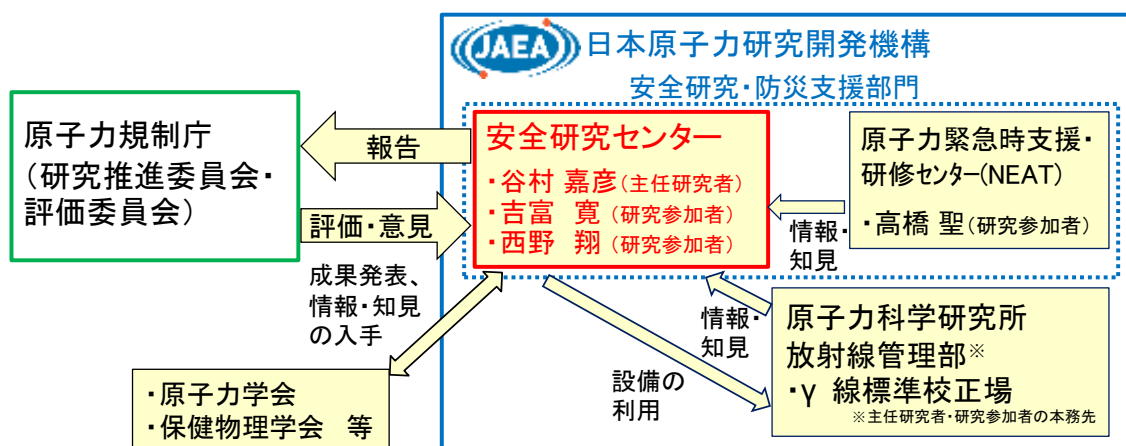


図 2-1 本事業の実施体制図 (平成 31 年度)

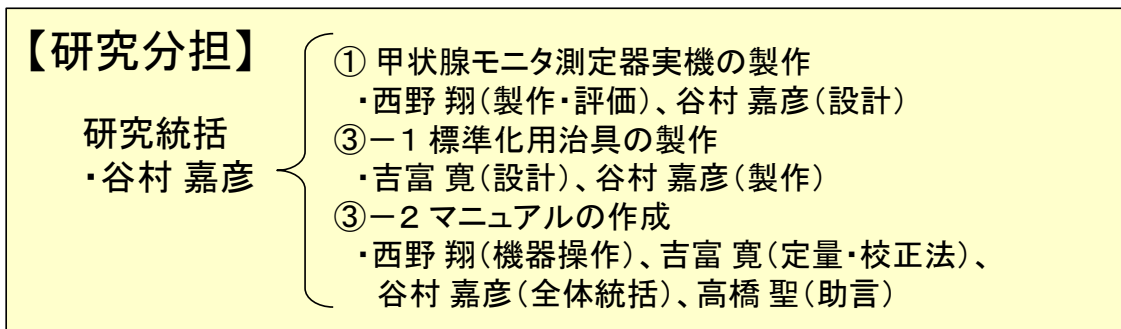


図 2-2 研究テーマごとの研究者の分担

3. 事業の概要

3. 1 全体計画

本事業では、原子力事故等緊急時に、各避難所、指揮所等に設置できるγ線エネルギー分析方式の可搬型甲状腺モニタシステムを開発し、多数の公衆及び作業者が摂取した¹³¹Iの放射能を迅速かつ高精度に測定・評価可能とする。このために、「①甲状腺モニタ測定器の開発」、「②高精度¹³¹I定量法の開発」及び「③甲状腺モニタシステムの開発」の3つのテーマに分けて研究を実施する。

具体的な研究のロードマップを図3-1に示す。

開発項目	平成29年度	平成30年度	平成31年度
① 甲状腺モニタ測定器	検出器の試験・選定 遮蔽体材質等最適化 検出器及び遮蔽の選定	測定器の試作、性能評価 試作機の完成	実機の製作、性能評価 実機の完成
② 高精度 ¹³¹ I定量法	年齢別頸部ファントム製作 頸部ファントムの製作	頸部・数値ファントムによる定量法の開発 定量法の完成	
③ 甲状腺モニタシステム		標準化用治具の設計	標準化用治具の製作 マニュアル作成 システム完成

図3-1 本事業の研究ロードマップ

「①甲状腺モニタ測定器の開発」では、γ線スペクトルの測定に適した検出器を選定し、高バックグラウンドでも使用可能とするための遮蔽体を含めた測定系を開発する。平成29年度は、検出器及び遮蔽材の選定を行い、平成30年度に甲状腺モニタ測定器の試作機を製作し、γ線標準校正場において性能を試験する。そして、平成31年度（令和元年度）に甲状腺モニタ測定器の実機の製作とγ線標準校正場における性能試験を行い、測定器を完成させる。

「②高精度¹³¹I定量法の開発」では、甲状腺に蓄積した¹³¹Iの定量に必要な校正方法を開発する。平成29年度に年齢別頸部ファントムを製作し、平成30年度に数値ファントムと組み合わせた¹³¹Iの定量法を完成させる。

「③甲状腺モニタシステムの開発」では、検出器固定用治具を設計・制作するとともに試作したシステムの使用マニュアルを整備する。平成30年度には、正確な甲状腺¹³¹Iの測定に必要な標準化用治具の概念設計を行う。平成31年度（令和元年度）には、標準化用治具を完成させ、測定法の開発を完了させる。さらに、甲状腺モニタシステムのマニュアルを作成し、甲状腺モニタシステムを完成させる。

3. 2 平成 29 年度の研究計画と進捗

平成 29 年度は、甲状腺モニタの開発に必要な「甲状腺モニタ測定器の開発」「高精度 ^{131}I 定量法の開発」の二つのテーマについて以下の計画で研究を実施した¹⁾。

① 甲状腺モニタ測定器の開発

以下の方法により、最適な検出器を選定するとともに、高線量率下での測定に必要な周辺遮蔽体を試作した。

先行研究で候補に挙げた CdZnTe 半導体検出器、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレータ及び $\text{SrI}_2(\text{Eu})$ シンチレータについて、シンチレータ用の光電子増倍管及び信号処理回路と組み合わせて、エネルギー分解能及び γ 線感度に着目した試験を実施し、甲状腺モニタに最適な検出器を選定した。

高線量率下での測定を可能とするために、検出器周辺に設置する遮蔽体の材質及び厚さを検討し、試作した遮蔽体を用いて γ 線標準校正場を利用した実測により遮蔽性能を評価した。

② 高精度 ^{131}I 定量法の開発

以下の方法により、甲状腺モニタの測定結果から甲状腺の ^{131}I を定量するために必要な検出器の校正に用いる年齢別頸部ファントムを製作した。

甲状腺及び周囲組織の解剖学的形状を考慮した 3 種類（乳児、幼児及び成人に対応）の年齢別頸部ファントムを製作した。

性別・年齢別による体格の個人差をさらに詳細に反映し、校正結果を補正するために必要な、性別・年齢別数値人体モデル（ボクセルファントム）を用いた検出器の応答計算を実施した。

これらの研究を実施した結果、以下の成果等を得た。

各避難所、指揮所等に設置できる、 γ 線エネルギー分析方式の可搬型甲状腺モニタの概念設計を行い、設計目標を設定するとともに新たな測定方法を開発した（表 3-2-1、図 3-2-1 及び図 3-2-2）。これらの成果については、特許として出願した（出願日：平成 30 年 2 月 6 日、特願 2018-019507：「甲状腺モニタ用可搬型放射線測定器及び放射線測定方法」）。

甲状腺モニタで使用する放射線検出器については、エネルギー分解能などの観点から選定した結果、混在核種が多く、高バックグラウンド線量率下での使用が想定される作業用システムについては、 CdZnTe 半導体検出器が適していることがわかった。また、迅速かつ高感度での測定が求められる乳幼児を含む公衆用システムについては、大型化による感度向上が可能な $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器が適していることが分かった。

^{137}Cs γ 線標準校正場において $20 \mu\text{Sv/h}$ の高バックグラウンド線量率環境下を想定して試験を実施した結果、目標とする 10mSv の甲状腺等価線量の測定下限値を達成するため

には鉛の場合は 3 cm、タングステン合金の場合は 2.5 cm の厚さが必要であることがわかった。人体の上下方向については、サイズの制限が厳しく遮蔽体の寸法をできるだけ小さくする必要があるので、検出器有感部の側面方向のみに高価なタングステン合金を採用することにより、遮蔽体全体の価格及び重量の増加を抑制した最適な設計が可能であることがわかった。

年齢別数値ファントム（ボクセルファントム）を用いた計算結果から、甲状腺モニタに使用する放射線検出器の最適な配置（頸部表面からの距離及び 2 個の検出器間の距離）を決定した。また、甲状腺内に均一分布する ^{131}I 放射能と等価な計数効率を与える簡易物理ファントム内の代表点を計算により求めた。そして、その位置に点線源を配置することによって、管理上の難しさを抱える溶液線源を使用することなく、点線源と簡易頸部ファントムのみで簡便かつ正確に校正が可能な手法を開発した。

これらの成果については、平成 30 年 3 月 26 日に日本原子力学会 2018 年春の年会において報告した。

表 3-2-1 甲状腺モニタの目標性能・仕様

項目	目標	備考
測定方式	エネルギー分析型	
バックグラウンド線量率 (使用上限値)	数十 $\mu\text{Sv/h}$	
測定時間	5 分/人 以内	
測定可能人数	150 人/日 以上	1 システム当たり
定量下限値	1kBq 以下	摂取後 3~5 日後に測定の場合、成人で甲状腺等価線量 10 mSv に相当
電源	ノート PC 等のバッテリー で数時間以上動作可能	

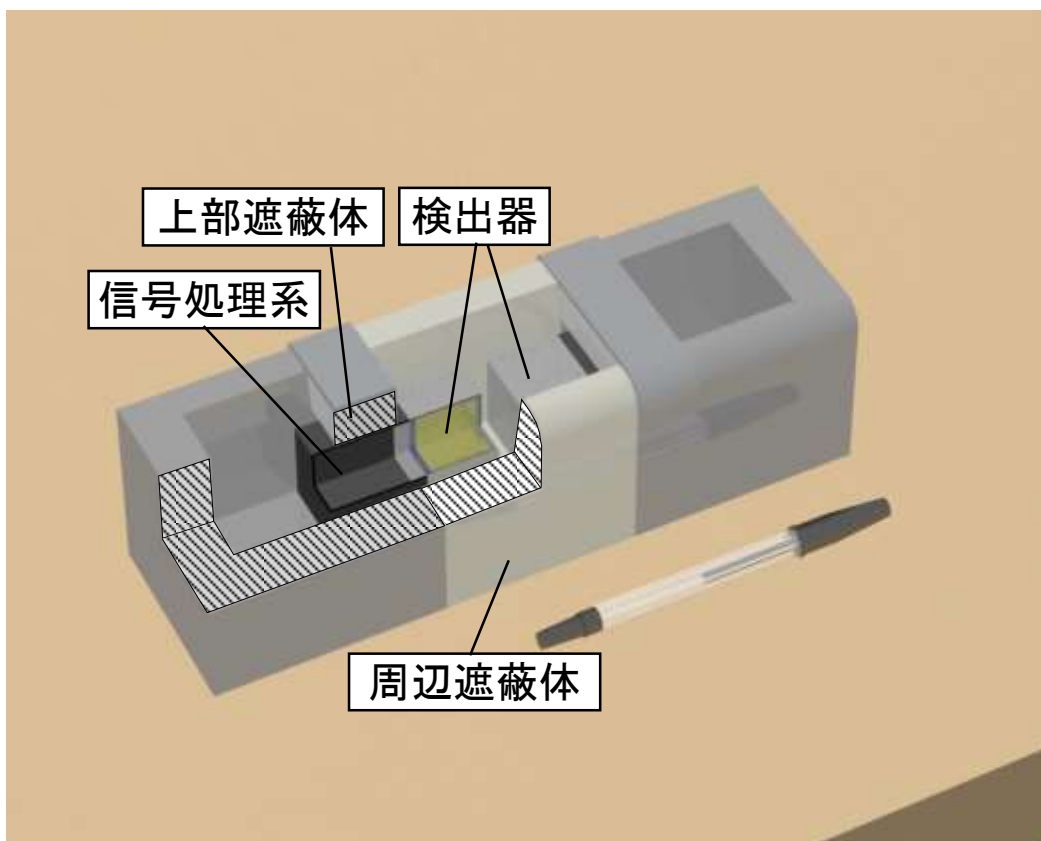


図 3-2-1 甲状腺モニタの概念図



(a) 測定前

(b) 測定中

図 3-2-2 甲状腺モニタによる測定のイメージ

3. 3 平成 30 年度の研究計画と進捗

当該甲状腺モニタの開発に必要な「①甲状腺モニタ測定器の開発」、「②高精度 ^{131}I 定量法の開発」及び「③甲状腺モニタシステムの開発」の三つのテーマについて、平成 30 年度は以下の研究を実施した²⁾。

① 甲状腺モニタ測定器の開発

以下の方法により、甲状腺モニタ測定器を試作するとともに、 γ 線標準校正場を用いた高線量率下における測定性能評価を実施した。

平成 29 年度に選定した検出器 2 個（作業用については CdZnTe 検出器、公衆用については $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器をそれぞれ使用）及び最適化した材質・厚さの検出器遮蔽体を製作し、これらを組み合わせることにより作業用及び公衆用の甲状腺モニタ測定器を試作した。さらに、検出器の制御及び測定結果の解析に必要なソフトウェアを開発した。なお、検出器 2 個の内 1 個は、平成 29 年度に試験用に購入したものを流用した。また、検出器遮蔽体は作業用及び公衆用に共用できる設計とした。

γ 線標準校正場において、甲状腺モニタ測定器の高線量率下における測定性能の試験を実施した。試験においては、側面等の一方向からの照射に加えて、電動回転テーブルを用いて γ 線の入射方向を特定しない回転させた条件（ROT）での照射を実施した。

② 高精度 ^{131}I 定量法の開発

以下の方法により、性別、年齢、体格等による解剖学的な相違を考慮した頸部ファントムによる最適な定量法を開発した。

性別・年齢別ボクセルファントムで計算した結果を用いた体格補正方法を開発し、平成 29 年度に製作した 3 種類の年齢別頸部ファントムと ^{133}Ba 点線源を用いて①のテーマで試作した甲状腺モニタ測定器の計数効率を評価した。

さらに、甲状腺の大きさ、周辺組織の厚さ等の個人差が計数効率に与える影響を評価した。

③ 甲状腺モニタシステムの開発

測定条件を標準化するために必要な検出器固定治具を設計した。

これらの研究を実施した結果、以下の成果等を得た。

各避難所、指揮所等に設置できる、 γ 線エネルギー分析方式の可搬型甲状腺モニタ測定器を試作し、その特性を γ 線標準校正場において試験した。また、開発した甲状腺モニタ測定器使用時の ^{131}I の放射能を精度よく定量する方法を開発した。さらに、被検者又はバッ

クグラウンド放射線測定用ファントムと検出器の位置関係を正確に決定するための検出器固定用治具の概念設計を実施した。

甲状腺モニタ測定器については、平成 29 年度に最適化した材質及び厚さに基づいて設計した検出器用遮蔽体を試作し、同じく平成 29 年度に選定した検出器各 2 個と組み合わせることにより、甲状腺モニタ測定器を試作した（図 3-3-1～3 参照）。また、検出器を制御するとともに、測定された波高分布を解析して ^{131}I を定量するためのソフトウェアを開発した（図 3-3-4 参照）。そして、製作した甲状腺モニタ測定器の試作機について、 γ 線標準校正場を用いた高線量率下における測定性能の試験を実施した。当該試験にあたっては、高バックグラウンド環境を模擬するために、電動回転テーブルを利用して遮蔽体を含めた試作機全体を連続的に回転させ、周辺から均一に照射した条件での照射を実施した（図 3-3-5～7 参照）。その結果、 $20 \mu\text{Sv/h}$ の高線量率下においても 150～300 秒の測定時間で 10 mSv の甲状腺等価線量が評価可能であることが分かった（表 3-3-1 参照）。

平成 29 年度に製作した 3 種類の年齢別頸部ファントム内の ^{133}Ba 点線源を設置すべき代表点を、数値ファントムと試作した測定器の計算体系を用いて決定した（表 3-3-2～3 及び図 3-3-8 参照）。そして、試作した甲状腺モニタ測定器の計数効率を評価した結果、十分な検出効率を有することを確認した（表 3-3-4～5 参照）。また、甲状腺の大きさ、周辺組織の厚さ等の個人差について、様々な数値ファントムを修正することによりシミュレーション計算上で模擬し、これらの個人差が計数効率に与える影響を評価した（図 3-3-9 参照）。その結果、甲状腺の体積よりも甲状腺前組織厚の違いが与える影響の方が大きく、その個人差による不確かさは 25%程度であることが分かった（図 3-3-10～11 参照）。さらに、事故直後の周辺環境中に ^{131}I が存在し、甲状腺モニタ測定器を用いた甲状腺モニタリングに影響する場合のバックグラウンド放射線の影響補正法を円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを活用して開発した（図 3-3-12～13 参照）。

甲状腺等価線量の評価結果に影響を与える被検者と甲状腺モニタ測定器の検出器との位置関係を固定するための検出器固定用治具の概念設計を実施した（図 3-3-14～16 参照）。

これらの成果については、平成 30 年 5 月 20 日～23 日に 5th Asian and Oceanic IRPA Congress on Radiation Protection (AOCR-5)において、平成 30 年 6 月 4 日～8 日に 5th European IRPA Congress において、平成 30 年 10 月 17 日～19 日に 4th Asian Radiation Dosimetry Group annual meeting (ARADOS-4) において、平成 31 年 3 月 21 日に日本原子力学会 2019 年春の年会において報告した。

表 3-3-1 高バックグラウンド線量率 (20 μ Sv/h) 環境下における甲状腺等価線量の評価下限値 (mSv)

線源	測定時間	乳児	小児	成人	作業者
^{137}Cs	300 秒	8.62	4.82	1.42	2.36
	150 秒	12.20	6.83	2.02	3.35
^{60}Co	300 秒	6.21	3.48	1.03	1.68
	150 秒	8.80	4.93	1.45	2.39

表 3-3-2 公衆用の甲状腺モニタ (LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器 2 個) に対して決定した代表点位置と測定により得られた ^{131}I の 364 keV 光子に対する計数効率

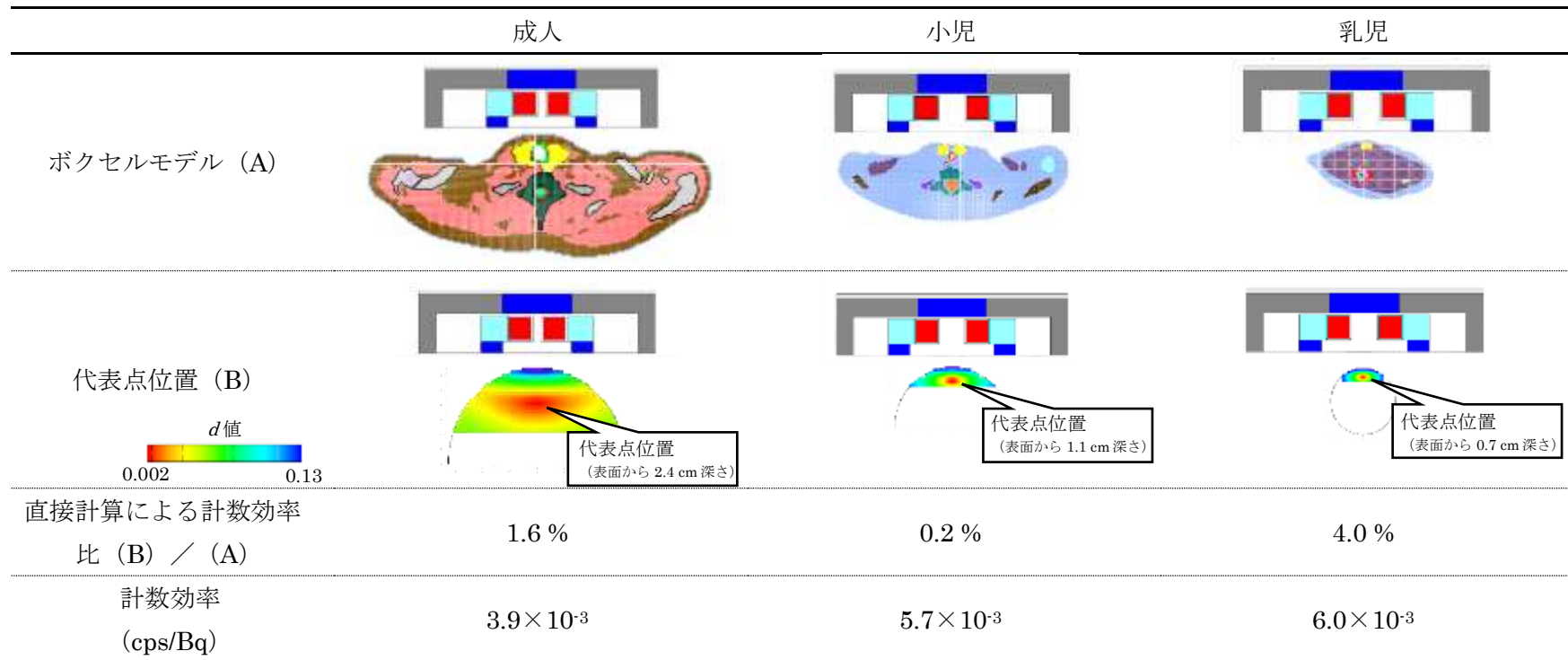
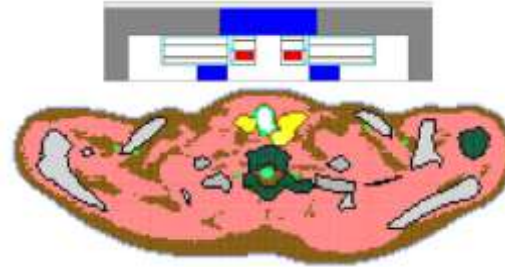


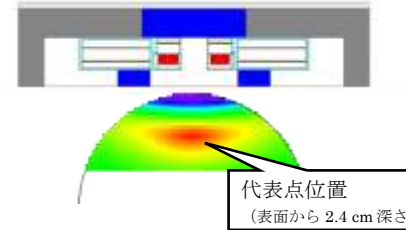
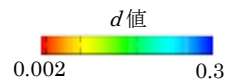
表 3-3-3 作業用の甲状腺モニタ (CdZnTe 検出器 2 個) に対して決定した代表点位置と測定により
得られた ^{131}I の 364 keV 光子に対する計数効率

作業者

ボクセルモデル (A)



代表点位置 (B)



直接計算による計数効率

4.3%

差 (B) / (A)

計数効率

9.3×10^{-4}

(cps/Bq)

表 3-3-4 バックグラウンド放射線がない状況下での ¹³¹I 検出限界放射能

	成人	小児	乳児	作業者
測定時間 (s)	150	150	150	150
検出限界放射能 (Bq)	102	70	66	206
測定精度が 10%以下となる放射能 (Bq)	171	117	111	714

表 3-3-5 バックグラウンド放射線がない状況下での評価下限甲状腺等価線量

	成人	小児	乳児	作業者
摂取形態	吸入	吸入	吸入	吸入
物理・化学形	粒子状	粒子状	粒子状	粒子状
評価対象	成人公衆	5歳児	3ヶ月児	作業従事者
5日後の甲状腺残留率*	6.30×10^{-2}	6.00×10^{-2}	5.90×10^{-2}	9.00×10^{-2}
甲状腺等価線量換算係数* (mSv/Bq)	1.50×10^{-4}	7.20×10^{-4}	1.50×10^{-3}	2.10×10^{-4}
評価下限甲状腺等価線量 (mSv)	0.24	0.84	1.7	0.48
測定精度が 10%以下となる等価線量 (mSv)	0.41	1.4	2.8	1.7

*)IDEC¹⁹⁾により 1 μm 粒子（作業者については 5 μm 粒子）の 1 回吸入摂取条件で計算した。

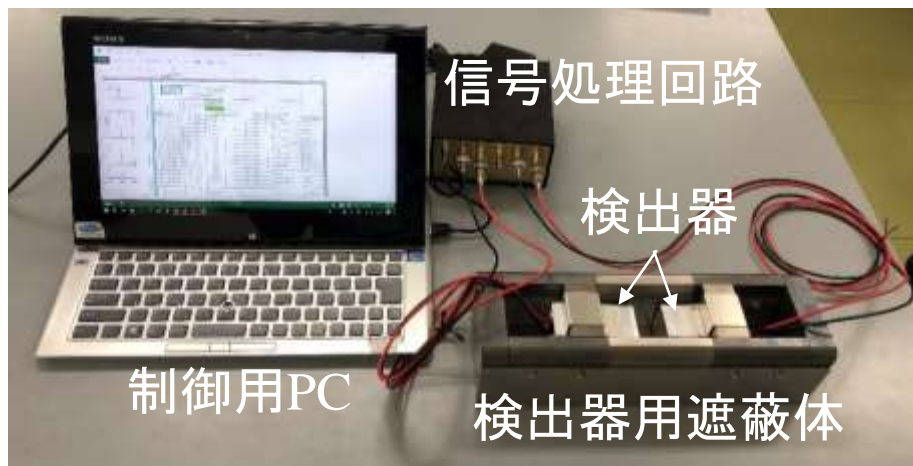
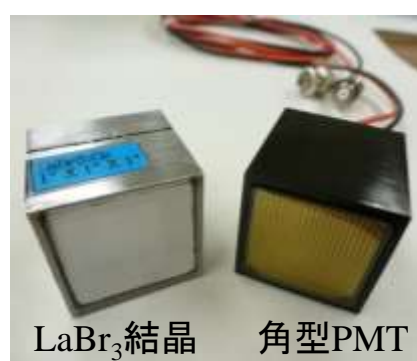


図 3 - 3 - 1 甲状腺モニタ測定器の試作機



RITEC社製 $\mu\text{spec}1500$

(a) CdZnTe 半導体検出器



LaBr₃結晶 角型PMT

(b) LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器

図 3 - 3 - 2 本事業で購入した放射線検出器

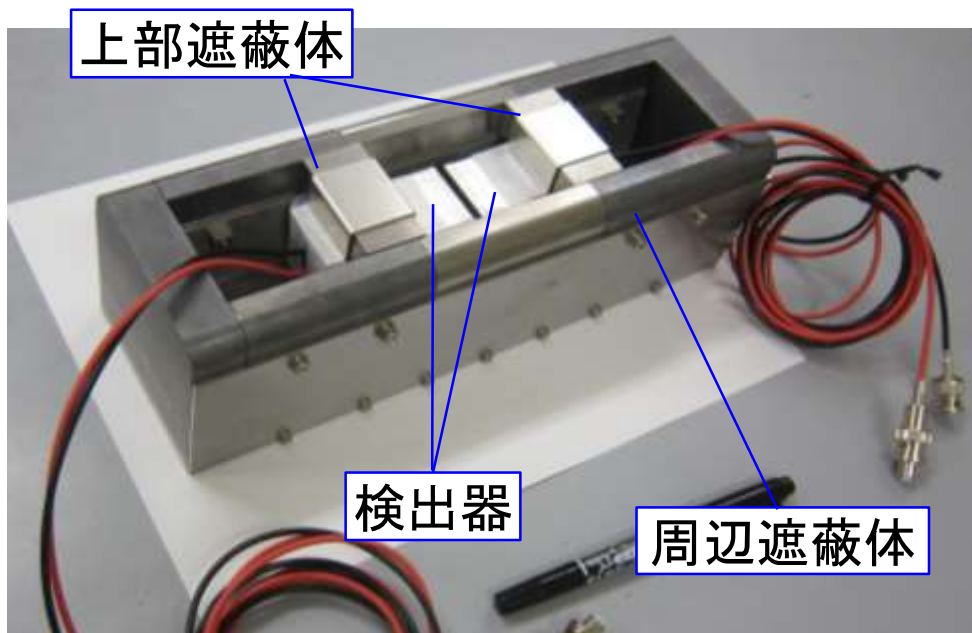


図 3 - 3 - 3 試作した検出器用遮蔽体

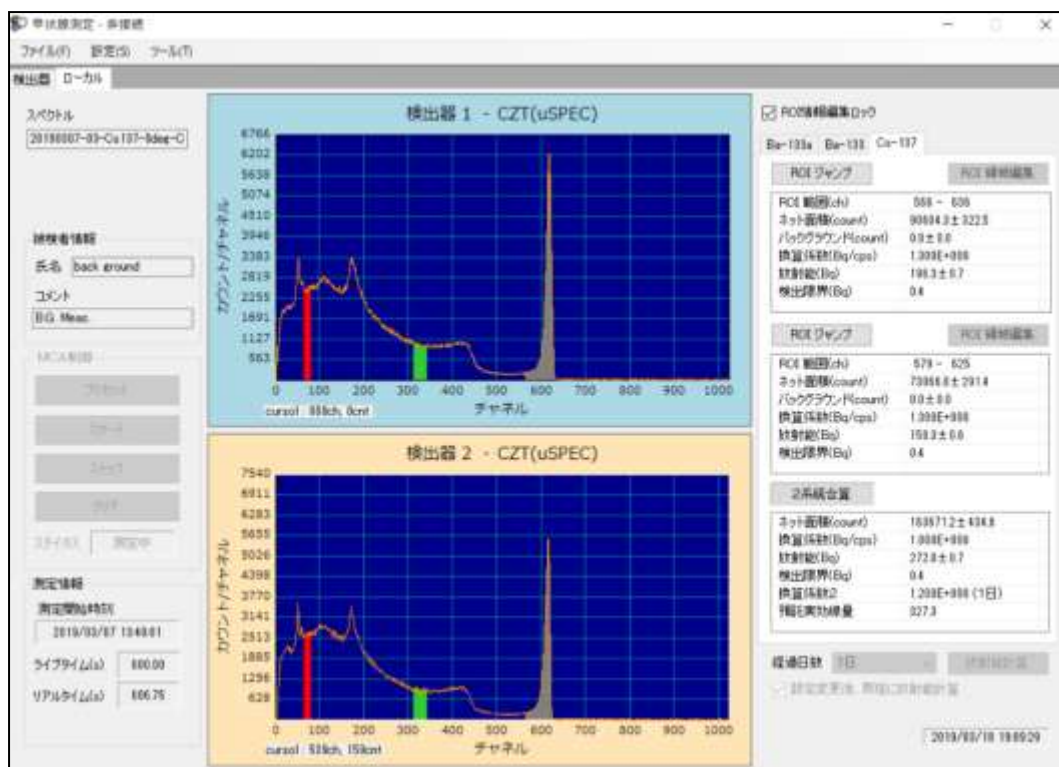


図 3 - 3 - 4 検出器制御用ソフトウェアのメイン画面

甲状腺モニタ測定器の試作機

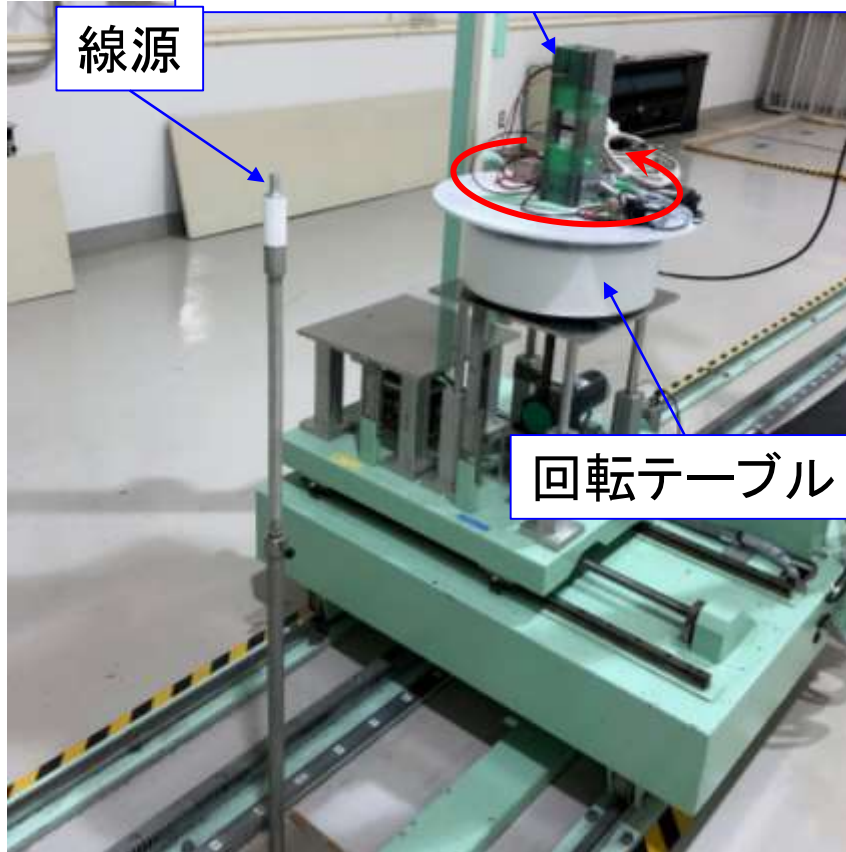


図 3 - 3 - 5 γ 線標準校正場における甲状腺モニタ試作機の実験

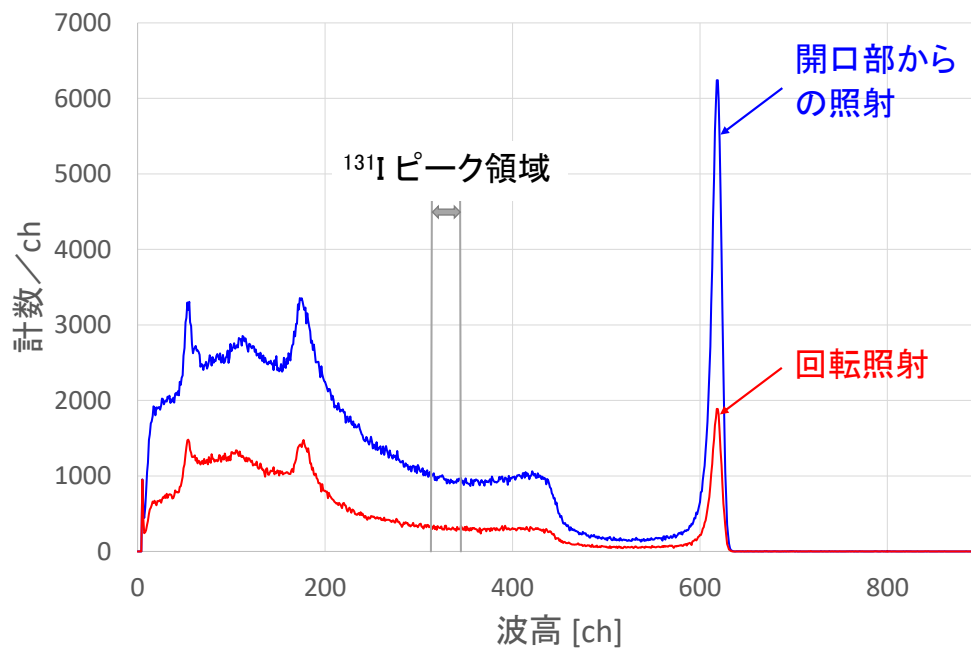


図 3 - 3 - 6 ^{137}Cs 線源 γ 線標準場において測定した波高分布の例 (CdZnTe 検出器)。
 周辺線量当量率： $20 \mu\text{Sv/h}$

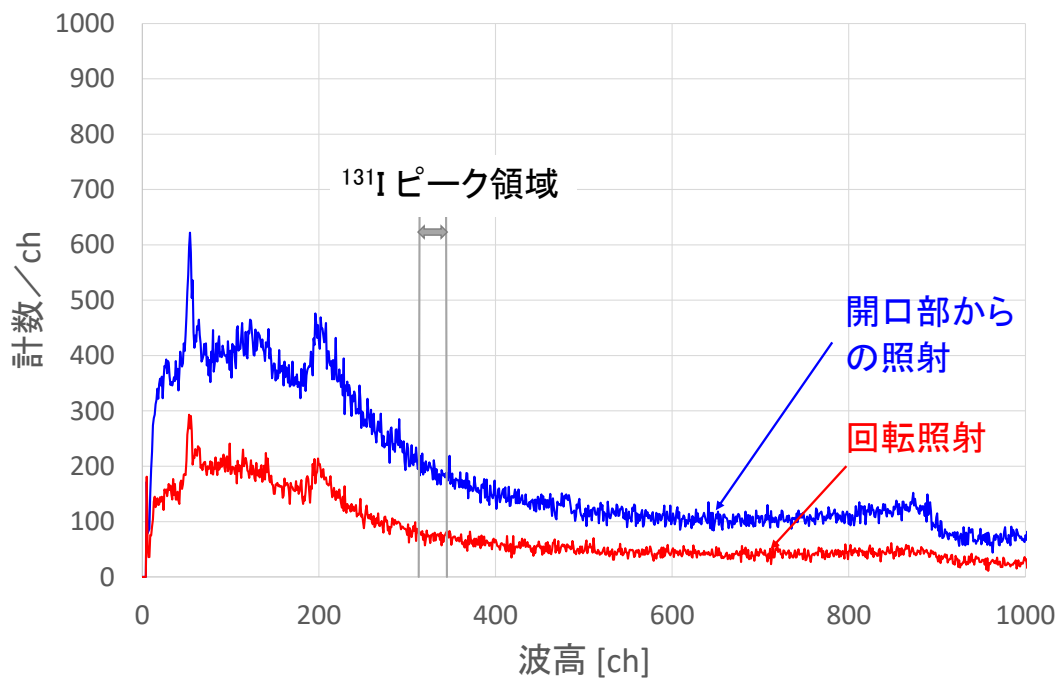


図 3 - 3 - 7 ^{60}Co 線源 γ 線標準場において測定した波高分布の例 (CdZnTe 検出器)。
 周辺線量当量率： $20 \mu\text{Sv/h}$



図 3-3-8 甲状腺モニタ校正に使用した簡易物理ファントム（上）とファントムへの ¹³³Ba 点線源挿入の様子（下）

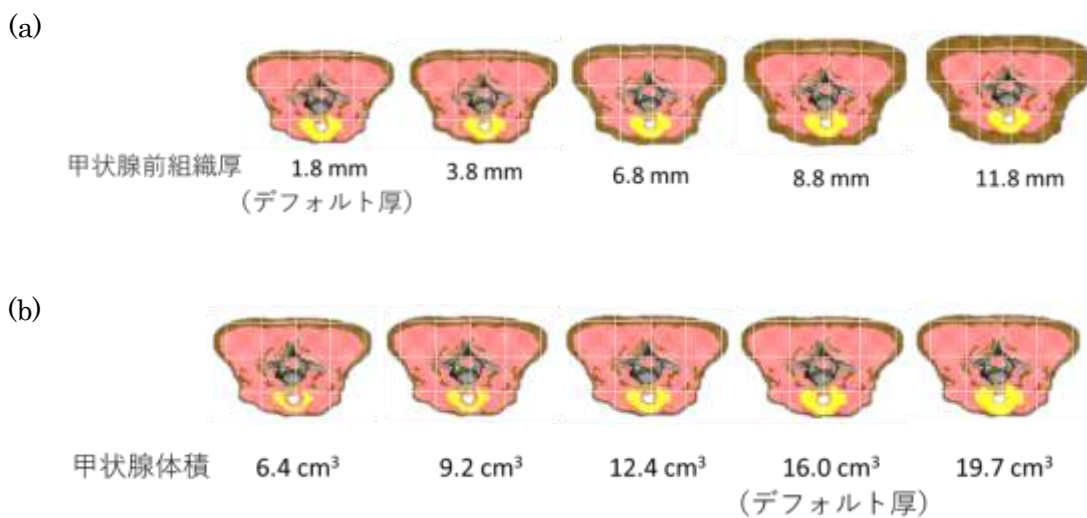


図 3-3-9 甲状腺前組織厚及び甲状腺体積を変化させた JF-103 ファントム

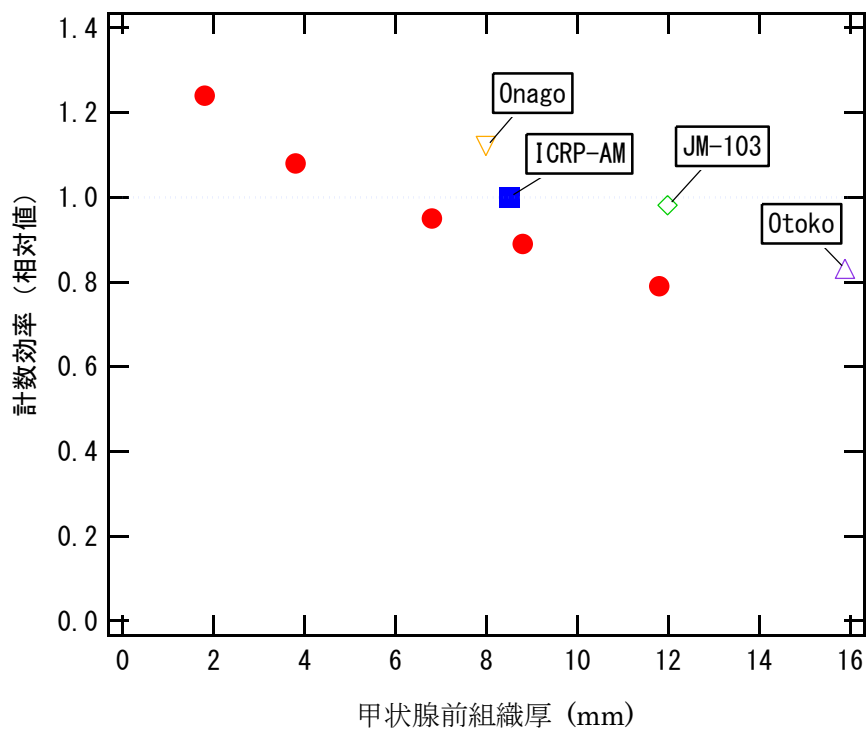


図 3-3-10 JF-103 ファントムの甲状腺前組織厚を変化させたときの計数効率の変化 (ICRP AM の計数効率で規格化。比較のため、他のボクセルファントムに対する計数効率も同時に示した。)

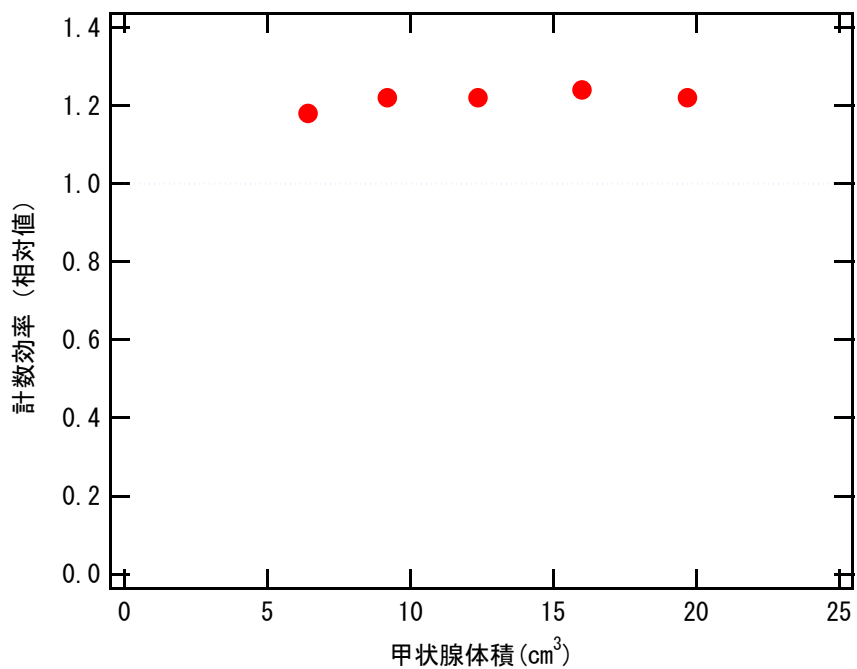


図 3-3-11 JF-103 ファントムの甲状腺体積を変化させたときの計数効率の変化 (ICRP AM の計数効率で規格化)

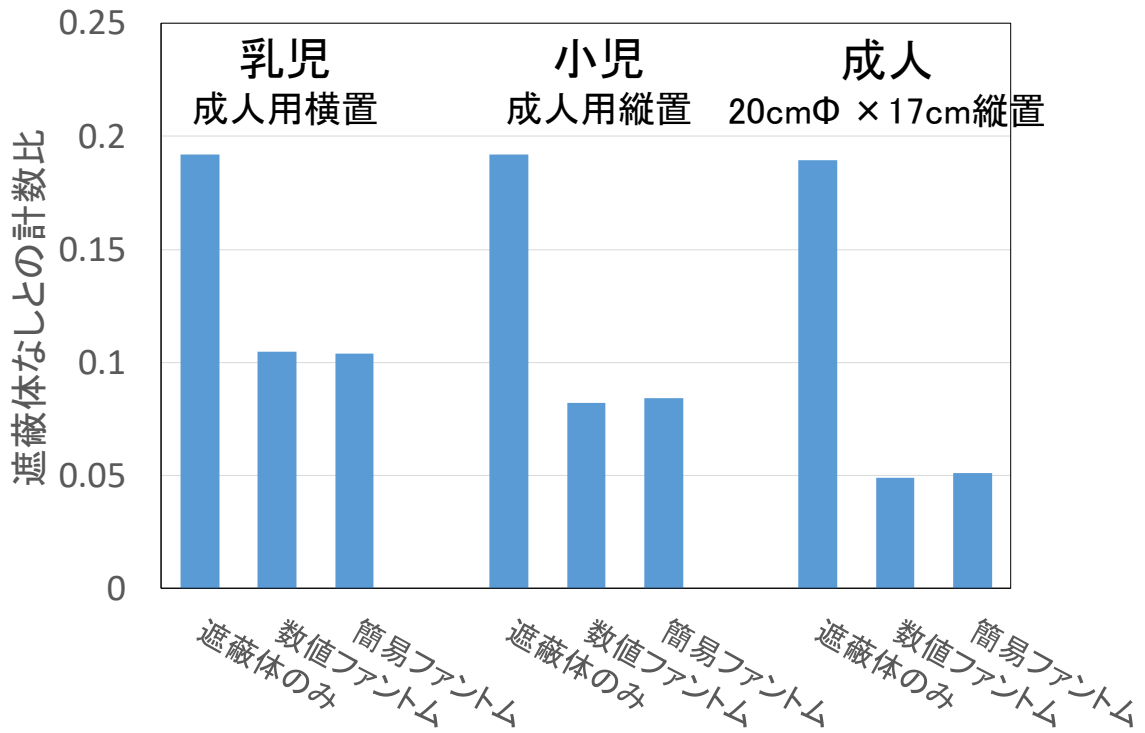


図 3-3-1-2 遮蔽体がない場合に対する ^{131}I の 364keV 光電ピーク計数の比
 数値ファントム（乳児、小児、成人男性）と甲状腺モニタを組み合わせた
 計算体系を用いて、全方位から等方に ^{131}I からの γ 線が照射したときの
 検出器の応答から評価。

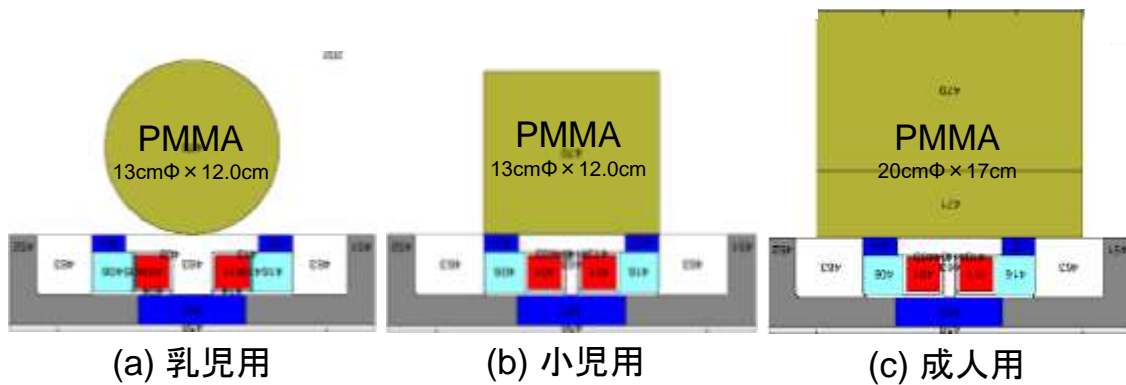


図 3-3-1-3 円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを用いたバックグラウンド放射線
 補正用データの測定方法

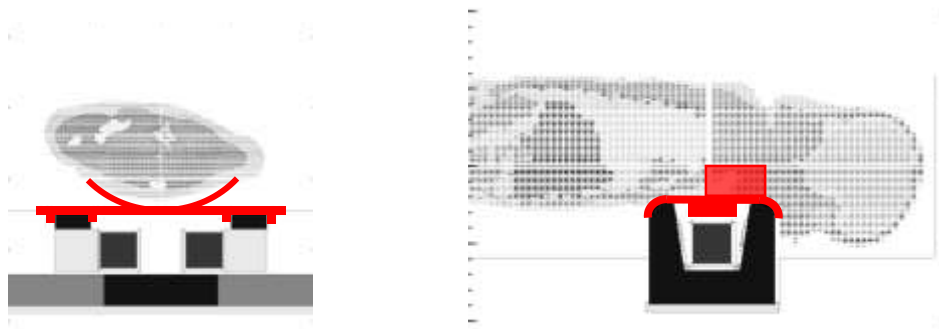


図 3 - 3 - 1 4 乳児用検出器固定用治具の概念設計結果

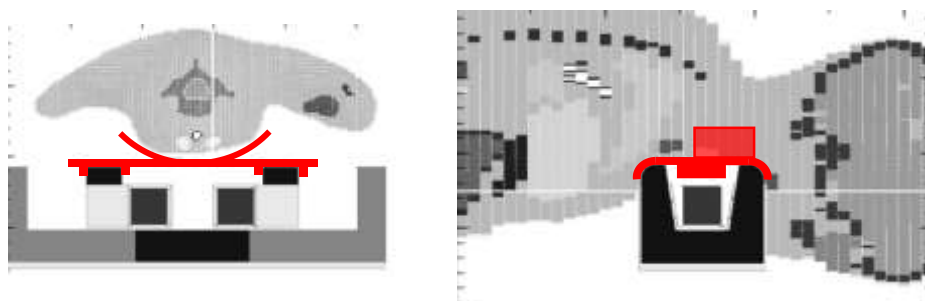


図 3 - 3 - 1 5 小児用検出器固定用治具の概念設計結果

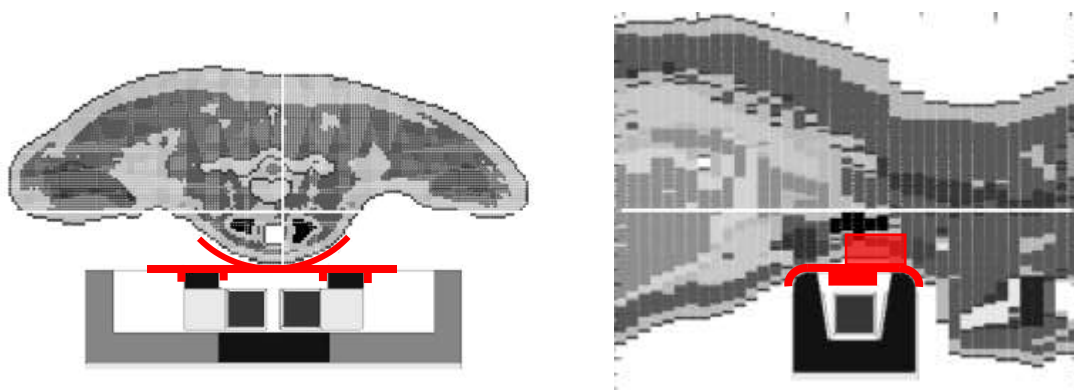


図 3 - 3 - 1 6 成人用検出器固定用治具の概念設計結果

3. 4 平成 31 年度（令和元年度）の研究計画

当該甲状腺モニタの開発に必要な「①甲状腺モニタ測定器の開発」、「②甲状腺モニタシステムの開発」の二つのテーマについて、平成 31 年度（令和元年度）は以下の研究を実施した。

①甲状腺モニタ測定器の開発

以下の方法により、甲状腺モニタ測定器の実機を製作するとともに、 γ 線標準校正場を用いた高線量率下における測定性能評価を実施する。

公衆用甲状腺モニタ測定器については、平成 30 年度に実施した甲状腺モニタ測定器試作機の実験の結果に基づき最適化を図った検出器用遮蔽体を製作するとともに、実機としての信頼性を確保するために、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション結晶と光電子増倍管をパッケージ化した検出器 2 個及び信号処理回路を整備する。作業用甲状腺モニタ測定器については、平成 29 年度及び平成 30 年度に整備した CdZnTe 検出器 2 個並びに平成 30 年度に試作した検出器用遮蔽体を流用する。さらに、平成 30 年度に開発した検出器の制御及びスペクトル解析用ソフトウェアを改良する。

γ 線標準校正場において、製作した甲状腺モニタ測定器実機の高線量率下における測定性能の試験を実施する。試験においては、側面等の一方向からの照射に加えて、電動回転テーブルを用いて γ 線の入射方向を特定しない回転させた条件（ROT）での照射を実施する。

②甲状腺モニタシステムの開発

平成 30 年度に実施した概念設計を基に、①で製作する検出器用遮蔽体への取付けが可能で、被検者又は簡易頸部ファントムと検出器の位置関係を固定して測定条件又は校正条件を標準化するために必要な検出器固定治具を製作する。また、高線量率下での測定を考慮して、バックグラウンド放射線による影響の補正を可能とするためのバックグラウンド放射線測定用治具を製作する。さらに、製作した実機及び治具類を用いた甲状腺モニタシステムの使用方法に係るマニュアルを作成する。

成果の公表及び情報収集

上述の研究により得られた成果については、原子力規制庁が開催する成果報告会（東京）、19th International Conference on Solid State Dosimetry: SSD-19（2019 年 9 月、広島）、5th Asian Radiation Dosimetry Group annual meeting: ARADOS-5（2019 年 11 月、中国）及び日本原子力学会 2020 年春の年会（2020 年 3 月、福島）において報告するとともに、国内、アジア地域における放射性ヨウ素の測定に係る最新の知見を入手する。

4. 事業の成果

4. 1 専門家や防災業務従事者からの意見収集

甲状腺モニタシステムの開発にあたり、原子力災害発生時に実際に現場で対応する防災業務従事者や医療従事者などの専門家の知見を活用することが、より実効的なモニタシステムとして完成させるために必須である。そこで、試作機及び実機を用いた専門家、防災業務従事者に対するデモンストレーションを実施し、実物を体感した上でのご意見をいただき、開発する甲状腺モニタシステムの改良に反映させることとした。

デモンストレーションは、2019年10月21日に国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構（量研機構）高度被ばく医療センター（千葉県千葉市稲毛区穴川）で開催された甲状腺簡易測定研修及び2020年1月17日に原子力機構 原子力緊急時支援・研修センター（茨城県ひたちなか市十三奉行）において量研機構と合同で開催した第2回実務者会合において実施した。

4. 1. 1 甲状腺簡易測定研修におけるデモンストレーション

2019年10月21日に国立研究開発法人量子科学技術研究開発機構で開催された甲状腺簡易測定研修において、平成30年度に製作した甲状腺モニタ測定器の試作機を用いたデモンストレーションを行った。当該研修には、原子力施設立地都道府県の地方自治体、拠点病院、大学から、原子力災害発生時の甲状腺内放射性ヨウ素の簡易測定に係る現場対応者20名以上が参加した。デモンストレーションにおいては、公衆用と作業用者の2種類の甲状腺モニタ測定器を設置し、参加者に実際に測定と機器操作を体験していただいた。参加者から以下の意見をいただいた。

- ① 首に頭部の荷重がすべてかかるため、測定時間が長くなると苦しくなる。追加のサポートを用意して顔面に荷重を分散させることが有効ではないか。
⇒この課題を解決するために、顎部サポートを作成して、頸部に集中していた荷重を分散できるように改良した（4. 3. 2. 2項参照）。
- ② 検出器遮蔽体の傾斜角度が大きくなると無理な姿勢での測定を余儀なくされる。
⇒検出器遮蔽体傾斜用台の角度を最適化した（4. 3. 2. 2項参照）。
- ③ 検出器の特性が測定環境の温度で変化することはないのか。
⇒公衆用及び作業用者の各検出器について、温度特性を評価した（4. 2. 3. 5項参照）。

4. 1. 2 原子力緊急時支援・研修センターにおけるデモンストレーション

2020年1月17日に、原子力機構の原子力緊急時支援・研修センター（NEAT）で開催

された量研機構との第 2 回実務者会合において、甲状腺モニタ測定器の実機を用いたデモンストレーションを実施した。参加者は、PO、PO 補佐、原子力機構と量研機構の受託事業関係者の他に、福島県立医科大学、弘前大学の医療関係者、NEAT の防災業務従事者、原子力機構の内部被ばく線量評価に係る専門家などであった。参加者から以下の意見をいただいた。

- ④ うつ伏せの姿勢で長時間の測定が困難な乳児についてはどのように対応するか。妊婦、腰痛を持つ方や寝たきりの方が被検者の場合、うつ伏せでの測定は困難であるため、測定法を考える必要がある。

⇒この課題を解決するために、仰臥位による測定が可能かについて検討した（4. 3. 2. 3 参照）。

- ⑤ 低い顎サポート台を使用した場合、頸部に係る荷重が大きくなるため、不快感が大きくなる。

⇒顎サポート台の最適な高さについて検討した（4. 3. 2. 2 参照）。

- ⑥ 甲状腺の位置は、個人差がある。ごくまれにはあるが、頸部よりも大きく下にずれている人や顎に近いところにずれている人がいる。また、左右で甲状腺の大きさが大きく異なる場合がある。

⇒標準的な位置から大きくずれている被検者をどこまで検知する必要があるかについては検討が必要である。検知する方法として、「(a)検出器用遮蔽体の左右の構造(上下方向の開口角)を非対称にして、左右の検出器の計数差を利用する」、「(b)左右非対称のアルミ又は SUS 板を開口部に設置して 80 keV γ 線の吸収の差を利用する」ことが考えられるが、遮蔽体及びモニタの再設計が必要となるため、今後の課題となる。

- ⑦ 商用電源なしでの連続稼働時間はどれくらいか。また、停電時の対応はどのようになっているか。

⇒連続稼働時間はノート型パソコンの機種やバッテリー容量により大きく異なるが、手持ちの NEC 製 LAVIE シリーズ (PC-GN227DADE) で計測した結果、公衆用システムについては 2.5 時間、作業用システムについては 3.5 時間の商用電源供給なしでの稼働が可能であった。停電により電源供給ができない状態が長時間にわたる場合は測定の継続は困難であるが、発電機などで断続的に電源共有が可能であれば、ノート型パソコンを使用することにより測定を継続し続けることは可能である。

- ⑧ 150 秒の測定時間は非常に長く感じる。

⇒例えば、甲状腺の被ばくや測定法に関する 150 秒程度の説明動画を作成して、測定中に視聴できるようにすれば解決可能と考えている。動画作成については今後の課題である。

4. 2 甲状腺モニタの測定器の開発

4. 2. 1 概要

一つ目の研究テーマである「①甲状腺モニタ測定器の開発」においては、甲状腺モニタ測定器の実機を製作した。公衆用甲状腺モニタ測定器については、平成 30 年度に実施した甲状腺モニタ測定器試作機の実験の結果に基づき、寸法などの最適化を図った検出器用遮蔽体を製作した。また、実機としての信頼性を確保するために、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション結晶と光電子増倍管をパッケージ化した検出器 2 個及び信号処理回路を整備した。作業用甲状腺モニタ測定器については、平成 29 年度及び平成 30 年度に整備した CdZnTe 検出器 2 個を流用するとともに平成 30 年度に試作した検出器用遮蔽体を改造して実機を製作した。さらに、平成 30 年度に開発した検出器の制御及びスペクトル解析用ソフトウェアを改良した。

製作した甲状腺モニタ測定器実機の高線量率下における測定性能の試験を、 ^{137}Cs 又は ^{60}Co 線源を使用した γ 線標準校正場において実施した。試験においては、側面等の一方向からの照射に加えて、電動回転テーブルを用いて γ 線の入射方向を特定しない回転させた条件 (ROT) での照射を実施した。また、福島第一原子力発電所事故直後に福島市内で観測された様々な核種の線源からの γ 線による高線量率下での測定性能について、PHITS³⁾ を用いた計算により評価した。さらに、甲状腺モニタ測定器で使用する検出器の温度特性を評価した。

4. 2. 2 甲状腺モニタ測定器実機の製作

公衆用甲状腺モニタ測定器については、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器 (2 個)、信号処理回路及び検出器遮蔽体を新たに製作し実機とした。前年度からの改良箇所は、4. 2. 2. 1 項～4. 2. 2. 3 項にまとめた。作業用甲状腺モニタ測定器については、前年度に調達・製作した CdZnTe 検出器 ($\mu\text{spec1500}$ ⁴⁾、信号処理回路含む) 及び検出器遮蔽体を継続利用する形で実機とした。ただし、検出器遮蔽体については、一部を加工し、4. 2. 2. 2 項で説明するような持ち手を付け加えた。公衆用・作業用甲状腺モニタで共通使用する検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェアは、4. 2. 2. 4 項で説明する改良を施した。

4. 2. 2. 1 公衆用 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の改良

公衆用に使用する検出器は、応用光研製 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション結晶 (1 インチ立方

結晶を光学窓付アルミニウムケースに収納) 及び浜松ホトニクス製小型光電子増倍管 (H11934-300) から構成される。前年度は、シンチレーション結晶と小型光電子増倍管を別々に調達し、光学グリスを用いて自前で光学接合した後、遮光処理を行っていた。そのため、接合状態によって2個の検出器の光収集効率に大きな差異が生じたり、遮光が不十分であったりする場合があった。そこで、本年度は、光学機器メーカーによる結晶と光電子増倍管の接合後に、0.8 mm 厚アルマイト化アルミニウムによりパッケージ化した (図4-2-2-1-1 参照)。これにより、検出器からの信号読み出しの信頼性が向上するとともに、製品化へのスムーズな移行が可能となった。

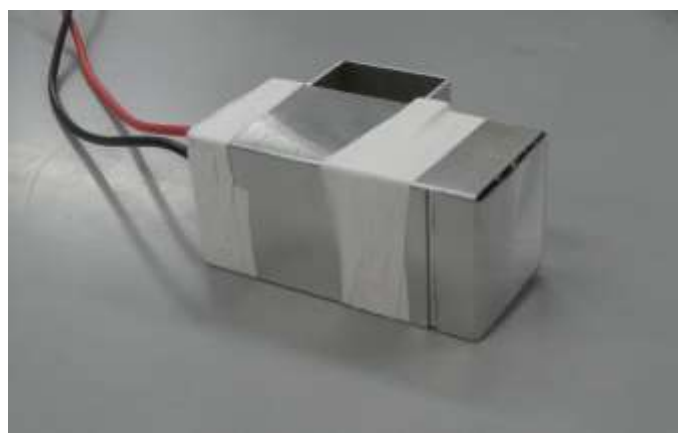


図4-2-2-1-1 アルミニウムパッケージ化した $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション結晶及び光電子増倍管

4. 2. 2. 2 検出器用遮蔽体の最適化及び可搬性の向上

本甲状腺モニタは、検出器の周囲をタングステン合金及び鉛で構成される遮蔽体で取り囲むことにより、バックグラウンド放射線を遮蔽する構造となっている。前年度までは、 CdZnTe 検出器を使用する作業用と、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器を使用する公衆用で、共通の検出器用遮蔽体を使用していた。検出器寸法が長い CdZnTe 検出器に合わせて、遮蔽体サイズを設計していたため、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器を使用する際は遮蔽体内部に余分な空間が生じていた。そこで、平成 31 年度は、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器のサイズに合わせた遮蔽体を新たに作成した (図4-2-2-2-1 参照)。この結果、遮蔽体の横方向の長さが 5 cm 短くなり、約 2 kg 軽量化することができた。また、遮蔽体の側面に切り欠きを設け、高圧・信号ケーブル引出せるようにした。なお、切り欠きは側面の鉛板に対し斜め方向に入れており、バックグラウンド放射線が切り欠きを通して検出器に直接入射しないように工夫している。



図4-2-2-2-1 今年度新たに製作した公衆用（ $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器）の検出器遮蔽体

さらに、図4-2-2-2-1に示したように、サイドのステンレス板と一体化した持ち手を新たに追加したことにより可搬性が大きく向上した。なお、前年度製作した作業者用（ CdZnTe 検出器使用）の遮蔽体についても、同様の持ち手を追加した（図4-2-2-2-2参照）。



図4-2-2-2-2 改造した作業者用（ CdZnTe 検出器）の検出器遮蔽体

4. 2. 2. 3 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器用信号処理回路の改良

$\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器用信号処理装置は、2系統の高圧電源、増幅器、波高分析器から構成され、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ 検出器から出力された信号を処理し、エネルギースペクトルを取得するために使用する。今年度、製作した信号処理装置（CP model 80404）は、ケース内の電子部品の配置を最適化することにより、前年度のモデルと比べてダウンサイズしており、可搬性が向上している。また、前年度のモデルでは、信号処理装置及び検出器の信号ラインと遮蔽体のグラウンドが共通でないために、検出器からのアナログ信号にノイズが生じる問題が見られた。このノイズは、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器のエネルギー分解能を低下させる原因となり、甲状腺モニタの定量性能に悪影響を及ぼしていた。そこで、信号処理装置に新たに GND 端子接続用のピンジャックを設け、検出器遮蔽体と共通のグラウンドを取れるように改良した。これにより、測定環境によらず安定して検出器信号を取得できるようになった。



図 4-2-2-3-1 LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器用信号処理装置 (CP model 80404)

4. 2. 2. 4 検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェアの改良

本甲状腺モニタで、2 個の LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器 (公衆用) また CdZnTe 検出器 (作業用) を制御し、得られた波高データを処理・解析するためのソフトウェアを前年度製作した。本年度は、前年度の評価試験により得られた改良案を元に、ソフトウェアのアップデートを行った。主な変更点は以下の通りである。

- ① CdZnTe 検出器使用時の、検出器ハードウェアの登録及びハードウェア調整 (印加電圧、アンプゲイン等) を行う方法を簡易化した。本ソフトウェアを初めて扱う者であっても、マニュアルを見ながら簡単に操作できるようにした。
- ② 測定画面に表示する項目を、ソフトウェア利用者にとって必要な情報に整理した。
- ③ 保存ファイルに書き出す情報を整理し、後日測定データを確認する際に、測定時の検出器パラメータ、評価条件、使用したバックグラウンドファイルなどの、必要な情報が得られるようにした。また、複数種類のファイルを同一のファイル名 (拡張子を除く) で同時に保存できるように改良し、大人数の測定を行う際のソフトウェア操作者の負担を低減した。
- ④ BG データを、ファイル名を指定して保存できるようにし、任意の BG ファイルを選択し再解析できるようにした。
- ⑤ 測定結果 (測定条件、評価条件、取得したスペクトル等を含む) を帳票出力 (印刷) する機能を設けた。
- ⑥ 検出限界値の計算方法の選択肢に、4. 2. 3. 2 項で使用する計算式を追加した。

4. 2. 3 甲状腺モニタ測定器実機の実機特性試験

4. 2. 3. 1 検出器の γ 線全吸収ピーク測定性能の評価

甲状腺モニタシステムでは、検出器から得られた γ 線の全吸収ピークの計数から甲状腺に蓄積された ^{131}I の放射能を決定する。このため、全吸収ピークの関心領域 (ROI) をきちんと設定する必要がある。そこで、甲状腺モニタ測定器実機で使用する公衆用 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器及び作業用 CdZnTe 検出器について、エネルギー分解能や適切な ROI 領域の観点から複数の γ 線源を用いて γ 線の全吸収ピークの測定性能の試験を行った。

(1) 公衆用 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器

$\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器で得られる全吸収ピークの波高スペクトルは、図 4-2-3-1-1 (^{133}Ba ; 276, 303, 356, 383 keV)、図 4-2-3-1-2 (^{137}Cs ; 662 keV、 ^{22}Na ; 511 keV) に示すように、以下に示すガウス分布により表現できる。

$$f(x) = \frac{A}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left(-\frac{(x-x_p)^2}{2\sigma^2}\right)$$

各ピークをガウス関数でフィッティングして得られたピークチャンネル x_p 及び標準偏差 σ の値を表 4-2-3-1-1 に示した。エネルギー分解能 (FWHM) は、 ^{137}Cs (662 keV) に対して 4.2%、 ^{133}Ba (356 keV) に対して 5.1% が得られた。これらの値は、テクニカルシートに記載されたエネルギー分解能 3.0% (^{137}Cs ; 662 keV) よりもやや悪い値となっている。これは、本甲状腺モニタで採用した小型光電子増倍管 (H11934-300) の有感領域 (2.3 cm \times 2.3 cm) が、結晶光学窓のサイズ (2.54 cm \times 2.54 cm) よりもわずかに小さく、シンチレーション光の収集効率にディスアドバンテージがあるためと考えられる。とはいえ、4.2.3.3 項で詳細に述べるように、事故時に予想される放出核種 (^{132}I , ^{131}I , ^{134}Cs , ^{136}Cs , ^{137}Cs , ^{132}Te , ^{133}Xe 等) は、300~500 keV のエネルギー領域に顕著な全吸収ピークを作らないことから、得られたエネルギー分解能で ^{131}I (364 keV) のピークを十分分離できる。

$\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ スペクトルのピーク解析においては、 $x_p \pm 3\sigma$ (ピーク面積の 99.7% を内包) の範囲を ROI に設定することとした。各ピークに対して設定される ROI (3σ) の範囲を表 4-2-3-1-1 に追記するとともに、図 4-2-3-1-1 及び図 4-2-3-1-2 に図示した。線源を保有していない ^{131}I に対しては、上記で得られた情報からピークエネルギーとピークチャンネル x_p の関係 (図 4-2-3-1-3) 及びピークエネルギーとエネルギー分解能 σ の関係 (図 4-2-3-1-4) を明らかにし、 ^{131}I (364 keV) ピークに対する ROI₃₆₄ の範囲を決定した。本報告書では、 3σ ROI を用いた評価結果を記載しているが、実際の測定現場で、温度変化等によるゲインまたはエネルギー分解能の変動が予想される場合は、ROI の範囲を、 4σ または 5σ に設定する運用も考えられる。

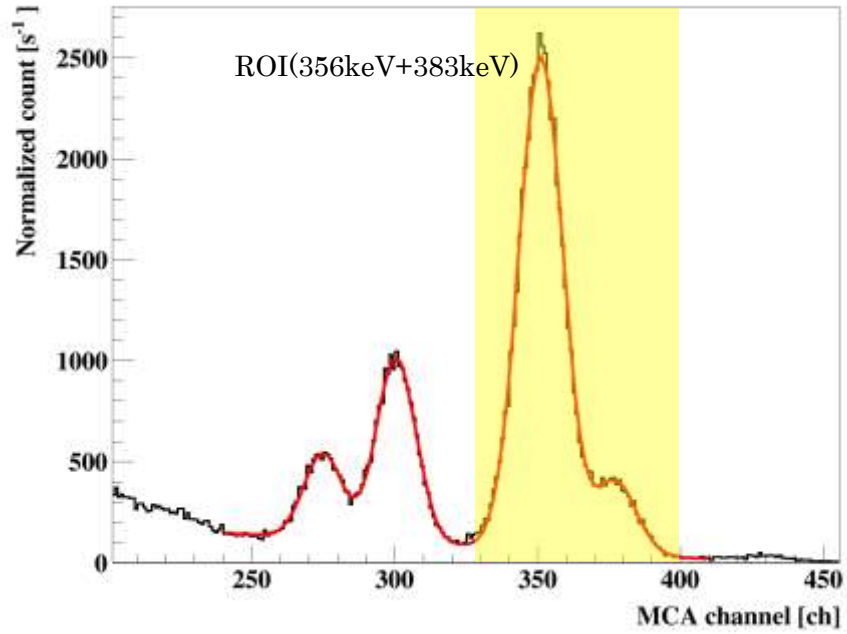


図 4-2-3-1-1 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器で取得した ^{133}Ba (276, 303, 356, 383 keV) の波高スペクトル (4つのガウス関数でフィッティング)

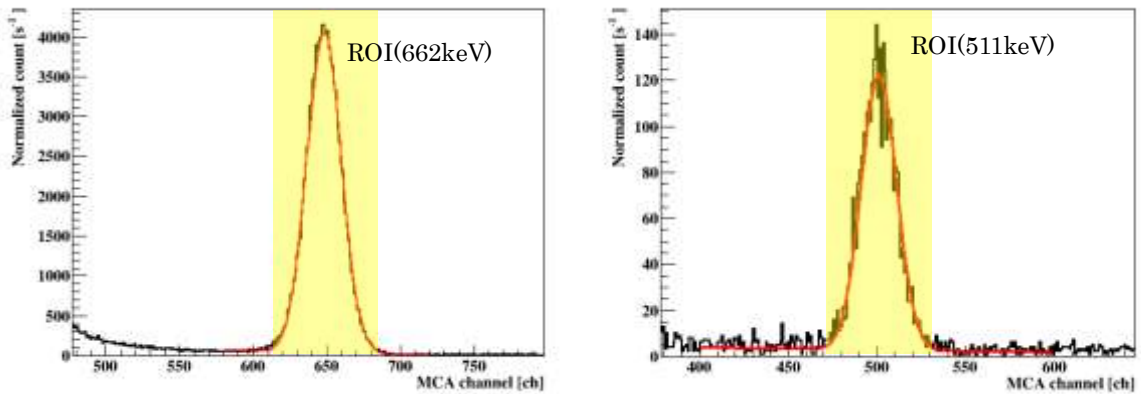


図 4-2-3-1-2 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器で取得した ^{137}Cs (662 keV) (左)、 ^{22}Na (511 keV) (右) の波高スペクトル (ガウス関数でフィッティング)

表 4-2-3-1-1 各ピークの x_p , σ 及び設定する ROI の範囲 (LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器)

エネルギー	x_p [ch]	σ [ch]		3σ ROI [ch]
276 keV	275	6.70	255-295	$(0.927x_p-1.073x_p)$
303 keV	300	6.93	280-321	$(0.931x_p-1.069x_p)$
356 keV	351	7.70	328-374	$(0.934x_p-1.066x_p)$
383 keV	377	7.22	356-399	$(0.943x_p-1.057x_p)$
511 keV	501	9.95	471-531	$(0.940x_p-1.060x_p)$
662 keV	648	11.8	613-684	$(0.946x_p-1.054x_p)$
364 keV	360	7.83	337-384	$(0.927x_p-1.073x_p)$

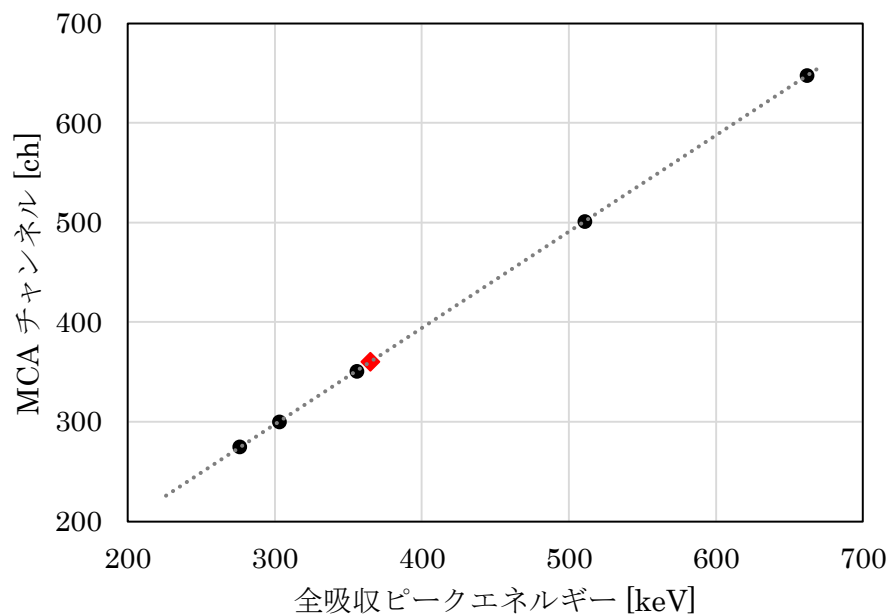


図 4-2-3-1-3 エネルギー校正直線 (ピークエネルギーとピークチャンネルの関係)

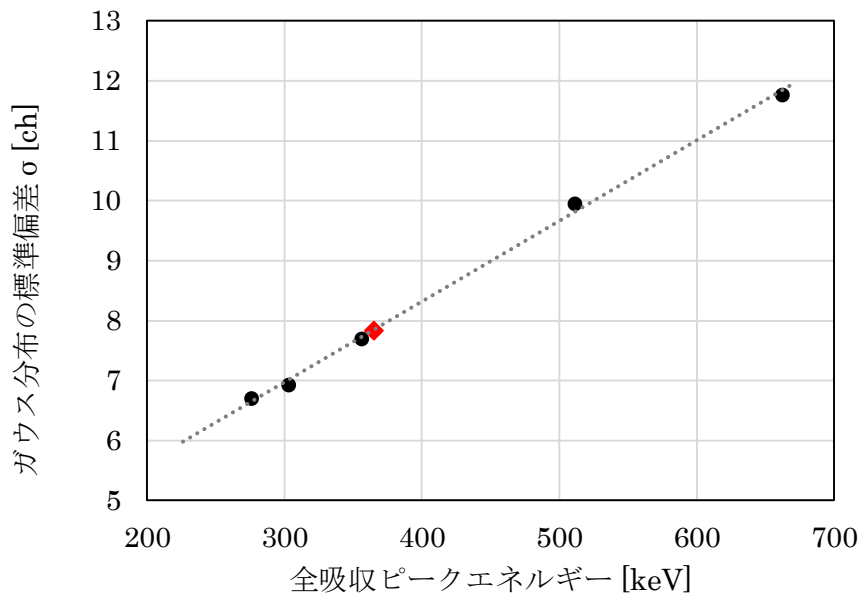


図4-2-3-1-4 ピークエネルギーとガウス分布の標準偏差 (σ) の関係

(2) 作業用 CdZnTe 検出器

CdZnTe 検出器により得られた波高スペクトル (^{133}Ba ; 356 keV, ^{137}Cs ; 662 keV) を図4-2-3-1-5に示した。エネルギー分解能 (FWHM) は、 ^{137}Cs (662 keV) に対して2.0%、 ^{133}Ba (356 keV) に対して2.8%であり、テクニカルシートと同程度の値が得られている。CdZnTe 検出器で得られる全吸収ピークは、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器のような左右対称なガウス分布ではなく低エネルギー側にテイルを引く。そこで、図4-2-3-1-5に示すように、ピークの右側半分をガウス分布で表現し、得られた標準偏差 σ に対して、右側に $+3\sigma$ 、左側に -7σ の範囲を ROI に設定することにした。 ^{133}Ba (356 keV), ^{137}Cs (662 keV) の全吸収ピークに対して定義される ROI を、表4-2-3-1-2に示すとともに、図4-2-3-1-4に図示した。 ^{131}I (364 keV) ピークに対する ROI は、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の場合と同様に ^{133}Ba (356 keV), ^{137}Cs (662 keV) のピーク解析から得られた結果を内挿して決定した。

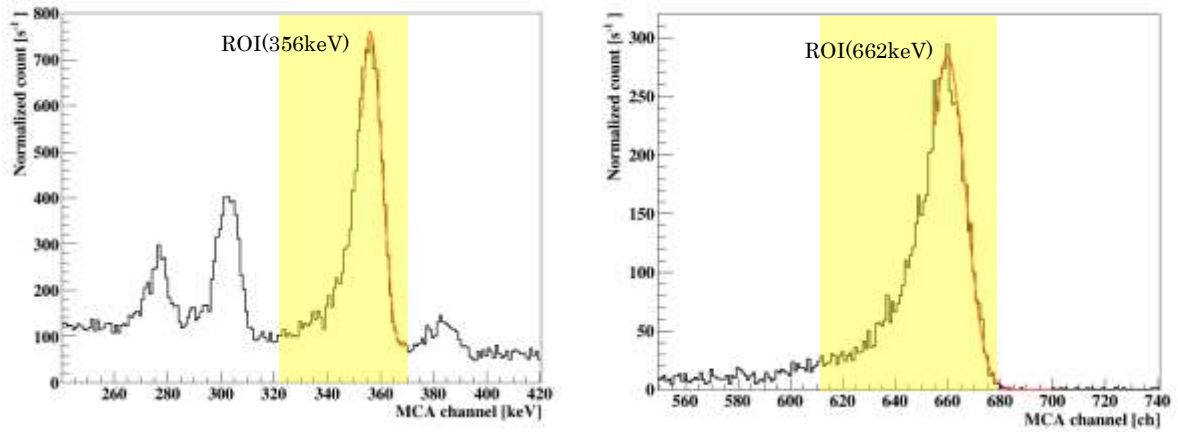


図 4-2-3-1-5 CdZnTe 検出器で取得した ^{133}Ba (356 keV) (左)、 ^{137}Cs (662 keV) (右) の波高スペクトル (ピークの右半分をガウス分布でフィッティング)

表 4-2-3-1-2 各ピークの x_p , σ 及び設定する ROI の範囲
(CdZnTe 検出器)

エネルギー	x_p [ch]	σ [ch]	-7σ / $+3\sigma$ ROI [ch]
356 keV	356	4.91	322-371 ($0.903x_p - 1.041x_p$)
662 keV	660	6.88	612-681 ($0.927x_p - 1.031x_p$)
364 keV	365	4.95	330-380 ($0.905x_p - 1.041x_p$)

4. 2. 3. 2 γ 線標準校正場を用いた高線量率下での性能試験

原子力災害時においては、放射性物質により周辺が汚染された高バックグラウンド線量率の環境の下で甲状腺モニタ測定器が使用されることが想定される。そこで、甲状腺モニタ実機について、高線量率環境下における測定性能を評価するために、放射線標準施設棟に整備している γ 線標準校正場において特性試験を実施した。実際の使用環境におけるバックグラウンド源の空間分布は分からないため、電動回転テーブル上に横置き、縦置きした測定器を一定速度（1回転/分）で回転させることにより、全方位からの均一な照射に近い条件を模擬した（図4-2-3-2-1）。バックグラウンド環境を模擬する線源は、 ^{137}Cs 及び ^{60}Co を用い、周辺線量当量率が $20\ \mu\text{Sv/h}$ となる距離に甲状腺モニタ測定器の実機を設置して300秒（5分間）の照射を行った。

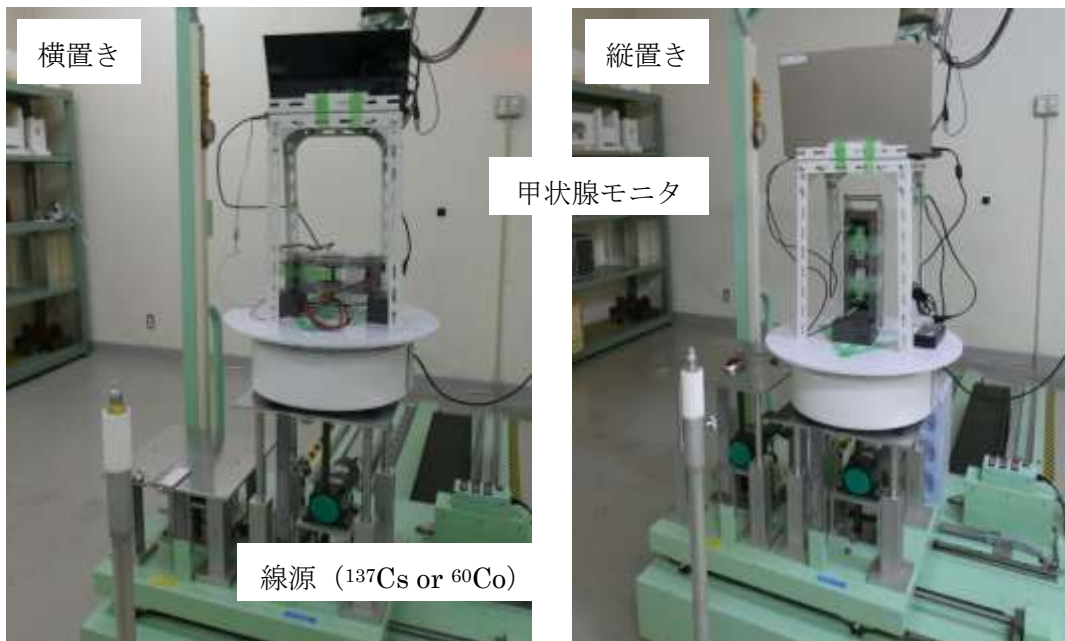


図4-2-3-2-1 高線量率下における甲状腺モニタの性能試験（ ^{137}Cs 、 ^{60}Co ）

^{137}Cs 、 ^{60}Co 線源を用いた照射により $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ 検出器で得られた波高スペクトルを図4-2-3-2-2及び図4-2-3-2-3に、 CdZnTe 検出器で得られた波高スペクトルを図4-2-3-2-4及び図4-2-3-2-5に示す。両検出器ともに、 $20\ \mu\text{Sv/h}$ の高線量率においても、信号のパイルアップ等による波高スペクトルの乱れは見られていない。両検出器ともに2対の検出器（det-1, det-2）で、 γ 線感度に多少の違いが見られているが、甲状腺 ^{131}I の定量は、2個の検出器の足し合わせにより評価するため、定量性能には影響を与えない。

$^{131}\text{I}(364\ \text{keV})$ の計数率を評価する際に使用する ROI_{364} を図中に示した。 ROI_{364} に含まれる $^{131}\text{I}(364\ \text{keV})$ ピーク計数が、連続成分のバックグラウンド計数の統計的ばらつきよりも

十分大きくなければ、有意なピークの検出とは言えない。言い換えると、ROI₃₆₄に含まれる連続バックグラウンド成分の計数が甲状腺モニタの検出限界値を決めることになる。そこで、¹³⁷Cs または ⁶⁰Co 線源で模擬した高バックグラウンド線量率下で得られた波高スペクトル情報から、以下に説明する方法で、甲状腺 ¹³¹I 放射能 [Bq]及び甲状腺等価線量の評価下限値[mSv]を見積もった。

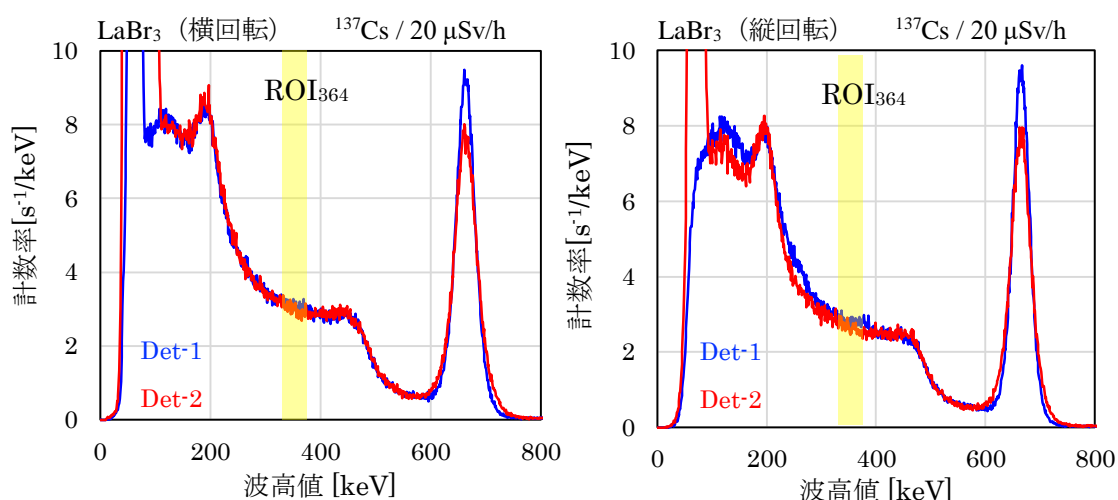


図 4-2-3-2-2 ¹³⁷Cs 20 μSv/h の高線量率下で LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器により得られた波高スペクトル

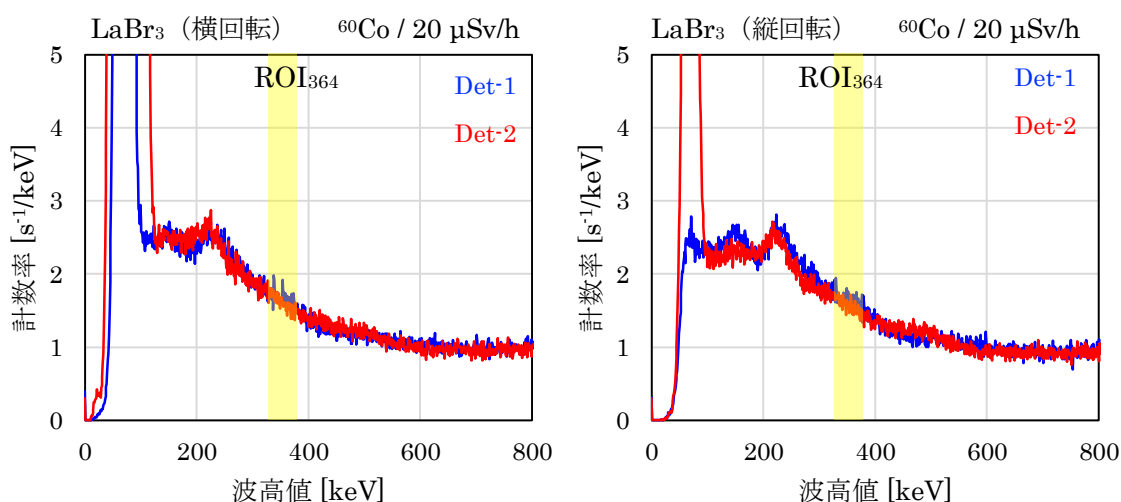


図 4-2-3-2-3 ⁶⁰Co 20 μSv/h の高線量率下で LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器により得られた波高スペクトル

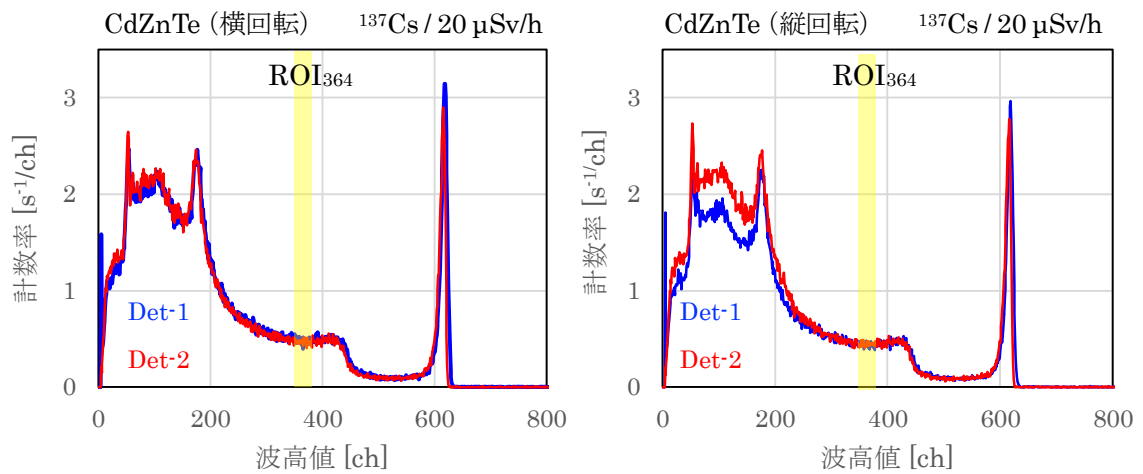


図 4-2-3-2-4 ^{137}Cs $20 \mu\text{Sv/h}$ の高線量率下で CdZnTe 検出器により得られた波高スペクト

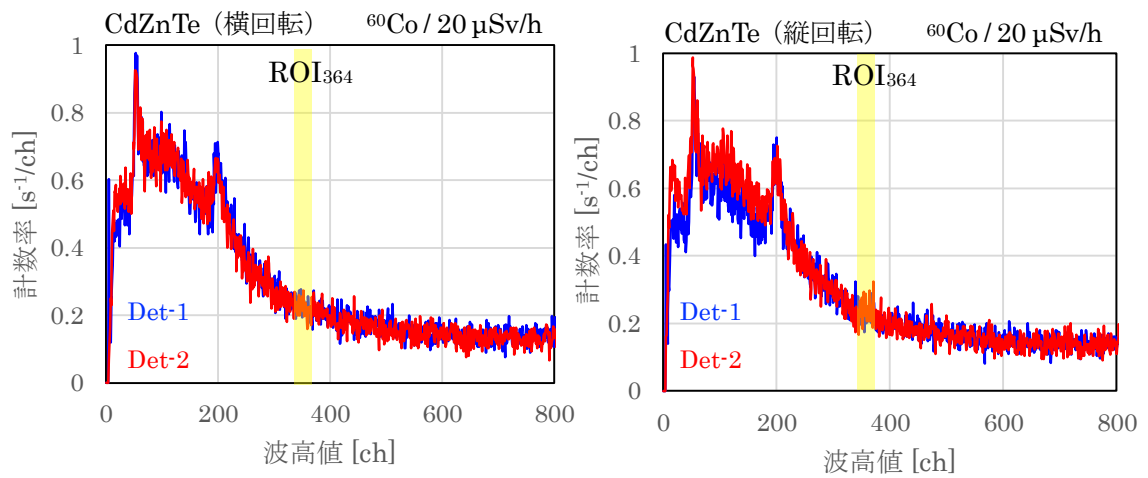


図 4-2-3-2-5 ^{60}Co $20 \mu\text{Sv/h}$ の高線量率下で CdZnTe 検出器により得られた波高スペクトル

検出限界放射能 DL[Bq]は、以下の式⁵⁾を基に計算する。

$$DL = \frac{\frac{k}{t\varepsilon_*} \left(k + 2 \sqrt{\frac{P}{2n_m} n_0 + \left(\frac{P}{2n_m} \right)^2 n_0} \right)}{1 - k^2 \frac{u^2(\varepsilon_*)}{\varepsilon_*^2}}$$

t : 測定時間 [s]

$k (=1.645)$

P : ROIに含まれるチャンネル数

n_m : ベースライン差し引きに用いるピーク隣接域のチャンネル数

n_0 : ピーク隣接域に含まれるバックグラウンド計数

ε_* : 計数効率 [s⁻¹/Bq]

ここでは簡単のため、計数効率の不確かさの項が与える影響は考慮しないこととした。また、ベースライン面積に関する項（平方根内）は、 $n_m = P/2$ とし、 n_0 をROI₃₆₄に含まれるバックグラウンド計数に置き換えることにより、以下のように簡略化した。

$$DL = \frac{k}{t\varepsilon_*} (k + 2\sqrt{2n_0})$$

n_0 : ROI₃₆₄に含まれるバックグラウンド計数

n_0 は、2個の検出器でそれぞれ得られたバックグラウンド計数を足し合わせたものとした。 ε_* は検出器2個あたりの計数効率であり、円筒型PMMA製簡易頸部ファントムを用いた校正により得られた値（表4-3-3-1）を使用した。

甲状腺等価線量の評価下限値 [mSv]は、上で得られた検出限界値から、以下の式を用いて計算した。

$$H_{thy,min} = \frac{DL}{F} \cdot CF_{thy}$$

F : 測定時における¹³¹Iの甲状腺残留率

CF_{thy} : 摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数 [mSv/Bq]

公衆（成人、小児（5歳児）、乳児（3カ月児））及び作業者に対して得られた、検出限界放射能及び甲状腺等価線量の評価下限値を表4-2-3-2-1に示す。公衆については

LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器を使用した場合、作業者についてはCdZnTe検出器を使用した場合の条件を適用した。粒子状（公衆については粒径 1 μm、作業者については粒径 5 μm）の¹³¹Iを吸入摂取し、5日後に甲状腺測定を行ったと仮定した。公衆（大人、小児）及び作業者については、20 μSv/hの高線量率下においても、150秒の測定で、10 mSv以下の評価下限値が得られた。

表4-2-3-2-1 公衆及び作業者に対する甲状腺¹³¹Iの検出限界値
(20 μSv/h線量率下, 150 s測定)

BG線源	検出限界値 [Bq]			
	(甲状腺等価線量の評価下限値 [mSv])			
	公衆			作業者
	乳児 (3カ月児)	小児(5歳児)	成人	—
¹³⁷ Cs	615	633	944	2241
	(15.6)	(7.6)	(2.2)	(5.2)
⁶⁰ Co	459	473	706	1129
	(11.7)	(5.7)	(1.7)	(2.6)

公衆においては、避難所や拠点病院など、より低線量率の環境において測定が行われることが想定される。5 μSv/hの線量率下(20 μSv/h下で得られたバックグラウンド計数を1/4を適用して計算)において、測定可能な検出限界値を表4-2-3-2-6に示す。5 μSv/hの線量率下においては、乳児を含むすべての公衆及び作業者について、150秒の測定で、10 mSv以下の評価下限値が得られることが確認できた。ただし、乳児については、甲状腺モニタの上方から喉(甲状腺)を押し当てるような測定方法は困難と思われる。また、寝たきりや身体障害等により、上述の測定姿勢をとることが困難な場合も考えられる。これらの被検者に対する測定方法については、4.3.2.3項で検討した。

表4-2-3-2-2 公衆及び作業者に対する甲状腺¹³¹Iの検出限界値
(5 μSv/h線量率下, 150 s測定)

BG線源	検出限界値 [Bq]			
	(甲状腺等価線量の評価下限値 [mSv])			
	公衆			作業者
	乳児 (3カ月児)	小児(5歳児)	成人	—
¹³⁷ Cs	308	317	473	1128
	(7.8)	(3.8)	(1.1)	(2.6)
⁶⁰ Co	231	237	354	572
	(5.9)	(2.8)	(0.8)	(1.3)

4. 2. 3. 3 福島第一原子力事故直後の高線量率下における性能評価

線源核種として ^{137}Cs 及び ^{60}Co を想定した場合の高バックグラウンド線量率下での甲状腺モニタ測定器の測定性能については、4. 2. 3. 2 項で詳述した通り γ 線標準校正場において試験を行い評価した。高田らにより福島第一原子力発電所の事故直後の 2011 年 3 月 17 日から 3 月 19 日にかけて、可搬型ゲルマニウム半導体検出器を用いて福島県福島市内において環境中にある γ 線放出核種の測定がなされた⁶⁾。その結果、 ^{137}Cs 、 ^{60}Co 以外の多数の核種が環境中の線量を上昇させる線源として観測された。そこで、事故直後の様々な核種からの γ 線がバックグラウンド放射線として存在しているときの甲状腺モニタ測定器の性能について、数値ファントムを用いた計算により評価することを試みた。

高田らの測定結果⁶⁾に基づいて、計算において線源とした核種とそれらの放射能比を表 4-2-3-3-1 に示す。このうち、親核種と娘核種の関係にある $^{132}\text{Te}-^{132}\text{I}$ 及び $^{129\text{m}}\text{Te}-^{129}\text{Te}$ については、PHITS の計算において、親核種の半減期に対して 10 倍の時間が経過して、放射平衡が成立しているものとした。なお、同様に親核種-娘核種の関係にある $^{131\text{m}}\text{Te}-^{131}\text{I}$ については、娘核種の方が長い半減期となることから、それぞれの核種について独立に計算を行った。高田らの測定は福島市内で得られた結果であるため、今回の評価対象は、公衆用のシステムとした。

表 4-2-3-3-1 評価対象とした核種と放射能比

核種 (娘核種)	^{131}I	^{132}Te (^{132}I)	^{134}Cs	^{136}Cs	^{137}Cs	^{140}La	$^{129\text{m}}\text{Te}$ (^{129}Te)	$^{131\text{m}}\text{Te}$	$^{99\text{m}}\text{Tc}$
半減期	8.04d	78.2h (2.3h)	2.062y	13.16d	30.0y	40.27h	33.6d (69.6m)	30h	6.01h
放射能比	15	90	40	9	30	0.8	50	1.5	0.8

図 4-2-3-3-1 に評価に用いた計算体系を示す。小児と成人男性の数値ファントムと甲状腺モニタ測定器を組み合わせた計算体系を作成した。そして、様々な核種から放出された γ 線について、全方位から等方に検出器に入射した場合の検出器の応答（波高分布）を PHITS コードで計算した。

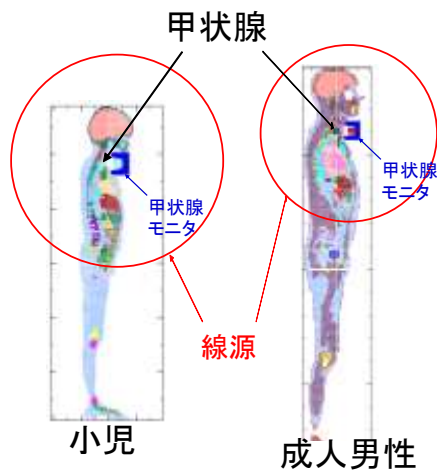


図 4-2-3-3-1 バックグラウンド放射線の影響を評価するために数値ファントムと甲状腺モニタ測定器を組み合わせた計算体系

次に、 ^{131}I からの 364 keV γ 線全吸収ピークの ROI 領域に寄与するバックグラウンド計数を導出し、この計数に基づいて甲状腺等価線量の測定下限値を評価した。なお、PHITS コードによる計算で得られた検出器の波高分布には、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器のエネルギー分解能が考慮されていない。そこで、図 4-2-3-3-2 に示す γ 線ピークエネルギーとエネルギー分解能の関係の実測結果 (4.2.3.1 項参照) を利用して、計算で得られた波高分布にガウス分布を適用することにより、甲状腺モニタの波高分布を導出した。周辺線量当量率 ($H^*(10)$) を $20 \mu\text{Sv/h}$ としたときの計算で得られた $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の応答 (波高分布) を図 4-2-3-3-3 に示す。この結果から、 ^{131}I からの 364 keV γ 線全吸収ピークの ROI 領域のバックグラウンド計数と検出限界放射能、甲状腺等価線量の測定下限を評価した結果を表 4-2-3-3-2 に示す。この結果、成人、小児ともに $20 \mu\text{Sv/h}$ の高バックグラウンド線量率下でも 10 mSv の甲状腺等価線量の測定下限値を担保できることが分かった。

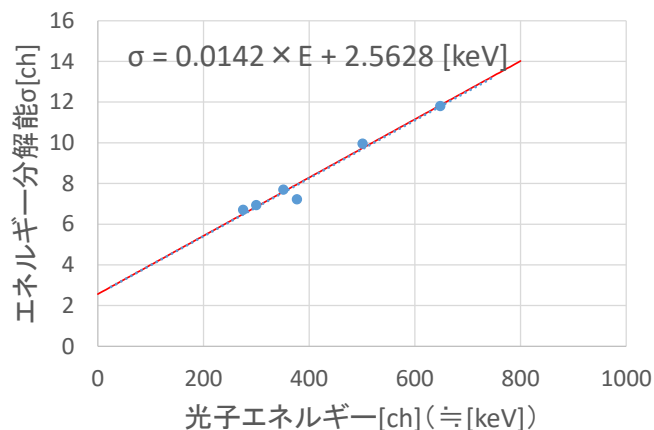
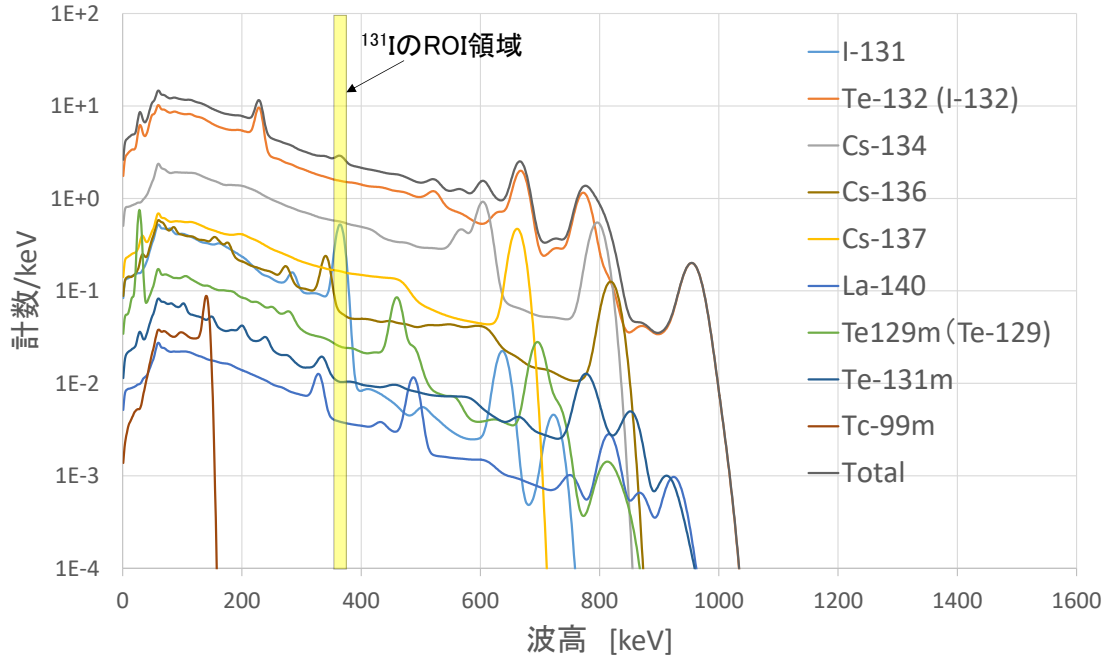


図 4-2-3-3-2 光子ピークエネルギーとエネルギー分解能の関係

(a) 成人男性測定時のバックグラウンド波高分布 $H^*(10):20\mu\text{Sv/h}$



(b) 小児測定時のバックグラウンド波高分布 $H^*(10):20\mu\text{Sv/h}$

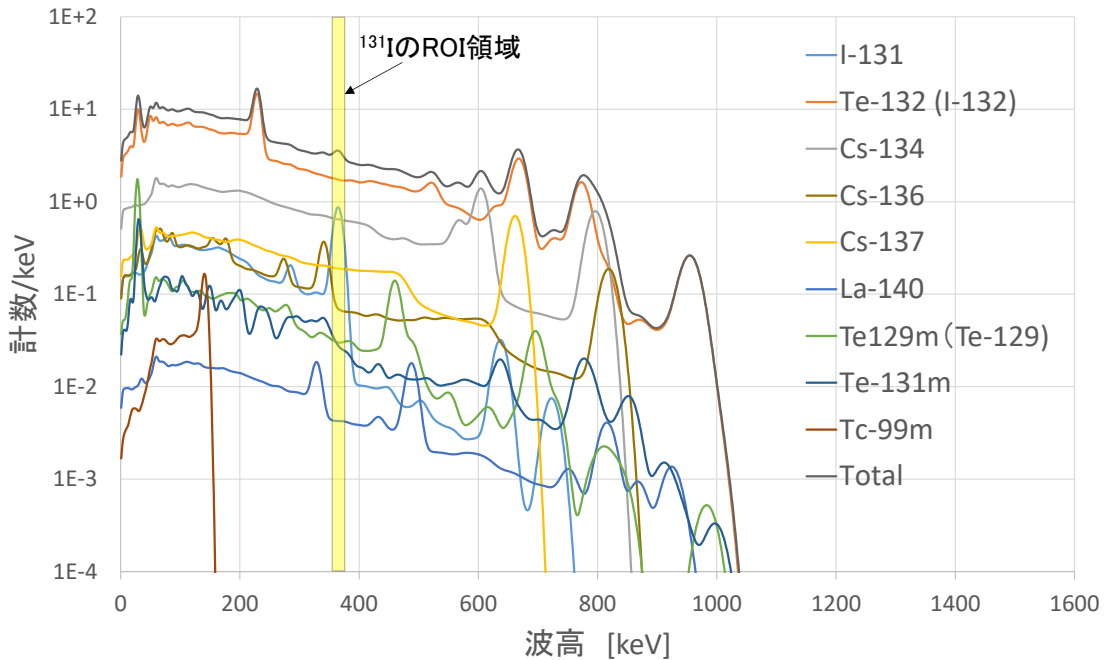


図 4-2-3-3-3 計算で得られた $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション
検出器の応答 (波高分布)

表 4-2-3-3-2 バックグラウンド計数と検出限界値

$H^*(10)$	20 μ Sv/h		5 μ Sv/h	
	成人	小児	成人	小児
B.G.計数率[cps]	130	156	32.5	39.0
検出限界放射能[Bq]	651	478	327	240
甲状腺等価線量評価 下限[mSv]	1.5	5.7	0.8	2.9

4. 2. 3. 4 LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の自己汚染による影響評価

LaBr₃(Ce)シンチレーション結晶は、放射性同位体 ¹³⁸La (天然存在比 0.09)及びウラン系列・トリウム系列のα崩壊核種を自己バックグラウンド源として含んでおり、崩壊に伴い放出されたα線、β線、及びγ線 (788.7 keV, 1435.8 keV) が波高スペクトル中にイベントを形成する⁷⁾。ここでは、LaBr₃(Ce)の自己バックグラウンドイベントが、甲状腺モニタの測定性能に与える影響を評価した。

図4-2-3-4-1に示すように、周囲の環境バックグラウンド放射線を遮断するために Ge 検出器用の鉛遮蔽体の内部に検出器を設置し、通常使用時の半分のゲインにして LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の自己バックグラウンドを測定した。取得したバックグラウンドスペクトルを、図4-2-3-4-2に示す。500 ch 以上に分布する ²²⁷Ac のα線に起因するイベントは、1.5-3 MeV のエネルギー領域に局在しており、¹³¹I(364 keV)の評価領域にはイベントを形成しない。一方で、¹³⁸La 由来の 1435.8 keV 及び 788.7 keV のγ線は、¹³¹I(364 keV)評価領域にコンプトン散乱によるイベントを形成しており、甲状腺 ¹³¹I の検出限界値に影響を与え得る。なお、2個の検出器は、中心間を約4 cm 離して設置しており、1435.8 keV 及び 788.7 keV のγ線ピークは、自己の結晶だけでなく、もう一方の結晶から放出されたγ線を検出したイベントも含んでいる。



図4-2-3-4-1 Ge 用鉛遮蔽体を用いた LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の自己バックグラウンド測定の様子

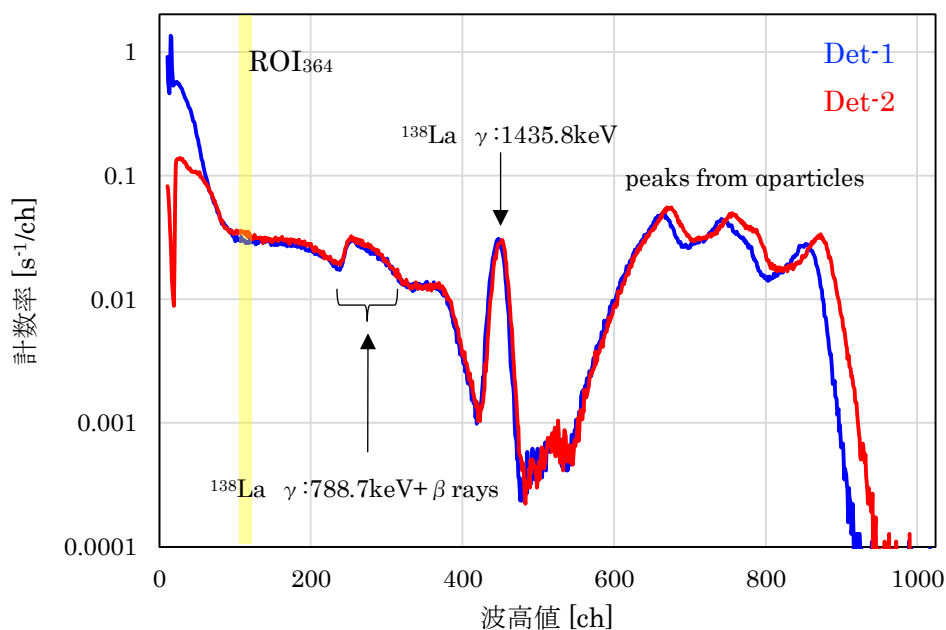


図 4-2-3-4-2 LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の
自己バックグラウンドスペクトル

表 4-2-3-4-1 に、2 個の検出器(det-1, det-2)で得られた、 γ 線(1435.8 keV)イベント及び α 粒子イベントの計数率を示した。LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器を用いた甲状腺モニタを、将来的に量産するようなケースにおいては、原料ロットごとに、自己バックグラウンド源の含有率に差異が生じることが想定される。ここで得られたバックグラウンド計数率は、LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の品質を確認するための指標として利用できると思われる。

表 4-2-3-4-3 ^{138}La γ 線及び ^{227}Ac α 線のバックグラウンド計数率

	計数率 [s ⁻¹]		
	ROI	det-1	det-2
^{138}La γ (1435.8 keV)	420-480	0.6	0.6
^{227}Ac α particles	500-1023	8.0	9.3

甲状腺測定を行うときと同じゲインで測定した、Ge 用鉛遮蔽体内部で測定した自己バックグラウンドスペクトルを図 4-2-3-4-3 に、一般的な事務室 (コンクリート建物の

2階)において測定したバックグラウンドスペクトル(環境放射線を含む)を図4-2-3-4-4に示した。図中に示した ^{131}I 364 keVの評価領域(ROI_{364})における連続成分の計数を表4-2-3-4-2に、検出限界値及び甲状腺等価線量の評価下限値を表4-2-3-4-3に示した。この表に記載した値が、原子力事故由来の放射性物質による汚染がない状況における甲状腺モニタの性能を示すと考えられる。

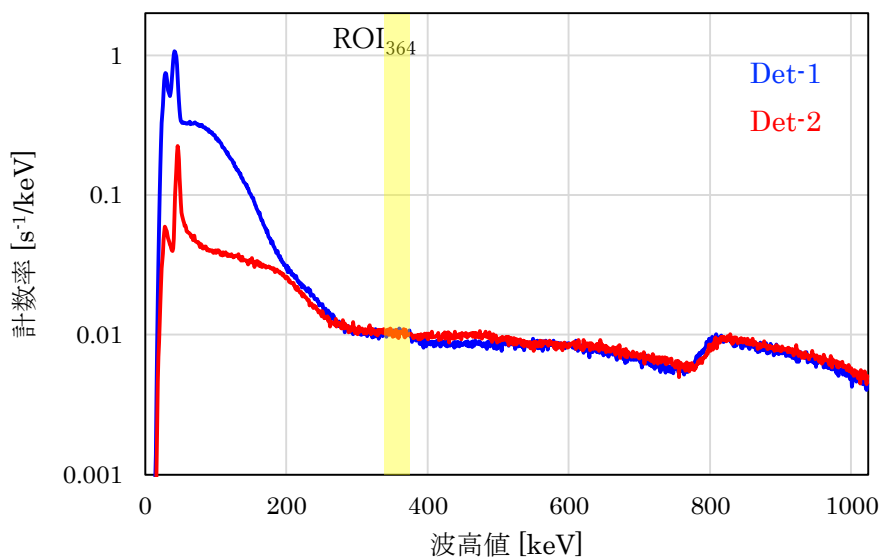


図4-2-3-4-3 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の自己バックグラウンドスペクトル(Ge用鉛遮蔽体の内部で測定)

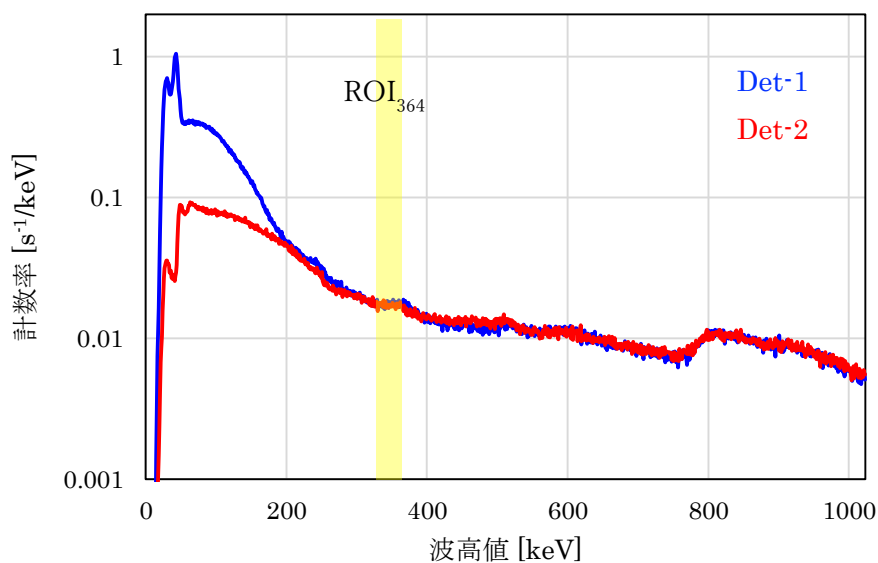


図4-2-3-4-4 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器で得られたバックグラウンドスペクトル(一般的な事務室環境中で測定)

表 4-2-3-4-2 ROI₃₆₄(364 keV 評価領域)中のバックグラウンド計数率

	ROI	計数率 [s ⁻¹]	
		Det-1	Det-2
自己バックグラウンド	337-384	0.5	0.5
環境バックグラウンド含む	337-384	0.8	0.8

表 4-2-3-4-3 公衆に対する甲状腺 ¹³¹I の検出限界値 (150 秒測定)

BG 源	検出限界値 [Bq]		
	(甲状腺等価線量の評価下限値 [mSv])		
	公衆		
	乳児 (3 カ月児)	小児(5 歳児)	成人
自己バック	38	40	59
グラウンド	(1.0)	(0.5)	(0.1)
環境バックグラ	49	50	75
ウンド含む	(1.2)	(0.6)	(0.2)

4. 2. 3. 5 検出器の温度特性評価

開発した甲状腺モニタは、緊急時に使用されることが想定される。従って、測定時の室温調節が必ずしも維持されているとは想定できず、完成した甲状腺モニタシステムについてその温度特性を把握しておく必要がある。そこで、図4-2-3-5-1に示すように、恒温槽内に $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器と信号処理回路、 CdZnTe 検出器、及び ^{137}Cs 線源と ^{133}Ba 線源を配置して、温度変化に伴う応答を調べた。各温度で、十分に熱平衡状態になっていることを確認するために、恒温槽内に2本の温度センサ(ティアンドデイ製 TR-71Ui : 1本は気中に、もう1本は検出器を模擬したアクリル内に設置)を設置し、2本の温度センサの指示値が ± 0.3 °C以内で一致するのを待ってから測定を行った。湿度気圧については、別の温湿度気圧計(ティアンドデイ製 TR73-U)で監視し、相対湿度は4~31%、気圧は1016.3~1019.5 hPaの範囲であった。

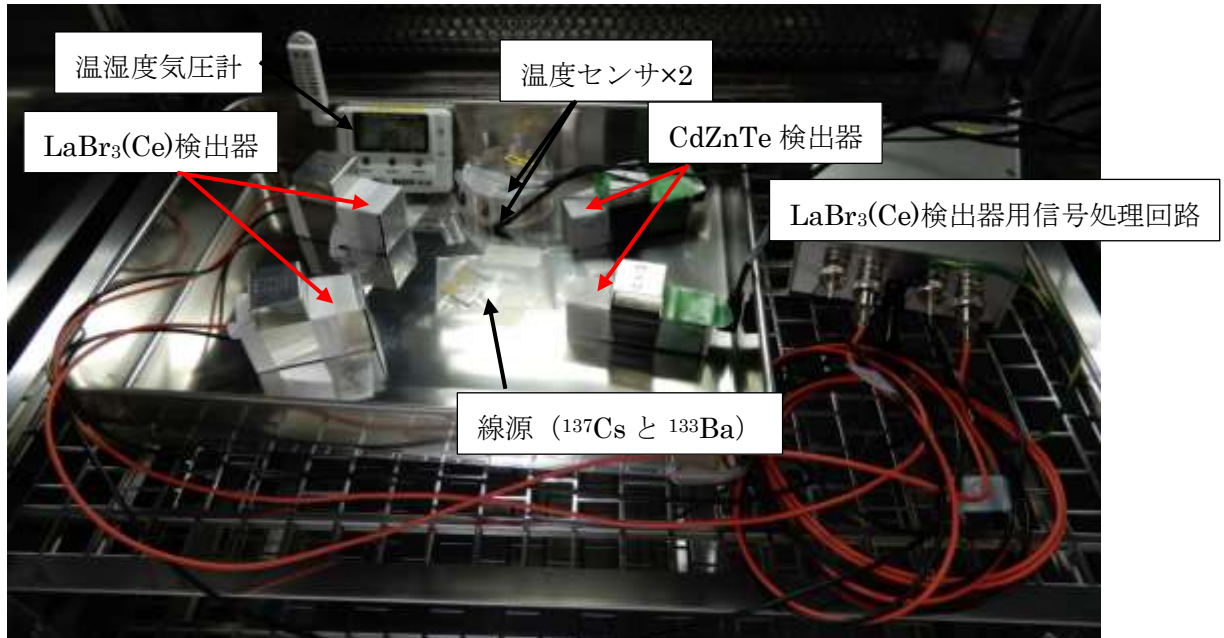


図4-2-3-5-1 温度特性試験の様子

公衆用甲状腺モニタシステム ($\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器) 及び作業用甲状腺モニタシステム(CdZnTe 検出器)について、得られた波高スペクトルを図4-2-3-5-2及び図4-2-3-5-3に示す。 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器については、Casanovas らの報告⁸⁾と同様なピークシフトが見られた(図4-2-3-5-4(a))。一方で、 CdZnTe 検出器については、有意なピークシフトは観測されず、Park からも報告⁹⁾しているように、温度上昇に従う分解能の低下のみ認められた(図4-2-3-5-4(b)及び図4-2-3-5-5(b))。公衆用甲状腺モニタシステムに関しては、実際の測定の際、温度変化によるゲインのシフトに留意し、4. 2. 3. 1項に示すように適切なゲインの調整

あるいは ROI の設定を行う必要がある。適切なゲイン調整及び ROI 設定の基では、図 4-2-3-5-6 に示すように、公衆、作業用何れのシステムにおいても、温度変化に伴う有意なピークカウントの変化はなく、定量に影響はない。

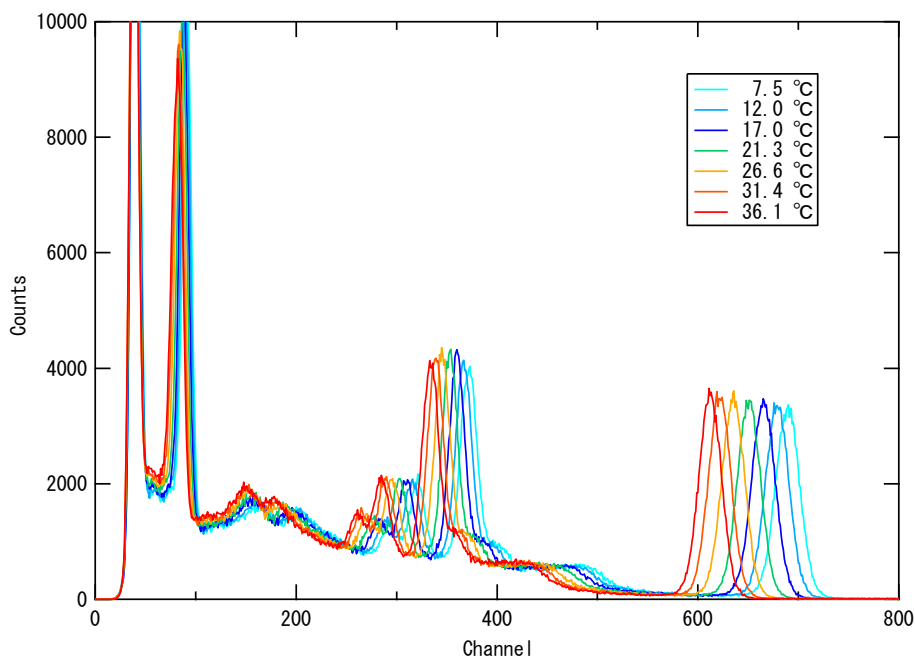


図 4-2-3-5-2 公衆用甲状腺システムの $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器（検出器 1）の各温度における波高スペクトル

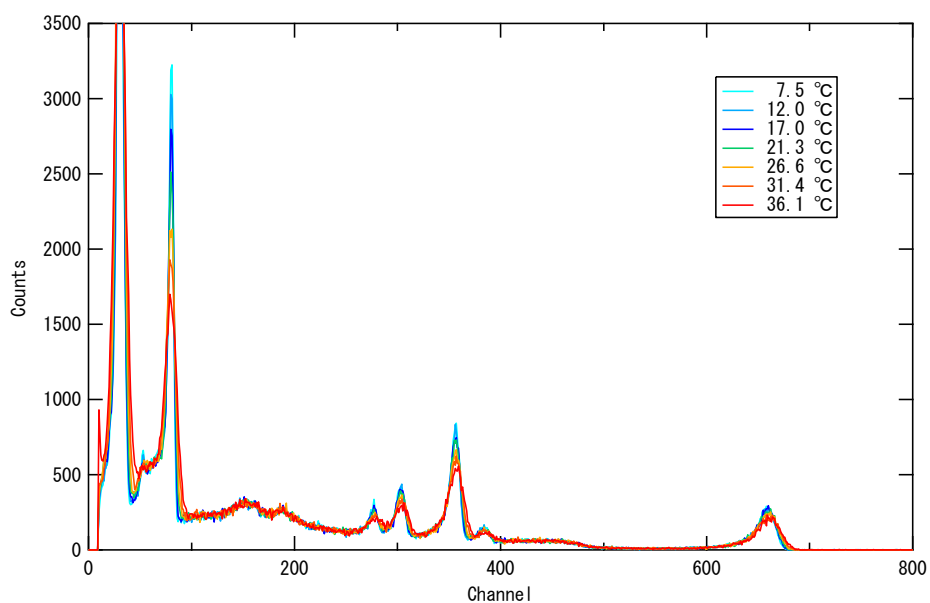
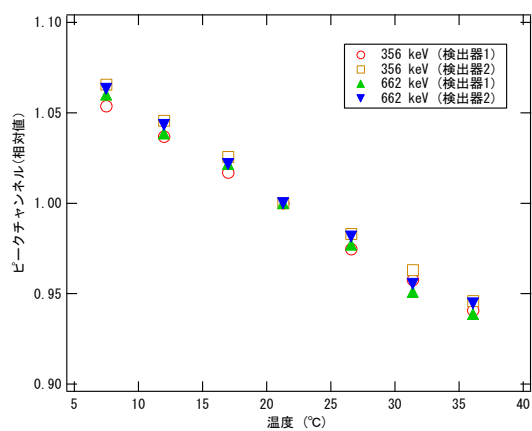


図 4-2-3-5-3 作業用甲状腺システムの CdZnTe 検出器（検出器 1）の各温度における波高スペクトル

(a)



(b)

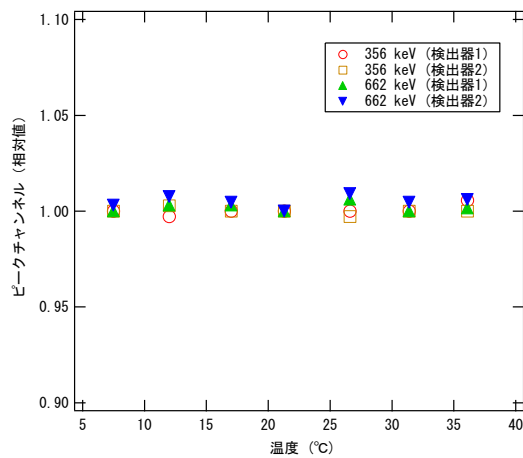
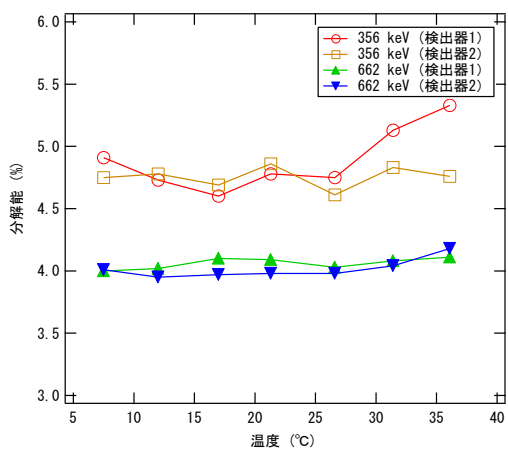


図 4-2-3-5-4 温度によるピークチャンネルの変化
(21.3°Cに対する相対値として示した)

(a) 公衆用甲状腺システム(LaBr₃(Ce))、(b) 作業用甲状腺システム (CdZnTe)

(a)



(b)

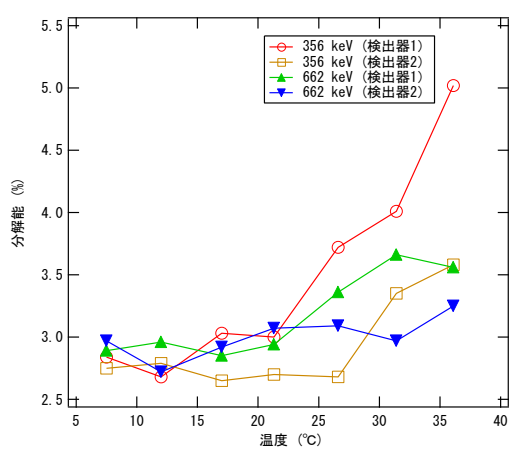


図 4-2-3-5-5 温度による分解能の変化

(a) 公衆用甲状腺システム(LaBr₃(Ce))、(b) 作業用甲状腺システム (CdZnTe)

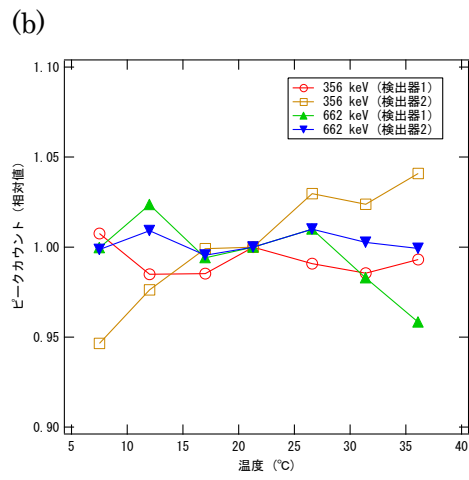
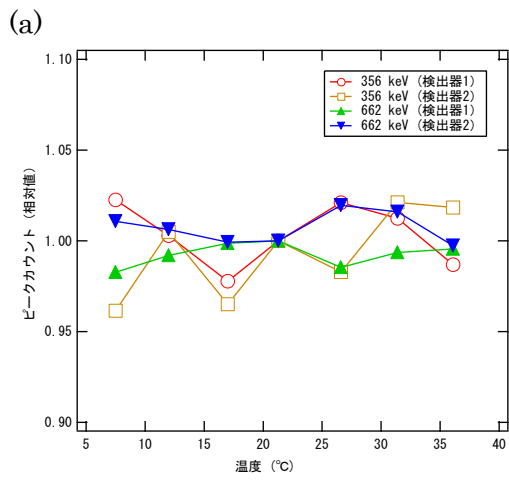


図 4-2-3-5-6 温度によるピークカウントの変化
(21.3°Cに対する相対値として示した)

(a) 公衆用甲状腺システム(LaBr₃(Ce))、(b) 作業用甲状腺システム (CdZnTe)

4. 3 甲状腺モニタシステムの開発

4. 3. 1 概要

平成 30 年度に実施した概念設計を基に、検出器用遮蔽体への取付けが可能で、被検者と検出器の位置関係を固定するための測定治具及び甲状腺モニタシステム設置用器具を製作した。うつ伏せの姿勢での長時間測定が困難な乳児、妊婦、身体不自由者について、仰臥位で寝かせた姿勢での測定が可能かについて検討した。そして、検出限界値や不確かさの評価を行い、測定条件を標準化した。また、甲状腺モニタシステムの校正に用いる円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムと検出器の位置関係を固定する治具を製作して、校正条件を標準化した。さらに、高線量率下での測定を考慮して、バックグラウンド放射線による影響の補正を可能とするためのバックグラウンド放射線測定用治具を製作した。

製作した実機及び治具類を用いた甲状腺モニタシステムについて、公衆用システム及び作業員用システムのそれぞれの使用法に係るマニュアルを作成した。

4. 3. 2 測定条件標準化法の開発

4. 3. 2. 1 測定治具（検出器固定用治具）の開発

開発した甲状腺モニタシステムで被検者の甲状腺に蓄積された ^{131}I の放射能を正確に定量するためには、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器又は CdZnTe 検出器の計数効率の精度が要求される。この検出効率は線源（被検者の甲状腺）と検出器の距離に大きく依存する。このため、被検者の甲状腺と検出器の位置関係を正確に決定できる測定治具（検出器固定用治具）の開発が必須となる。そこで、平成 30 年度事業で実施した概念設計に基づいて、検出器用遮蔽体の上部に取り付け可能な測定治具を製作した。

測定治具の開発は、試行錯誤が必要と考えられたため、設計変更に対応でき、複雑な形状を自在に製作可能な 3D プリンタ（サンステラ製 UP BOX+）を用いて実施した。製作した測定治具を図 4-3-2-1~2 に示す。

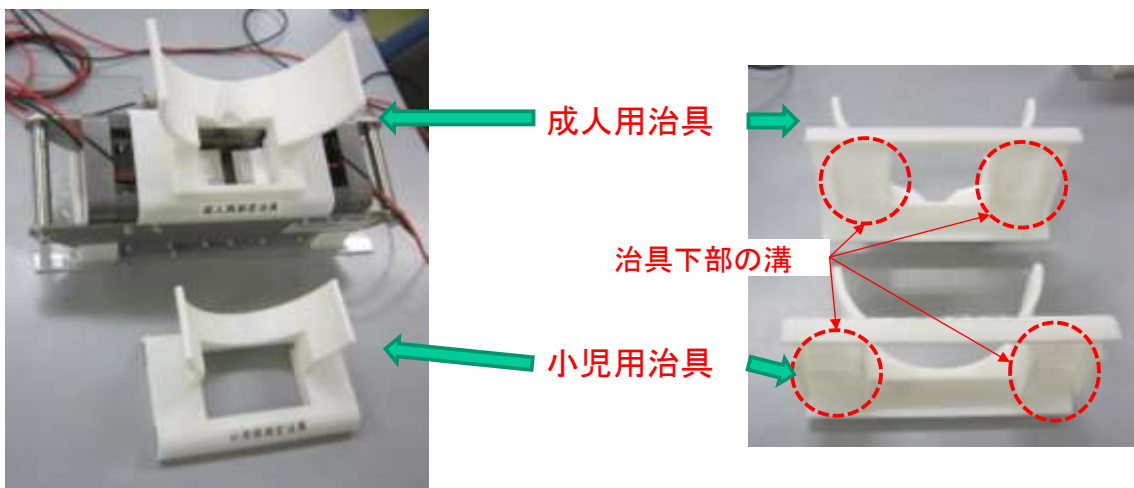


図 4-3-2-1-1 公衆用甲状腺モニタシステムの測定治具

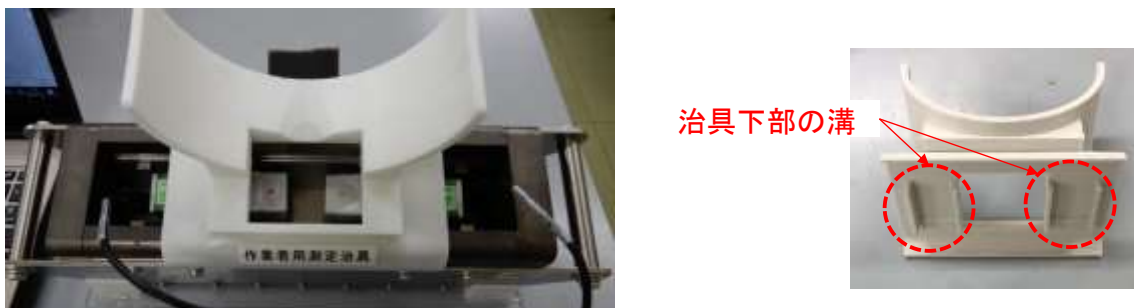


図 4-3-2-1-2 作業用甲状腺モニタシステムの測定治具

平成 29 年度に最適化した検出器の配置では、2 個の検出器実効中心間の距離について、乳児及び小児に対しては 6 cm に、成人に対しては 4 cm と決定した⁹⁾。甲状腺モニタシステムを用いた測定時に、この検出器間距離を間違えて設定することがないように、図 4-3-2-1-1~2 の右側に示すように、測定治具の下部にある溝が検出器上部遮蔽体の両側を挟み込む構造とした。これにより、検出器と被検者の左右方向の位置関係が確実に固定されるのみならず、年齢群に応じた測定治具を選択することにより、適切な検出器間距離が間違えることなく設定できる。甲状腺は首の付け根にあるため、検出器固定用治具の上部側半分のみ、年齢群ごとの平均的な首の直径を考慮した円弧型のサポートを取り付けることにより、検出器に対する被検者の中心軸と上下方向の位置が決定できるようにした。

検出器固定用治具は、被検者と直接接触するため、除染が容易であることに加えて、人体への有害性が認められず、接触しても不快に感じにくい材質であることを考慮して、様々な製品に広く使用されている複数の樹脂を組み合わせることとした。

直接被検者と接する円弧型のサポート部には、軟質ウレタン樹脂であるポリウレタン系熱可塑性エラストマー (TPU) 樹脂を採用した。TPU 樹脂は、ゴムのように柔軟性を持つため、被検者により頸径などの個人差がある場合においても、それを吸収できる。また、軟質であるため、頸部を押し付けても不快に感じにくい。さらに、スマートフォンのケース、工具のグリップ、自動車のパネル表面等の人体と直接接触する製品に使用されている¹⁰⁾。

検出器用遮蔽体への取付部については、検出器位置を正確に決定できるように硬質の材質とする必要があった。そこで、生分解性でバイオマス由来であるため、環境に対する負荷が小さく、3D プリンタで硬質の成形が容易な PLA (ポリ乳酸) 樹脂を採用した¹¹⁾。PLA 樹脂は食品トレイ、家電製品の外装等にも利用されており、人体への有害性が認められていない。

4. 3. 2. 2 甲状腺モニタシステム設置用器具等の開発

開発した甲状腺モニタシステム設置用器具等一式を図4-3-2-2-1に示す。正確な測定のためには、被検者が前かがみになったときに、テーブルなどに設置した甲状腺モニタの遮蔽体上面と頸部とが平行にしなければならない。このためには、検出器遮蔽体を前向きに傾斜させる必要があるため、遮蔽体傾斜用台を製作した。さらに、測定治具のみで頭部の荷重を支えた場合、頸部への負担が大きく不快感がある事から、顎サポート台を製作して頭部の荷重を分散できるように工夫した。

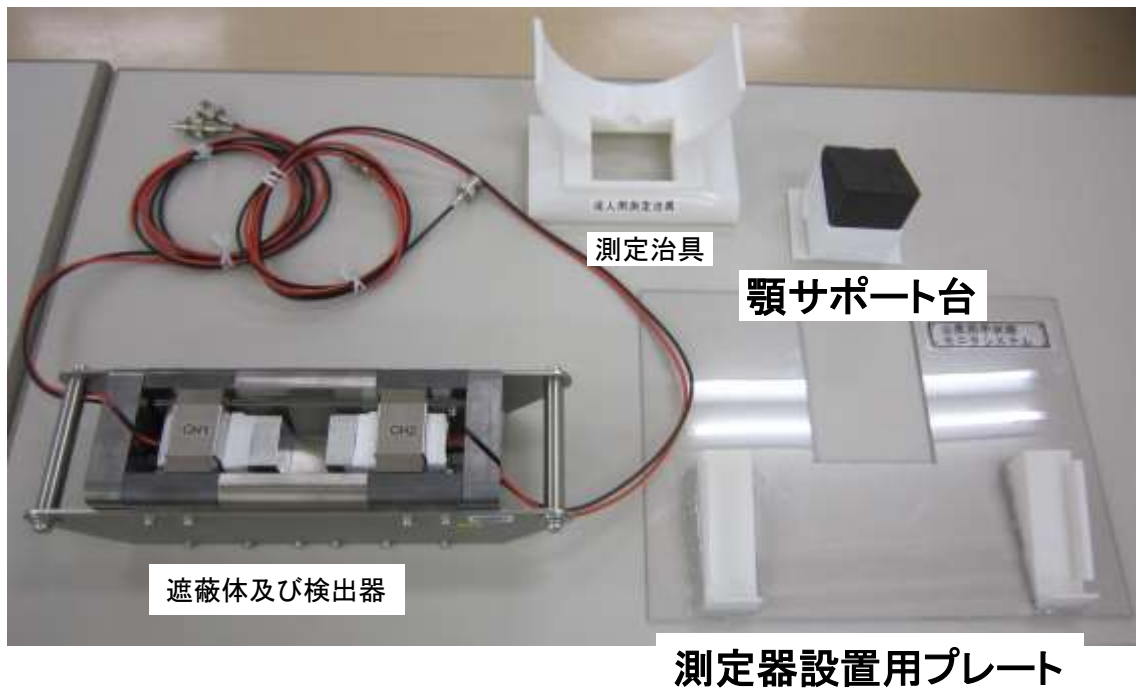


図4-3-2-2-1 公衆用甲状腺モニタシステム設置用器具類（顎サポート台及び測定器設置用プレート）の写真

遮蔽体傾斜台の製作にあたり、傾斜角度について検討した。前傾角度が15度と25度になる2種類の傾斜台を試作し、甲状腺簡易測定研修でのデモンストレーションにおいて、研修参加者に体感してもらい、その時の感想や意見を聴取した。その結果、15度が身体への負担もなく測定に適していることが判明した。そこで、図4-3-2-2-2右側に示す遮蔽体傾斜台を3Dプリンタで作製した。



測定器設置用プレートへの遮蔽体の設置／遮蔽体傾斜用台(右側)

図4-3-2-2-2 測定器設置用プレートと遮蔽体傾斜用台の写真

頭部の荷重を頸部から分散させるために、図4-3-2-2-3に示す顎サポート台を製作した。顎が直接接触する部分には荷重がかかるため、不快に感じることがないように、台の本体は硬質ウレタンフォームで作製し、PLA樹脂で作製した土台に固定した。顎サポート台の上面を水平ではなく、斜めにするるとともに、顔面の上下方向(図4-3-2-2-3右側の写真で左右方向)に自由に動かすことができるようにした。これにより、被検者の頸部と顎の距離に個人差がある場合でもその差を吸収できるように工夫した。当初、台の高さは、50 mm～70 mm と 70 mm～90 mm の2種類を用意したが、第2回実務者会合でのデモンストレーションにおいて、大多数の参加者から70 mm～90 mmの方が頸部への負担が小さいとの意見があったことから、顎サポート台の高さを70 mm～90 mmに決定した。

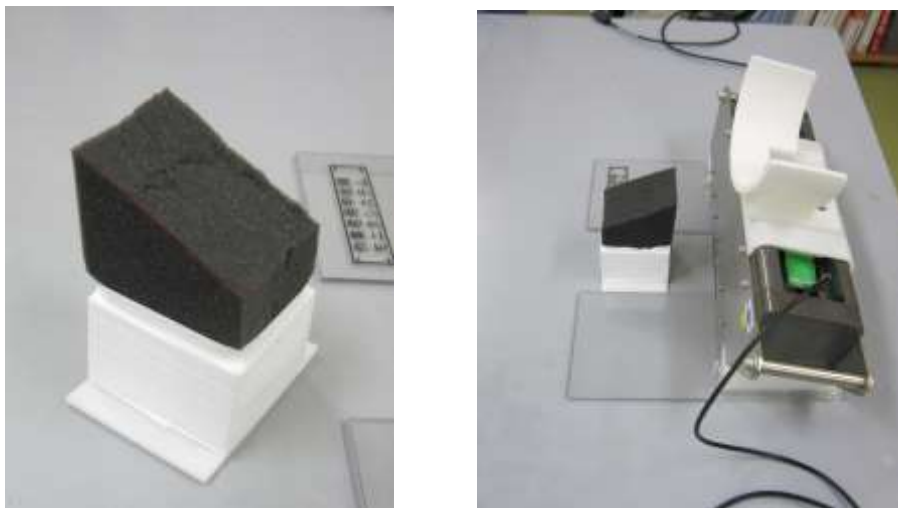


図4-3-2-2-3 製作した顎サポート台(右側が使用時の状態)

顎サポートが検出器用遮蔽体の中心軸から左右にずれた場合、被検者の甲状腺と検出器の位置にずれを生じさせ、測定精度に影響する可能性がある。そこで、厚さ 3 mm、横 300 mm、縦 225 mm のポリエチレンテレフタレート製の平板に遮蔽体傾斜用台を接着することにより、甲状腺モニタ測定器の位置を固定できる測定器設置用プレートを作成した（図 4-3-2-2-1 参照）。そして、図 4-3-2-2-3 右側のように顎サポート台の可動部分に、切り欠きを設けることにより、顎サポート台を甲状腺モニタ測定器の左右方向のずれが生じないような構造とした。これらの甲状腺モニタシステム設置用機器を用いて被検者の甲状腺測定を行うときの様子を図 4-3-2-2-4 に示す。



甲状腺モニタへの被検者の保定方法



測定時

図 4-3-2-2-4 測定時の被検者の保定方法

4. 3. 2. 3 乳児、妊婦、身体不自由者に対する測定法の検討

平成 30 年度事業では、図 3-2-2 に示すように、公衆の全ての年齢層について被検者が上体をうつ伏せにして測定を行うジオメトリ（以下、「標準測定ジオメトリ」という。）とされていた。しかしながら、首のすわっていない新生児を含めた乳児、妊婦、高齢者や体の不自由な被検者等に対しては、測定を行う間、この姿勢を維持することが困難となる場合がある。そこで、これらの被検者に対しては、専門家による助言も踏まえて仰臥位による測定（以下、「仰臥位測定ジオメトリ」という。）を検討した。

図 4-3-2-3-1 に示すように、頸部背面から甲状腺位置に合うように被検者を仰臥位で寝かせる。頸部は図 4-3-2-1-1 で示した測定用治具を用いて支持し、頭部及び体幹部は枕及びマット等により無理のない姿勢となるようにする。

仰臥位測定ジオメトリでの計数効率 ε_{sup} をモンテカルロ計算（PHITS 3.0.2³⁾）により評価し、次式で示す補正係数 k_{sup} を求めた。

$$k_{\text{sup}} = \frac{\varepsilon_{\text{sup}}}{\varepsilon}$$

ここで、 ε は、標準測定ジオメトリにおいて評価された計数効率である。乳児、小児、及び成人に対して評価した k_{sup} を表 4-3-2-3-1 に示す。仰臥位測定ジオメトリでは、甲状腺から検出部までの距離が増加することから、計数効率は減少し、検出限界は 600 秒測定で表 4-3-2-3-2 のようになる。環境バックグラウンド下では乳児においても 10 mSv を担保することが可能である。

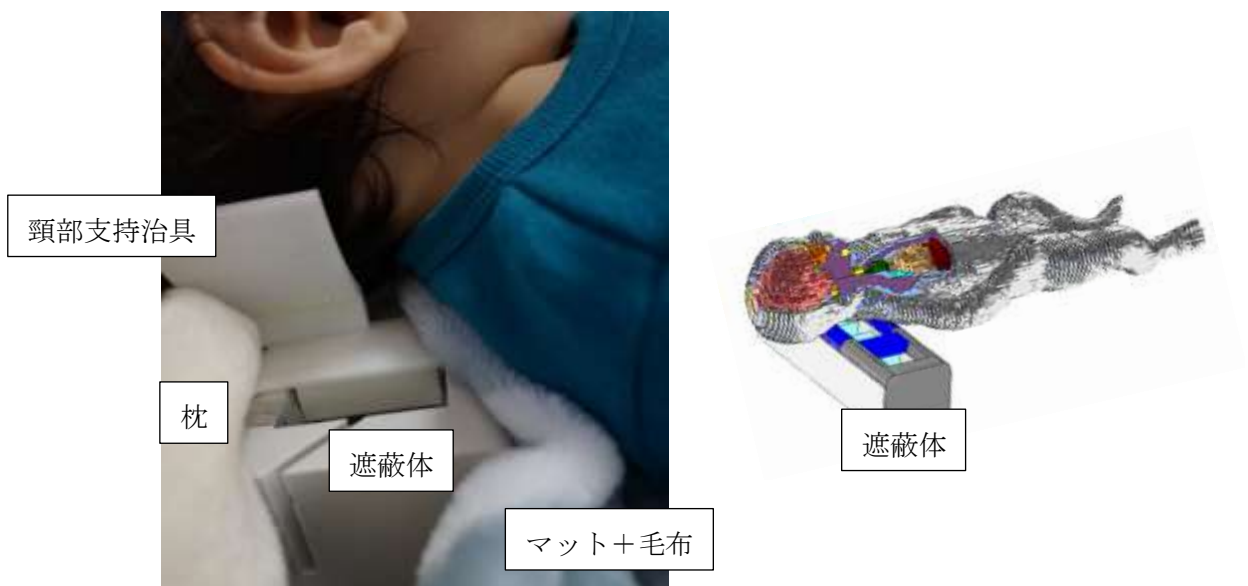


図 4-3-2-3-1 仰臥位測定ジオメトリ（左：1 歳児測定例、右： ε_{sup} 評価時の計算体系（乳児））

表 4-3-2-3-1 仰臥位測定ジオメトリの補正係数

	乳児	小児	成人
k_{sup}	0.182±0.003	0.166±0.003	0.0611±0.0005

表 4-3-2-3-2 仰臥位測定ジオメトリでの検出限界値 (600 秒測定)

BG 源	検出限界値 [Bq] (甲状腺等価線量の評価下限値 [mSv])		
	乳児	小児	成人
環境バック	393	149	202
グラウンド	(10)	(1.8)	(0.5)
^{137}Cs	2515	953	1297
5 $\mu\text{Sv/h}$	(64)	(11)	(3.1)
^{60}Co	1887	715	973
5 $\mu\text{Sv/h}$	(48)	(8.6)	(2.3)

甲状腺内 ^{131}I は以下の式により定量する。

$$A = \frac{\dot{n} - \dot{n}_b}{\varepsilon_*}$$

A : 被検者の甲状腺内 ^{131}I の放射能 (Bq)

\dot{n} : 被検者測定時のピーク領域の正味計数率

(2つの検出器を合算したもの) (cps)

\dot{n}_b : バックグラウンド測定時のピーク領域の正味計数率

(2つの検出器を合算したもの) (cps)

ε_* : ^{131}I に対する計数効率 (cps/Bq)

$\varepsilon_* = \varepsilon \cdot k_{\text{sup}}$: ε は代表点法で求めた ^{131}I に対する計数効率、 k_{sup} は、仰臥位測定ジ

オメトリの補正係数 (表 4-3-2-3-1 参照)

(標準測定ジオメトリの場合は $k_{\text{sup}} = 1$)

甲状腺等価線量は、次式により評価できる。

$$D = \frac{A \cdot CF_{\text{thy}}}{F}$$

D : 甲状腺等価線量 (mSv)

CF_{thy} : 摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数 (mSv/Bq)

F : ^{131}I の甲状腺残留率

4. 3. 2. 4 検出限界値評価法の検討

平成 30 年度事業では、検出限界値 DL は従来から放射線管理の分野で専ら使用されているバックグラウンド計数値の標準偏差 (σ) の 3 倍 (3σ) を基にした下式で評価した (Cooper の方法) ¹²⁾。

$$DL = \frac{K}{\varepsilon_*} \left\{ \frac{K}{t_s} + 2 \sqrt{\left(\frac{K}{t_s}\right)^2 + 4\dot{n}_b \left(\frac{1}{t_s} + \frac{1}{t_b}\right)} \right\}$$

DL : 検出限界値 (Bq)

K : 3

t : 被検者測定時間 (sec)

t_b : バックグラウンド測定時間 (sec)

\dot{n}_b : バックグラウンド測定時のピーク領域の計数率 (cps)

(図 4-3-2-4-1 参照)

ε_* : ^{131}I に対する計数効率 (cps/Bq)

しかしながら、ISO など ¹³⁾ では、Currie の考え方を取り入れており、欧州 CATHyMARA プロジェクトの報告書 ⁵⁾ においても採用されている。これに従うと、甲状腺内に ^{131}I が存在しないにも関わらず存在すると誤る確率 (第 1 種の過誤) と存在する ^{131}I が存在しないと誤る確率 (第 2 種の過誤) をともに 5% として、以下の式で検出限界値 DL_{currie} が評価される (以下、「CATHyMARA の方法」という)。

$$DL_{\text{currie}} = \frac{k \frac{1}{t\varepsilon_*} \left[k + 2 \sqrt{\sum_{j=1}^2 \left\{ \frac{P_j}{2l_m} n_{0,j} + \left(\frac{P_j}{2l_m}\right)^2 n_{0,j} + \frac{t}{t_b} \left(n_{1,j} + \frac{t}{t_b} u^2(n_{1,j}) \right) \right\}} \right]}{1 - k^2 \frac{u^2(\varepsilon_*)}{\varepsilon_*^2}}$$

$k = 1.645$

P_j : 検出器 $j(j=1, 2)$ の ^{131}I ピーク領域の ROI チャンネル数 (ch)

(図 4-3-2-4-1 参照)

l_m : ピーク領域のネット面積計算に用いる連続部のチャンネル数 (ch)

(ピーク領域の両側数チャンネル : 図 4-3-2-4-1 参照)

$n_{0,j}$: ピーク領域のネット面積計算に用いる連続部のカウント数 (count)

(図 4-3-2-4-1 参照)

ε_* : ^{131}I に対する計数効率 (cps/Bq)

$u(\varepsilon_*)$ はその不確かさを示す

t_b : バックグラウンド測定時間 (sec)

t : 被検者測定時間(sec)

$n_{l,j}$: バックグラウンド測定におけるピーク ROI 領域のネットカウント数(count)

(図 4-3-2-4-1 参照)

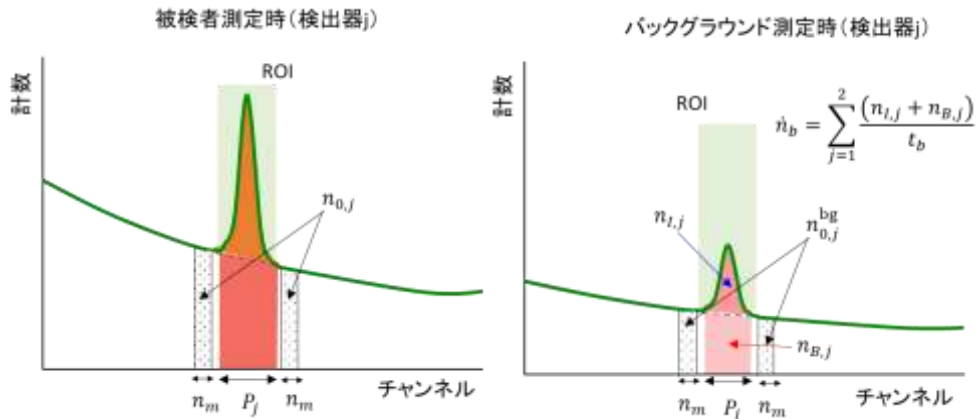


図 4-3-2-4-1 検出限界を決定するための波高スペクトルの各領域

Cooper の方法は簡便であり、バックグラウンド測定のみで評価できることから、測定システムの性能評価などでは非常に有用であり、本報告書でも用いている。一方、CATHyMARA の方法はいささか複雑ではあるが、バックグラウンドのみならず被検者の甲状腺内に存在する ^{131}I に起因する分布が考慮されていること、被検者が他の核種でも汚染されているなどして被検者測定時の ROI 連続部に影響があっても適切に評価できること、ISO 等でも標準的な方法とされていることから、実際の測定時には CATHyMARA の方法がより適していると考えられる。作成したスペクトル解析用ソフトウェアでは、両者を適宜選択できるようになっている (4-2-2-4 項参照)。

4. 3. 2. 5 不確かさの評価

平成 30 年度事業²⁷⁾では、被検者の甲状腺体積や甲状腺位置や位置ずれによる不確かさについて評価した。欧州 CATHyMARA プロジェクト⁵⁾においても、緊急時の測定であっても甲状腺内に蓄積した¹³¹I の測定における不確かさや偏差は明らかにしておくべき、と勧告している。さらに、影響因子として、計数の不確かさ、検出器の位置ずれ、甲状腺以外の臓器に蓄積した¹³¹I、校正に伴う不確かさ、被検者の年齢と被検者の甲状腺質量に関する不確かさ、を挙げている。開発した甲状腺モニタリングシステムを用いた甲状腺内¹³¹I の定量の信頼性を担保するためにも、これらの不確かさ要因を見積もっておくことは重要である。そこでの本節では、これら平成 30 年度報告以外の不確かさの要因についても考慮し、製作した実機について、被検者の甲状腺内に蓄積した¹³¹I の定量不確かさを見積もりバジェット表としてとりまとめた。

(a) 計数効率評価に係る不確かさ

計数効率 ε_* は、代表点法を用いて、以下の式で導出される。

$$\varepsilon_* = \frac{n_{cal}}{A_{Ba-133} \cdot t_{cal}} \cdot \frac{y_{I-131}}{y_{Ba-133}} \cdot k_{rep} \cdot k_{sup}$$

表 4-3-2-5-1 に、各記号の意味と公衆用甲状腺モニタリングシステム(成人)の標準測定ジオメトリの計数効率に対する不確かさ評価の例を示す。この評価例では、計数効率の相対不確かさは $k=1$ で 2.1% であった。

(b) バックグラウンド測定評価に係る不確かさ

バックグラウンド計数は、バックグラウンド用ファントムを用いて測定され、被検者測定におけるバックグラウンド計数率 \dot{n}_b は、以下の式で評価される。

$$\dot{n}_b = \frac{n_l}{t_b} \cdot k_{BG}$$

ここに、 n_l は、¹³¹I ピーク ROI 領域のネットカウント、 t_b はバックグラウンド測定時間、 k_{BG} は、不確かさの評価のための人体形状との違いにかかる補正項である。¹³¹I による $1 \mu\text{Sv/h}$ の環境下で公衆用成人のバックグラウンド測定を実施する際の不確かさ評価の例を表 4-3-2-5-2 に示す。 n_l については、¹³¹I からの光子が ISO ジオメトリで入射したときの検出器の応答計算¹⁵⁾を基に、同じ計数を与えるように¹³³Ba 線源の照射試験を行い、不確かさを導出した。

(c) 被検者の甲状腺内¹³¹I の定量に係るトータル不確かさ

甲状腺内¹³¹I 放射能 A は、4. 3. 2. 3 項の式に不確かさ評価のための補正項を加えて、以下の式で評価される。

$$A = \frac{n/t - \dot{n}_b - \dot{n}_s}{\varepsilon_* \cdot k_d \cdot k_{thy}} \cdot k_{other}$$

ここで、 n は被検者測定時の ROI ピーク領域の正味計数、 t は、被検者測定時間を表

す。その他の不確かさ評価のための各補正項について、以下にその詳細と評価方法を記載する。

(i) 被検者の位置ずれに関する補正(k_d)

平成30年度事業²⁾では位置ずれに対する不確かさを評価した。本年度事業では、被検者の頸部固定用治具を開発したことに伴い、図4-3-2-5-1におけるX方向及びY方向については、制限がかかるため位置ずれしにくい。一方、Z方向については、甲状腺の位置には個人差があるため、正確に位置合わせすることは困難である。そこで、Karachaliasら¹⁶⁾が報告している近接測定ジオメトリでの位置ずれの幅も考慮して、位置ずれの幅として、X方向に±1.0 cm、Y方向に0~+5 mm、Z方向に±2.5 cmと見積もった。平成30年度事業報告²⁾によると、これらの位置ずれに対応する計数効率の変化はX方向で-3%、Y方向で-13%、Z方向で-12%である。

(ii) 被検者の個人差による計数効率の補正(k_{thy})

校正ボクセルファントムと被検者間の甲状腺周辺の解剖学的差異による不確かさで、甲状腺前組織厚の影響が大きく、平成30年度事業報告²⁾によると、成人に対しては±24%と評価されている。

(iii) 表面汚染による補正(n_s)

表面汚染による影響を確かめるために、ボクセルファントム(AM¹⁷⁾)の①頸部表面の皮膚が一律に¹³¹Iで汚染されているとき、②頸部の検出器側表面の皮膚が¹³¹Iでスポット汚染されているとき、の2つのケースについて公衆用甲状腺モニタリングシステムのLaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の応答をモンテカルロ計算により評価した。

①の場合において、表面密度あたりのLaBr₃(Ce)の応答は1.91 cps/(Bq cm²)であり、②の場合において、放射能あたりのLaBr₃(Ce)の応答は0.021 cps/Bqであった。従って、0.4 Bq/cm²で一律に汚染している場合は、LaBr₃(Ce)の応答は0.76 cpsとなる。なお、同計数率を与える頸部表面位置でのスポット汚染は、70 Bq存在するときである。

(iv) 甲状腺以外の組織に蓄積した¹³¹Iによる補正(k_{other})

ヨウ素の体内動態モデル^{18),19)}によると、摂取し血液中の取り込まれたヨウ素は、速やかに70%が直接尿中に排泄され、残り30%は甲状腺に移行する。その後、ゆっくりと他の組織へ移行し、80%が血液中は戻り、残りは糞中排泄される。成人について、粒径1 μmの¹³¹Iを吸入摂取してから5日経過した後の甲状腺、血液及びその他の組織の残留率を内部被ばく計算コードIDECにより計算したものを表4-3-2-5-3に示す。次に、ボクセルファントム(AM)の甲状腺、血液及びその他の組織のそれぞれに、¹³¹Iが1 Bq一様に存在するときのLaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の応答をモンテカル

ロコードを用いて計算し、甲状腺に対する血液及びその他の組織からの相対的影響を評価した(表4-3-2-5-3)。本甲状腺モニタリングシステムは、遮蔽体に囲まれているため甲状腺以外の組織に蓄積した ^{131}I による影響は無視できるレベルである。

これらを基にして、 ^{131}I による $1\ \mu\text{Sv/h}$ の環境下で、甲状腺等価線量で $5.5\ \text{mSv}$ に相当する粒子状 ^{131}I を吸入摂取し、頸部表面に $0.4\ \text{Bq/cm}^2$ の様な表面汚染のある公衆成人を、摂取後5日後に標準測定ジオメトリで測定し、被検者の甲状腺内 ^{131}I を定量する際の不確かさ評価の例を表4-3-2-5-4に示す。 n については、上述した条件での測定と同じ計数を与えるように ^{133}Ba 線源の照射試験を行い、不確かさを導出した。表4-3-2-5-4に示すとおり、甲状腺前組織厚等の個人差による不確かさが、大きく寄与している。この条件での甲状腺内 ^{131}I 放射能の相対不確かさは $k=1$ で18.6%である。Karachaliasら¹⁶⁾の報告では、本モニタのように検出器を頸部に近づけて測定するモニタについては、そのトータル不確かさは最大で約40%($k=1$)と見積もっている。従って、本モニタの不確かさの大きさは十分に許容できると考えられる。

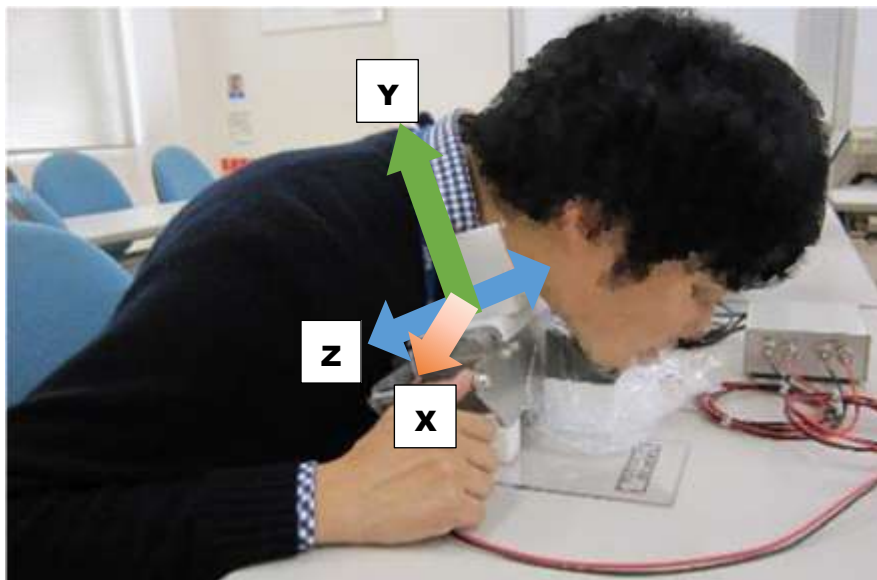


図4-3-2-5-1 被検者測定時の位置ずれの方向

表 4-3-2-5-1 公衆用システム（成人）の計数効率評価に対するバジェット表（例）

要因	記号	推定値	単位	Type	分布	感度係数	標準不確かさ	不確かさへの寄与	評価方法
ROI ピーク計数評価	n_{cal}	241021.4	counts	A	—	2.77×10^{-8}	2330.1	20.9 %	繰り返し測定により評価※
^{131}I の 364 keV 光子放出率	y_{I-131}	0.817		B	正規分布	8.17×10^{-3}	0.0025	2.1 %	文献値 ¹⁴⁾
^{133}Ba の 356+383 keV 光子放出率	y_{Ba-133}	0.71		B	正規分布	-9.40×10^{-3}	0.000996	0.4 %	文献値 ¹⁴⁾
校正時測定時間 (LT)	t_{cal}	300	sec	B	矩形分布	-2.23×10^{-5}	1.70	7.2 %	Dead time から評価
^{133}Ba 線源放射能	A_{Ba-133}	1.385×10^5	Bq	B		-4.82×10^{-8}	2.08×10^3	50.3 %	
検定日放射能	$A_{Ba,0}$	4.06×10^5	Bq	B	正規分布	0.341	6.09×10^3		線源検定書
^{133}Ba 半減期	$T_{1/2,Ba}$	10.539	year	B	正規分布	1.41×10^4	0.003		文献値 ¹⁴⁾
経過日数	t	5973	day	B	矩形分布	-24.9	0.577		±1 日の矩形分布
代表点法に伴う補正	k_{rep}	1.0		B	矩形分布	6.68×10^{-3}	0.00924	19.1 %	シミュレーション計算 ²⁾
仰臥位測定に伴う補正	k_{sup}	1.0		—	—	6.37×10^{-3}	0	0.0 %	標準測定ジオメトリなので寄与なし
計数効率	ϵ_*	6.68×10^{-3}	cps/Bq			合成標準不確かさ	1.41×10^{-4}		
						拡張不確かさ	2.8×10^{-4}		($k=2$)

※計数の統計的不確かさのみならず、設置に伴う位置ずれの不確かさや ROI ピーク面積評価の不確かさを含んでいる

表 4-3-2-5-2 バックグラウンド測定評価に対するバジェット表 (例)

要因	記号	推定値	単位	Type	分布	感度係数	標準不確かさ	不確かさへの寄与	備考
ROI ピーク計数評価	n_I	4099	counts	A	—	6.67×10^{-3}	121.1	28.3 %	^{133}Ba を用いた照射試験により模擬
校正時測定時間 (LT)	t_{cal}	150	sec	B	矩形分布	-1.82×10^{-1}	0.046	0.0%	Dead time から評価
人体形状との違いに伴う補正	k_{BG}	1.0		B	矩形分布	27.3	0.047	71.7 %	文献値 ¹⁵⁾
バックグラウンド計数率	\dot{n}_b	27.3	cps			合成標準不確かさ	1.52		
						拡張不確かさ	3.0		($k=2$)

表 4-3-2-5-3 甲状腺以外の組織の相対的寄与の評価 (例)

	甲状腺	血液	その他の組織
摂取 5 日後の残留率	6.30×10^{-2}	3.50×10^{-5}	2.20×10^{-3}
LaBr ₃ (Ce)の応答	6.86×10^{-3} cps/(Bq in thyroid)	2.31×10^{-4} cps/(Bq in blood)	8.03×10^{-5} cps/(Bq in rest of body)
甲状腺内残留量が 1 Bq である ときの LaBr ₃ (Ce)の応答	6.86×10^{-3} cps/(Bq in thyroid)	1.29×10^{-7} cps/(Bq in thyroid)	2.81×10^{-6} cps/(Bq in thyroid)
相対寄与	1	1.29×10^{-5}	4.09×10^{-4}

表 4-3-2-5-4 公衆用システム（成人）の被検者測定に対するバジェット表（例）

要因	記号	推定値	単位	Type	分布	感度係数	標準不確かさ	不確かさへの寄与	評価方法
ROI ピーク計数評価	n	6416	counts	A	—	9.98×10^{-1}	143.9	11.1%	^{133}Ba を用いた照射試験により模擬
測定時間（LT）	t	150	sec	B	矩形分布	-42.7	0.058	0.0%	Dead time から評価
バックグラウンド計数率	\dot{n}_b	27.3	cps			-1.50×10^2	1.52	27.8%	表 4-3-2-5-2
計数効率	ε_*	6.68×10^{-3}	cps/Bq			-3.46×10^5	1.4×10^{-4}	1.3%	表 4-3-2-5-1
被検者の位置ずれ補正	k_d	1.0		B	矩形分布	-2.31×10^3	0.038	4.1%	文献値 ²⁾
被検者の個人差による補正	k_{thy}	1.0		B	正規分布	-2.31×10^3	0.12	55.2%	文献値 ²⁾
表面汚染に伴う補正	n_s	0.0		B	矩形分布	-1.50×10^2	0.22	0.6%	シミュレーション計算
甲状腺以外の臓器に蓄積した ^{131}I による補正	k_{other}	1.0		B	矩形分布	2.31×10^3	1.2×10^{-4}	0.0%	シミュレーション計算
甲状腺内 ^{131}I 放射能	A	2312	Bq			合成標準不確かさ	431		
						拡張不確かさ	862		($k=2$)

4. 3. 3 甲状腺モニタシステム校正法の開発

開発した甲状腺モニタの校正は、平成 30 年度事業までに開発した ^{133}Ba 点線源と簡易アクリルファントムを用いた代表点法^{2),20)}により実施する。この方法では、簡易アクリルファントムを、被検者測定時と同様に、甲状腺モニタ検出器表面から 2.5 cm 位置に正確に設置する必要がある。位置ずれに伴う計数効率の不確かさを小さくするために、平成 31 年度事業では、校正を行うための治具（以下、「校正用治具」という。）を 3D プリンタにて製作した（図 4-3-3-1）。材質は、PLA 樹脂であり、検出器上部遮蔽体に挟み込むことで、検出器とファントムの位置関係が適切になるよう設計されている。乳児に対しては、乳児用のアダプタを小児用の治具と組み合わせて使用するよう設計されている（図 4-3-3-2 参照）。これを用いて、完成した甲状腺モニタ実機について、 ^{131}I の 364 keV の γ 線に対する計数効率 ϵ を評価した。測定の様子を図 4-3-3-2 に示す。得られた計数効率は、平成 30 年度事業報告²⁾に比べて $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器では特に大きくなっている（表 4-3-3-1 参照）。これは、今年度新規に調達した検出器を使用したためであり、検出器の状態に起因する差異と考えられる。このように、使用する検出器毎に校正を行い、計数効率を事前に測定評価しておくことが重要である。

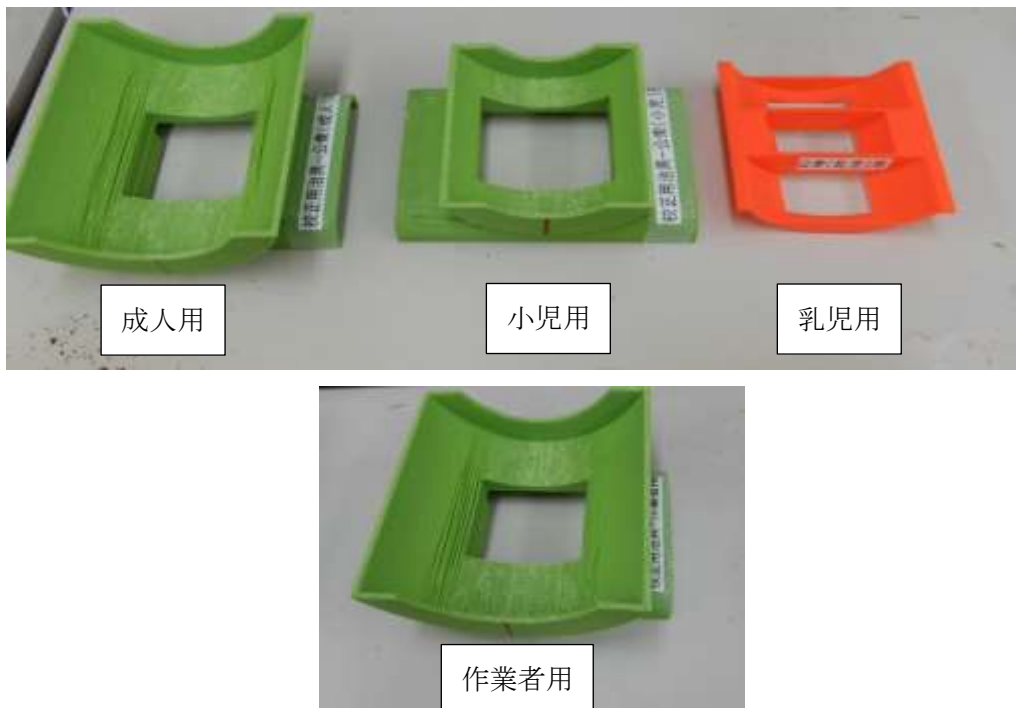


図 4-3-3-1 校正用治具

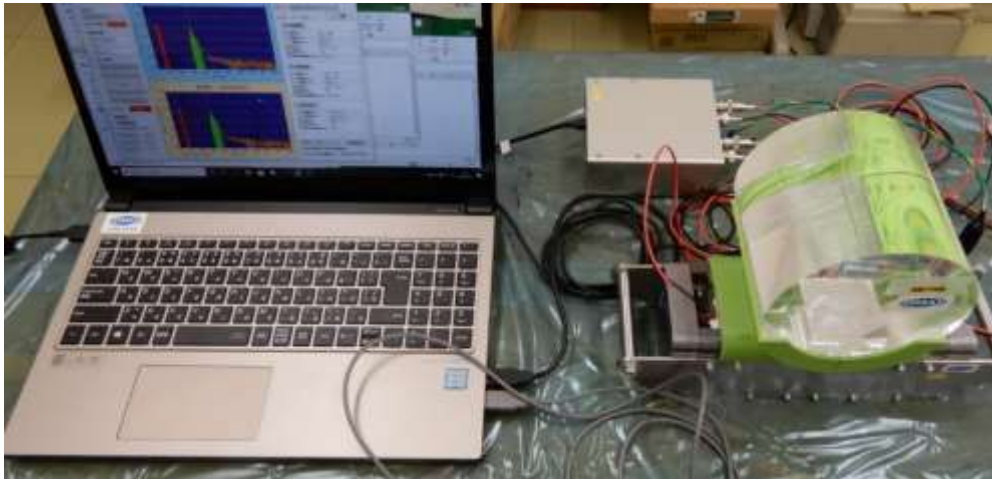
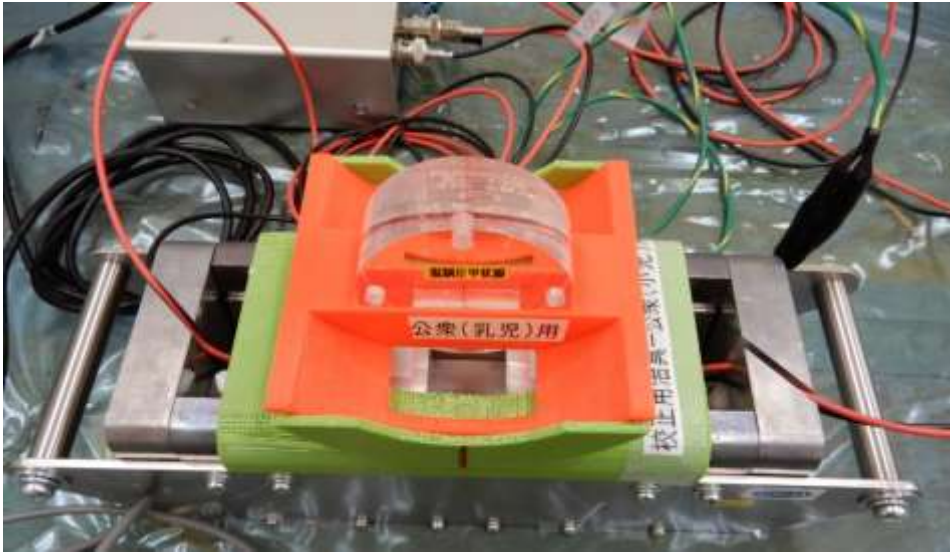


図4-3-3-2 公衆用甲状腺モニタリングシステムの乳児（上）及び成人（下）に対する校正の様子

表4-3-3-1 完成した甲状腺モニタについて評価した計数効率

	乳児	小児	成人	作業員
ϵ $\times 10^{-3}(\text{cps/Bq})$	10.26 ± 0.41	9.97 ± 0.40	6.68 ± 0.28	1.17 ± 0.05

4. 3. 4 バックグラウンド放射線の影響補正法の開発

事故直後の高バックグラウンド線量率の環境下において、開発した甲状腺モニタ測定器を使用する場合、被検者の甲状腺が配置される上方には遮蔽がないため、 ^{131}I から放出される 364 keV γ 線について、被検者の甲状腺からの寄与と周辺環境からの寄与を弁別して測定することは原理的に不可能である。このため、周辺環境からの寄与のみを別途測定して、バックグラウンドとして差し引いて補正する必要がある。しかし、実際の測定時には、甲状腺モニタ測定器の上部に被検者が覆いかぶさるため、周辺環境からの γ 線に対して被検者の頸部が一定の遮蔽効果を持つことになる。そこで、平成 30 年度事業において、被検者の頸部による遮蔽効果を円筒型 PMMA 製の簡易頸部ファントムを用いて模擬し、測定したバックグラウンド放射線の影響を差し引く補正法を開発した。

平成 30 年度事業で実施した概念設計に基づいて、検出器用遮蔽体に円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを設置するための固定用治具を 3D プリンタで作製した（図 4-3-4-1 左側参照）。固定用治具の下部には、被検者の測定時に用いる測定用治具（図 4-3-2-1-1 参照）と同様に溝を設置してあり、検出器上部遮蔽体を挟み込むことにより検出器間の距離を適切に設定できるようにしている。

成人・小児用



乳児用



小児用配置
(PMMA13cm Φ × 12cm)

成人用配置
(PMMA20cm Φ × 17cm)

乳児用配置 (PMMA13cm Φ × 12cm)

図 4-3-4-1 バックグラウンド補正用測定に使用する治具（左図）及び円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムのセットアップ

成人用と小児用については、バックグラウンド補正用測定時の検出器間距離は 4cm と同じで、どちらも円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを縦置きとするため、固定用治具は共通とした。小児用配置では、図 4-3-4-1 上段中央のように、甲状腺モニタシステムの

校正時に用いる直径 13 cm、高さ 12 cm の円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを設置した状態でバックグラウンド放射線の影響補正用測定を実施する。成人用配置では、図 4-3-4-1 上段右写真に示すように、簡易頸部ファントムを直径 20 cm、高さ 17 cm にするための追加 PMMA 製ファントム (図 4-3-4-2 参照) を小児用配置の上にかぶせた状態でバックグラウンド放射線の影響補正用測定を実施する。



図 4-3-4-2 成人用追加 PMMA 製ファントム (左上)

乳児用については、検出器間距離が 6 cm となり、円筒型 PMMA 製簡易頸部ファントムを横向きに設置できる固定用治具を作成した (図 4-3-4-1 下段左参照)。そして、バックグラウンド放射線の影響補正用測定は図 4-3-4-1 下段中央の配置で実施する。

4. 3. 5 甲状腺モニタシステム取扱マニュアルの作成

平成 31 年度事業で開発した公衆用及び作業用それぞれの甲状腺モニタシステムの実機について、付録 1「甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル（公衆用システム編）」及び付録 2「甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル（作業用システム編）」のとおり取扱マニュアルを作成した。当該マニュアルには、測定の準備に係る手順、校正手順、バックグラウンド補正用測定の手順及び甲状腺等価線量の測定手順に加えて、それぞれのシステムの概要、測定原理、ソフトウェアインストール方法、データフォーマットが記載されている。

4. 3. 6 甲状腺モニタシステムの運用法の検討

開発した甲状腺モニタシステムは、可搬性に優れる一体型の遮蔽体を備えていることから、原子力事故によりバックグラウンド放射線量率が上昇した環境でも使用できる。また、机の上に置いて測定するという方式を採用しているため、会議室や学校など机といすがあがる場所であれば、どこにでも設置できるという特長がある。さらに、取り扱いが困難な非密封の溶液線源ではなく、 ^{133}Ba 密封点線源を用いて校正が可能であることから、それぞれの測定現場での校正頻度を上げることができ、精度の良い測定の実現につながる。

乳児を除き、一人当たりの所要時間は交換時間を含めて 5 分とし、一日あたり 12 時間検査を実施したとすると、1 システムで一日あたり 144 人、一週間あたり約 1,000 人の検査が可能となる。公衆用については、 NaI(Tl) サーベイメータを用いた簡易検査等によるスクリーニングで 10 万人に検査対象を絞ったとすると、100 システムあれば対応できる計算となる。また、作業用については、福島第一原子力発電所事故では、平成 23 年 8 月まで（5～6 か月）の緊急作業従事者が約 20,000 人であることから²¹⁾、1 月分の 4,000 人を対象とした場合、4 システムあれば対応できることになる。

これらの特徴を考慮すると、公衆用の甲状腺モニタシステムについては、原子力緊急時支援・研修センター（茨城県ひたちなか市と福井県敦賀市の 2 箇所）や原子力施設の立地道府県に設置されているオフサイトセンター（全国で 23 施設）に集中配備し、緊急時には甲状腺モニタリングを実施する拠点となる避難所や原子力災害拠点病院に輸送することが考えられる。また、被検者の甲状腺の位置の確認を合わせて実施する場合、医療従事関係者がモニタリングを実施する必要があり、この場合は、基幹高度被ばく医療支援センター（量子科学技術研究開発機構）、高度被ばく医療支援センター（弘前大学、福島県立医科大学、広島大学及び長崎大学）、原子力災害拠点病院等に常備する必要がある。

作業用の甲状腺モニタシステムについては、発災現場で直接事故対応をする作業用に各原子力施設に常備する必要がある。また、サイト内外で活動する可能性がある自衛隊

員や原子力検査官の甲状腺モニタリングを実施するために、陸上自衛隊各方面隊や原子力規制委員会原子力規制事務所に常備しておくことも必要である。さらに、オフサイトで主に活動する警察官、消防隊員、海上保安庁職員、地方自治体職員等の甲状腺モニタリングに対応するために、オフサイトセンター、海上保安本部等にも配備しておく必要がある。配備が必要なシステム数は、各箇所ですべて1～2システムで対応可能と考えられる。

4. 4 まとめ

各避難所、指揮所等に設置できる、公衆用及び作業用者の2種類の γ 線エネルギー分析方式の可搬型甲状腺モニタ測定器について、製品化を視野に入れた実機を製作した。そして、その特性を γ 線標準校正場 (^{137}Cs 又は ^{60}Co 線源) において試験した。また、福島第一原子力発電所事故直後に福島市内で観測された様々な核種の線源からの γ 線による高線量率下での測定性能について、PHITSを用いた計算により評価した。その結果、 $20 \mu\text{Sv/h}$ の高線量率環境下においても 10 mSv の甲状腺等価線量評価下限値を達成できることが分かった。

甲状腺モニタ測定器で使用する $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器及び CdZnTe 検出器の温度特性を評価した。その結果、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器については、 10°C の温度変化で4%程度 γ 線全吸収ピークの波高がずれるが、感度やエネルギー分解能には変化がないことが分かった。測定時の温度が校正時から大きくずれる場合は、観測されたピークに合わせて若干のROI領域の調整が必要になる場合がある。また、 CdZnTe 検出器については、 25°C を超えると若干のエネルギー分解能の低下がみられるが、 7°C から 35°C の範囲で γ 線全吸収ピークの波高に変化は観測されなかった。

また、平成30年度事業で実施した被検者の甲状腺と検出器の位置関係を正確に決定するための測定治具及びバックグラウンド放射線測定用治具の概念設計を基に、3Dプリンタを用いてこれらの治具を製作した。また、防災業務従事者や専門家の意見に基づいて、頸部の負担を軽減する顎サポート台や甲状腺モニタシステム設置用プレートを製作することにより、測定条件の標準化を図った。さらに、うつ伏せの姿勢での長時間測定が困難な乳児、妊婦、身体不自由者などに対して、仰臥位測定ジオメトリでの測定条件を決定した。その結果、通常のバックグラウンドレベルであれば、600秒の測定で 10 mSv の甲状腺等価線量評価下限値が得られた。また、 $5 \mu\text{Sv/h}$ の高バックグラウンド線量率下においても、小児および成人に対しては、 10 mSv 程度の甲状腺等価線量評価下限値が得られた。最も評価が厳しい乳児については、目標とする 10 mSv の評価下限値は担保できないが、 100 mSv の評価下限値は十分にクリアできるという結果が得られた。

校正に用いる円筒型PMMA製簡易頸部ファントム設置用治具を製作し、 ^{133}Ba 密封点線源を用いた校正法の開発を完了した。また、バックグラウンド放射線の影響補正用測定に用いる円筒型PMMA製簡易頸部ファントム設置用治具を製作し、当該測定が可能となった。

これにより、公衆用及び作業用者の2種類の甲状腺モニタシステムが完成した。

5. 平成 31 年度（令和元年度）事業の実績

5. 1 事業の進捗報告

○放射線安全規制研究戦略的推進事業 第 1 回実務者会合

日時：令和元年 7 月 8 日 14:00～16:00

場所：国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所

議題：本事業の進捗状況、意見交換等

○放射線安全規制研究戦略的推進事業 第 2 回実務者会合

日時：令和 2 年 1 月 17 日 13:30～17:00

場所：国立研究開発法人 日本原子力研究開発機構 原子力緊急時支援・研修センター

議題：本事業の進捗状況、甲状腺モニタシステムの実演、意見交換等

○その他の進捗報告

報告日：6 月 13 日、8 月 9 日、9 月 11 日、10 月 7 日及び 11 月 14 日

方法：電子メールにて PO 及び PO 補佐に送付

○原子力規制委員会平成 30 年度研究成果報告会（放射線安全規制研究戦略的推進事業）

日時：令和 2 年 2 月 6 日 10:30～11:00

場所：原子力規制委員会

概要：本事業の概要、研究計画、令和元年度成果等について、研究評価委員に報告

備考：発表用資料：付録 6

5. 2 本事業で得られた成果の発表

○19th International Conference on Solid State Dosimetry (SSD19)

日時：令和元年 9 月 16 日～20 日

場所：広島県 広島市

タイトル：Prototype Test of Potable Thyroid Dose Monitoring System using Gamma-ray Spectrometers

Uncertainties due to the body size for the radioiodine measurements using a newly developed thyroid monitor

Background Correction Method for Portable Thyroid Dose Monitor Using Gamma-ray Spectrometer Developed at JAEA in High Dose Rate Environment

備考：予稿及びポスター発表資料：付録 3

○5th Asian Radiation Dosimetry Group annual meeting (ARADOS-5)

日時：令和元年 11 月 6 日～8 日

場所：中国 北京

タイトル：“Development of thyroid dose monitoring system using gamma-ray spectrometers”

備考：口頭発表資料：付録 4

○日本原子力研究開発機構令和元年度安全研究センター報告会

日時：令和元年 11 月 26 日

場所：東京

タイトル：“可搬型甲状腺放射性ヨウ素モニタの開発”

備考：口頭発表資料：付録 5

○日本原子力学会 2020 年春の年会

日時：令和元年 3 月

場所：福島県 福島大学（開催されず、予稿集の発行のみ）

タイトル：エネルギー分析型甲状腺放射性ヨウ素モニタの開発
ーモニタの製作と測定手法の開発

備考：予稿：付録 7

参考文献

- 1) 日本原子力研究開発機構 平成 29 年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業成果報告書
- 2) 日本原子力研究開発機構 平成 30 年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業成果報告書
- 3) Sato, T., Iwamoto, Y., Hashimoto, S., Ogawa, T., Furuta, T., Abe, S., Kai, T., Tsai, P., Matsuda, N., Iwase, H., Shigyo, N., Sihver, L. and Niita, K. *Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS)*, Version 3.02, J. Nucl. Sci. Technol. 55, 684-690 (2018)
- 4) Ivanov, V., Mintcheva, J., Berlizov, A. and Lebrun, A., *Performance Evaluation of New Generation CdZnTe Detectors for Safeguards Applications*, (IAEA-CN--220).
- 5) Etherington, G. et al., 2017. *CAThyMARA report: Technical guidelines for radio-iodine in thyroid monitoring*, OPERRA Deliverable D5.31
- 6) Takada, M. and Suzuki, T., *Early in situ measurement of radioactive fallout in Fukushima city due to Fukushima Daiichi nuclear accident*, Radiat. Prot. Dosim., 155, 181-196 (2013).
- 7) G. F. Knoll, *Radiation detection and measurements* (4th ed), Wiley, New York, 2000
- 8) Casanovas, R., Morant, J.J. and Salvado, M. *Temperature peak-shift correction methods for NaI(Tl) and LaBr₃(Ce) gamma-ray spectrum stabilisation*, Radiat. Meas., 47, 588-595 (2012)
- 9) Park, S. H., Ha, J.H., Lee, J. H., Kim, H.S., Cho, T. H., Cheon, S. D. and Hong, D. G. *Effect of temperature on the performance of a CZT radiation detector*, J. Korean Phys. Soc., 56(4), 1079-1082 (2010)
- 10) 竹村泰彦, 熱可塑性エラストマーの現状と将来展望, 日本ゴム協会誌, 83, 269-276 (2010).
- 11) 川瀬至道, 総説－環境にやさしい製品の訴求点: ポリ乳酸の事例, 日本印刷学会誌, 52, 156-162 (2015).
- 12) 原子力安全技術センター (編): 被ばく線量の測定・評価マニュアル, 原子力安全技術センター(2000).
- 13) International Organization for Standardization, *Determination of the characteristic limits (decision threshold, detection limit and limits of the confidence interval) for measurements of ionizing radiation – Fundamentals and application*, ISO11929 (2010)
- 14) Laboratoire National Henri Becquerel, Decay Data Evaluation Project , <http://www.nucleide.org/DDEP.htm>

- 15) Tanimura, Y., Yoshitomi, H., Nishino, S. and Takahashi, M., *Background correction method for portable thyroid dose monitor using gamma-ray spectrometer developed at JAEA in high dose rate environment*. Radiat Meas. DOI (to be submitted)
- 16) Karachalias, E. D. *Investigation and calibration of various detection systems which can be used for emergency internal contamination checks*, Master thesis, KTH Royal Institute of Technology (2013)
- 17) International Commission on Radiological Protection, *Adult Reference Computational Phantoms*, ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39(2), (2009)
- 18) International Commission on Radiological Protection, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 1*, ICRP Publication 56, Ann. ICRP 20(2), (1990).
- 19) International Commission on Radiological Protection, *Age-dependent Doses to Members of the Public from Intake of Radionuclides - Part 4 Inhalation Dose Coefficients*, ICRP Publication 71, Ann. ICRP 25(3-4), (1995).
- 20) Yoshitomi, H., Nishino, S., Tanimura, Y. and Takahashi, M., *A study of a calibration technique for a newly developed thyroid monitor and its uncertainties due to body size for radioiodine measurements*, Radiat. Meas., DOI:10.1016/j.radmeas.2020.106279 (2020)
- 21) 厚生労働省, 東京電力福島第一原子力発電所緊急作業従事者の長期的健康管理の実施状況について, 第 1 回 東電福島第一原発緊急作業従事者に対する疫学的研究のあり方に関する専門家検討会 資料 5、平成 26 年 2 月 14 日. <https://www.mhlw.go.jp/file/04-Houdouhappyou-11303000-Roudoukijunkyokuanzenezenseibu-Roudoueiseika/0000047454.pdf>

付録1：甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル(公衆用システム編)

**甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム
取扱マニュアル
(公衆用システム編)**

令和2年3月31日

**国立研究開発法人日本原子力研究開発機構
安全研究センター**

目次

1. はじめに.....	1
2. 公衆用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの概要.....	1
2. 1 LaBr ₃ (Ce)シンチレーション検出器.....	2
2. 2 信号処理回路.....	2
2. 3 検出器用周辺遮蔽体.....	3
2. 4 制御・解析用パーソナルコンピュータと制御用ソフトウェア.....	3
2. 5 測定治具.....	4
2. 6 測定原理.....	5
3. 測定の手順.....	6
3. 1 甲状腺モニタシステムの準備手順.....	6
3. 2 甲状腺モニタシステムの校正手順.....	10
3. 2. 1 校正の準備作業.....	10
3. 2. 2 校正データ取得作業.....	14
3. 2. 3 計数効率の算出.....	15
3. 2. 4 計数効率と換算係数の入力.....	16
3. 3 バックグラウンド補正用測定の手順.....	18
3. 4 甲状腺等価線量の測定手順.....	19
3. 5 測定終了後の手順.....	22
4. 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール手順.....	23
4. 1 事前準備.....	23
4. 2 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール作業.....	23
4. 3 信号処理回路の定義、登録.....	28
4.4 検出器／信号処理回路の調整.....	31
5. おわりに.....	34
付録 A. データファイル.....	35

A.1	スペクトルファイル	35
A.2	測定データCSVファイル.....	38
A.3	印刷イメージ.....	40
A.4	ROI情報ファイル	41
A.5	データフォルダ構造	42
付録 B.	換算係数.....	43
B.1	換算係数.....	43
B.2	甲状腺残留率.....	46
B.3	摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数	46

1. はじめに

事故などの緊急時には、事故後早い段階においてできるだけ沢山の人を対象に、精度の高い計測により、内部被ばく線量評価を行う必要がある。特に、半減期が短い放射性ヨウ素の内部被ばく線量評価には、摂取後早期の甲状腺被ばく線量の計測が必要となる。そこで、国立研究開発法人日本原子力研究開発機構（以下「原子力機構」という。）は、原子力規制庁から受託した平成 31 年度放射線安全研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業において、各避難所、指揮所等に設置できる可搬型のγ線スペクトル分析型甲状腺モニタシステム（以下「甲状腺モニタシステム」という。）を開発した。

本マニュアルは、避難所等に設置して公衆の内部被ばく線量測定に用いる甲状腺モニタシステム（公衆用）の概要、設置方法及び使用方法をまとめたものである。これにより、原子力事故時等の環境中に放射性ヨウ素が放出されたときに、多数の公衆について、摂取した放射性ヨウ素放射能の迅速かつ高精度な測定・評価を可能とすることを目的とする。

2. 公衆用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの概要

公衆用の甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムは、図 2-1 に示すように、 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器 2 個、信号処理用回路、検出器周辺遮蔽体、検出器上部遮蔽体、制御・解析用パーソナルコンピュータ（ソフトウェアを含む）、測定治具、測定器設置用プレート、顎サポート台で構成される。さらに、検出器の効率校正用に年齢別頸部ファントム（Ba-133 点線源を含む）とファントム用治具が、高線量率環境下での使用時に用いるバックグラウンド測定用治具等が必要となる。



図 2-1 公衆用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの写真

2. 1 LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器

LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器は、図2-2に示すように、1インチ（25.4 mm）立方のLaBr₃(Ce)シンチレータ（図左側）と角形光電子増倍管（図右側）を、アルミニウム製ケースで一体化することにより製品化されている。光電子増倍管には、検出器動作用の高電圧供給線（赤色、SHV 端子）と信号出力線（黒色、BNC 端子）の2種類のケーブルが取り付けられている。



図2-2 LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器の写真

2. 2 信号処理回路

図2-3に示す信号処理回路は、2個のLaBr₃(Ce)シンチレーション検出器に同時に動作高電圧を印加し、それぞれの検出器からの信号を処理して信号波高分布（波高スペクトル）を取得できる。制御用パーソナルコンピュータと接続されたUSBケーブルからの給電で動作させることができ、同一のケーブルを用いて高電圧の変更を含む検出器の制御、波高スペクトルの取得を行うことができる。制御・通信はUSB2.0規格（最大供給電流500 mA）を用いているが、最大900 mAの電力供給が必要であるため、USB3.0以上の規格のUSB端子に接続する必要がある。動作高電圧は、2個の検出器に共用で同時に同じ電圧が印加される。制御用パーソナルコンピュータからの電圧の変更は検出器1に対してのみ有効である。また、内部には、光電子増倍管のアノード信号に対応する波形整形フィルタと増幅器並びに1024チャンネルのAD変換器を2系統有している。波形整形フィルタの条件と増幅器のゲインは、それぞれの検出器に対して独立に制御用パーソナルコンピュータから変更可能である。



図2-3 信号処理回路の写真

2. 3 検出器用周辺遮蔽体

図2-4に検出器用周辺遮蔽体及び検出器上部遮蔽体の写真を示す。周辺遮蔽体は、高密度タングステン合金及び鉛の遮蔽体で構成されており、両側面、内側及び底面にステンレス製のサポートが取り付けられている。最も高い遮蔽効果が要求される検出器周辺の遮蔽体（上部遮蔽体を含む）については、高密度タングステン合金（密度：17.74 g/cm³）を採用し、それ以外の遮蔽体については、遮蔽効果は低下するが、安価で重量を抑えられる鉛（密度：11.34 g/cm³）とした。両側の鉛遮蔽体には、検出器のケーブルを通すために溝が設けられている。重量は合計約14 kgであり、左右両側に取り付けられたステンレス製の取手を用いて容易に移動させることができる。

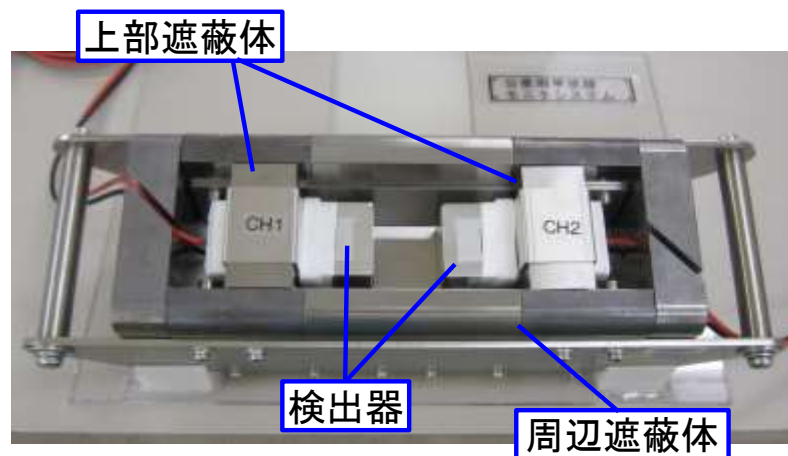


図2-4 検出器周辺遮蔽体の写真

2. 4 制御・解析用パーソナルコンピュータと制御用ソフトウェア

甲状腺モニタの制御・測定及び結果の解析を行うためには、制御用ソフトウェアがインストールされた制御・解析用パーソナルコンピュータが必要である。使用できるパーソナルコンピュータの要件は以下のとおりである。

OS : Windows 7(SP1 以上)/Windows 8.1/Windows 10

PC : AT 互換機

ディスプレイ : XGA(1024×768)以上の解像度を推奨

USB : USB3.0 以上のポート 1 つ以上

その他 : Microsoft .Net framework 4.0 以上及び、同 Language Pack 4.0 以上

デスクトップ型 PC、ノート型 PC のどちらも利用可能であるが、可搬性や停電時でも動作し続けられるなどの理由から、ノート型 PC の利用を推奨する。図2-5に制御用ソフトウェアの画面の例を示す。左側のボタンで 2 個の検出器を同時に制御して測定の開始、終了、データ保存などが可能である。画面中央では、2 個の検出器それぞれの波高スペクトルを同時に確認することができる。予め、I-131 のピーク部に関心領域 (ROI) を設定し、検

出器の効率、放射性ヨウ素放射能から預託実効線量への換算係数などのデータセットを適切に設定しておくことにより、ピーク解析を自動的に行い、画面右側のように得られた計数から預託実効線量への計算結果が表示される。



図 2-5 制御用ソフトウェアの例

2.5 測定治具

甲状腺モニタシステムを用いて甲状腺等価線量を精度よく測定するためには、被検者の甲状腺と検出器用遮蔽体内部に配置された検出器の位置関係を正確に決定することが重要である。そこで、図 2-6 に示すような測定治具を検出器用遮蔽体の上に設置し、上部の円弧形サポートに被検者の頸部を固定することにより、被検者の甲状腺と検出器の位置関係が正確に決定できる。測定治具の裏側には上部遮蔽体を挟み込む構造の溝が設置してあり、検出器の左右方向の位置が正確に設定されていないと測定治具が取り付けられない構造となっている。これらの工夫により、被検者の甲状腺と検出器の位置関係が正確に決定できる。

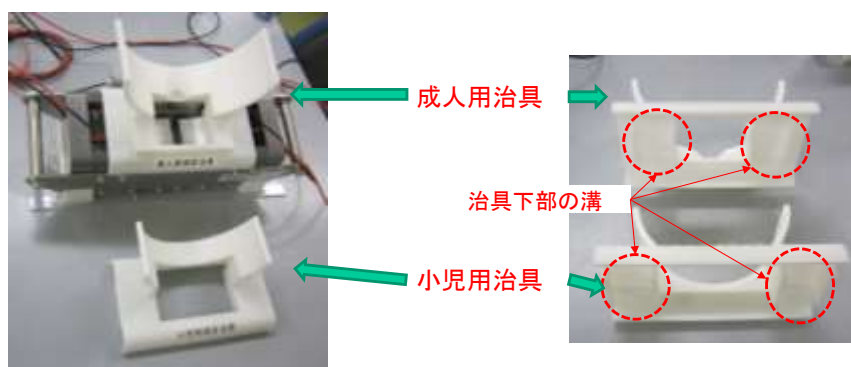


図 2-6 測定用治具

2. 6 測定原理

甲状腺モニタは、図2-4に示すように、上方のみに開口した井戸型の検出器用周辺遮蔽体の中に $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器 2 個を設置する構造である。図2-7に示すように会議室などのテーブルに設置し、甲状腺が開口部の上部に配置されるように被検者の喉部を井戸型遮蔽体開口部の上部に密着させ、放射性ヨウ素からの γ 線を検出器で計数することにより、甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素を測定する。

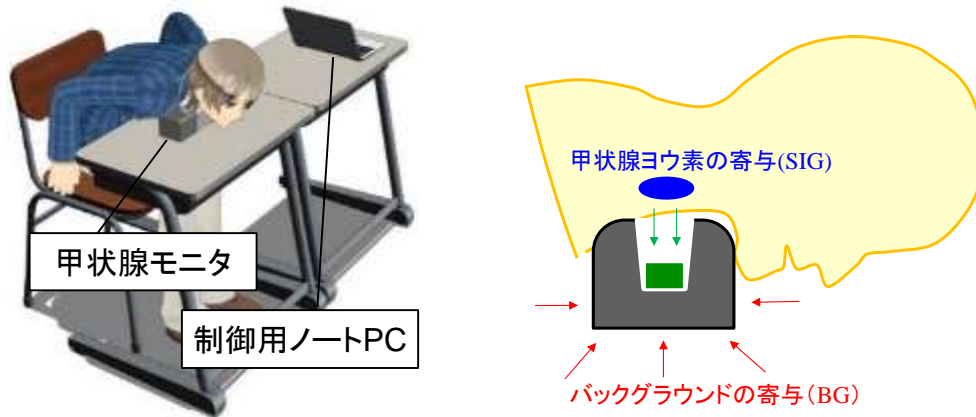


図2-7 制御用ソフトウェアの例

高線量率環境で測定する場合、周辺からのバックグラウンド放射線による寄与が加算されてしまう。特に、 Cs-137 線源からの 662 keV γ 線等は、測定対象である I-131 の 364 keV γ 線よりもエネルギーが高いため、遮蔽体を透過しやすく、図2-8の赤領域で示すように、甲状腺ヨウ素からの信号による γ 線ピークの下にバックグラウンド成分として観測され、正確な測定にはこのバックグラウンド成分の測定が必要となる。放射性ヨウ素の定量には、図中の青の領域で示したピーク部分（ネット面積）に含まれる計数を用いる。具体的には、この計数値に Ba-133 線源を用いた校正で決定した検出器の計数効率で除することにより甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素の放射能が定量できる。

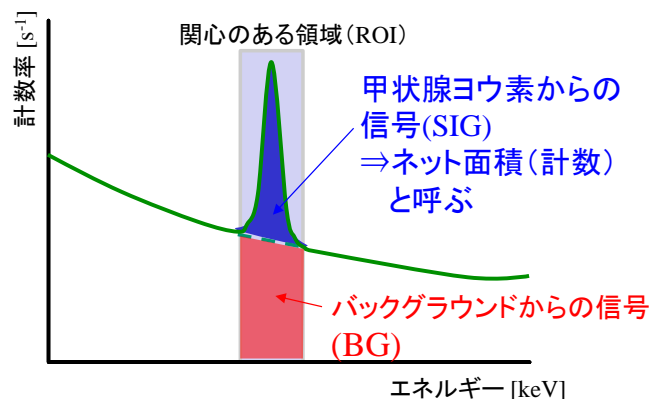


図2-8 波高スペクトルの例

3. 測定の手順

3. 1 甲状腺モニタシステムの準備手順

- ① 甲状腺モニタシステムで使用する機材を測定用テーブル（会議用など、測定場所で調達できるテーブル）の上に準備する（図3-1-1参照）。
- ② 甲状腺モニタシステム制御用ソフトウェアがインストールされたパーソナルコンピュータを準備する。
- ③ 測定器設置用プレートに遮蔽体を図3-1-2のとおり設置する。この時、プレート上の支持台両側の詰めが遮蔽体両側に係るように設置する。
- ④ $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器 2 個に、上部遮蔽体を取り付ける（図3-1-3参照）。
- ⑤ 検出器用周辺遮蔽体に $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器 2 個（上部遮蔽体付）を図3-1-3のとおり取り付ける。この時、赤と黒のケーブルを断線させないように注意して遮蔽体両側の溝にはめ込む。

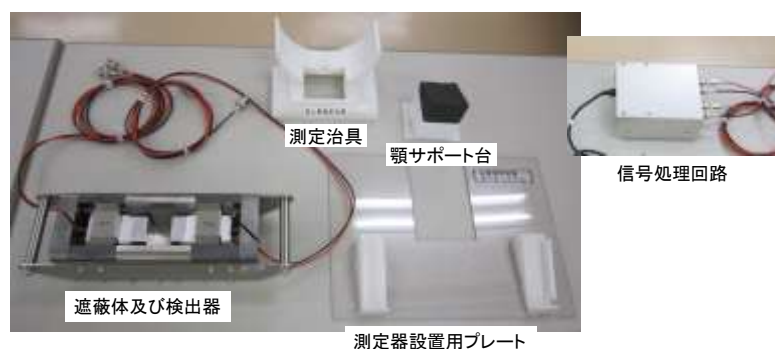


図3-1-1 甲状腺モニタシステムの機材一式



③測定器設置用プレートへの遮蔽体の設置／③遮蔽体右側の設置状況

図3-1-2 測定器設置用プレートへの取付状況



④上部遮蔽体と LaBr_3 検出器

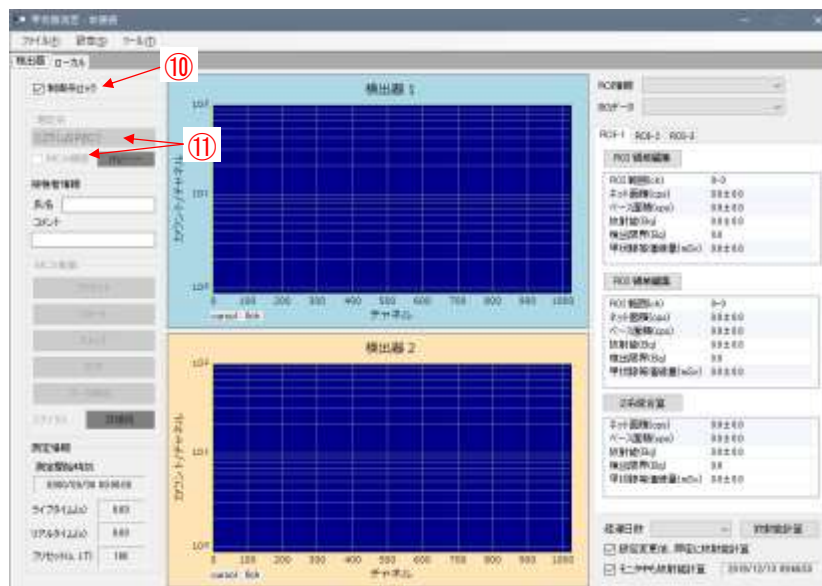
⑤遮蔽体への $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の取付

図3-1-3 $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ シンチレーション検出器の取付状況

- ⑥ 検出器 1 及び検出器 2 からのケーブル (各 2 本) を、図 3-1-4 のとおり信号処理回路のチャンネル 1 及びチャンネル 2 にそれぞれ取り付ける。(赤：動作用高圧線、黒：信号線)
- ⑦ 制御・解析用パーソナルコンピュータを起動する。
- ⑧ 信号処理回路を付属の USB ケーブルでパーソナルコンピュータの USB 端子 (USB3.0 以上) に接続する。
- ⑨ 図 3-1-5 左上のアイコンをダブルクリックして甲状腺測定用ソフトウェアを起動する。
- ⑩ 制御系ロックのチェックボックスを外して測定系の選択を可能とする。
- ⑪ 測定系コンボボックスをクリックして「LaBr3(80804)」(公衆用) を選択し、MCA 接続チェックボックスをチェックする。これにより、MCA との接続が確立する



図 3-1-4 甲状腺モニタシステムのセットアップ



ソフトウェア起動時の画面

図 3-1-5 制御用ソフトウェア起動時の画面の例

- ⑫ 図 3-1-7 のとおり、甲状腺測定用ソフトウェア左上のメニューから「設定」→「LaBr(80404)の設定」をクリックする。
- ⑬ 図 3-1-7 右側に示す LaBr(80404)設定画面で、「検出器 1」タブ及び「検出器 2」タブの増幅回路及び高電圧の設定が適切になされていることを確認する（設定値を表 3-1-1 に例示）
- ⑭ 「検出器 1」タブの「Bias」の数値を 700 に変更し、右隣の「適用」ボタンをクリックする。しばらくすると検出器に動作電圧 (700V) が印加され、「Bias」右側の表示が OFF (緑色) から ON(赤色)に変化する。
- ⑮ 右下の「終了 (MCA は停止します)」ボタンをクリックする。

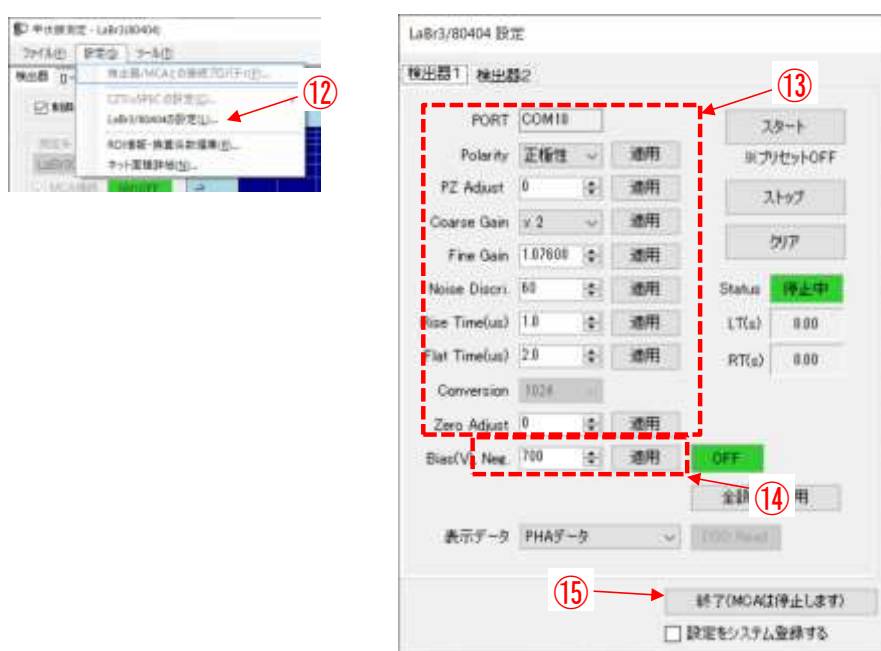


図 3-1-7 制御用ソフトウェア動作確認時の画面の例

表 3-1-1 波形整形フィルタ、増幅器等の回路条件設定値の例

項目	検出器 1	検出器 2
Polarity	正極性	正極性
Course Gain	×2	×2
Fine Gain	1.076	1.076
Rise Time	1.0	1.0
Flat Time	2.0	2.0
Bias	700	—

- ⑩ 甲状腺測定用ソフトウェア画面左側の MCA 制御の「スタート」ボタンをクリックして、グラフ画面のスペクトル（検出器信号の波高の分布）に変化が生じることを確認する（図 3-1-7 参照）。これにより、検出器が正常に動作していることを確認する。
- ⑪ 画面左側の「ストップ」ボタンをクリックして測定を停止する（図 3-1-6 参照）。
- ⑫ 画面左側の「クリア」ボタンをクリックしてグラフを消去する（図 3-1-6 参照）。

以上で甲状腺モニタシステムの準備が完了する。

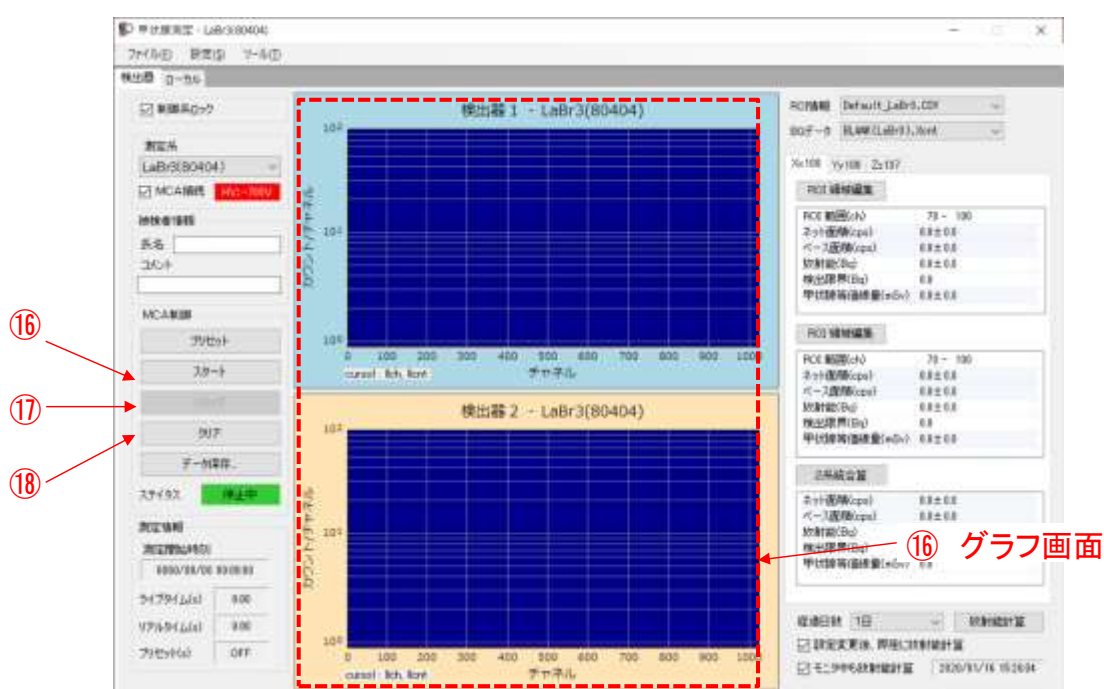


図 3-1-7 制御用ソフトウェア動作確認時の画面の例

3. 2 甲状腺モニタシステムの校正手順

本節では、線源を用いた校正及び年齢群別の線量への換算係数の設定等について記載する。校正は年齢群別校正用ファントムと ^{133}Ba 点線源を用いて行う。校正は、バックグラウンド放射線の影響が無視できる環境下で実施すること。

3. 2. 1 校正の準備作業

- ① ^{133}Ba 点線源を年齢群別校正用ファントム（図3-2-1）の線源位置に装荷する。
線源中心のファントム表面からの深さは、表3-2-1のとおりとする（この位置がそれぞれの代表点位置である）。また、高さ方向については、線源がファントムの半分の高さになるようにする（図3-2-2参照）。線源を誤って破損させないように、その取扱いには十分注意すること。
- ② 校正用治具（図3-2-3）を準備する。乳児用については、小児用治具を組み合わせ使用するので、乳児用治具を小児用治具にはめ込む（図3-2-4）。
- ③ 校正用治具の下部にある溝（図3-2-5）に合うように検出器の間の距離を、上部遮蔽体を左右に動かして調整し、治具を甲状腺モニタに設置する（図3-2-6）。
- ④ 校正用治具に ^{133}Ba 線源が真下方向になるようにファントムを設置する（図3-2-7）。

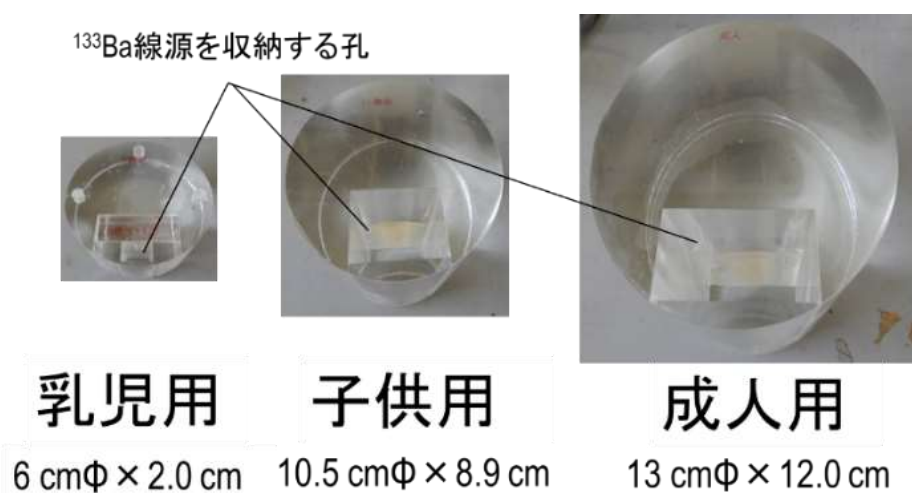


図3-2-1 年齢群別校正用ファントム

表3-2-1 ファントム表面からの線源深さ

	成人	小児	乳児
線源深さ	2.4 cm	1.1 cm	0.7 cm



図 3-2-2 ファントムへ ^{133}Ba 線源の挿入 (小児用ファントムの例)

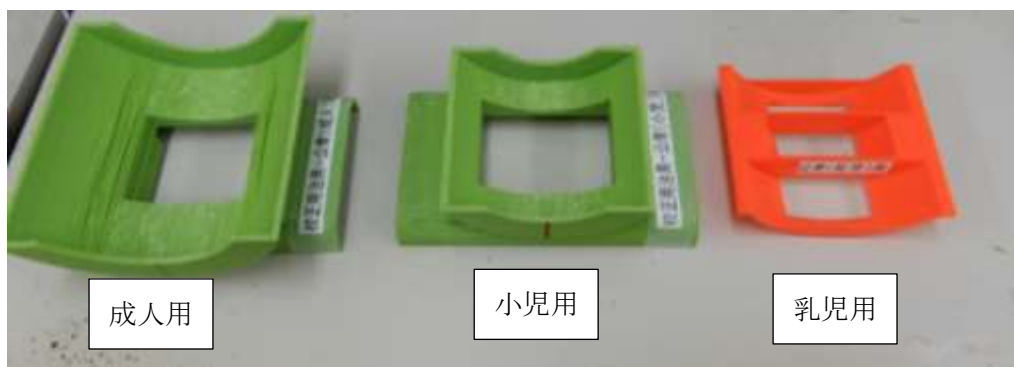


図 3-2-3 校正用治具

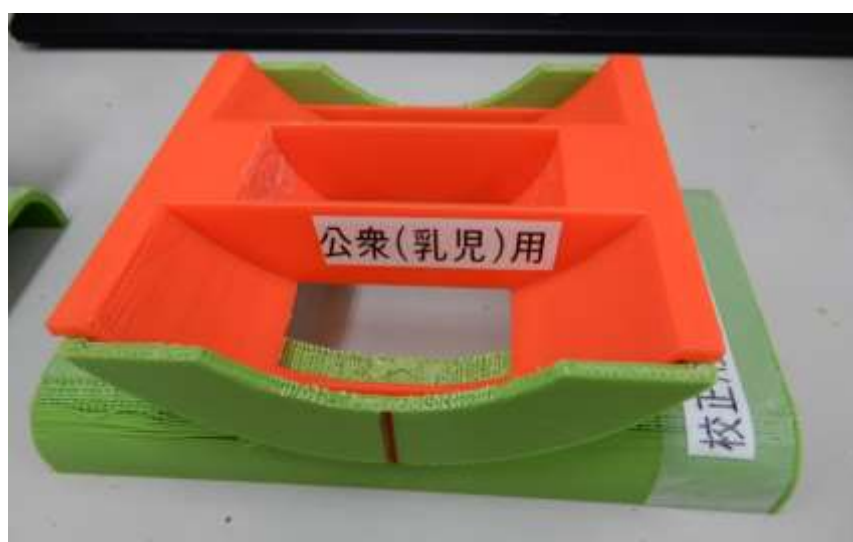


図 3-2-4 乳児用治具の小児用治具へのはめ込み

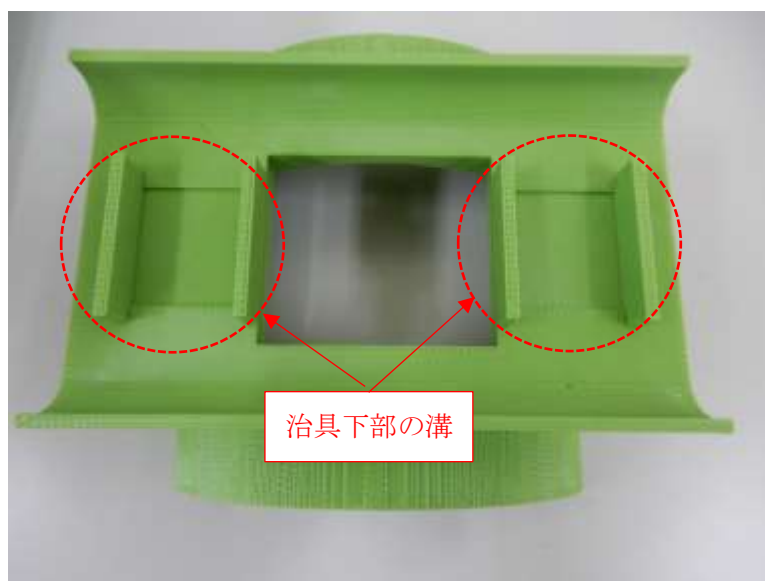


図 3 - 2 - 5 治具下部の溝 (成人用治具の例)

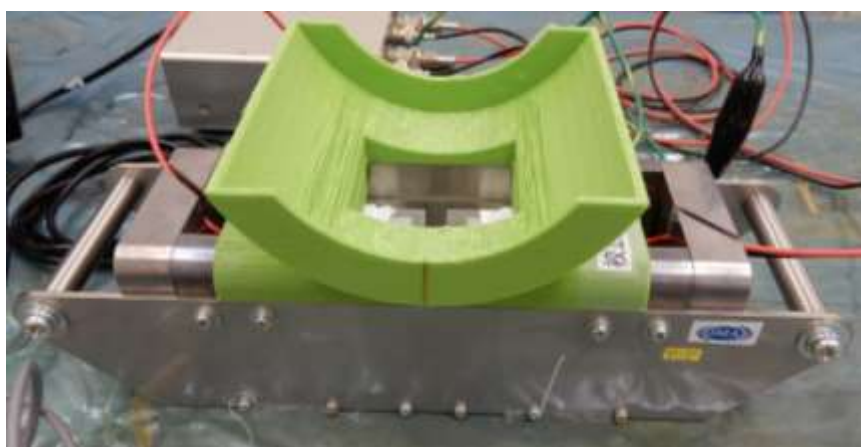


図 3 - 2 - 6 遮蔽体上部への校正用治具の設置 (成人用の例)

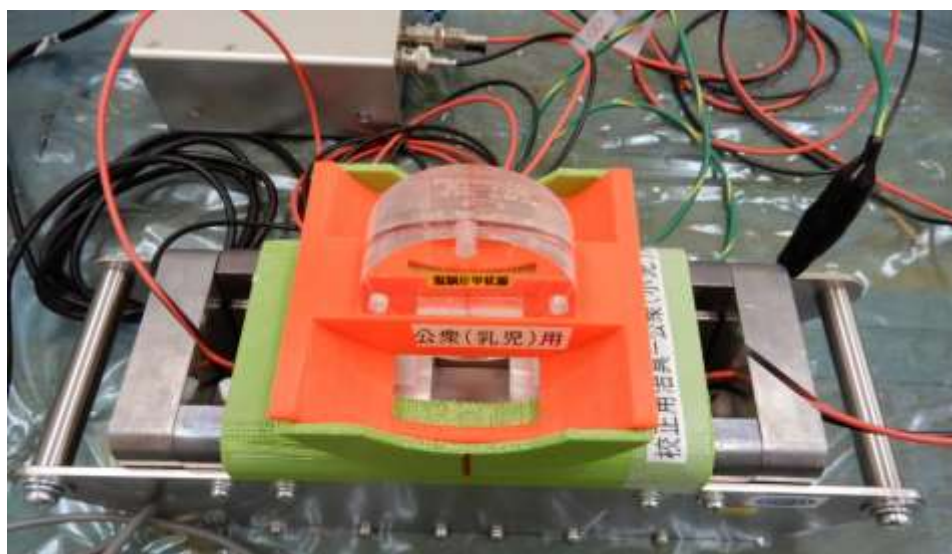


図3-2-7 ファントムの設置（上：乳児用、下：成人用）

3. 2. 2 校正データ取得作業

- ① 図3-2-8右上の ROI 情報のコンボボックスから校正対象の年齢群の ROI 情報を選択する。
- ② 「プリセット」ボタンをクリックし、コンボボックスで「ライブタイム」を選択し、ダイアログに測定時間（秒）を入力して「OK」ボタンをクリックする。
- ③ コメント欄に年齢群（成人・小児・乳児）と校正のための測定であることを記入する（例：Cal_adult）。
- ④ グラフがクリアされていることを確認して「スタート」ボタンをクリックする。
- ⑤ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり、測定が終了するまで待つ。

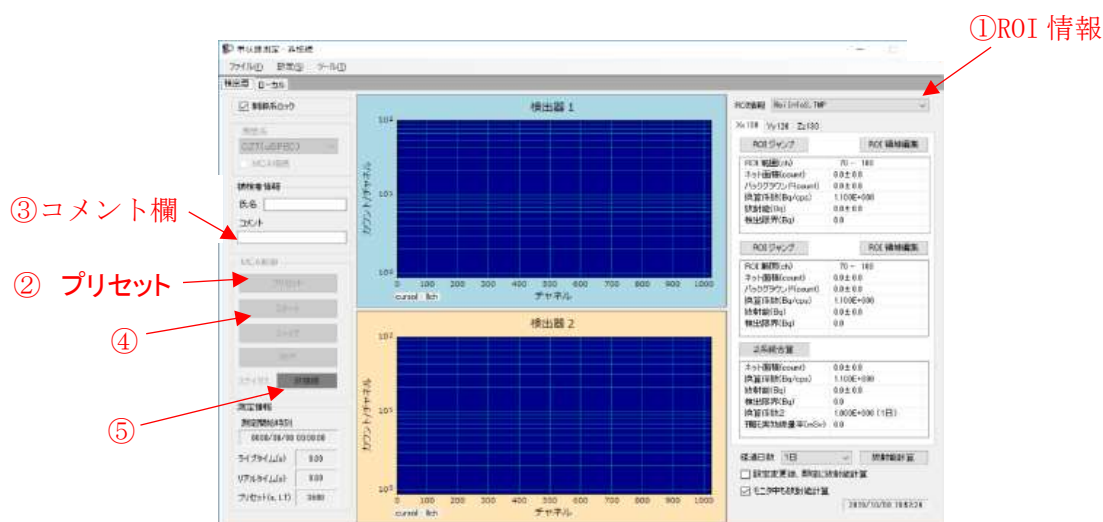


図3-2-8 測定画面

3. 2. 3 計数効率の算出

- ① ^{133}Ba の ROI 中央付近に γ 線 (356 keV) ピーク中心があり、356 keV 及び 383 keV の 2 つのピーク全体が ROI 内にあることを確認する。はみ出す場合は ROI 範囲を調整する。ROI は、356 keV のピークチャンネルを p として、 $0.934p \sim 1.137p$ となるように ROI を設定するとよい。(図 3-2-9)
- ② 次の式を用いて換算係数 K_1 (Bq/cps)、及び計数効率 ε (cps/Bq) を計算する。

$$K_1 = A_{^{133}\text{Ba}} \times \frac{t}{M_{\text{NET}}} \times \frac{\eta_{^{133}\text{Ba}}}{\eta_{^{131}\text{I}}}$$

$$\varepsilon = \frac{1}{K_1}, \eta_{^{133}\text{Ba}} = 0.71 \eta_{^{131}\text{I}} = 0.817$$

$$u(\varepsilon) = u(M_{\text{NET}}) \times \frac{A_{^{133}\text{Ba}}}{t} \times \frac{\eta_{^{133}\text{Ba}}}{\eta_{^{131}\text{I}}}$$

$A_{^{133}\text{Ba}}$: ^{133}Ba 線源の放射能 (Bq)、 t : 測定時間 (ライブタイム) (sec)、

$M_{\text{NET}} \pm u(M_{\text{NET}})$: ネット面積 (検出器 1 と検出器 2 の合算) とその不確かさ (図 3-2-10)



図 3-2-9 ROI の設定画面



図 3-2-10 ネット面積確認画面

3. 2. 4 計数効率と換算係数の入力

- ① 「設定」 - 「ROI 情報・換算係数編集」をクリックする (図 3-2-1 1)。
- ② 「合算」のタブをクリックして選択する (図 3-2-1 2)。
- ③ ROI No2 (核種: I-131) の換算係数 (Bq/cps)に K_1 を、計数効率(s^{-1}/Bq)に ϵ 、標準偏差 (s^{-1}/Bq)に $u(\epsilon)$ を入力する (図 3-2-1 2)。
- ④ 「ファイル」 - 「名前を付けて ROI 情報を保存 (S)…」をクリックして、ROI 情報を保存する (図 3-2-1 3)。
- ⑤ 「換算係数 2 の編集」に経過日数に応じた換算係数 (付録 B 参照) を入力する。
※ROI-1、ROI-2、ROI-3 全てに同じ値を入力する。
- ⑥ 「OK」ボタンをクリックして ROI 情報・換算係数編集ウィンドウを閉じる (図 3-2-1 4)。
- ⑦ 「データ保存」ボタンをクリックする。
- ⑧ 年齢群を識別できるようにファイル名を付けてスペクトルを保存する。

3. 2. 1 ~ 3. 2. 4 の操作を年齢群ごとに繰り返す。



図 3-2-1 1 ROI 情報・換算係数編集



図 3-2-1 2 計数効率の入力



図 3-2-13 計数効率の保存

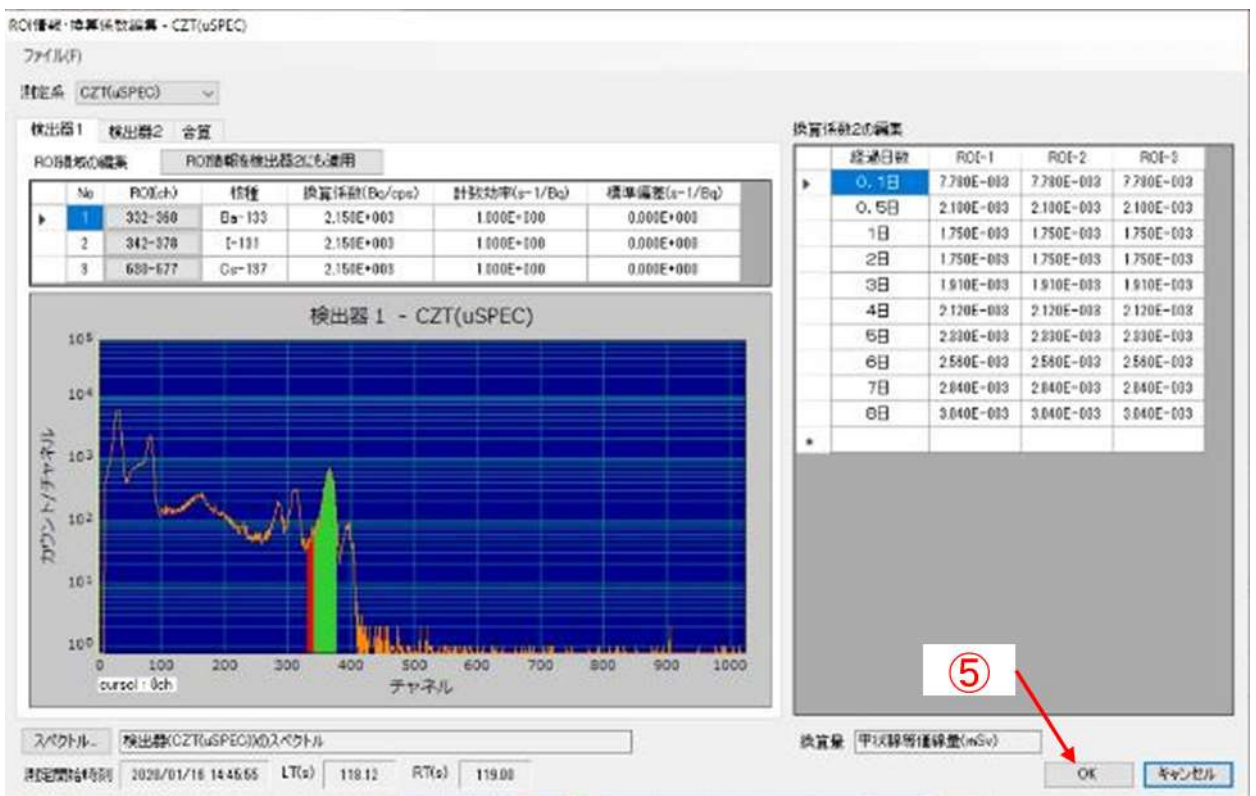


図 3-2-14 ROI 情報・換算係数編集画面

3. 3 バックグラウンド補正用測定の手順

- ① バックグラウンド測定用治具及び PMMA アクリル製円筒型ファントムを検出器の上に設置する。図3-3-1に示すとおり、成人、小児、幼児で使用する治具とファントムが異なる。
- ② 図3-3-2の画面左側にある「プリセット」ボタンをクリックし、ダイアログに測定時間（秒）を入力して「OK」ボタンをクリックする。
- ③ コメント欄に年齢群（成人・小児・乳児）とバックグラウンド測定であることを記入する（例：BG_adult、BG_child、BG_baby等）。
- ④ グラフがクリアされていることを確認して「スタート」ボタンをクリックする。
- ⑤ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり測定が終了したら、「ファイル」－「測定データをBGデータとして名前を付けて保存」をクリックする。
- ⑥ 年齢群ごとに図3-3-1の測定用治具を変更して②～⑤の測定を行う。

成人・小児用



小児用配置
(PMMA13cmΦ × 12cm)

成人用配置
(PMMA20cmΦ × 17cm)

乳児用



乳児用配置 (PMMA13cmΦ × 12cm)

図3-3-1 甲状腺モニタシステムでのバックグラウンド補正用測定のセットアップ

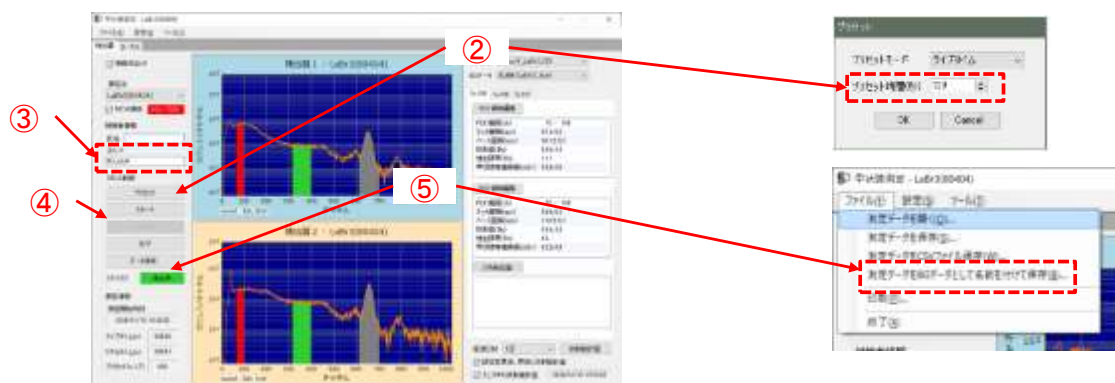


図3-3-2 バックグラウンド補正用測定時の画面の例

3. 4 甲状腺等価線量の測定手順

- ① 被検者の年齢群 (成人・小児・乳児) に応じた測定治具を準備する (図 3-4-1 参照)。なお、乳児については、小児用治具を使用する。
- ② 上部遮蔽体を左右に動かすことにより、治具下部の溝に上部遮蔽体をはまるように検出器の間の距離を調整する (図 3-4-1 参照)。治具上部に汚染防止用シートを設置する。
- ③ 図 3-4-2 の画面左側の被検者情報として、被検者の氏名とコメント (被検者 ID、受付番号、年齢群などの情報) を入力する。
- ④ 画面右上の ROI 情報のコンボボックスから適切な年齢群の ROI 情報及び BG データを選択する。これにより、甲状腺等価線量への適切な換算係数と該当する年齢群の治具で測定したバックグラウンドデータが選択される。
- ⑤ 画面右下の経過日数のコンボボックスから摂取推定日から測定日までの経過日数を選択する。

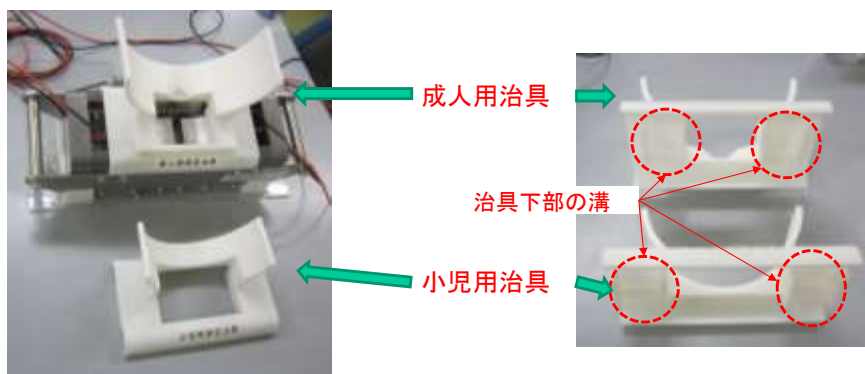


図 3-4-1 甲状腺等価線量の測定に用いる測定治具

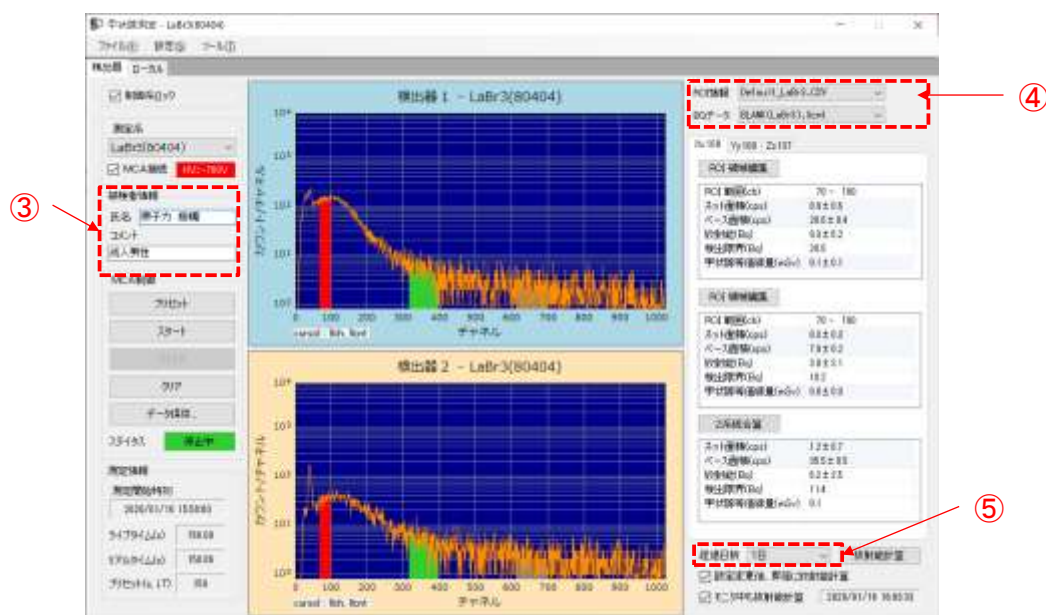


図 3-4-2 バックグラウンド補正用測定時の画面の例

- ⑥ 図3-4-3のように、被検者に甲状腺モニタに覆いかぶさってもらい、顎サポート台に顎を突き出すように乗せ、測定治具に被検者の首を乗せる（図3-4-1参照）。測定時は、首をできる限り測定治具に密着させ、なるべく動かないように注意する。小児等については、図3-4-4のように顔のみを上向きにして前方に動画を放映することにより興味を引き測定中の体動を抑えてもよい。また、乳児でうつぶせの測定が困難な場合は、周辺遮蔽体の手前側に厚手のバスタオルや毛布で段差をなくし、図3-4-5のように頭部を首部サポートに乗せて仰向けに寝かせて測定することも可能である（ROI情報を仰向け時のデータに修正すること）。



甲状腺モニタへの被検者の保定方法



測定時

図3-4-3 測定時の被検者の保定方法



図3-4-4 小児に対する体動抑制対策の一例



図3-4-5 うつ伏せ測定が困難な場合の乳児の保定方法

- ⑦ 図3-4-6の画面左側にある「プリセット」ボタンを押し、測定時間をセットする。プリセットモードのコンボボックスが、ライブタイムになっていることを確認する。測定時間は、成人及び小児については150秒、うつ伏せ測定の乳児については300秒、仰向け測定の乳児については600秒に設定する。
- ⑧ 画面中央のグラフ2つがクリアされていることを確認して、画面左側の「スタート」ボタンをクリックする。波高スペクトルが表示されている場合は「クリア」ボタンをクリックする。
- ⑨ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり測定が終了したら、「データ保存」ボタンをクリックする。ファイル名として、被検者のIDや受付番号など、識別できる名前を付与する。
- ⑩ 画面右側の甲状腺等価線量の数値を確認する
- ⑪ 次の被検者の測定に備えて、「クリア」ボタンをクリックしてグラフをクリアする

以上で、甲状腺等価線量の測定が完了する。

引き続き他の被検者の測定を継続する場合は、①から⑪の手順を繰り返す。

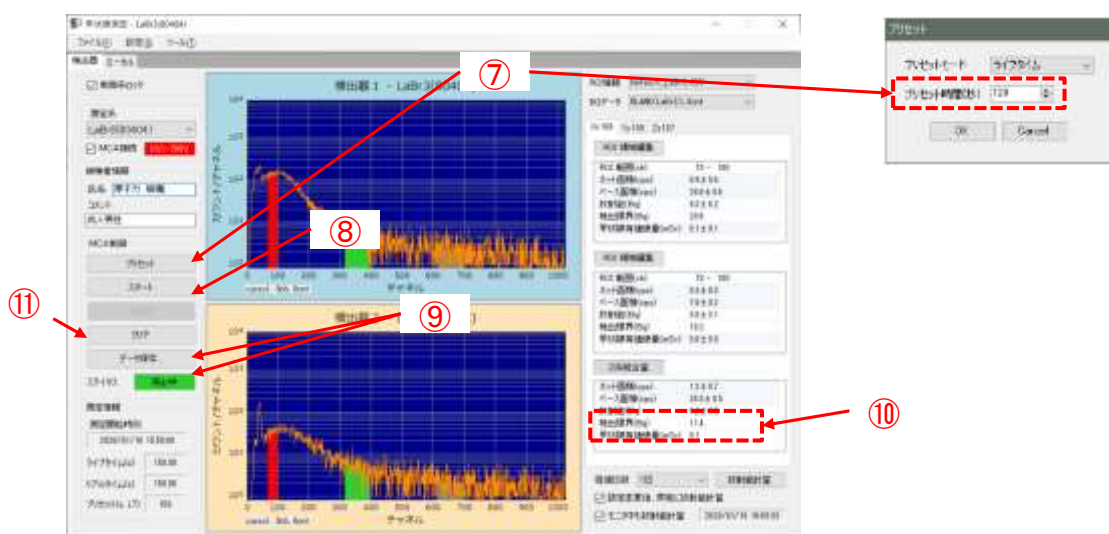


図3-4-6 甲状腺等価線量測定時の画面例

3. 5 測定終了後の手順

- ① 図3-5-1のとおり、甲状腺測定用ソフトウェア左上のメニューから「設定」－「LaBr(80404)の設定」をクリックする
- ② 「LaBr(80404)の設定」ウィンドウにある「検出器1」タブの「Bias」の数値を「0」に変更し、右隣の「適用」ボタンをクリックする。この操作により、印加されていた検出器の高電圧がOFFになる。
- ③ 「適用」ボタン右隣の表示が「OFF」(緑)となることを確認する。
- ④ 「終了 (MCAは停止します)」ボタンをクリックする。
- ⑤ 甲状腺測定用ソフトウェアのメインウィンドウのメニューから「ファイル」－「終了」(または右上×ボタン)をクリックして甲状腺測定用ソフトウェアを終了する。
- ⑥ MCA切断の確認ダイアログが表示されるので、「はい」ボタンをクリックする。
- ⑦ 甲状腺モニタシステムを片付ける。

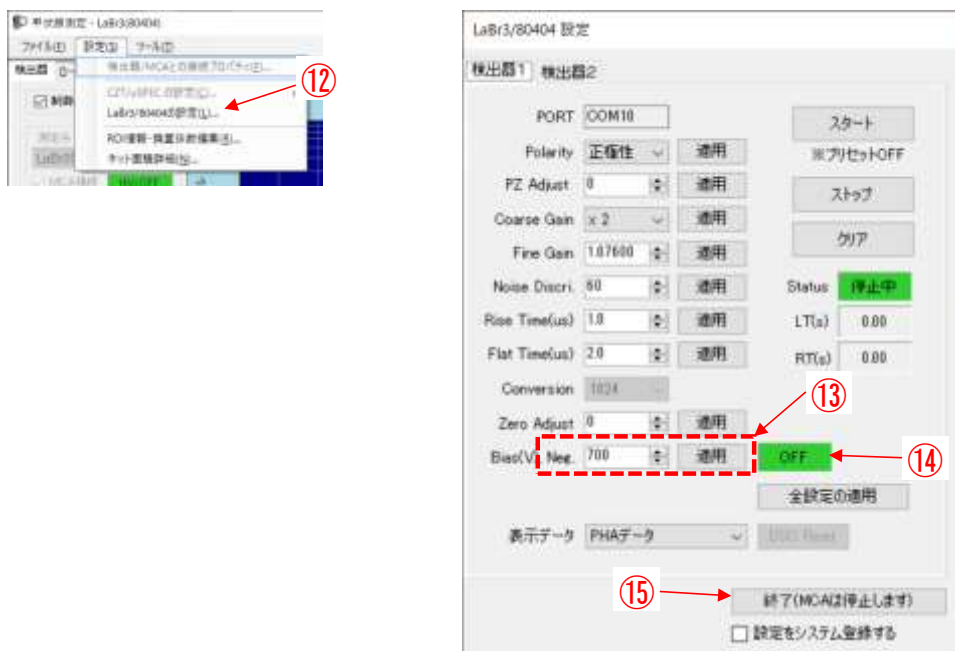


図3-5-1 検出器取外し前の処理用画面

4. 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール手順

4. 1 事前準備

本プログラムの使用には、次のプログラムを事前にインストールする必要がある。

- ① アドフューテック社製標準プログラム Prime
- ② GBS 社製 WinSPEC
- ③ Microsoft 社製「.Net Framework 4.0 client profile」、同「.Net Framework 4.0 Language Pack」
- ④ Microsoft 社製「Visual C++ ランタイムライブラリ(x86)」

①は本プログラムのインストールCDに同梱されている次のファイルを管理者権限で実行することにより使用するコンピュータにインストールする。

¥Adfutec_Prime¥■Prime Standard¥Install¥setup.exe

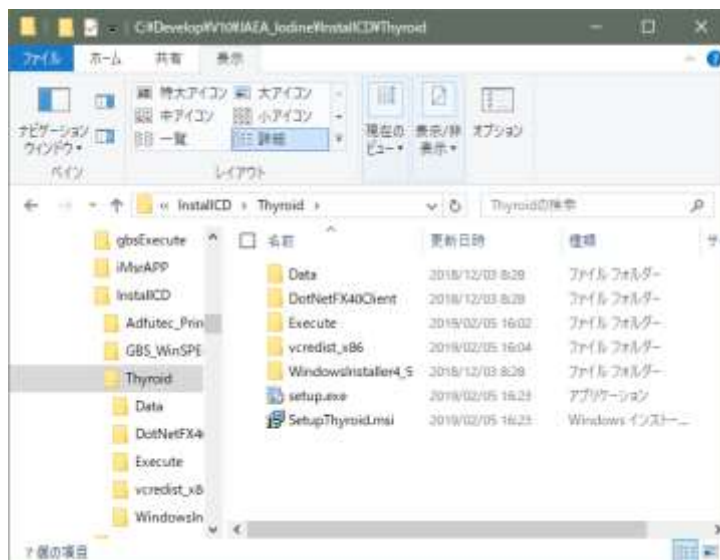
②は RITECH 社製 uSPEC 付属のインストールCD、または本プログラムのインストールCDに同梱されているファイルを用いて使用するコンピュータにインストールする。本プログラムのインストールCDを使用する場合は、次のファイルを管理者権限で実行することによりインストールする。

¥GBS_WinSPEC¥■winspec_for_inspectors_2.05.0002¥setup.exe

③と④は本プログラムをインストールする際に自動的にインストールされる。既にインストールされている場合はスキップされるか、「修復」といったメッセージが出力されるので、それらのメッセージに従ってインストールを継続する。

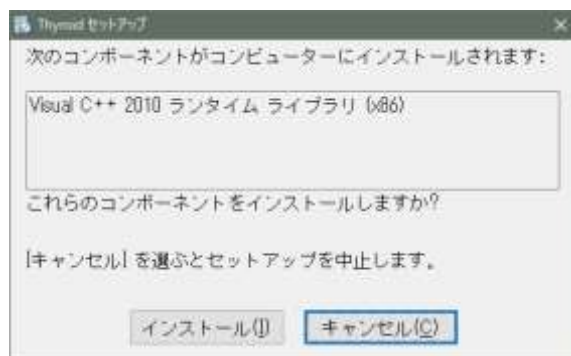
4. 2 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール作業

- ① インストールCDをドライブにセットして Windows エクスプローラでフォルダ ¥Thyroid を開く。

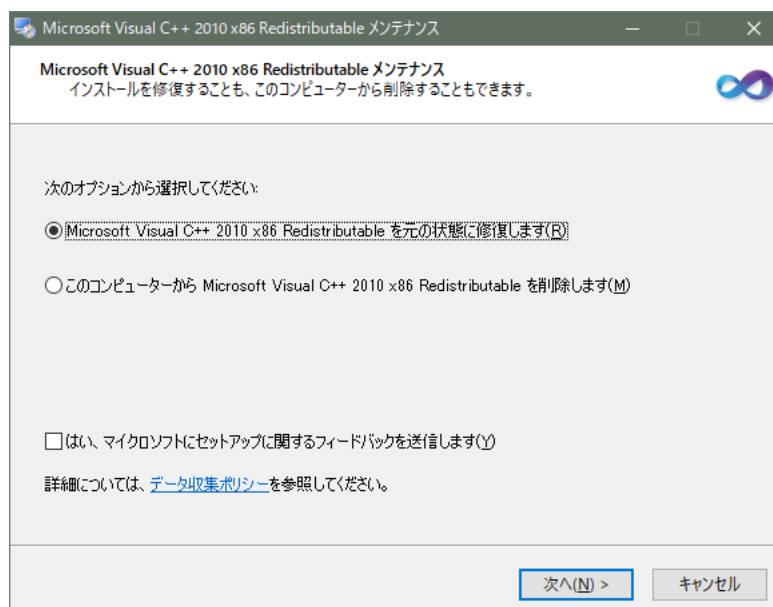


- ② プログラム `setup.exe` を管理者権限で実行する（ファイル名上にマウスを移動させ右クリックで表示されるポップアップメニューの「管理者権限で実行」を選択）。
- ③ 「この不明な発行元からのアプリがデバイスに変更を加えることを許可しますか？」等の確認があるので、「はい」をクリックする。

以下、インストーラのメッセージに従う。



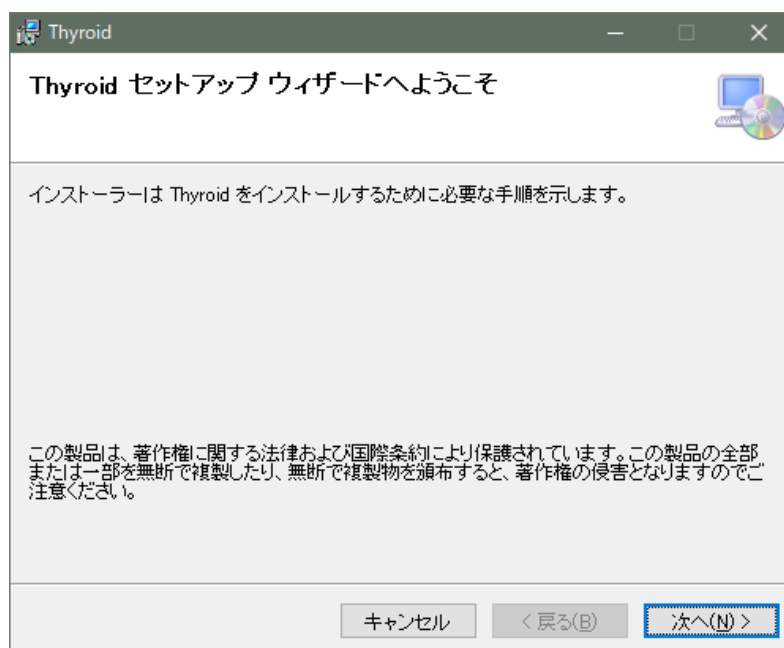
[インストール] をクリック



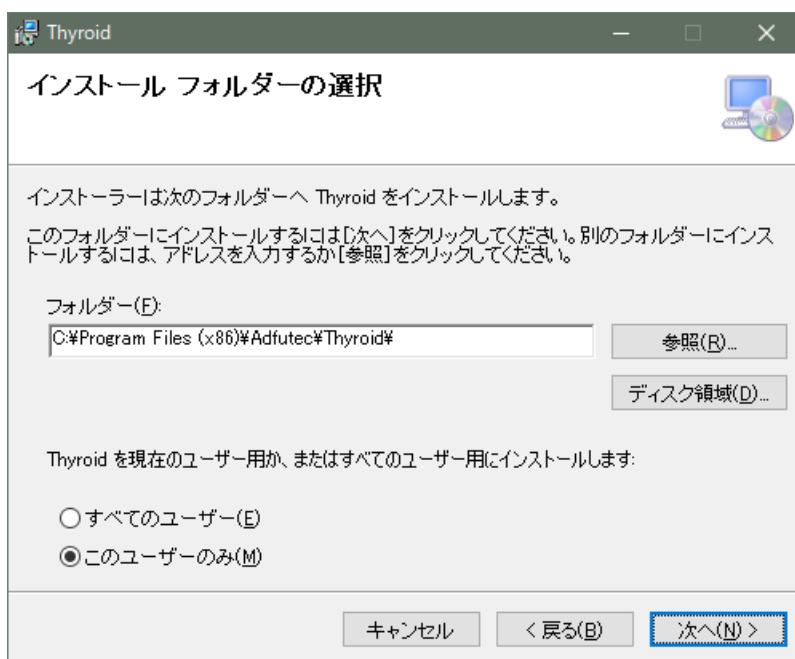
「◎… 修復します」を選択、「□はい、マイクロ…」をチェックしないで [次へ] をクリック



[完了] をクリック



[次へ] をクリック



フォルダを指定して [次へ] をクリック

※上記の画面イメージはデフォルトのフォルダである。このフォルダは UAC (User Access Control) によりファイル作成やコピー、編集が原則的にできなくなり、全て別フォルダに転送される(リダイレクタ)。

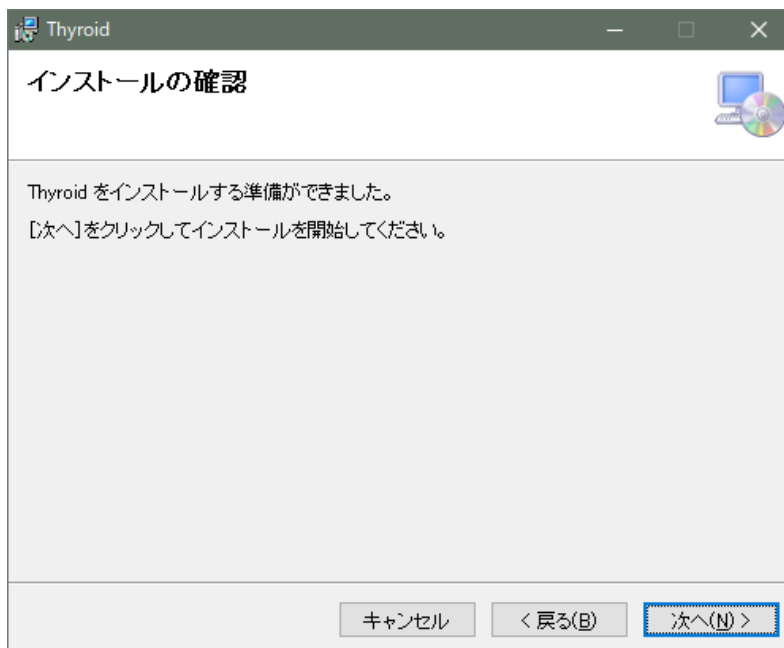
特別の理由がない限り、

C:\Program Files (x86)\Adfutech\Thyroid

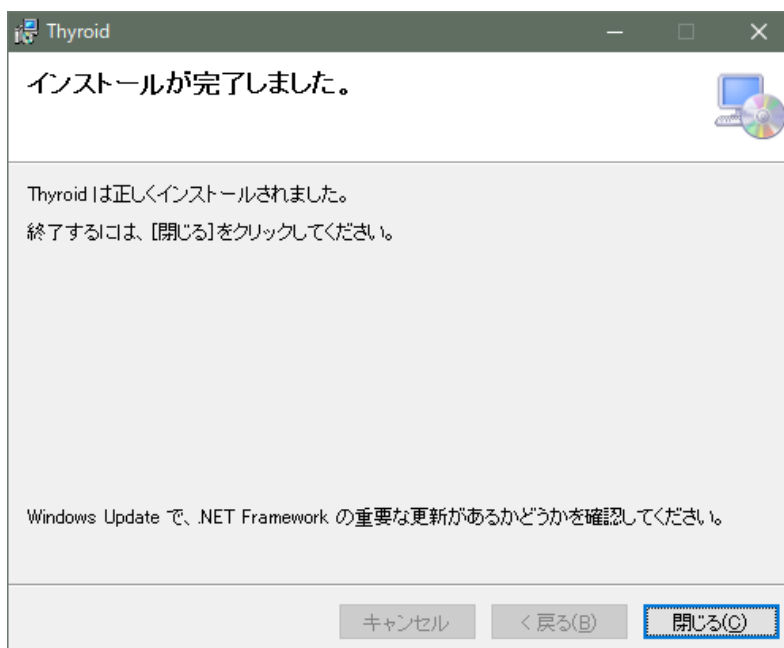
を

C:\Adfutech\Thyroid

に変更してインストールする。



[次へ] をクリックします。



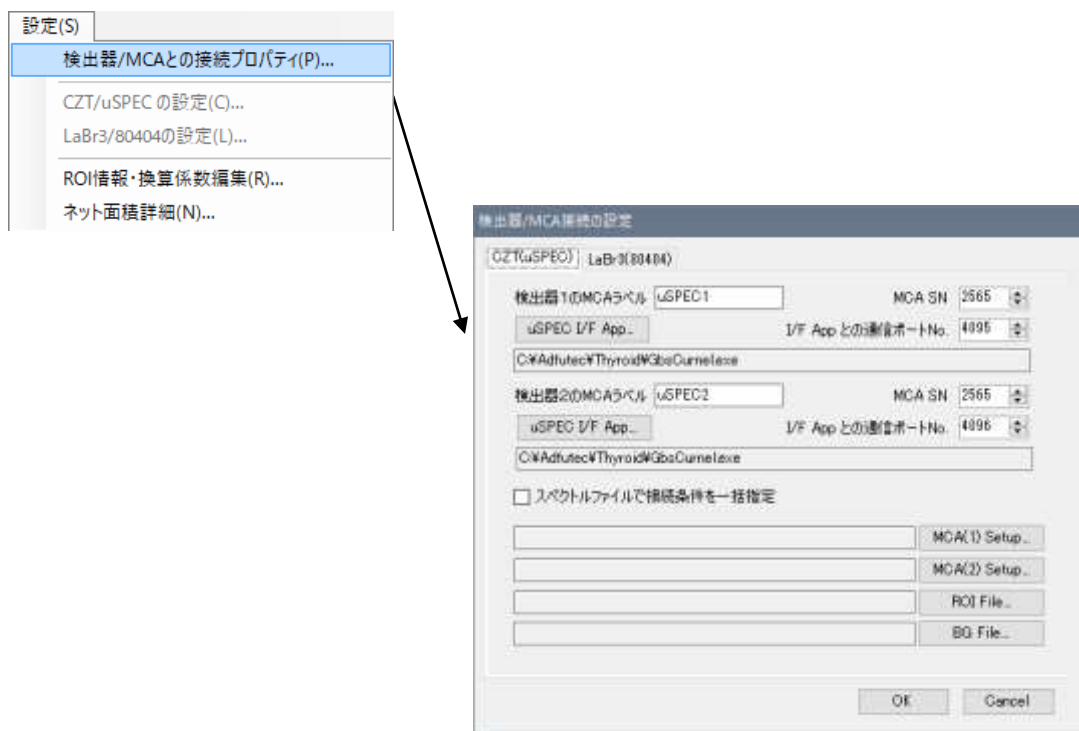
インストールは完了。[閉じる] でインストーラを終了させる。

デスクトップ上のショートカットキーをクリックし、本プログラムが正常に起動することを確認する。



4. 3 信号処理回路の定義、登録

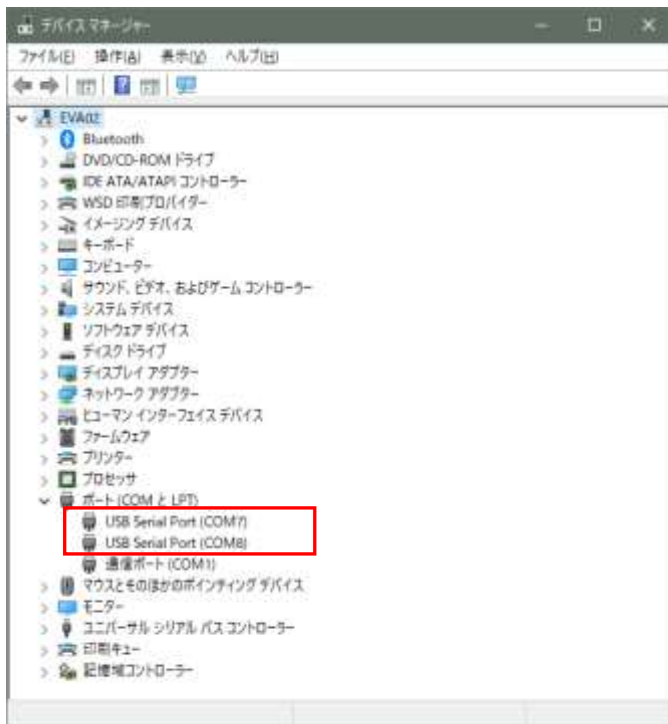
- ① 検出器と信号処理回路を未接続の状態、メニュー「設定 → 検出器/MCAと接続プロパティ」を実行する。



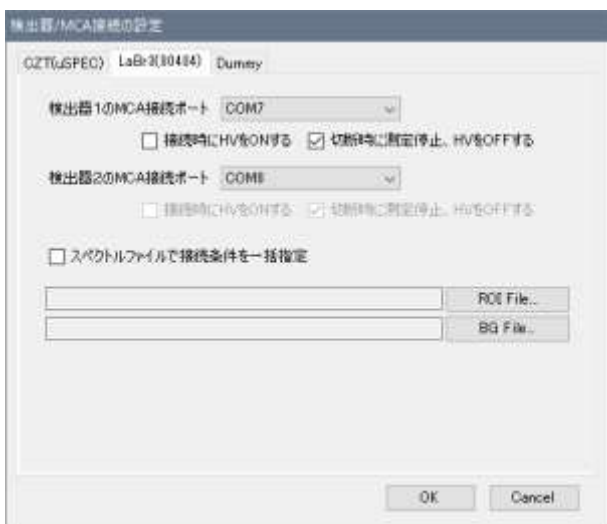
- ② パーソナルコンピュータと 信号処理回路（80404） を接続して 80404 が使用する COM ポートを調べる。

Window のデバイスマネージャーを起動*する。以下は Windows 10 の場合。

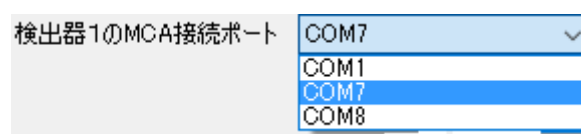
※スタートメニュー → Windows システムツール → コントロールパネル → デバイスマネージャーで、起動する。



- ① デバイス "ポート(COM と LPT)" を展開し、LaBr3(80404)が使用する COM を確認する(この例なら COM7、COM8 であるが、実際の番号は機器や他の装置の接続に依存する)。
- ② 「LaBr3(80404) タブ」をクリックして画面を切り換える。

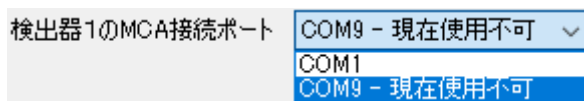


- ③ 検出器毎に、MCA接続ポートとして、先にデバイスマネージャーで確認した COM を指定する。



※接続ポートは重複できない。

※設定済み接続ポートがケーブルを外した等の理由で使用できない場合、"- 現在使用不可" と表示さる。



- ④ 信号処理回路接続時の HV の ON/OFF の動作を指定する。

接続時に HV を ON する : チェック()すると接続時に設定値で HV-ON する。

アンチェック()すると HV-ON しない。接続後に手動操作で HV-ON する必要がある。

※初期値=アンチェック()状態 … 接続時、HV-ON しない

切断時に測定停止、HV を OFF する : チェック()すると、切断時に HV-OFF し、

併せて測定も停止させる。

アンチェック()すると HV-OFF しない。測定中の場合、測定は継続される。

※初期値=アンチェック()状態 … 切断時、HV-OFF しない

※検出器 1 と検出器 2 の HV は共通で、電圧設定や HV の ON/OFF 動作は検出器 1 と共通になる。

- ⑤ 「スペクトルファイルで接続条件を一括指定」のチェックボックスが ONであることを確認する。当該チェックボックスが ON になっていないと、保存した測定データ (.xCnt 形式) に信号処理回路の設定、ROI 情報、バックグラウンドデータが含まれない。

- ⑥ LaBr3(80404) の検出器 1、検出器 2 について共に接続条件を指定したら、[OK] をクリックして接続情報を登録する。

なお、接続情報を登録しただけでは LaBr3(80404) への接続は行われない。接続を確認するには、元の画面で明示的に「MCA接続」のチェックを実行する必要がある。

4.4 検出器／信号処理回路の調整

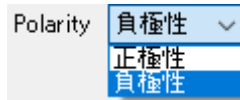
- ① 「3.1 甲状腺モニタシステムの準備手順」を実行して LaBr3(80404)と接続する。
- ② メニュー「設定→LaBr3/80404 の設定」を実行し、設定・調整画面を起動する。



設定は **Bias** を除いて検出器 1、検出器 2 で独立しており、両者はタブで切り換えができる。入力後に、個々の項目の右側にある [適用] ボタンをクリックすると設定値を信号処理回路(80404)に送信する。また、この画面での [スタート] [ストップ] [クリア] が有効で、メインウィンドウでスペクトルをモニタしながら波形整形フィルタや増幅器のゲインなどの調整が可能である。この時、プリセットは解除される。

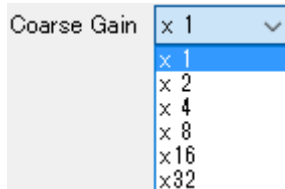
設定) **PORT** : 通信に使用する PORT 番号。この画面では変更できない。

Polarity : 入力信号の極性で正負を選択する。負極性に設定する。



PZ Adjust : Paul Zero 調整する。入力範囲 = -512 ~ +512

Coarse Gain : Coarse Gain を以下から選択する。



Fine Gain : Fine Gain を調整する。入力範囲 = $\times 0.5 \sim \times 1.5$

Noise Discr. : 入力信号のノイズとシグナルの境界を設定する。入力範囲 = 8 ~ 512

Rise Time(us) : 台形波波形整形の立ち上がり／立下り時間を μ 秒単位で指定する。 入力範囲 = 0.5~60 μ 秒

Flat Time(us) : 台形波波形整形の上底時間を μ 秒単位で指定する。
入力範囲 = 0.2~10 μ 秒

Zero Adjust : スペクトルのゼロ点を調整する。入力範囲 = -2048 ~ 2048

Conversion : ADC Conversion GAIN。この値は変更できない。

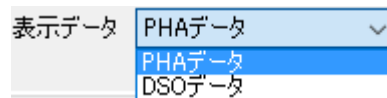
Bias(Neg.) : HV の設定値を設定する。入力範囲 = 0(= HV : OFF) または、100~1000

※設定値はプラス表示だが実際の値は負値となる。

※1 ~ 99 までの数値が入力された場合は強制的に 0(= HV : OFF) となる。

※80404 は検出器 1 と検出器 2 がの Bias 共通であるため、本プログラムからの設定、調整は検出器 1 に対してのみ行う (検出器 2 は検出器 1 と同じ設定になる)。

表示データ : 元の画面の MCA 表示と DSO 表示を切り換えます。



※表示データを"DSO表示"にしている状態で上記の設定を「適用」すると、1 回だけ、DSO データを読み取り DSO 表示を更新する。

[全設定の適用] : 現在の設定値を一度に信号処理回路(80404)に送信する。

[DSO Read] : 1回だけ、DSOデータを読み取りDSO表示を更新する。

[終了(MCAは停止します)] で(調整用の)測定は停止する。

設定をシステム登録する : チェック()して[終了(MCAは停止します)] の
クリックで、入力値がその検出器の設定データと
して保持される。

5. おわりに

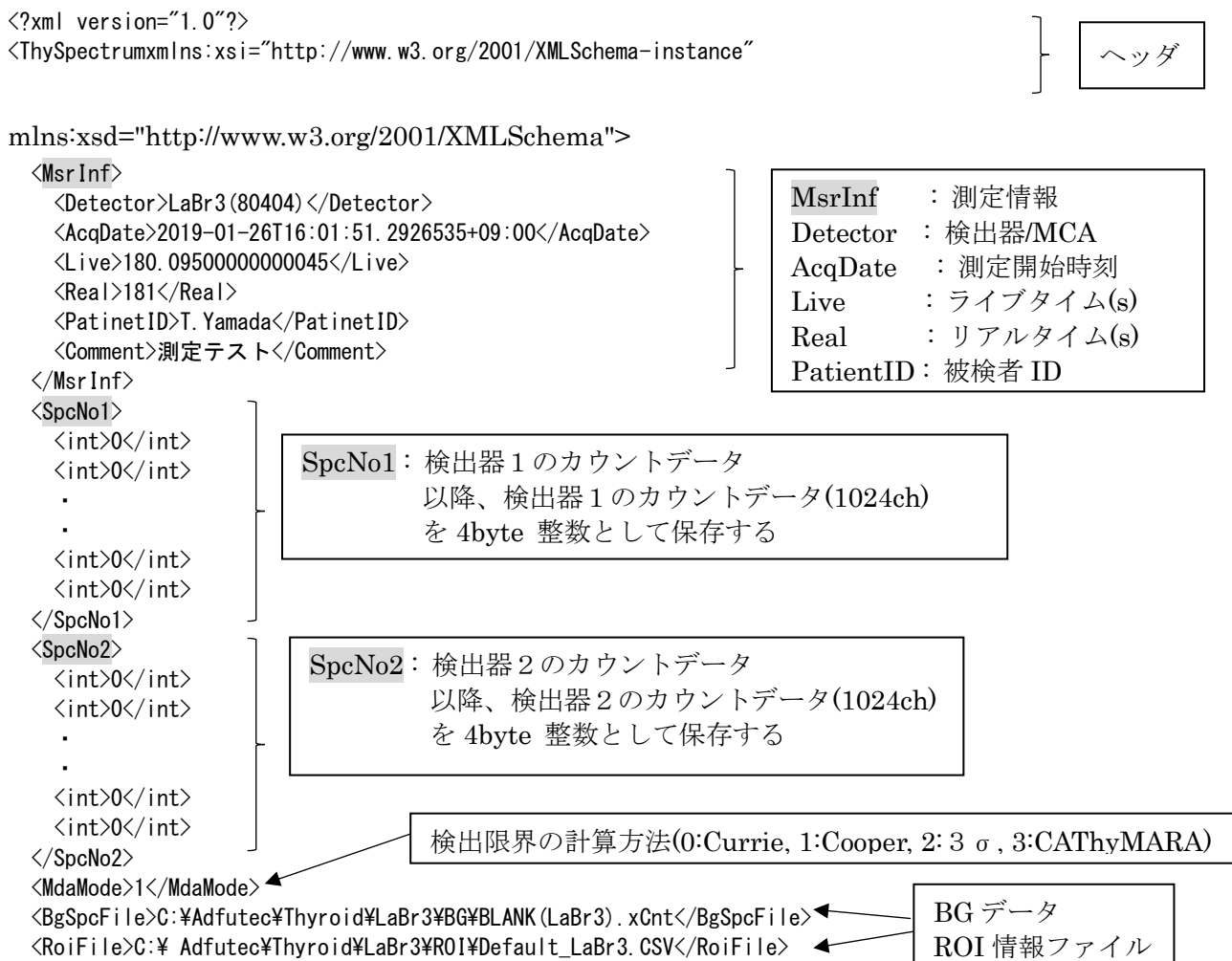
放射性ヨウ素の放出を伴う原子力事故などの緊急時には、できるだけ沢山の人を対象に、甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素の精度の高い計測により、内部被ばく線量（甲状腺等価線量）の評価を行う必要がある。本マニュアルでは、当該計測に使用することを目的として平成31年度放射線安全研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業で開発した甲状腺モニタシステムの使用方法を取りまとめた。

付録 A. データファイル

A.1 スペクトルファイル

- 1-2 行目 : XML ファイルのヘッダ
- グループ <MsrInf> : 測定情報
- グループ <SpcNo1> : 検出器 1 のカウントデータ
- グループ <SpcNo2> : 検出器 2 のカウントデータ
- グループ <URoiS> : 複数の ROI 情報の管理
- グループ <HwCp> : MCA 通信、設定関連情報

以下は XML ファイルイメージ。上で挙げたグループを網掛け表示している



以下、次ページへ

```

<URoiS>
<RoiInfo>
  <Nuclide>Ba-133</Nuclide>
  <RoiColor />

```

← ROI1 の核種

```

  <RoiDet1>
    <Start>70</Start>
    <Stop>100</Stop>
    <Factor1>1.1</Factor1>
    <Eff>0.1</Eff>
    <EffSgm>0.01</ EffSgm >
    <CpyFac2>1</CpyFac2>
    <TrVal>0.064166666666666677</TrVal>
    <TrSgm>0.22085770305787394</TrSgm>
    <Grs>2712</Grs>
    <Bkg>1017.8333333333334</Bkg>
    <SgmBkg>31.903500330423515</SgmBkg>
    <Pbc>169.50608101851893</Pbc>
    <SgmPbc>6.1104594087289552</SgmPbc>
    <Net>1524.6605856481476</Net>
    <SgmNet>61.3772844586583</SgmNet>
    <DIAct>76.9297068955858</DIAct>
    <Act>9.3124553386432627</Act>
    <SgmAct>0.37488554876328584</SgmAct>
    <DIAct>0.4698779954198849</DIAct>

```

RoiDet1	: <検出器 1>ROI 情報
Start	: ROI 開始 ch
Stop	: ROI 終了 ch
Factor1	: 換算係数(Bq/cps)
Eff, EffSgm	: 計数効率、標準偏差(s-1/Bq)
CpyFac2	: 換算係数 2
TrVal, TrSgm	: 甲状腺等価線量, 不確かさ (mSv)
Grs	: ROI 領域の積算値(count)
Bkg, SgmBkg	: ベース面積とその不確かさ
Pbc, SgmPbc	: BG ピーク面積とその不確かさ…(*)
Net, SgmNet	: ネット面積とその不確かさ
DIAct	: 検出限界面積
Act, SgmAct	: 放射能とその不確かさ(Bq)
DIAct	: 検出限界放射能(Bq)

```

</RoiDet1>

```

```

<RoiDet2>

```

```

  .

```

```

</RoiDet2>

```

```

<RoiSumS>

```

```

  <Start>0</Start>

```

```

  <Stop>0</Stop>

```

```

  <Factor1>1</Factor1>

```

```

  .

```

```

  <DIAct>0.62539626252144487</DIAct>

```

```

</RoiSumS>

```

```

<Fac2Name> 1 日</Fac2Name>

```

```

<Factor2>

```

```

  <DayFactor>

```

```

    <Name> 1 日</Name>

```

```

    <TransFactor>1</TransFactor>

```

```

  </DayFactor>

```

```

  .

```

```

</Factor2>

```

```

<TransName> 預託実効線量率 (mSv)</TransName>

```

```

<TransVal>15.55171296681891</TransVal>

```

```

<TransSgm>0.47330543029427091</TransSgm>

```

```

<TransDL>0.62539626252144487</TransDL>

```

```

</RoiInfo>

```

```

<URoiS>

```

```

<HwCp>

```

```

  <cpSetting>

```

```

    <PortName>COM7</PortName>

```

```

    .

```

RoiDet2	: <検出器 2>>ROI 情報
※構造的には RoiDet1 と同じ	

RoiSumS	: <検出器 1、2 合算>>ROI 情報
※構造的には RoiDet1 と同じだが、常に	
Start = 0,	
Stop = 0 と登録する	

DayFactor	: 換算係数 2 情報
Name	: 経過日数
TransFactor	: 換算係数

TransName	: 甲状腺等価線量 (mSv) … 固定
TransVal, TransSgm	: 甲状腺等価線量とその

PortName	: 接続ポート
Porarity	: 入力極性
PzAdjust	: Pole Zero
CoarseGain	: コースゲイン
FineGain	: ファインゲイン

・
<RoiFile>C:\¥Adfutech¥Thyroid¥LaBr3¥ROI¥Default_LaBr3.CSV</RoiFile>
<BgFile>C:\¥ Adfutech¥Thyroid¥LaBr3¥BG¥BLANK (LaBr3). Xcnt</BgFile>
</cpSetting>
</HwCp>

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。

A.2 測定データCSVファイル

スペクトル, TestMeasure.Xcnt
検出器, CZT(uSPEC)
測定開始時刻, 2019/01/25 17:23:30
ライブタイム(s), 180.10
リアルタイム(s), 181.00
被検者 ID, 田中衛
コメント, 測定テスト
バックグラウンド, C:\Adfutec\Thyroid\CZT\BG\BackGround.xCnt
ROI 情報, C:\Adfutec\Thyroid\CZT\ROI\Default_CZT.CSV
検出限界計算, Currie

← (改行)

ROI1, Ba-133
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
ベース面積(count), 301.7, ±, 23.7
換算係数(Bq/cps), 1.000E+000
計数効率(s-1/Bq), 1.000E-001
標準偏差(s-1/Bq), 5.000E-003
放射能(Bq), 15.5, ±, 0.5
検出限界(Bq), 0.6
換算係数 2, 1.000E+000, (1 日)
甲状腺等価線量(mSv), 15.6, ±, 0.5
<Detector No.1>
ROI 範囲, 70, -, 100
グロス面積(count), 2712.0, ±, 52.1
ベース面積(count), 1017.8, ±, 31.9
バックグラウンド(count), 169.5, ±, 6.1
ネット面積(count), 1524.7, ±, 61.4
検出限界(count), 76.9
換算係数(Bq/cps), 1.100E+000
計数効率(s-1/Bq), 1.000E-001
標準偏差(s-1/Bq), 5.000E-003
放射能(Bq), 9.3, ±, 0.4
検出限界(Bq), 0.5
甲状腺等価線量(mSv), 15.6, ±, 0.5
<Detector No.2>

・
・

← (改行)

ROI2, I-131
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
・
・
・

← (改行)

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。
次ページに続く

前ページからの継続

← (改行)

ROI3, Cs-137
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
.
.

← (改行)

MCA Setup - CZT(uSPEC)
<Detector No.1>
Bias Polarity, Auto
HighVol (V), Auto
ADC ConversionGain, 1024
LLD, 10
ULD, 1023
AMP Polarity, Positive
CoarseGain, 5
FineGain, 2.000
BLR, ----
FlatTop (us), 0.7
ShapingTime (us), 0.8
TriggerFilter, -1;0;2;0;-1
PUR, ON
Pole Zero (mV), 1714
<Detector No.2>
.
.

← (改行)

スペクトル, <Detector No.1>, <Detector No.2>
(ch), (count), (count)
0, 0, 0
1, 0, 0
2, 0, 0
3, 0, 0
4, 0, 0
5, 0, 0
6, 0, 0
7, 0, 0
.
.
.
1018, 0, 0
1019, 0, 0
1020, 0, 0
1021, 0, 0
1022, 0, 0
1023, 0, 0

※ここに挙げた設定値や測定結果、カウントデータはダミーである。

A.3 印刷イメージ

以下に印刷を実施した例を示す。

被検者測定結果		印刷日時 : 2019/12/04 11:03:49	
被検者ID	: Patient		
コメント	: CZT Test		
検出器	: CZT (uSPEC)		
スペクトル	: HWTst6.Xcnt		
測定開始時刻	: 2019/11/26 14:40:44		
測定時間(s)	: LiveTime : 120.00	RealTime : 120.06	
ROIファイル	: Default_CZT.CSV		
BGファイル	: BgSpectrum.Xcnt		
検出限界計算方法	: CATHYARA		
経過日数	: 1日		

検出器 1 - CZT(uSPEC)

検出器 2 - CZT(uSPEC)

ROI1 : Xx100	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	70- 100	70- 100
ネット面積 (cps)	: 0.2 ± 0.3	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2
ベース面積 (cps)	: 2.1 ± 0.3	1.2 ± 0.2	0.8 ± 0.2
放射能 (Bq)	: 0.2 ± 0.4	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2
検出限界 (Bq)	: 2.7	0.9	0.8
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.2 ± 0.4	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2

ROI2 : Yy120	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	200- 250	200- 250
ネット面積 (cps)	: 0.4 ± 0.2	0.4 ± 0.1	0.0 ± 0.1
ベース面積 (cps)	: 0.4 ± 0.2	0.1 ± 0.1	0.3 ± 0.1
放射能 (Bq)	: 0.4 ± 0.2	0.4 ± 0.1	0.0 ± 0.2
検出限界 (Bq)	: 2.0	0.3	0.6
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.5 ± 0.2	0.5 ± 0.1	0.1 ± 0.2

ROI3 : Zz130	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	330- 400	330- 400
ネット面積 (cps)	: 0.1 ± 0.2	0.0 ± 0.1	0.1 ± 0.1
ベース面積 (cps)	: 0.3 ± 0.2	0.2 ± 0.1	0.1 ± 0.1
放射能 (Bq)	: 0.1 ± 0.2	0.0 ± 0.2	0.1 ± 0.1
検出限界 (Bq)	: 2.6	0.7	0.5
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.1 ± 0.3	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.2

CZT (uSPEC) Setting	検出器 1	検出器 2
Bias Polarity	: Auto	Auto
HighVol (V)	: Auto	Auto
ADC ConversionGain	: 1024	1024
LLD	: 10	10
ULD	: 1023	1023
AMP Polarity	: Positive	Positive
CoarseGain	: 5	5
FineGain	: 2.000	2.000
BLR	: -----	-----
FlatTop (us)	: 0.7	0.7
ShapingTime (us)	: 0.8	0.8
TriggerFilter	: -1:0:2:0:-1	-1:0:2:0:-1
PUR	: ON	ON
Pole Zero (mV)	: 1714	1790

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。

A.4 ROI 情報ファイル

以下に例を示す。

```
[Header]
登録 ROI 数, 3
検出器, CZT(uSPEC)

[ROI-1]
核種, Xx100
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 70, 100, 1.100E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 70, 100, 1.100E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

[ROI-2]
核種, Yy120
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 200, 250, 1.200E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 200, 250, 1.200E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

[ROI-3]
核種, Zz130
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 330, 400, 1.300E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 330, 400, 1.300E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

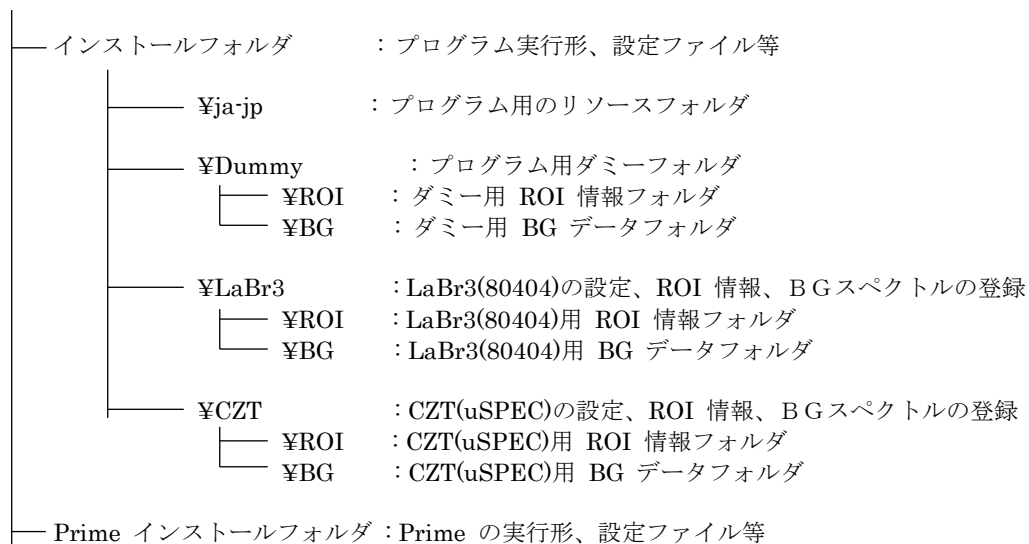
[DayFactor]
換算量, 甲状腺等価線量(mSv)
REM -----
REM Key, ID, ROI1, ROI2, ROI3
REM -----
ID-1, 1 日, 1.000E+000, 1.100E+000, 1.200E+000
ID-2, 2 日, 2.000E+000, 2.200E+000, 2.400E+000
ID-3, 3 日, 3.000E+000, 3.300E+000, 3.600E+000
```

※ここに挙げた設定値はダミーである。

A.5 データフォルダ構造

本プログラムのフォルダ構造を示す。

¥ ルート



付録 B. 換算係数

甲状腺モニタを用いて定量した甲状腺内 ^{131}I 放射能から、被検者の甲状腺預託等価線量を算出するための換算係数の例を示す。換算係数は、簡易内部被ばく線量評価コード(IDECC: Internal Dose Easy Calculation code)を用いて計算した。計算に際し、各パラメータはICRPの標準値を採用している。摂取形態は ^{131}I 蒸気の吸入急性摂取を仮定し、預託期間は70歳までの期間である。年齢群としては、保守的に乳児については3ヶ月、小児については5歳とした。

B.1 換算係数

公衆に対する測定 ^{131}I 放射能から甲状腺等価線量への換算係数の例を表B-1～表B-3に示す。この換算係数は、B.3に示す摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数をB.2に示す甲状腺残留率で除して得られる値である。

表 B-1 乳児 (3ヶ月児) に対する測定 ^{131}I 放射能から
甲状腺等価線量への換算係数の例

摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)
0.1	6.60E-02	18	1.35E-01	85	7.45E+02
0.2	3.50E-02	20	1.67E-01	90	1.09E+03
0.5	1.84E-02	22	2.33E-01	100	3.50E+03
0.7	1.67E-02	24	3.18E-01		
1	1.59E-02	26	3.54E-01		
2	1.67E-02	28	4.67E-01		
3	1.94E-02	30	6.25E-01		
4	2.19E-02	35	1.17E+00		
5	2.50E-02	40	2.33E+00		
6	2.92E-02	45	4.12E+00		
7	3.18E-02	50	7.61E+00		
8	3.76E-02	55	1.52E+01		
9	4.27E-02	60	2.92E+01		
10	4.73E-02	65	5.38E+01		
12	6.14E-02	70	9.72E+01		
14	7.78E-02	75	1.75E+02		
16	1.00E-01	80	3.50E+02		

表 B—2 小児（5歳児）に対する測定 ^{131}I 放射能から
甲状腺等価線量への換算係数の例

摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)
0.1	3.58E-02	18	5.00E-02	85	6.13E+01
0.2	1.90E-02	20	5.94E-02	90	1.06E+02
0.5	1.00E-02	22	7.31E-02	100	3.11E+02
0.7	9.05E-03	24	9.05E-02		
1	8.26E-03	26	1.12E-01		
2	8.64E-03	28	1.46E-01		
3	1.00E-02	30	1.73E-01		
4	1.12E-02	35	2.84E-01		
5	1.19E-02	40	5.43E-01		
6	1.36E-02	45	8.64E-01		
7	1.58E-02	50	1.46E+00		
8	1.73E-02	55	2.68E+00		
9	1.90E-02	60	4.63E+00		
10	2.11E-02	65	6.79E+00		
12	2.64E-02	70	1.19E+01		
14	3.17E-02	75	2.09E+01		
16	3.80E-02	80	3.58E+01		

表 B—3 成人に対する測定 ^{131}I 放射能から
甲状腺等価線量への換算係数の例

摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)
0.1	7.36E-03	18	7.65E-03	85	3.55E+00
0.2	3.90E-03	20	8.67E-03	90	6.00E+00
0.5	2.05E-03	22	1.08E-02	100	1.34E+01
0.7	1.86E-03	24	1.34E-02		
1	1.70E-03	26	1.50E-02		
2	1.77E-03	28	1.86E-02		
3	1.95E-03	30	2.44E-02		
4	2.05E-03	35	3.55E-02		
5	2.29E-03	40	5.27E-02		
6	2.44E-03	45	9.51E-02		
7	2.79E-03	50	1.30E-01		
8	3.00E-03	55	2.17E-01		
9	3.25E-03	60	3.90E-01		
10	3.55E-03	65	5.57E-01		
12	4.38E-03	70	8.67E-01		
14	5.42E-03	75	1.34E+00		
16	6.39E-03	80	2.05E+00		

B.2 甲状腺残留率

乳児（3ヶ月児）、小児（5歳児）及び成人の吸入¹³¹I（蒸気）放射能に対する甲状腺残留率を図B-1に示す。摂取後1日で極大となることに留意が必要である。

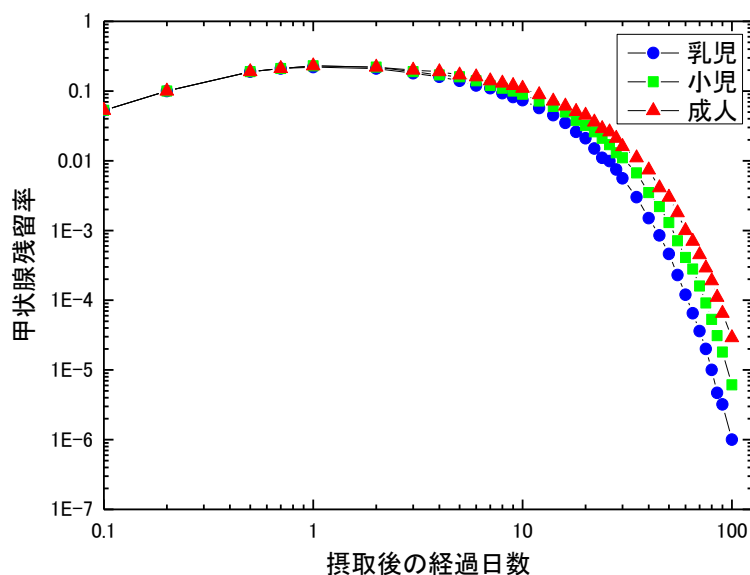


図 B—1 甲状腺残留率の例

B.3 摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数

摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数（¹³¹I 蒸気）を表 B—4 に示す。

表 B—4 摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数の例

乳児（3ヶ月児）	小児（5歳児）	成人
3.5×10^{-3} mSv/Bq	1.9×10^{-3} mSv/Bq	3.9×10^{-4} mSv/Bq

付録2：甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム取扱マニュアル（作業用システム編）

**甲状腺放射性ヨウ素モニタシステム
取扱マニュアル
（作業用システム編）**

令和2年3月31日

**国立研究開発法人日本原子力研究開発機構
安全研究センター**

目次

1. はじめに.....	1
2. 作業用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの概要.....	1
2. 1 CZT 検出器.....	2
2. 2 検出器用周辺遮蔽体.....	2
2. 3 制御・解析用パーソナルコンピュータと制御用ソフトウェア.....	2
2. 4 測定器具.....	3
2. 5 測定原理.....	4
3. 測定の手順.....	6
3. 1 甲状腺モニタシステムの準備手順.....	6
3. 2 甲状腺モニタシステムの校正手順.....	9
3. 2. 1 校正の準備作業.....	9
3. 2. 2 校正データ取得作業.....	11
3. 2. 3 計数効率の算出.....	12
3. 2. 4 計数効率と換算係数の入力.....	13
3. 3 バックグラウンド補正用測定の手順.....	15
3. 4 甲状腺等価線量の測定手順.....	16
3. 5 測定終了後の手順.....	19
4. 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール手順.....	20
4. 1 事前準備.....	20
4. 2 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール作業.....	20
4. 3 MCA の定義、登録.....	25
4. 4 検出器/MCA の調整.....	27
5. おわりに.....	29
付録 A. データファイル.....	30
A. 1 スペクトルファイル.....	30

A.2	測定データCSVファイル.....	33
A.3	印刷イメージ.....	35
A.4	ROI情報ファイル.....	36
A.5	データフォルダ構造.....	37
付録 B.	換算係数.....	38
B.1	換算係数.....	38
B.2	甲状腺残留率.....	39
B.3	摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数.....	39

1. はじめに

事故などの緊急時には、事故後早い段階においてできるだけ沢山の人を対象に、精度の高い計測により、内部被ばく線量評価を行う必要がある。特に、半減期が短い放射性ヨウ素の内部被ばく線量評価には、摂取後早期の甲状腺被ばく線量の計測が必要となる。そこで、国立研究開発法人日本原子力研究開発機構（以下「原子力機構」という。）は、原子力規制庁から受託した平成 31 年度放射線安全研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業において、各避難所、指揮所等に設置できる可搬型のγ線スペクトル分析型甲状腺モニタシステム（以下「甲状腺モニタシステム」という。）を開発した。

本マニュアルは、指揮所等に設置して作業者の内部被ばく線量測定に用いる甲状腺モニタシステム（作業者用）の概要、設置方法及び使用方法をまとめたものである。これにより、原子力事故時等の環境中に放射性ヨウ素が放出されたときに、多数の作業者について、摂取した放射性ヨウ素放射能の迅速かつ高精度な測定・評価を可能とすることを目的とする。

2. 作業者用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの概要

作業者用の甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムは、図 2-1 に示すように、CdZnTe 半導体検出器（以下、「CZT 検出器」という。）2 個、検出器周辺遮蔽体、検出器上部遮蔽体、制御・解析用パーソナルコンピュータ（ソフトウェアを含む）、測定治具、測定器設置用プレート、顎サポート台で構成される。さらに、検出器の効率校正用に頸部ファントム（Ba-133 点線源を含む）とファントム用治具が、高線量率環境下での使用時に用いるバックグラウンド測定用治具等が必要となる。

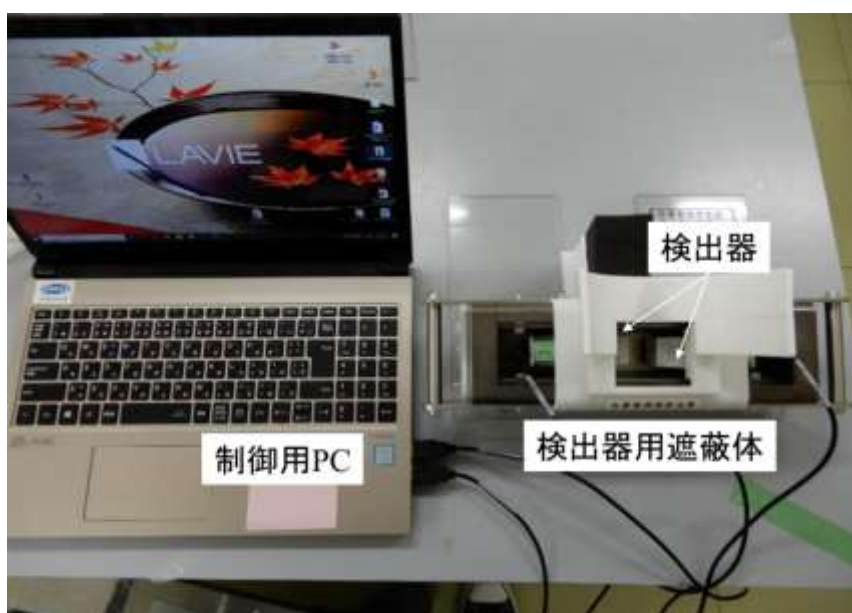


図 2-1 作業者用甲状腺放射性ヨウ素モニタシステムの写真

2. 1 CZT 検出器

CZT 検出器は、図 2-2 に示すように、 1.5 cm^3 の有感体積を持ち、銀白色の筐体内に収められた CdZnTe 結晶と、黒色の筐体内に収められた高圧回路、プリアンプ、アンプ、及び多重波高分析器等の信号処理回路からなる。筐体には、mini USB ポートが取り付けられており、パーソナルコンピュータから USB ケーブルを介して給電及び制御が可能である。

2. 2 検出器用周辺遮蔽体

図 2-3 に検出器用周辺遮蔽体及び検出器上部遮蔽体の写真を示す。周辺遮蔽体は、高密度タングステン合金及び鉛の遮蔽体で構成されており、両側面、内側及び底面にステンレス製のサポートが取り付けられている。最も高い遮蔽効果が要求される検出器周辺の遮蔽体（上部遮蔽体を含む）については、高密度タングステン合金（密度： 17.74 g/cm^3 ）を採用し、それ以外の遮蔽体については、遮蔽効果は低下するが、安価で重量を抑えられる鉛（密度： 11.34 g/cm^3 ）とした。両側の鉛遮蔽体には、検出器のケーブルを通すために溝が設けられている。重量は合計約 18 kg であり、左右両側に取り付けられたステンレス製の取手を用いて容易に移動させることができる。

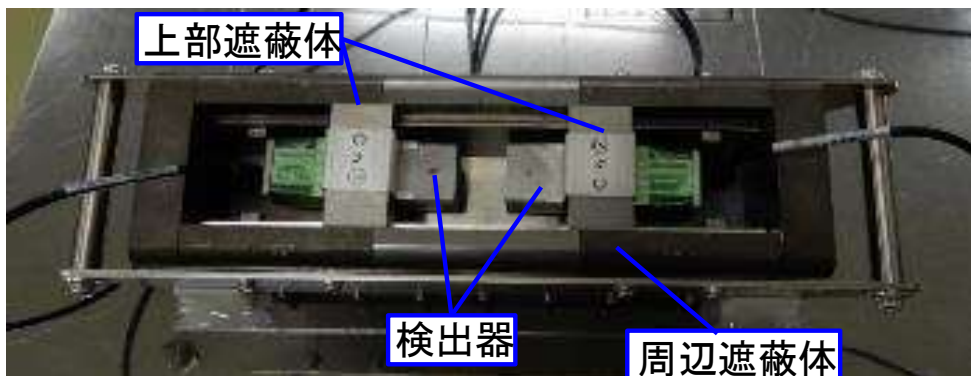


図 2-3 検出器周辺遮蔽体の写真

2. 3 制御・解析用パーソナルコンピュータと制御用ソフトウェア

甲状腺モニタの制御・測定及び結果の解析を行うためには、制御用ソフトウェアがインストールされた制御・解析用パーソナルコンピュータが必要である。使用できるパーソナルコンピュータの要件は以下のとおりである。

- OS : Windows 7(SP1 以上)/Windows 8.1/Windows 10
- PC : AT 互換機
- ディスプレイ : XGA(1024×768)以上の解像度を推奨
- USB : USB3.0 以上のポート 2 つ以上

その他 : Microsoft .Net framework 4.0 以上及び、同 Language Pack 4.0 以上

デスクトップ型 PC、ノート型 PC のどちらも利用可能であるが、可搬性や停電時でも動作し続けられるなどの理由から、ノート型 PC の利用を推奨する。図 2-4 に制御用ソフトウェアの画面の例を示す。左側のボタンで 2 個の検出器を同時に制御して測定の開始、終了、データ保存などが可能である。画面中央では、2 個の検出器それぞれの波高スペクトルを同時に確認することができる。予め、I-131 のピーク部に関心領域 (ROI) を設定し、検出器の効率、放射性ヨウ素放射能から預託実効線量への換算係数などのデータセットを適切に設定しておくことにより、ピーク解析を自動的に行い、画面右側のように得られた計数から預託実効線量への計算結果が表示される。



図 2-4 制御用ソフトウェアの例

2. 4 測定器具

甲状腺モニタシステムを用いて甲状腺等価線量を精度よく測定するためには、被検者の甲状腺と検出器用遮蔽体内部に配置された検出器の位置関係を正確に決定することが重要である。そこで、図 2-5 に示すような測定器具を検出器用遮蔽体の上に設置し、上部の円弧形サポートに被検者の頸部を固定することにより、被検者の甲状腺と検出器の位置関係が正確に決定できる。測定器具の裏側には上部遮蔽体を挟み込む構造の溝が設置してあり、検出器の左右方向の位置が正確に設定されていないと測定器具が取り付けられない構造となっている。これらの工夫により、被検者の甲状腺と検出器の位置関係が正確に決定できる。



図 2-5 測定用治具

2. 5 測定原理

甲状腺モニタは、図 2-3 に示すように、上方のみに開口した井戸型の検出器用周辺遮蔽体の中に CZT 検出器 2 個を設置する構造である。図 2-6 に示すように指揮所内のテーブルなどに設置し、甲状腺が開口部の上部に配置されるように被検者の喉部を井戸型遮蔽体開口部の上部に密着させ、放射性ヨウ素からの γ 線を検出器で計数することにより、甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素を測定する。

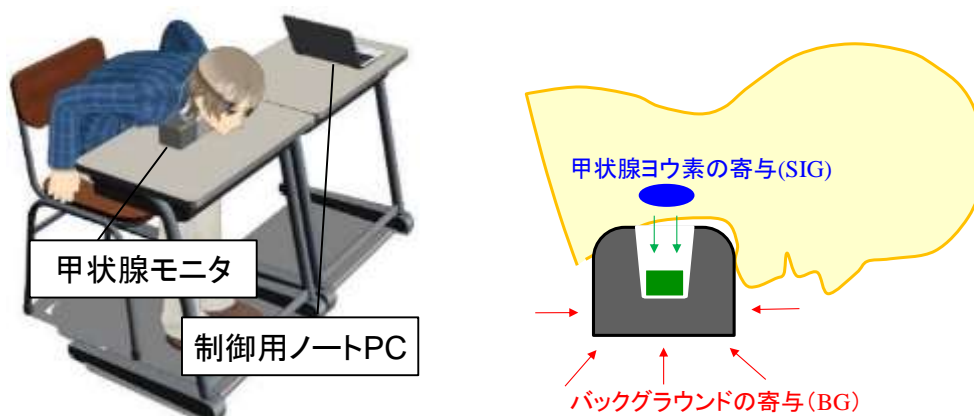


図 2-6 制御用ソフトウェアの例

高線量率環境で測定する場合、周辺からのバックグラウンド放射線による寄与が加算されてしまう。特に、Cs-137 線源からの 662 keV γ 線等は、測定対象である I-131 の 364 keV γ 線よりもエネルギーが高いため、遮蔽体を透過しやすく、図 2-7 の赤領域で示すように、甲状腺ヨウ素からの信号による γ 線ピークの下にバックグラウンド成分として観測され、正確な測定にはこのバックグラウンド成分の測定が必要となる。放射性ヨウ素の定量には、図中の青の領域で示したピーク部分（ネット面積）に含まれる計数を用いる。具体的には、この計数値に Ba-133 線源を用いた校正で決定した検出器の計数効率で除することに

より甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素の放射能が定量できる。

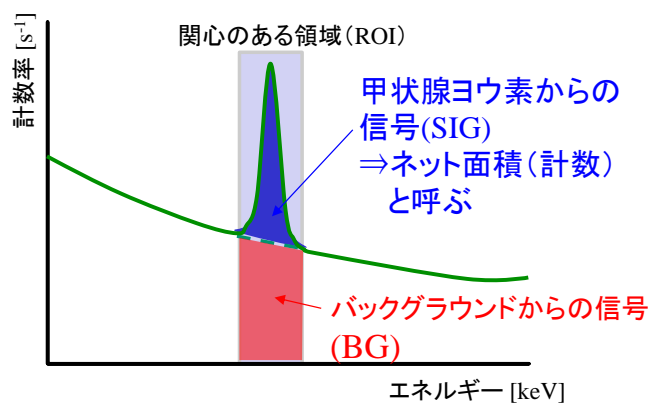


図 2 - 7 波高スペクトルの例

3. 測定の手順

3. 1 甲状腺モニタシステムの準備手順

- ① 甲状腺モニタシステムで使用する機材を測定用テーブル（会議用など、測定場所で調達できるテーブル）の上に準備する（図3-1-1 参照）。
- ② 甲状腺モニタシステム制御用ソフトウェアがインストールされたパーソナルコンピュータを準備する。
- ③ 測定器設置用プレートに遮蔽体を図3-1-2のとおり設置する。この時、プレート上の支持台両側の詰めが遮蔽体両側に係るように設置する。
- ④ CZT 検出器 2 個に、上部遮蔽体を取り付ける（図3-1-3 参照）。
- ⑤ 検出器用周辺遮蔽体に CZT 検出器 2 個（上部遮蔽体付）を図3-1-3のとおり取り付ける。断線させないように注意してケーブルを遮蔽体の外に出す。



図3-1-1 甲状腺モニタシステムの機材一式



①測定器設置用プレートへの遮蔽体の設置／②遮蔽体右側の設置状況

図3-1-2 測定器設置用プレートへの取付状況



②上部遮蔽体とCZT検出器

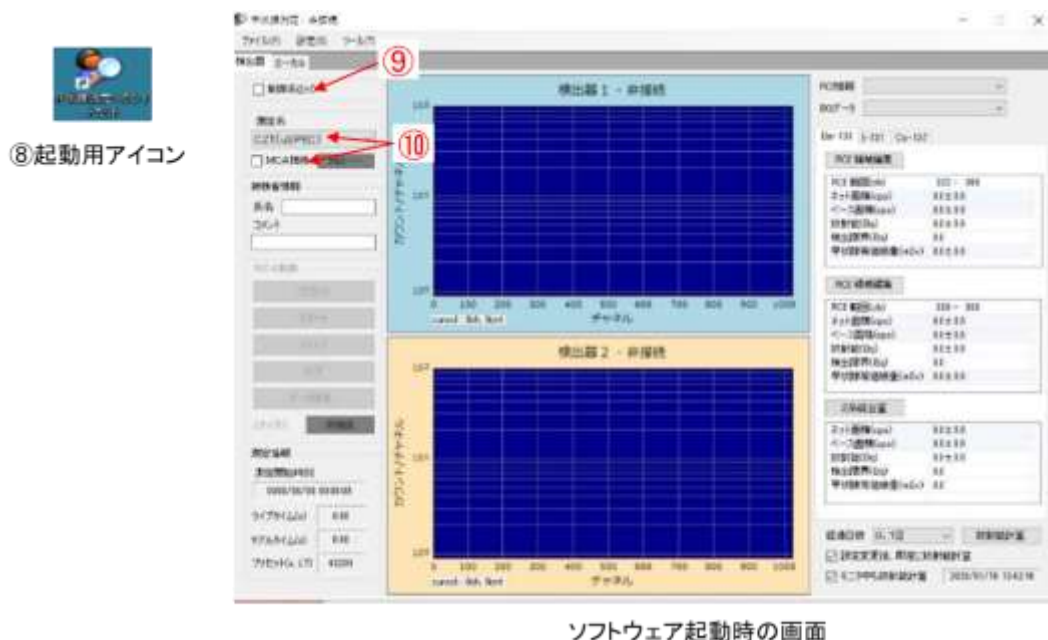
③遮蔽体へのCZT検出器の取り付け

図3-1-3 CZT 検出器の取付状況

- ⑥ 検出器からのケーブル 2 本を、パーソナルコンピュータの USB 端子 (USB3.0 以上) に接続する (図 3-1-4)。
- ⑦ 制御・解析用パーソナルコンピュータを起動する。
- ⑧ 図 3-1-5 左上のアイコンをダブルクリックして甲状腺測定用ソフトウェアを起動する。
- ⑨ 制御系ロックのチェックボックスを外して測定系の選択を可能とする。
- ⑩ 測定系コンボボックスをクリックして「CZT(uSPEC)」(作業用) を選択し、MCA 接続チェックボックスをチェックする。これにより、MCA との接続が確立し、自動的に検出器に電圧が印加される (HV:ON が赤く点灯)



図 3-1-4 甲状腺モニタシステムのセットアップ



ソフトウェア起動時の画面

図 3-1-5 制御用ソフトウェア起動時の画面の例

- ⑪ 甲状腺測定用ソフトウェア画面左側の MCA 制御の「スタート」ボタンをクリックして、グラフ画面のスペクトル（検出器信号の波高の分布）に変化が生じることを確認する（図 3-1-6 参照）。これにより、検出器が正常に動作していることを確認する。
- ⑫ 画面左側の「ストップ」ボタンをクリックして測定を停止する（図 3-1-6 参照）。
- ⑬ 画面左側の「クリア」ボタンをクリックしてグラフを消去する（図 3-1-6 参照）。

以上で甲状腺モニタシステムの準備が完了する。

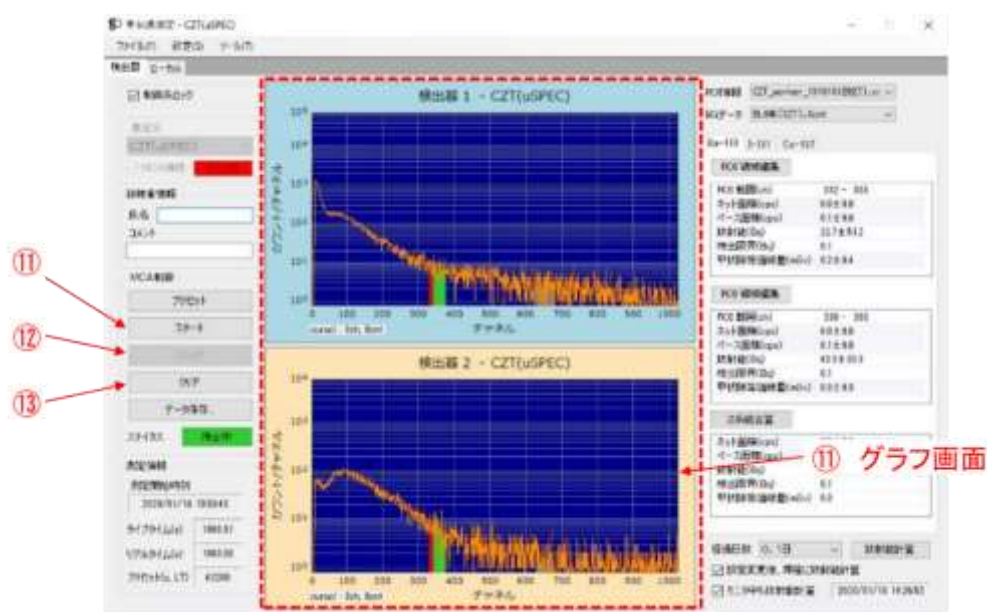


図 3-1-7 制御用ソフトウェア動作確認時の画面の例

3. 2 甲状腺モニタシステムの校正手順

本節では、線源を用いた校正及び線量への換算係数の設定等について記載する。校正は校正用ファントムと ^{133}Ba 点線源を用いて行う。校正は、バックグラウンド放射線の影響が無視できる環境下で実施すること。

3. 2. 1 校正の準備作業

- ① ^{133}Ba 点線源を校正用ファントム¹ (図 3-2-1) の線源位置に装荷する。
線源中心のファントム表面からの深さは、2.4 cm (代表点位置) である。また、高さ方向については、線源がファントムの半分の高さになるようにする。線源を誤って破損させないように、その取扱いには十分注意すること。
- ② 校正用治具 (図 3-2-2) を準備する。
- ③ 校正用治具の下部にある溝 (図 3-2-3) に合うように検出器の間の距離を、上部遮蔽体を左右に動かして調整し、治具を甲状腺モニタに設置する (図 3-2-4)。
- ④ 校正用治具に ^{133}Ba 線源が真下方向になるようにファントムを設置する (図 3-2-5)。

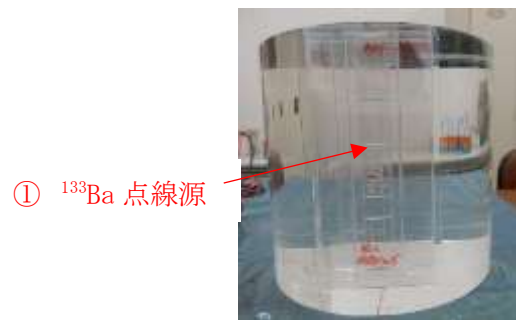


図 3-2-1 校正用ファントム (13 cm Φ × 12 cm)

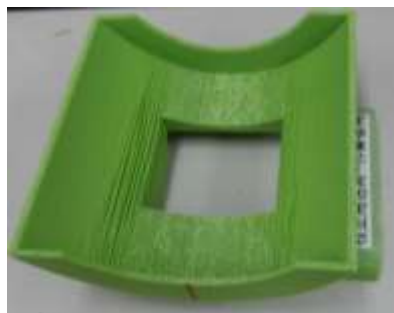


図 3-2-2 校正用治具

¹ 公衆用成人の校正用ファントムと同一仕様



図 3 - 2 - 3 治具下部の溝

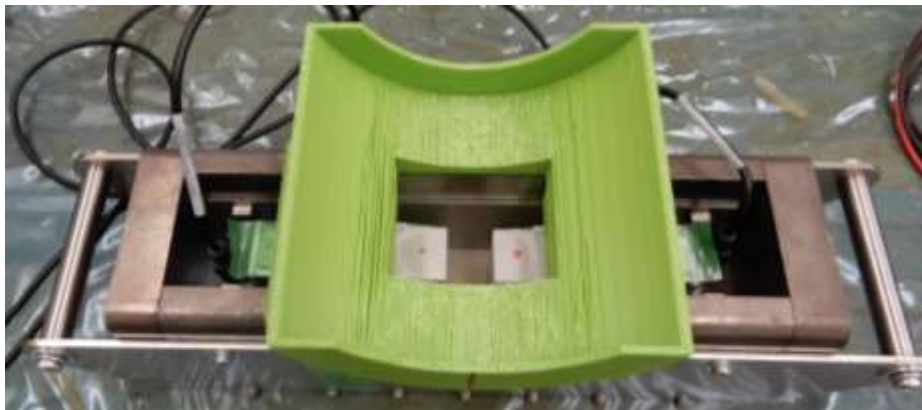


図 3 - 2 - 4 遮蔽体上部への校正用治具の設置



図 3 - 2 - 5 ファントムの設置

3. 2. 2 校正データ取得作業

- ① 図3-2-6右上のROI情報のコンボボックスからROI情報を選択する。
- ② 「プリセット」ボタンをクリックし、コンボボックスで「ライブタイム」を選択し、ダイアログに測定時間（秒）を入力して「OK」ボタンをクリックする。
- ③ コメント欄に校正のための測定であることを記入する（例：Cal_worker）。
- ④ グラフがクリアされていることを確認して「スタート」ボタンをクリックする。
- ⑤ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり、測定が終了するまで待つ。

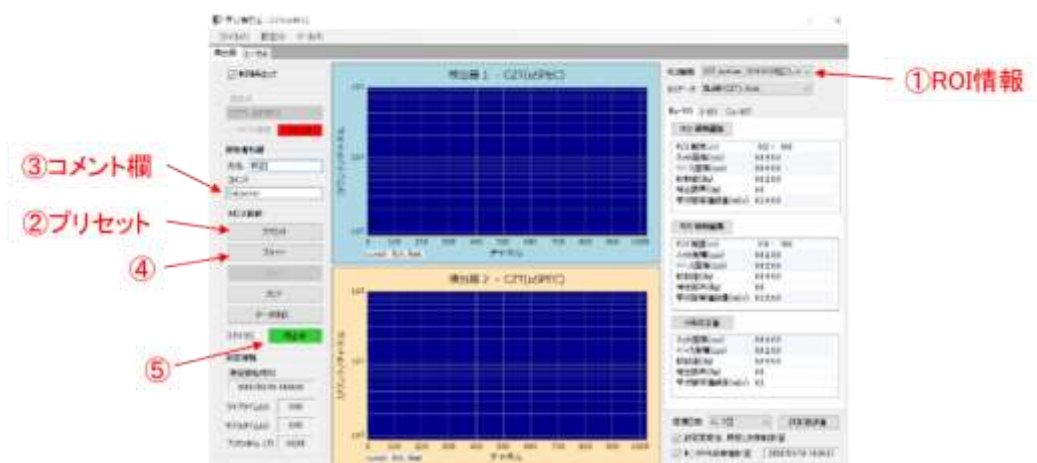


図3-2-6 測定画面

3. 2. 3 計数効率の算出

- ① ^{133}Ba の ROI 中央付近に γ 線 (356 keV) ピーク中心があり、356 keV のピーク全体が ROI 内にあることを確認する。はみ出す場合は ROI 範囲を調整する。ROI は、356 keV のピークチャンネルを p として、 $0.903p \sim 1.041p$ となるように ROI を設定するとよい。(図 3-2-7)
- ② 次の式を用いて換算係数 K_1 (Bq/cps)、及び計数効率 ε (cps/Bq) を計算する。

$$K_1 = A_{^{133}\text{Ba}} \times \frac{t}{M_{\text{NET}}} \times \frac{\eta_{^{133}\text{Ba}}}{\eta_{^{131}\text{I}}}$$

$$\varepsilon = \frac{1}{K_1}, \eta_{^{133}\text{Ba}} = 0.6205, \eta_{^{131}\text{I}} = 0.817$$

$$u(\varepsilon) = u(M_{\text{NET}}) \times \frac{A_{^{133}\text{Ba}}}{t} \times \frac{\eta_{^{133}\text{Ba}}}{\eta_{^{131}\text{I}}}$$

$A_{^{133}\text{Ba}}$: ^{133}Ba 線源の放射能 (Bq)、 t : 測定時間 (ライブタイム) (sec)、

$M_{\text{NET}} \pm u(M_{\text{NET}})$: ネット面積 (検出器 1 と検出器 2 の合算) とその不確かさ (図 3-2-8)



図 3-2-7 ROI の設定画面



図 3-2-8 ネット面積確認画面

3. 2. 4 計数効率と換算係数の入力

- ① 「設定」 - 「ROI 情報・換算係数編集」をクリックする (図 3-2-9)。
- ② 「合算」のタブをクリックして選択する (図 3-2-10)。
- ③ ROI No2 (核種: I-131) の換算係数 (Bq/cps)に K_1 を、計数効率(s^{-1}/Bq)に ϵ 、標準偏差 (s^{-1}/Bq)に $u(\epsilon)$ を入力する (図 3-2-10)。
- ④ 「ファイル」 - 「名前を付けて ROI 情報を保存 (S)…」をクリックして、ROI 情報を保存する (図 3-2-11)。
- ⑤ 「換算係数 2 の編集」に経過日数に応じた換算係数 (付録 B 参照) を入力する。
※ROI-1、ROI-2、ROI-3 全てに同じ値を入力する。
- ⑥ 「OK」ボタンをクリックして ROI 情報・換算係数編集ウィンドウを閉じる (図 3-2-12)。
- ⑦ 「データ保存」ボタンをクリックする。
- ⑧ ファイル名を付けてスペクトルを保存する。



図 3-2-9 ROI 情報・換算係数編集



図 3-2-10 計数効率の入力



図 3 - 2 - 1 1 計数効率の保存

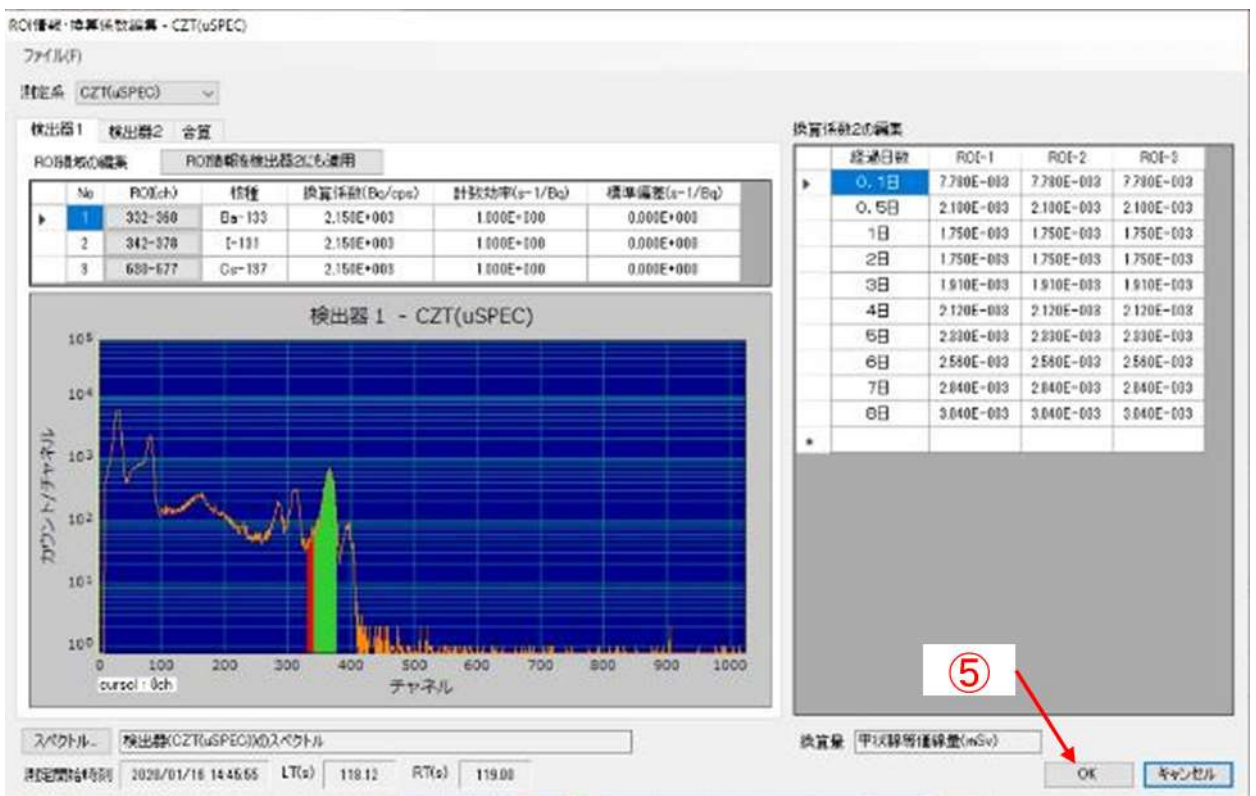


図 3 - 2 - 1 2 ROI 情報・換算係数編集画面

3. 3 バックグラウンド補正用測定の手順

- ① バックグラウンド測定用治具及び PMMA アクリル製円筒型ファントムを検出器の上に設置する。
- ② 図 3-3-2 の画面左側にある「プリセット」ボタンをクリックし、ダイアログに測定時間（秒）を入力して「OK」ボタンをクリックする。
- ③ コメント欄にバックグラウンド測定であることを記入する（例：BG_worker）。
- ④ グラフがクリアされていることを確認して「スタート」ボタンをクリックする。
- ⑤ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり測定が終了したら、「ファイル」－「測定データを BG データとして名前を付けて保存」をクリックする。



図 3-3-1 甲状腺モニタシステムでのバックグラウンド補正用測定のセットアップ

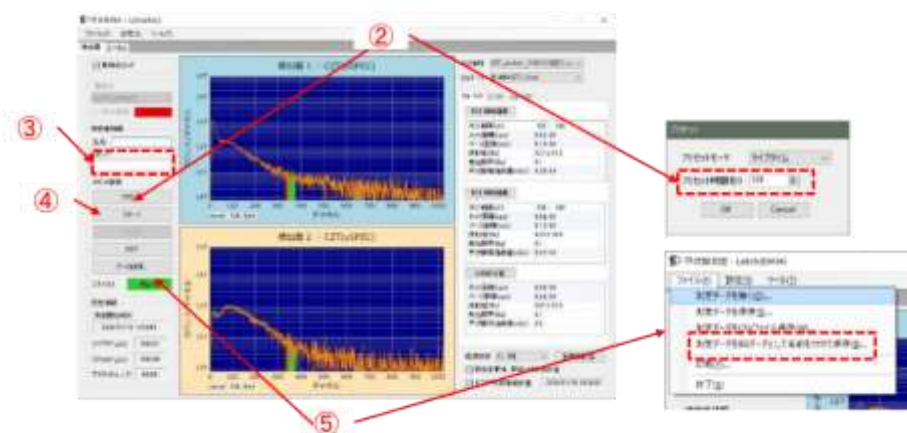


図 3-3-2 バックグラウンド補正用測定時の画面の例

3. 4 甲状腺等価線量の測定手順

- ① 測定治具を準備する（図3-4-1参照）。
- ② 上部遮蔽体を左右に動かすことにより、治具下部の溝に上部遮蔽体をはまるように検出器の間の距離を調整する（図3-4-1参照）。治具上部に汚染防止用シートを設置する。
- ③ 図3-4-2の画面左側の被検者情報として、被検者の氏名とコメント（被検者ID、受付番号などの情報）を入力する。
- ④ 画面右上のROI情報のコンボボックスからROI情報及びBGデータを選択する。これにより、甲状腺等価線量への適切な換算係数とバックグラウンドデータが選択される。
- ⑤ 画面右下の経過日数のコンボボックスから摂取推定日から測定日までの経過日数を選択する。



図3-4-1 甲状腺等価線量の測定に用いる測定治具

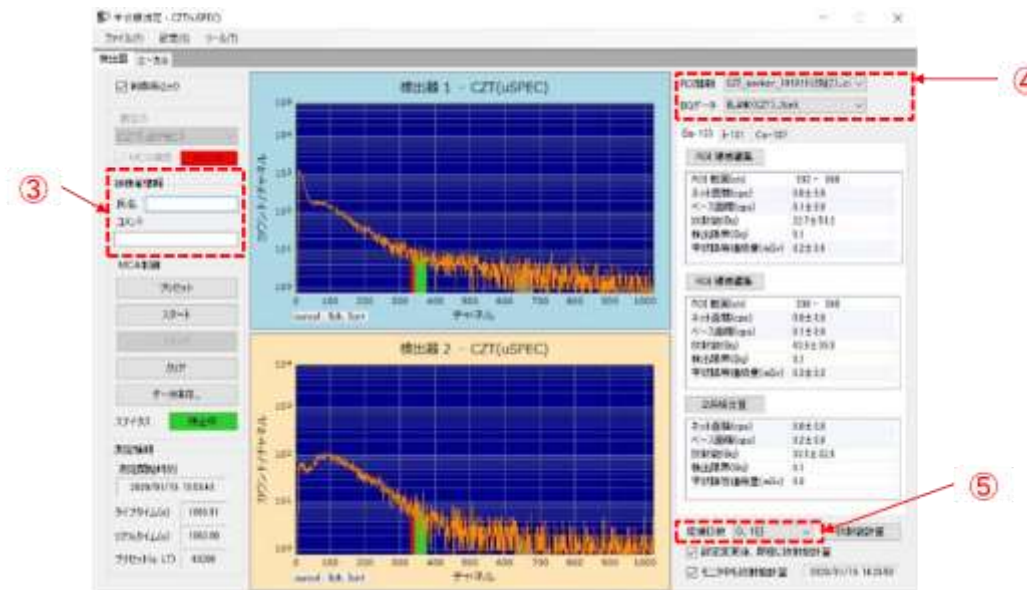


図3-4-2 バックグラウンド補正用測定時の画面の例

- ⑥ 図3-4-3のように、被検者に甲状腺モニタに覆いかぶさってもらい、顎サポート台に顎を突き出すように乗せ、測定治具に被検者の首を乗せる（図3-4-1参照）。測定時は、首をできる限り測定治具に密着させ、なるべく動かないように注意する。



甲状腺モニタへの被検者の保定方法



測定時

図3-4-3 測定時の被検者の保定方法

- ⑦ 図3-4-6の画面左側にある「プリセット」ボタンを押し、測定時間を150秒にセットする。プリセットモードのコンボボックスが、ライブタイムになっていることを確認する。
- ⑧ 画面中央のグラフ2つがクリアされていることを確認して、画面左側の「スタート」ボタンをクリックする。波高スペクトルが表示されている場合は「クリア」ボタンをクリックする。
- ⑨ ステータスが「測定中」から「停止中」に変わり測定が終了したら、「データ保存」ボタンをクリックする。ファイル名として、被検者のIDや受付番号など、識別できる名前を付与する。
- ⑩ 画面右側の甲状腺等価線量の数値を確認する
- ⑪ 次の被検者の測定に備えて、「クリア」ボタンをクリックしてグラフをクリアする

以上で、甲状腺等価線量の測定が完了する。

引き続き他の被検者の測定を継続する場合は、①から⑪の手順を繰り返す。

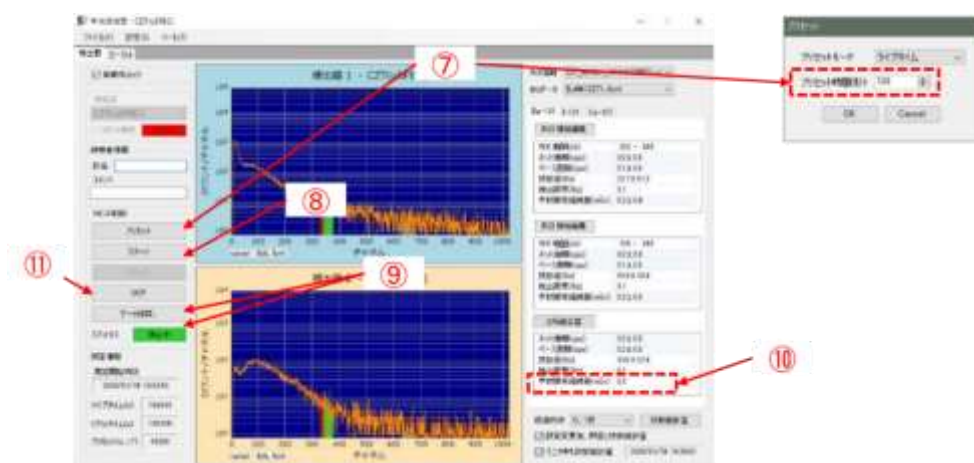


図3-4-6 甲状腺等価線量測定時の画面例

3. 5 測定終了後の手順

- ① 図3-5-1の左上の制御系ロックのチェックボックスを外す。
- ② MCA 接続チェックボックスのチェックを外す。検出器に印加されている高圧は自動的に落ちるようになっている。
- ③ 「ファイル」－「終了」(または右上の×ボタン) をクリックして甲状腺測定用ソフトウェアを終了する。
- ④ 甲状腺モニタシステムを片付ける。

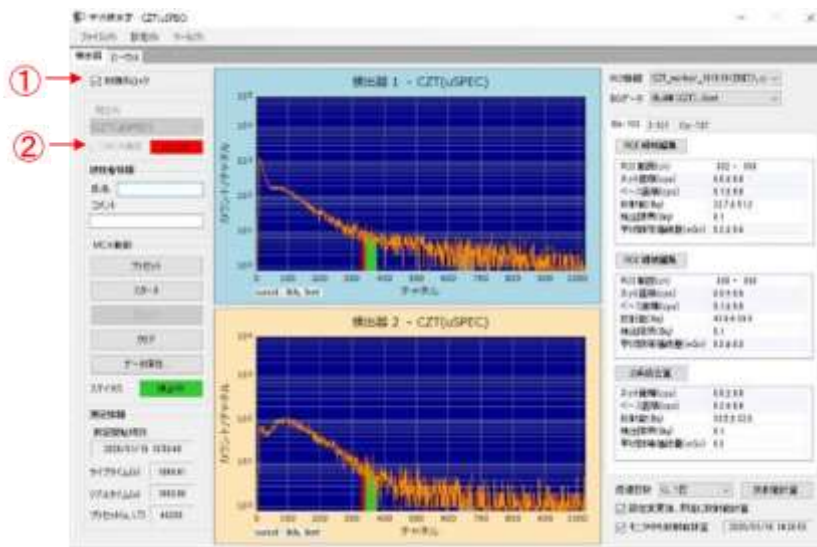


図3-5-1 検出器取外し前の処理用画面

4. 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール手順

4. 1 事前準備

本プログラムの使用には、次のプログラムを事前にインストールする必要がある。

- ① アドフューテック社製標準プログラム Prime
- ② GBS 社製 WinSPEC
- ③ Microsoft 社製「.Net Framework 4.0 client profile」、同「.Net Framework 4.0 Language Pack」
- ④ Microsoft 社製「Visual C++ ランタイムライブラリ(x86)」

①は本プログラムのインストールCDに同梱されている次のファイルを管理者権限で実行することにより使用するコンピュータにインストールする。

¥Adfutec_Prime¥■Prime Standard¥Install¥setup.exe

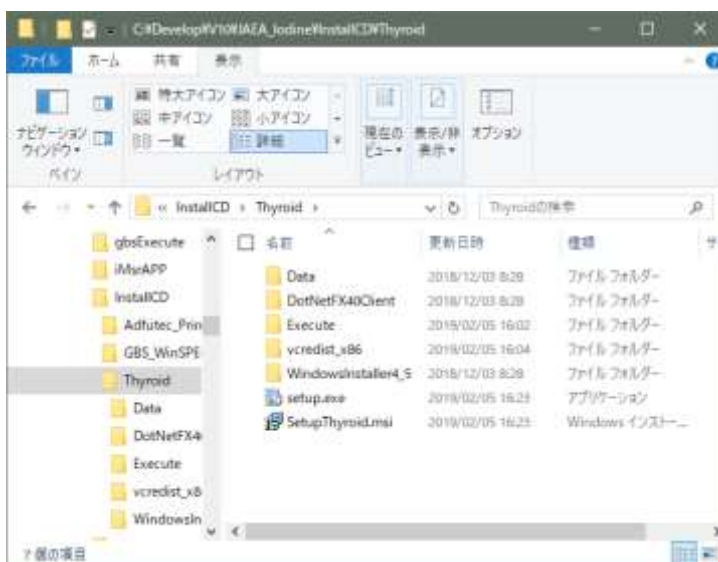
②はRITECH 社製 uSPEC 付属のインストールCD、または本プログラムのインストールCDに同梱されているファイルを用いて使用するコンピュータにインストールする。本プログラムのインストールCDを使用する場合は、次のファイルを管理者権限で実行することによりインストールする。

¥GBS_WinSPEC¥■winspec_for_inspectors_2.05.0002¥setup.exe

③と④は本プログラムをインストールする際に自動的にインストールされる。既にインストールされている場合はスキップされるか、「修復」といったメッセージが出力されるので、それらのメッセージに従ってインストールを継続する。

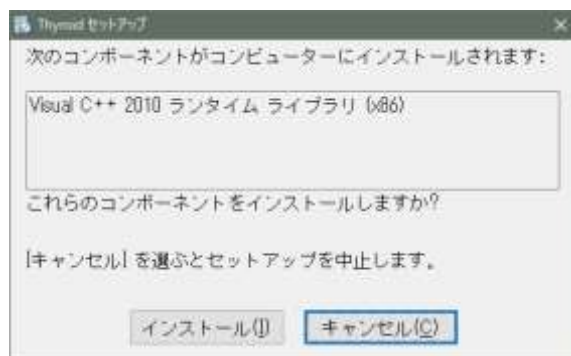
4. 2 甲状腺測定用ソフトウェアのインストール作業

- ① インストールCDをドライブにセットして Windows エクスプローラでフォルダ ¥Thyroid を開く。

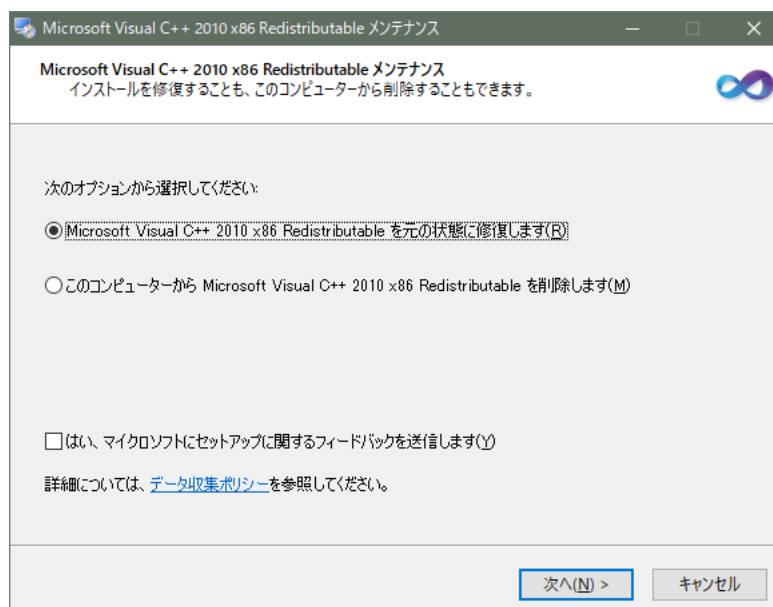


- ② プログラム `setup.exe` を管理者権限で実行する（ファイル名上にマウスを移動させ右クリックで表示されるポップアップメニューの「管理者権限で実行」を選択）。
- ③ 「この不明な発行元からのアプリがデバイスに変更を加えることを許可しますか？」等の確認があるので、「はい」をクリックする。

以下、インストーラのメッセージに従う。



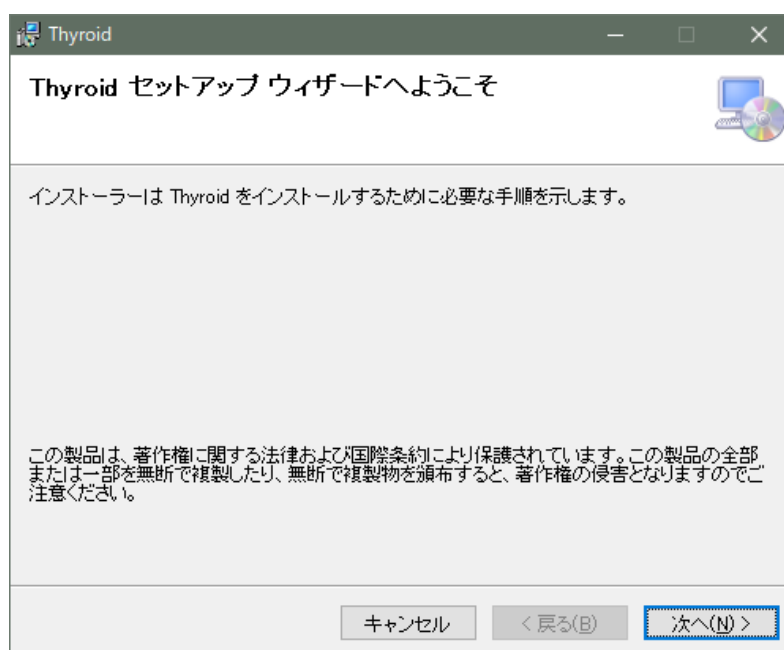
[インストール] をクリック



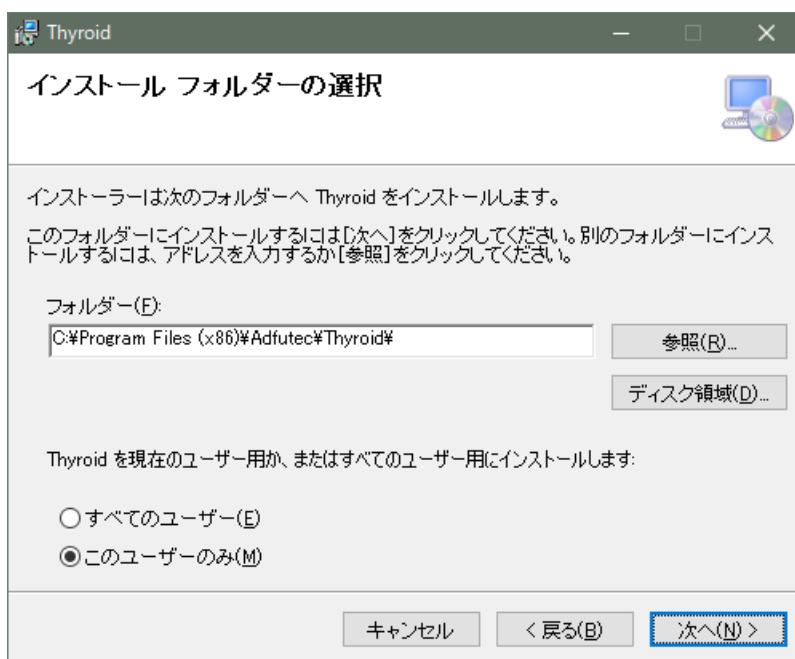
「◎… 修復します」を選択、「□はい、マイクロ…」をチェックしないで [次へ] をクリック



[完了] をクリック



[次へ] をクリック



フォルダを指定して [次へ] をクリック

※上記の画面イメージはデフォルトのフォルダである。このフォルダは UAC (User Access Control) によりファイル作成やコピー、編集が原則的にできなくなり、全て別フォルダに転送される(リダイレクタ)。

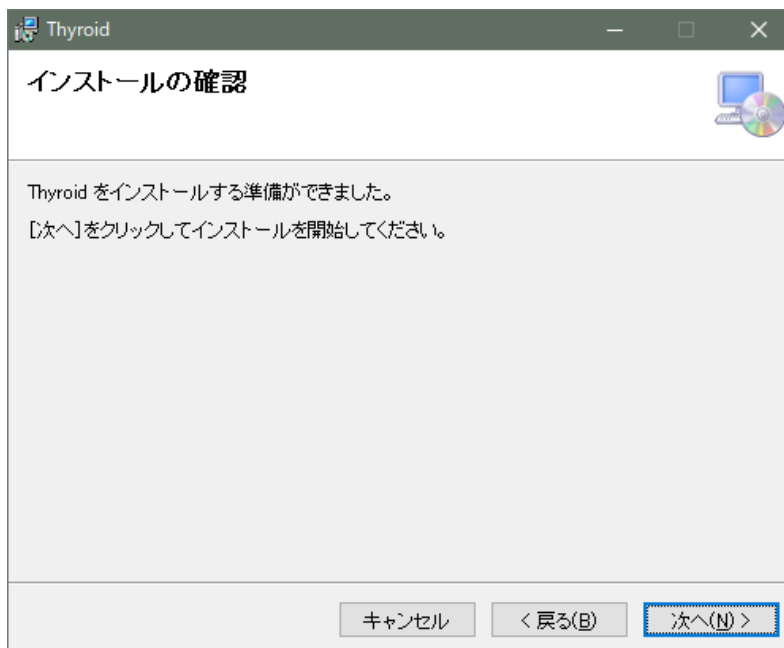
特別の理由がない限り、

C:\Program Files (x86)\Adfutech\Thyroid

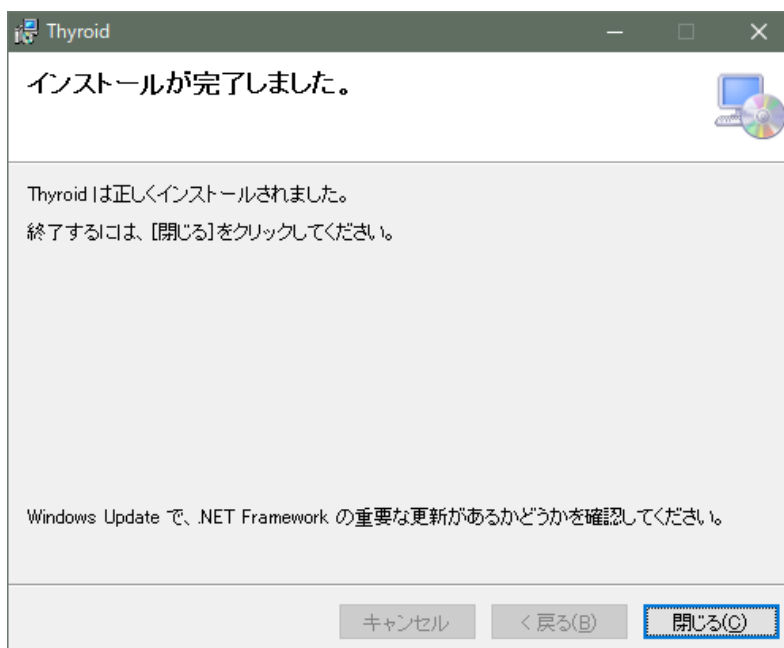
を

C:\Adfutech\Thyroid

に変更してインストールする。



[次へ] をクリックします。



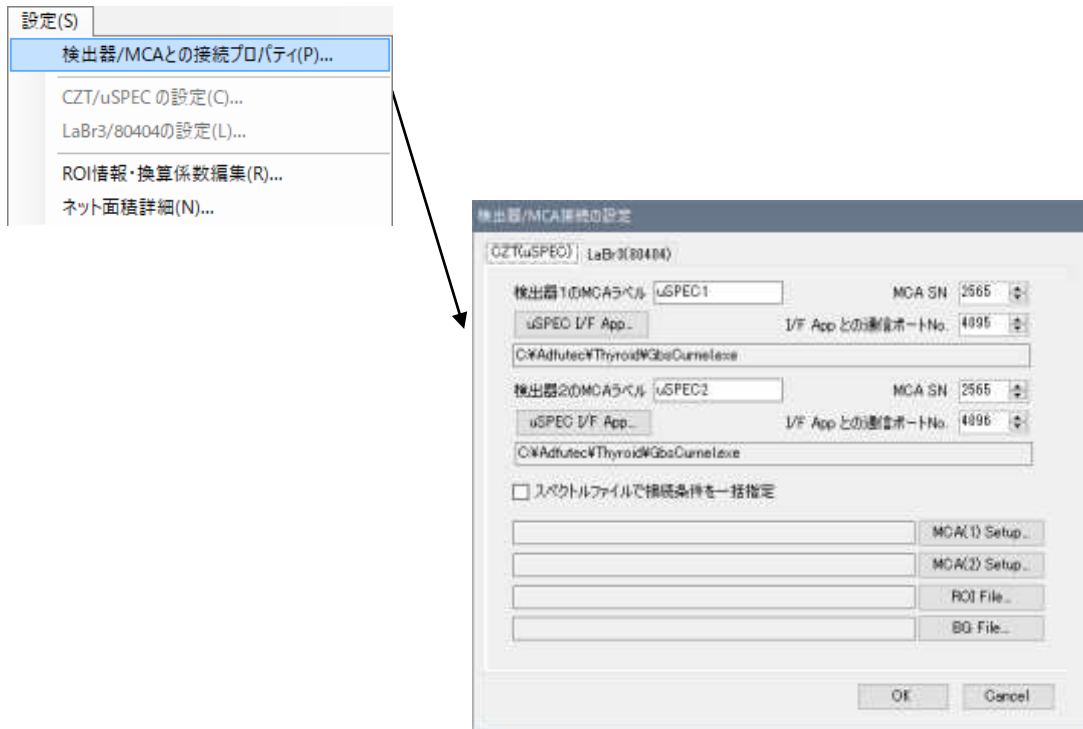
インストールは完了。[閉じる] でインストーラを終了させる。

デスクトップ上のショートカットキーをクリックし、本プログラムが正常に起動することを確認する。



4. 3 MCA の定義、登録

- ① 検出器と PC が未接続の状態、メニュー「設定 → 検出器/MCAと接続プロパティ」を実行する。



- ② タブ「CZT(uSPEC)」をクリックして画面を切り替える。

検出器毎に、

- ・ MCA ラベル : 任意名を指定する(重複不可)
- ・ MCA SN : uSPEC で使用されている [MCA527] の S/N を指定
※uSPEC の S/N ではなく、OEM 提供された MCA527 の S/N を指定
- ・ uSPEC I/F APP: uSPEC と通信するインターフェイスプログラムを指定する。
[uSPEC I/F APP]をクリックして、プログラム GbsCurnel.EXE を参照指定する。



インストールしたフォルダにある、[GbsCurnel.EXE] を指定すること。

※この例は、¥Program Files (x86)¥Adfutec¥Iodine にインストールした場合を示している。

- ・通信ポート : 本プログラムとインターフェイスプログラム間の通信ポートを指定する。

初期値は、

検出器 1 : 4095

検出器 2 : 4096

となっている。

重複しないように設定すること(設定値は、1024 を推奨)。

以下の設定は、検出器毎の MCA 設定、ROI 情報、BG データ指定である。この指定方法は次の 2 つで、チェックボックスで切り換えることができる。

スペクトルファイルで接続条件を一括指定・・・ チェックボックス OFF

- ・ MCA 設定 : Prime で作成した、検出器 1、検出器 2 毎の MCA セットアップファイル(.HAF)を指定

- ・ ROI 情報 : 本プログラムが作成した任意の ROI 情報ファイル(.CSV)

- ・ BG データ : 本プログラムで保存した BG データファイル(.xCnt)

それぞれを全て参照指定。

※.HAF ファイルの作成手順は Prime の取扱説明書を参照のこと。

スペクトルファイルで接続条件を一括指定・・・ チェックボックス ON

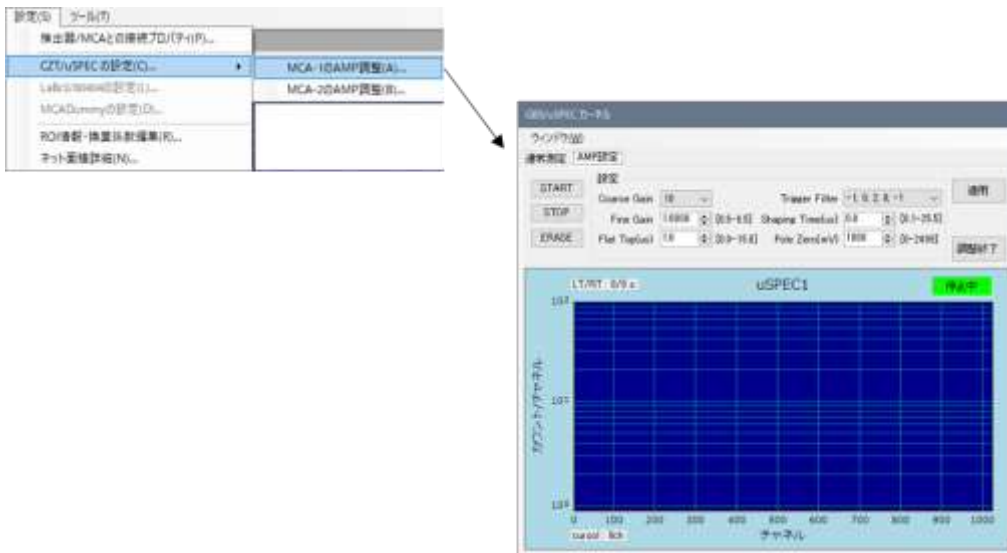
本プログラムの測定データ(.xCnt 形式)には MCA 設定、ROI 情報、BG データが登録されているので.xCnt 形式の測定データで接続条件を指定

- ③ CZT(uSPEC)の検出器 1、検出器 2 について共に接続条件を指定したら、[OK] をクリックして接続情報を登録する。

なお、接続情報を登録しただけでは CZT(uSPEC) への接続は行われぬ。接続を確認するには、元の画面で明示的に「MCA 接続」のチェックを実行する必要がある。

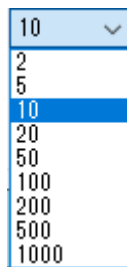
4.4 検出器/MCAの調整

- ① 「3. 1 甲状腺モニタシステムの準備手順」を実行して CZT(uSPEC)と接続する。
- ② メニュー「設定→CZT/uSPEC の設定→MCA-#の AMP 調整」等を実行し、設定・調整画面を起動する。ここで、#は検出器番号（1または2）であり、設定・調整画面を起動すると、測定プログラムは最小化される。



- 操作項目：
- [START] : 測定開始
 - [STOP] : 測定停止
 - [ERASE] : データクリア
 - [適用] : 設定を適用
 - [調整終了] : 測定画面に復帰

設定項目：Coarse Gain を以下から選択する。



Fine Gain

: 入力範囲 = 0.5 ~ 6.5

Flat Top (μs)

: 入力範囲 = 0.0 ~ 15.0

Trigger Filer を以下から選択します。

-1; 0; 2; 0; -1	▼
-1; 0; 2; 0; -1	
4*[-1; 0; 2; 0; -1]	

Shaping Time (μs)

: 入力範囲 = 0.1 ~ 25.5

Pole Zero (mV)

: 入力範囲 = 0 ~ 2499

個々の詳細項目の内容については uSPEC の取扱説明書も参照のこと。

5. おわりに

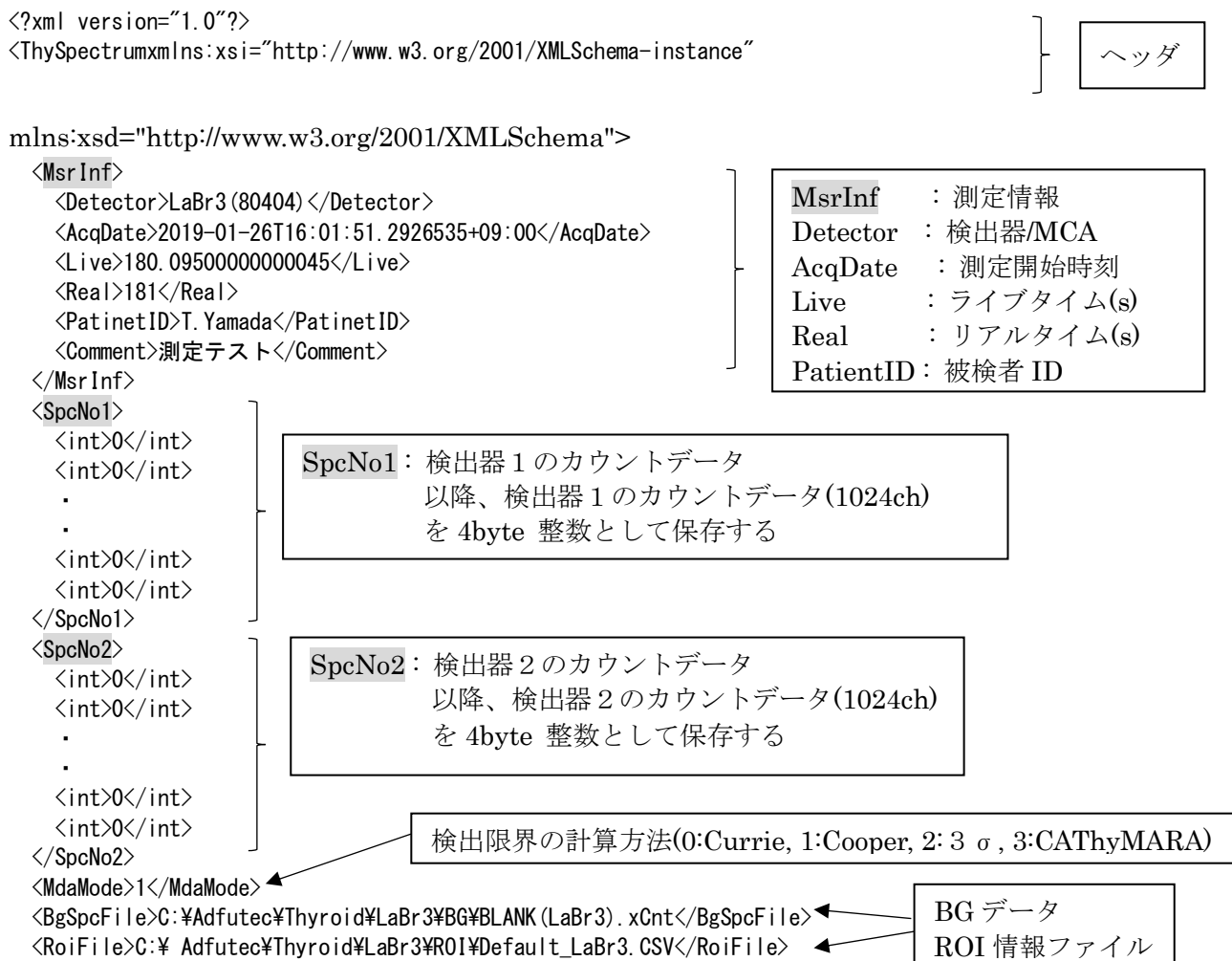
放射性ヨウ素の放出を伴う原子力事故などの緊急時には、緊急時作業に従事する作業員に対して、甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素の精度の高い計測により、内部被ばく線量（甲状腺等価線量）の評価を行う必要がある。本マニュアルでは、当該計測を使用することを目的として平成 31 年度放射線安全研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業で開発した甲状腺モニタシステムの使用方法を取りまとめた。

付録 A. データファイル

A.1 スペクトルファイル

- 1-2 行目 : XML ファイルのヘッダ
- グループ <MsrInf> : 測定情報
- グループ <SpcNo1> : 検出器 1 のカウントデータ
- グループ <SpcNo2> : 検出器 2 のカウントデータ
- グループ <URoiS> : 複数の ROI 情報の管理
- グループ <HwCp> : MCA 通信、設定関連情報

以下は XML ファイルイメージ。上で挙げたグループを網掛け表示している



以下、次ページへ

```
<URoiS>
<Roi Info>
  <Nuclide>Ba-133</Nuclide> ← ROI1 の核種
  <RoiColor />
```

```
<RoiDet1>
  <Start>70</Start>
  <Stop>100</Stop>
  <Factor1>1.1</Factor1>
  <Eff>0.1</Eff>
  <EffSgm>0.01</EffSgm >
  <CpyFac2>1</CpyFac2>
  <TrVal>0.064166666666666677</TrVal>
  <TrSgm>0.22085770305787394</TrSgm>
  <Grs>2712</Grs>
  <Bkg>1017.8333333333334</Bkg>
  <SgmBkg>31.903500330423515</SgmBkg>
  <Pbc>169.50608101851893</Pbc>
  <SgmPbc>6.1104594087289552</SgmPbc>
  <Net>1524.6605856481476</Net>
  <SgmNet>61.3772844586583</SgmNet>
  <DIAct>76.9297068955858</DIAct>
  <Act>9.3124553386432627</Act>
  <SgmAct>0.37488554876328584</SgmAct>
  <DIAct>0.4698779954198849</DIAct>
```

RoiDet1 : <検出器 1>ROI 情報
Start : ROI 開始 ch
Stop : ROI 終了 ch
Factor1 : 換算係数(Bq/cps)
Eff, EffSgm : 計数効率、標準偏差(s-1/Bq)
CpyFac2 : 換算係数 2
TrVal, TrSgm : 甲状腺等価線量, 不確かさ (mSv)
Grs : ROI 領域の積算値(count)
Bkg, SgmBkg : ベース面積とその不確かさ
Pbc, SgmPbc : BG ピーク面積とその不確かさ…(*)
Net, SgmNet : ネット面積とその不確かさ
DIAct : 検出限界面積
Act, SgmAct : 放射能とその不確かさ(Bq)
DIAct : 検出限界放射能(Bq)

```
</RoiDet1>
<RoiDet2>
```

RoiDet2 : <検出器 2>>ROI 情報
 ※構造的には RoiDet1 と同じ

```

  .
</RoiDet2>
<RoiSumS>
  <Start>0</Start>
  <Stop>0</Stop>
  <Factor1>1</Factor1>
  .
  <DIAct>0.62539626252144487</DIAct>
```

RoiSumS : <検出器 1、2 合算>>ROI 情報
 ※構造的には RoiDet1 と同じだが、常に **Start = 0, Stop = 0** と登録する

```
</RoiSumS>
<Fac2Name> 1 日</Fac2Name>
<Factor2>
  <DayFactor>
    <Name> 1 日</Name>
    <TransFactor>1</TransFactor>
  </DayFactor>
```

DayFactor : 換算係数 2 情報
Name : 経過日数
TransFactor : 換算係数

```

  .
</Factor2>
<TransName> 預託実効線量率 (mSv)</TransName>
<TransVal>15.55171296681891</TransVal>
<TransSgm>0.47330543029427091</TransSgm>
<TransDL>0.62539626252144487</TransDL>
```

TransName : 甲状腺等価線量 (mSv) … 固定
TransVal, TransSgm : 甲状腺等価線量とその

```
</RoiInfo>
<URoiS>
<HwCp>
  <cpSetting>
    <PortName>COM7</PortName>
```

PortName : 接続ポート
Porarity : 入力極性
PzAdjust : Pole Zero
CoarseGain: コースゲイン
FineGain : ファインゲイン

・
<RoiFile>C:\¥Adfutech¥Thyroid¥LaBr3¥ROI¥Default_LaBr3.CSV</RoiFile>
<BgFile>C:\¥ Adfutech¥Thyroid¥LaBr3¥BG¥BLANK (LaBr3). Xcnt</BgFile>
</cpSetting>
</HwCp>

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。

A.2 測定データCSVファイル

スペクトル, TestMeasure.Xcnt
検出器, CZT(uSPEC)
測定開始時刻, 2019/01/25 17:23:30
ライブタイム(s), 180.10
リアルタイム(s), 181.00
被検者 ID, 田中衛
コメント, 測定テスト
バックグラウンド, C:\Adfutec\Thyroid\CZT\BG\BackGround.xCnt
ROI 情報, C:\Adfutec\Thyroid\CZT\ROI\Default_CZT.CSV
検出限界計算, Currie

← (改行)

ROI1, Ba-133
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
ベース面積(count), 301.7, ±, 23.7
換算係数(Bq/cps), 1.000E+000
計数効率(s-1/Bq), 1.000E-001
標準偏差(s-1/Bq), 5.000E-003
放射能(Bq), 15.5, ±, 0.5
検出限界(Bq), 0.6
換算係数 2, 1.000E+000, (1日)
甲状腺等価線量(mSv), 15.6, ±, 0.5
<Detector No.1>
ROI 範囲, 70, -, 100
グロス面積(count), 2712.0, ±, 52.1
ベース面積(count), 1017.8, ±, 31.9
バックグラウンド(count), 169.5, ±, 6.1
ネット面積(count), 1524.7, ±, 61.4
検出限界(count), 76.9
換算係数(Bq/cps), 1.100E+000
計数効率(s-1/Bq), 1.000E-001
標準偏差(s-1/Bq), 5.000E-003
放射能(Bq), 9.3, ±, 0.4
検出限界(Bq), 0.5
甲状腺等価線量(mSv), 15.6, ±, 0.5
<Detector No.2>

・
・

← (改行)

ROI2, I-131
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
・
・
・

← (改行)

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。
次ページに続く

前ページからの継続

← (改行)

ROI3, Cs-137
ネット面積(count), 2800.8, ±, 85.2
.
.

← (改行)

MCA Setup - CZT(uSPEC)
<Detector No.1>
Bias Polarity, Auto
HighVol (V), Auto
ADC ConversionGain, 1024
LLD, 10
ULD, 1023
AMP Polarity, Positive
CoarseGain, 5
FineGain, 2.000
BLR, ----
FlatTop (us), 0.7
ShapingTime (us), 0.8
TriggerFilter, -1;0;2;0;-1
PUR, ON
Pole Zero (mV), 1714
<Detector No.2>
.
.

← (改行)

スペクトル, <Detector No.1>, <Detector No.2>
(ch), (count), (count)
0, 0, 0
1, 0, 0
2, 0, 0
3, 0, 0
4, 0, 0
5, 0, 0
6, 0, 0
7, 0, 0
.
.
.
1018, 0, 0
1019, 0, 0
1020, 0, 0
1021, 0, 0
1022, 0, 0
1023, 0, 0

※ここに挙げた設定値や測定結果、カウントデータはダミーである。

A.3 印刷イメージ

以下に印刷を実施した例を示す。

被検者測定結果		印刷日時 : 2019/12/04 11:03:49	
被検者ID	: Patient		
コメント	: CZT Test		
検出器	: CZT (uSPEC)		
スペクトル	: HWTst6.Xcnt		
測定開始時刻	: 2019/11/26 14:40:44		
測定時間(s)	: LiveTime : 120.00 RealTime : 120.06		
ROIファイル	: Default_CZT.CSV		
BGファイル	: BgSpectrum.Xcnt		
検出限界計算方法	: CATHYARA		
経過日数	: 1日		

検出器 1 - CZT(uSPEC)

検出器 2 - CZT(uSPEC)

ROI1 : Xx100	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	70- 100	70- 100
ネット面積 (cps)	: 0.2 ± 0.3	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2
ベース面積 (cps)	: 2.1 ± 0.3	1.2 ± 0.2	0.8 ± 0.2
放射能 (Bq)	: 0.2 ± 0.4	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2
検出限界 (Bq)	: 2.7	0.9	0.8
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.2 ± 0.4	0.0 ± 0.3	0.2 ± 0.2

ROI2 : Yy120	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	200- 250	200- 250
ネット面積 (cps)	: 0.4 ± 0.2	0.4 ± 0.1	0.0 ± 0.1
ベース面積 (cps)	: 0.4 ± 0.2	0.1 ± 0.1	0.3 ± 0.1
放射能 (Bq)	: 0.4 ± 0.2	0.4 ± 0.1	0.0 ± 0.2
検出限界 (Bq)	: 2.0	0.3	0.6
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.5 ± 0.2	0.5 ± 0.1	0.1 ± 0.2

ROI3 : Zz130	合算	検出器 1	検出器 2
ROI範囲 (ch)	-----	330- 400	330- 400
ネット面積 (cps)	: 0.1 ± 0.2	0.0 ± 0.1	0.1 ± 0.1
ベース面積 (cps)	: 0.3 ± 0.2	0.2 ± 0.1	0.1 ± 0.1
放射能 (Bq)	: 0.1 ± 0.2	0.0 ± 0.2	0.1 ± 0.1
検出限界 (Bq)	: 2.6	0.7	0.5
甲状腺等価線量 (mSv)	: 0.1 ± 0.3	0.1 ± 0.2	0.1 ± 0.2

CZT (uSPEC) Setting	検出器 1	検出器 2
Bias Polarity	: Auto	Auto
HighVol (V)	: Auto	Auto
ADC ConversionGain	: 1024	1024
LLD	: 10	10
ULD	: 1023	1023
AMP Polarity	: Positive	Positive
CoarseGain	: 5	5
FineGain	: 2.000	2.000
BLR	: -----	-----
FlatTop (us)	: 0.7	0.7
ShapingTime (us)	: 0.8	0.8
TriggerFilter	: -1:0:2:0:-1	-1:0:2:0:-1
PUR	: ON	ON
Pole Zero (mV)	: 1714	1790

※ここに挙げた設定値や測定結果はダミーである。

A.4 ROI 情報ファイル

以下に例を示す。

```
[Header]
登録 ROI 数, 3
検出器, CZT(uSPEC)

[ROI-1]
核種, Xx100
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 70, 100, 1.100E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 70, 100, 1.100E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

[ROI-2]
核種, Yy120
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 200, 250, 1.200E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 200, 250, 1.200E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

[ROI-3]
核種, Zz130
REM -----
REM Key, 開始, 終了, 換算係数(Bq/cps), 計数効率(s-1/Bq), 標準偏差(s-1/Bq)
REM -----
検出器 1 , 330, 400, 1.300E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
検出器 2 , 330, 400, 1.300E+000, 1.000E+000, 0.000E+000
合算, 0, 0, 1.000E+000, 1.000E+000, 0.000E+000

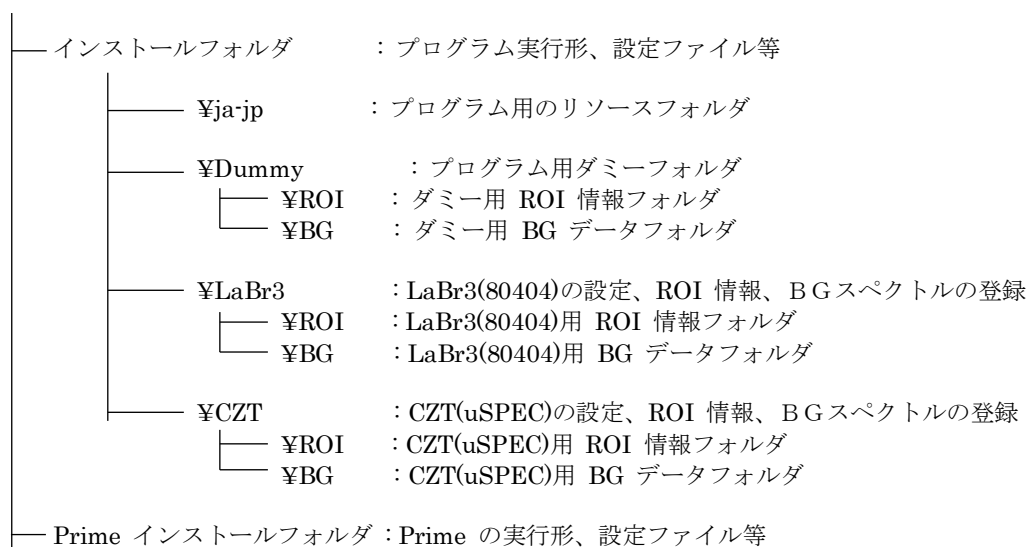
[DayFactor]
換算量, 甲状腺等価線量(mSv)
REM -----
REM Key, ID, ROI1, ROI2, ROI3
REM -----
ID-1, 1 日, 1.000E+000, 1.100E+000, 1.200E+000
ID-2, 2 日, 2.000E+000, 2.200E+000, 2.400E+000
ID-3, 3 日, 3.000E+000, 3.300E+000, 3.600E+000
```

※ここに挙げた設定値はダミーである。

A.5 データフォルダ構造

本プログラムのフォルダ構造を示す。

¥ ルート



付録 B. 換算係数

甲状腺モニタを用いて定量した甲状腺内 ^{131}I 放射能から、被検者の甲状腺預託等価線量を算出するための換算係数の例を示す。換算係数は、簡易内部被ばく線量評価コード(IDECC: Internal Dose Easy Calculation code)を用いて計算した。計算に際し、各パラメータは ICRP の標準値を採用している。摂取形態は ^{131}I 蒸気の吸入急性摂取を仮定し、預託期間は 50 年である。

B.1 換算係数

作業者に対する測定 ^{131}I 放射能から甲状腺等価線量への換算係数の例を表 B-1 に示す。この換算係数は、B.3 に示す摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数を B.2 に示す甲状腺残留率で除して得られる値である。

表 B-1 測定 ^{131}I 放射能から甲状腺等価線量への換算係数の例

摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)	摂取後の 経過日数	換算係数 (mSv/Bq)
0.1	7.36E-03	22	1.08E-02
0.2	3.90E-03	24	1.34E-02
0.5	2.05E-03	26	1.50E-02
0.7	1.86E-03	28	1.86E-02
1	1.70E-03	30	2.44E-02
2	1.77E-03	35	3.55E-02
3	1.95E-03	40	5.27E-02
4	2.05E-03	45	9.51E-02
5	2.29E-03	50	1.30E-01
6	2.44E-03	55	2.17E-01
7	2.79E-03	60	3.90E-01
8	3.00E-03	65	5.57E-01
9	3.25E-03	70	8.67E-01
10	3.55E-03	75	1.34E+00
12	4.38E-03	80	2.05E+00
14	5.42E-03	85	3.55E+00
16	6.39E-03	90	6.00E+00
18	7.65E-03	100	1.34E+01
20	8.67E-03		

B.2 甲状腺残留率

作業者の吸入 ^{131}I (蒸気) 放射能に対する甲状腺残留率を図 B—1 に示す。摂取後 1 日で極大になることに留意が必要である。

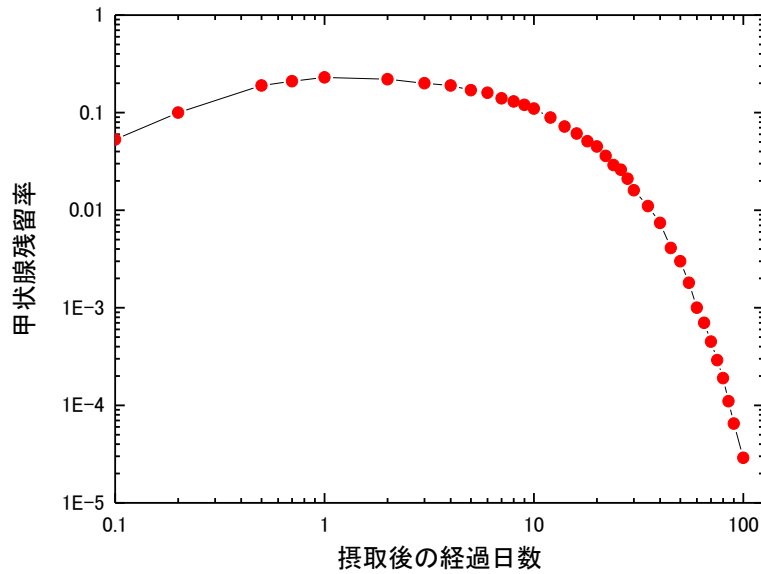


図 B—1 甲状腺残留率の例

B.3 摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数

作業者に対する摂取放射能から甲状腺等価線量への換算係数は、 ^{131}I 蒸気について、 3.90×10^{-4} mSv/Bq である。

Prototype Test of Potable Thyroid Dose Monitoring System using Gamma-ray Spectrometers

Sho Nishino¹, Yoshihiko Tanimura¹, Hiroshi Yoshitomi¹, and Masa Takahashi¹

¹Department of Radiation Protection, Nuclear Science Research Institute,
Japan Atomic Energy Agency, 2-4 Shirakata, Tokai, Ibaraki 319-1195, Japan

Highlights The portable thyroid dose monitoring system available in a situation of a severe nuclear accident is in development. In this presentation, the detailed design of the thyroid dose monitor and experimental results using prototype model will be described.

Key words Thyroid dose monitor; Thyroid equivalent dose; Internal exposure;

Background and Objectives In a situation of a severe nuclear accident, a large amount of radionuclides could be released into the environment. Intake of radionuclides by inhalation or ingestion causes internal exposure of people living or working in radiologically affected area. In order to estimate thyroid equivalent dose, individual monitoring based on a radioiodine measurement in thyroid gland should be started immediately after accident because half-lives of radioiodines are short (~8 days for ¹³¹I). Therefore, a thyroid monitoring system which is easily installed into evacuation centers and incident command posts should be prepared.

Thyroid Dose Monitor The proposed thyroid dose monitor consists of two gamma-ray spectrometers embedded into a well-type radiation shield as shown in Figure 1 (left). The subject puts their throat on the thyroid monitor from upside, as shown in Figure 1(right). The radioactivity in thyroid is determined from counting rate of ¹³¹I 365 keV photo-absorption peak appeared in the energy spectrum, using a pre-determined calibration factor.

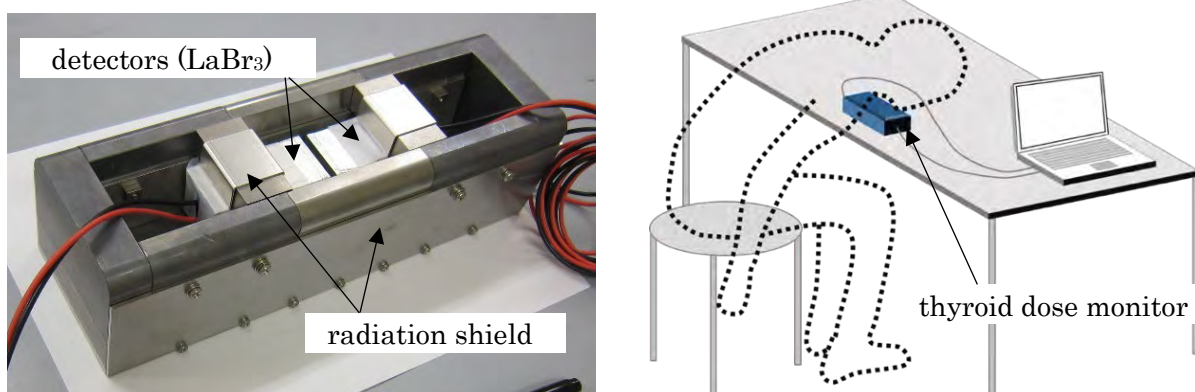


Fig 1. The appearance of the thyroid dose monitor (left) and the attitude of radioiodine measurement using thyroid dose monitor (right).

CdZnTe semiconductor detectors (1.5 cm^3), which have high energy resolution, are adopted for the monitor for radiation-workers who are expected to be measured at areas highly contaminated by various kinds of radionuclides. On the other hand, LaBr_3 scintillation detectors (16 cm^3), which have higher counting efficiency, are adopted for the monitor for a member of public who are expected to be measured in a relatively lower dose rate condition. The electric power for the signal processing unit consisting of amplifiers, an analogue-digital converter and a multi-channel analyzer, is supplied from a laptop computer via USB cable. Tungsten (W) heavy alloy and Lead (Pb) are used for radiation shields. W heavy alloy, which has higher shielding efficiency than Pb, is adopted to the shield close to detectors to downsize the monitor.

Prototype Test and Results Performance test using prototype model of the thyroid monitor was performed in the photon reference field established at the Facility of Radiation Standards (FRS) of the Japan Atomic Energy Agency. The monitor showed good shielding performance in high dose rate background condition simulated by ^{137}Cs 662 keV. The minimum assessable thyroid equivalent dose was experimentally evaluated following the technical guideline¹⁾. As a result, it was confirmed that the monitor can assess thyroid equivalent dose less than 10 mSv even in a high dose rate condition around several $10 \mu\text{Sv h}^{-1}$.

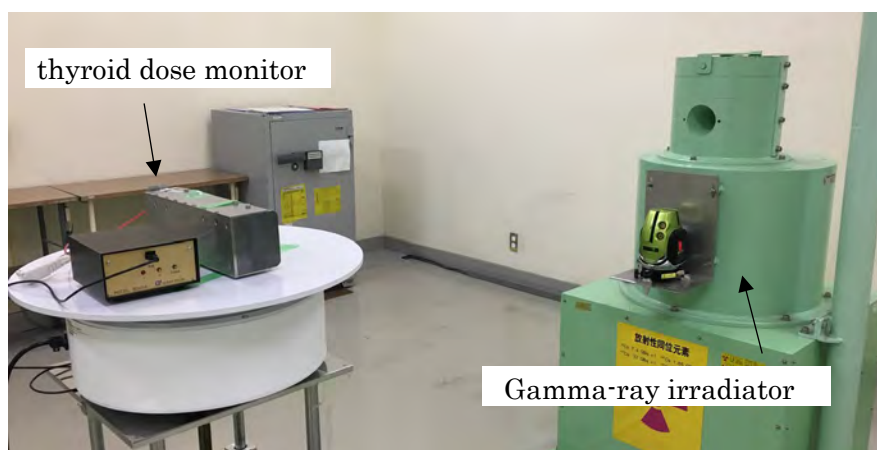


Figure 2 Performance test of prototype thyroid monitor in the photon reference field.

Acknowledgment This work is supported by Grant from Nuclear Regulation Authority, JAPAN.

References

- 1) Etherington, G. et al., 2017. "CATHyMARA report: Technical guidelines for radio-iodine in thyroid monitoring", OPERRA Deliverable D5.31

Prototype Test of Potable Thyroid Dose Monitoring System using Gamma-ray Spectrometers

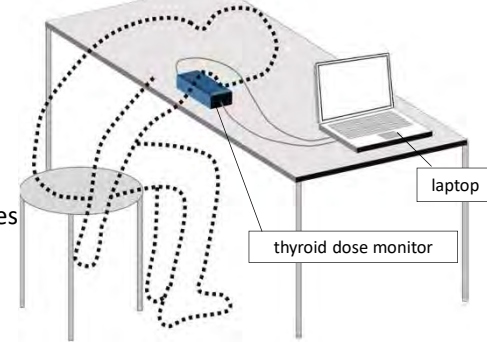
Sho Nishino, Yoshihiko Tanimura, Hiroshi Yoshitomi, Masa Takahashi
Japan Atomic Energy Agency (JAEA),

nishino.sho@jaea.go.jp

Thyroid Dose Monitor

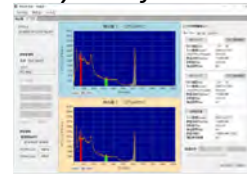
In the situation of a severe nuclear accident, radioiodine monitoring in thyroid should be performed for a large number of people. The portable thyroid dose monitoring system which can be used in the high dose rate condition is in development. The results of performance test of the prototype model will be described.

Attitude while measuring

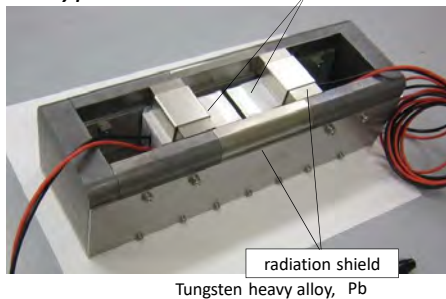


Neck support

Analysis software



Prototype model



^{131}I activity in thyroid is determined based on spectral information given with gamma-ray spectrometers.

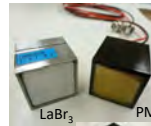
CdZnTe for radiation workers at an incident command post (high BG rate)



high energy resolution

measurement in BG condition including various kinds of radionuclides

LaBr₃ for members of public at evacuation centers (Low BG rate)



high counting efficiency

short-time measurement for a large number of subject

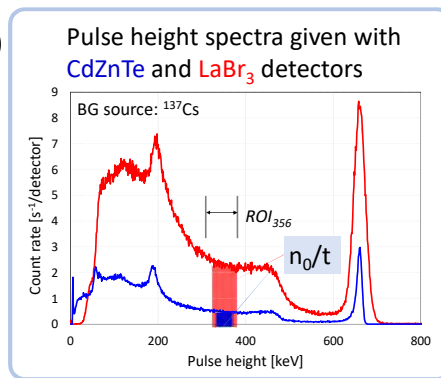
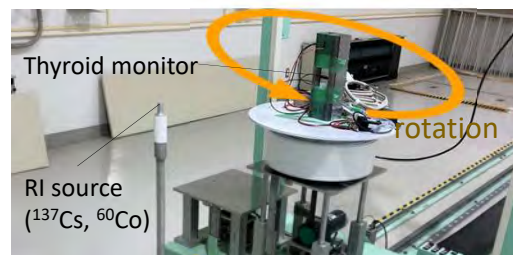


Signal processing unit for LaBr₃ detectors (USB-powered)

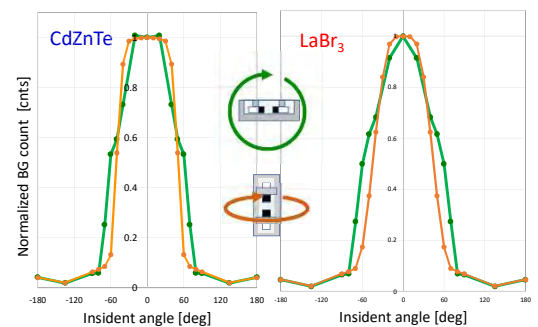
Experiments & Results

Performance tests of the prototype model in the high dose rate background (BG) condition were performed in gamma-ray calibration fields constructed in the FRS/JAEA.

High dose rate BG condition (20 $\mu\text{Sv/h}$, isotropic) simulated by ^{137}Cs or ^{60}Co



Incident-angle dependence of BG counts (n_0)



Minimum Assessable thyroid equivalent dose; $H_{thy,min}$

$$H_{thy,min} = \frac{k}{t \epsilon_*} \left(k + 2\sqrt{2n_0} \right) \cdot \frac{CF_{thy}}{F}$$

$k: (=1.65)$ gives 95% confidence level

t : measurement time [s]

ϵ_* : counting efficiency [s^{-1}/Bq]

n_0 : BG counts within ROI_{356}

CF_{thy} : thyroid dose conversion factor [mSv/Bq]

F : retention fraction at the date of measurement

ϵ_* [s^{-1}/Bq]: obtained by calibration using ^{133}Ba source embedded in a cylindrical phantom.

... see P1-015

cylindrical phantom



$H_{thy,min}$ given in high dose rate BG condition (mSv)

BG source	members of public (LaBr ₃)			workers (CdZnTe)
	Baby (3-months)	Child (5-years)	Adult	
^{137}Cs	9.3	7.4	2.2	3.7
^{60}Co	6.7	5.3	1.6	2.7

*assuming isotropic distribution of BG source

*measuring time: 150 sec (300 sec only for baby)

*measurement 5 days after intake

Measurement in background condition including ^{131}I

... see P1-054

Summary

- Prototype thyroid monitoring system can achieve the minimum assessable thyroid equivalent dose less than 10 mSv, even in high dose rate condition around 20 $\mu\text{Sv/h}$.
- The improved model would be made after some consideration (for operability of the monitor and software, neck support...)

Uncertainties due to the body size for the radioiodine measurements using a newly developed thyroid monitor

Hiroshi Yoshitomi^{1*}, Sho Nishino¹, Yoshihiko Tanimura¹, Masa Takahashi¹

¹Japan Atomic Energy Agency, Ibaraki, Japan

Highlights The effect of the body size on the detection efficiency of a newly developed thyroid monitor was estimated by Monte Carlo simulations using several voxel phantoms. The discrepancy from the efficiency in calibration was found to be 30 % at the maximum.

Key words thyroid monitor, voxel phantom, spectrometer

Background and Objectives In case of a nuclear reactor accident, a large amount of radioiodine, mostly ^{131}I , can be released in the environment, which causes internal exposure both to the members of the public and to the emergency workers. We have proposed a portable thyroid monitor using gamma-ray spectrometers with shielding¹⁾ for assessing the thyroid dose in such a situation. Although this monitor will be properly calibrated, any differences between the phantoms used in calibration and the monitored subjects can affect the accuracy of the measurement. This study aims to investigate the influence of the anatomical features of the subjects on the detection efficiency.

Materials and Methods The proposed thyroid monitor including two $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ detectors was precisely modelled for the simulations (Figure 1). To mimic the wide variety of subjects, eight different voxel phantoms (ICRP AM²⁾, ICRP AF²⁾, Otoko³⁾, Onago⁴⁾, JM-103^{5),6)}, JF-103^{5),6)}, CHILD⁷⁾ and BABYNEW⁷⁾) were used. For more detailed investigation of the difference among individuals, the JF-103, CHILD and BABYNEW phantoms were also modified to vary thyroid volume and the thickness of the overlying tissue. All the simulations were performed using the Monte Carlo code, PHITS 2.8.8. The detection efficiency was obtained from the calculated 365 keV peak counts of two $\text{LaBr}_3(\text{Ce})$ detectors, divided by the activity of ^{131}I uniformly distributed in thyroid gland

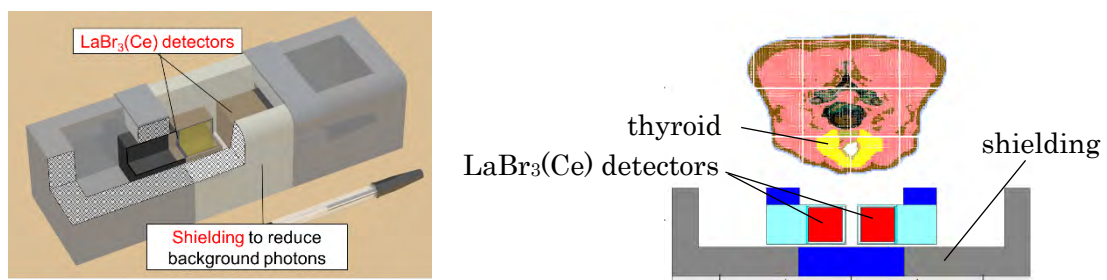


Figure 1. Illustration of the proposed thyroid monitor (left) and the cross-sectional view of the simulation model using JF-103 (right)

Results and Discussion This monitor is calibrated based on the voxel phantoms (ICRP AM, CHILD and BABAYNEW) using the representative point method with simplified physical phantoms⁸⁾. Any differences between the phantom used in calibration and the monitored subject can cause uncertainty in the measurements. Thus, the influence on the results of the measurement should be assessed. Although anatomical features, such as the thyroid shape and the dimensions, between ICRP AM and another adult voxel phantom are different, the differences in efficiency were found to be within 24 % (Table 1). For JF-103 with high resolution and the smallest neck diameter, the thickness of overlying tissue (1.8-11.9 mm) or thyroid volume (6.7-29.0 cm³) was varied, taking the normal range of their dimensions for the Japanese adult into account. Efficiency decreased with the thickness of overlying tissue but the difference in efficiency between ICRP AM and modified JF-103 was still within ± 30 %. In contrast, no major difference was observed over the changes of the thyroid volume. Hence, thickness of overlying tissue is considered to be a major impact factor as changing source-to-detector distance. The effect of these factors on the measurement of the child or baby will be also discussed in the presentation.

Table 1. Characteristics of various adult voxel phantoms and calculated efficiencies

Voxel phantom	ICRP AM	ICRP AF	Otoko	Onago	JM-103	JF-103
Thyroid volume (cm ³)	19.2	16.3	9.5	5.5	19.1	16.0
Thickness of overlying tissue (mm)	8.5	10.6	15.9	8.0	12.0	1.8
Efficiency ($\times 10^{-3}$ cps/Bq)	6.86	7.76	5.68	7.72	6.71	8.48
(Difference)	-	(+13 %)	(-17 %)	(+12 %)	(-2 %)	(+24 %)

Conclusion The detection efficiency depends on the body size such as the thickness of overlying tissue, but the difference was found to be 30 % at most for the proposed configuration and calibration of the thyroid monitor.

Acknowledgement This work is supported by Grant from Nuclear Regulation Authority, JAPAN.

References

- 1) S. Nishino, *et.al.* European IRPA Congress 2018
- 2) ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39(2), 1-164 (2009)
- 3) K. Saito, *et. al.* Radiat. Environ. Biophys., 40, 69-76 (2001)
- 4) K. Saito, *et. al.* Jpn. J. Health Phys., 43(2), 122-130 (2008)
- 5) K. Sato, *et. al.* JAEA-DATA/Code 2010-009
- 6) K. Sato, *et. al.* JAEA-DATA/Code 2011-013
- 7) N. Petoussi-Hens, *et.al.* Phys. Med. Biol., 47(1), 89-106 (2002)
- 8) H. Yoshitomi, *et. al.* AOCR-5, PP28 (2018)

Uncertainties due to the body size for the radioiodine measurements using a newly developed thyroid monitor

Hiroshi YOSHITOMI, Sho NISHINO, Yoshihiko TANIMURA and Masa TAKAHASHI

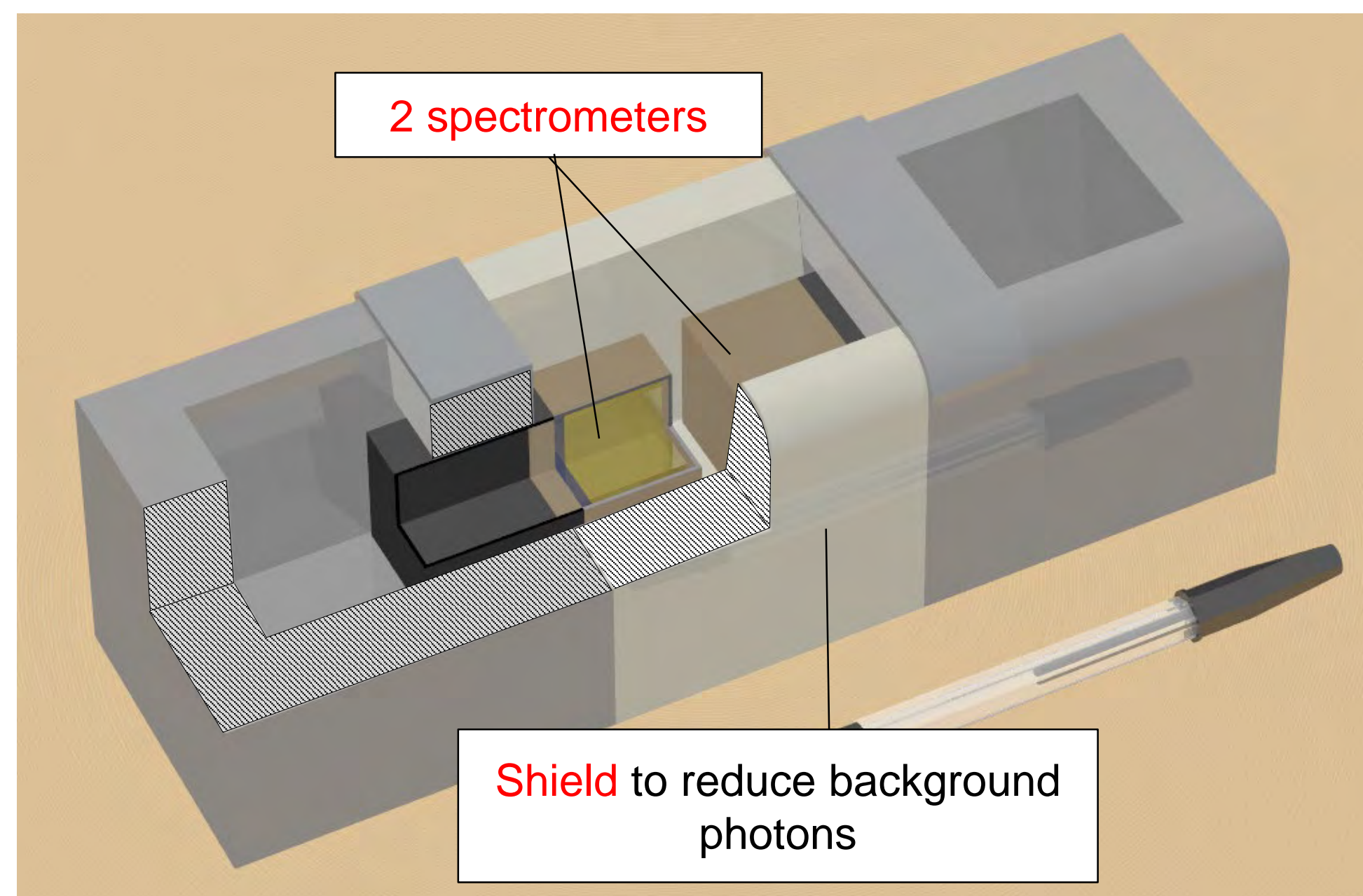


Japan Atomic Energy Agency, 2-4, Shirakata, Tokai, Naka, IBARAKI 319-1195, Japan

E-mail: yoshitomi.hiroshi@jaea.go.jp

Introduction

Proposed thyroid monitoring system

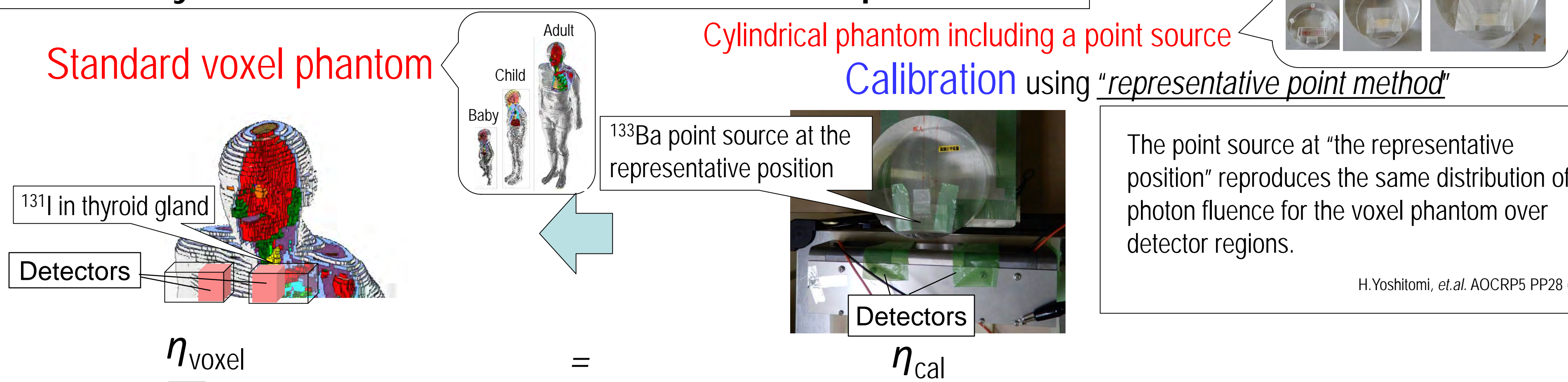


See Posters P1-045 and P1-054

- This system would be used to monitor a wide variety of affected people in case of nuclear emergency.

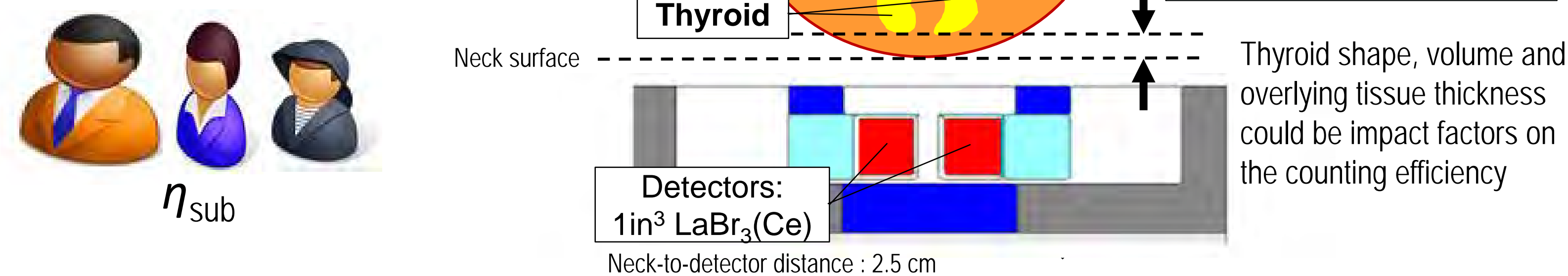
Previous works

~Efficiency calibration based on standard voxel phantoms~



How much difference of the counting efficiency does the variation of monitored subjects make?

Wide variety of monitored subjects

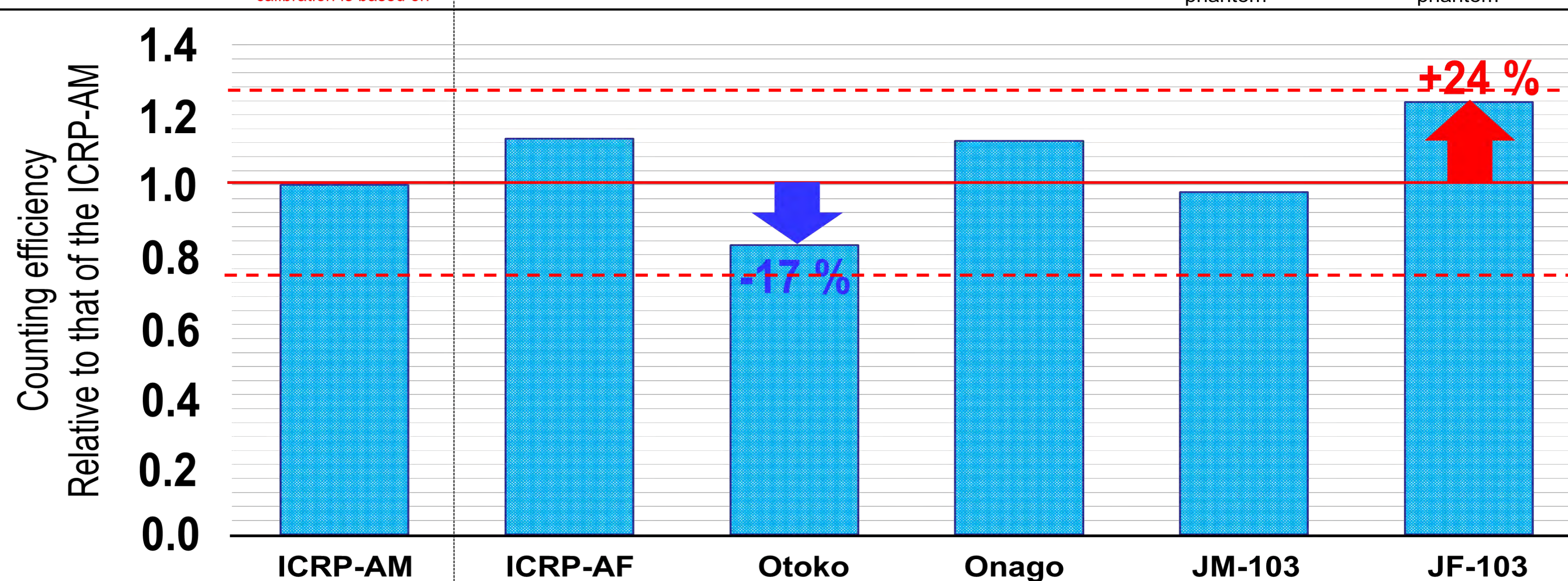


Uncertainties due to the body size

Adult
Calculated counting efficiencies using six voxel phantoms with different thyroid shape, volume and overlying tissue thickness

Monte Carlo code: PHITS 2.8.2

	ICRP-AM	ICRP-AF	Otoko	Onago	JM-103	JF-103
Sex	Male	Female	Male	Female	Male	Female
Cross sectional view around thyroid						
Overlying tissue thickness (cm)	0.85	1.06	1.59	0.80	1.20	0.18
Thyroid volume (cm ³)	19.2	16.3	9.5	5.5	19.1	16.0
Reference	ICRP reference male phantom which the calibration is based on	ICRP reference female phantom	Average Japanese adult male phantom	Average Japanese adult female phantom	High-resolution Japanese adult male phantom	High-resolution Japanese adult female phantom

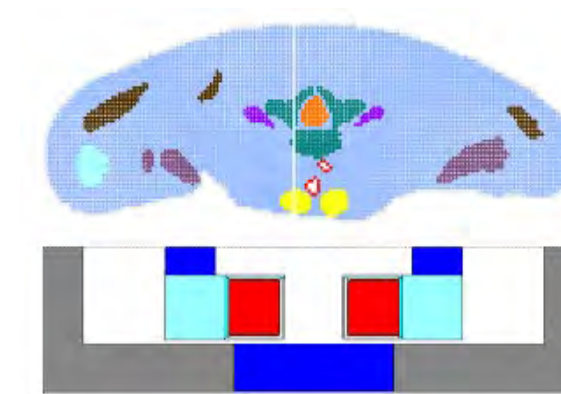


- Differences among these phantoms were found to be within $\pm 25\%$.
- Overlying tissue thickness is a major impact factor?

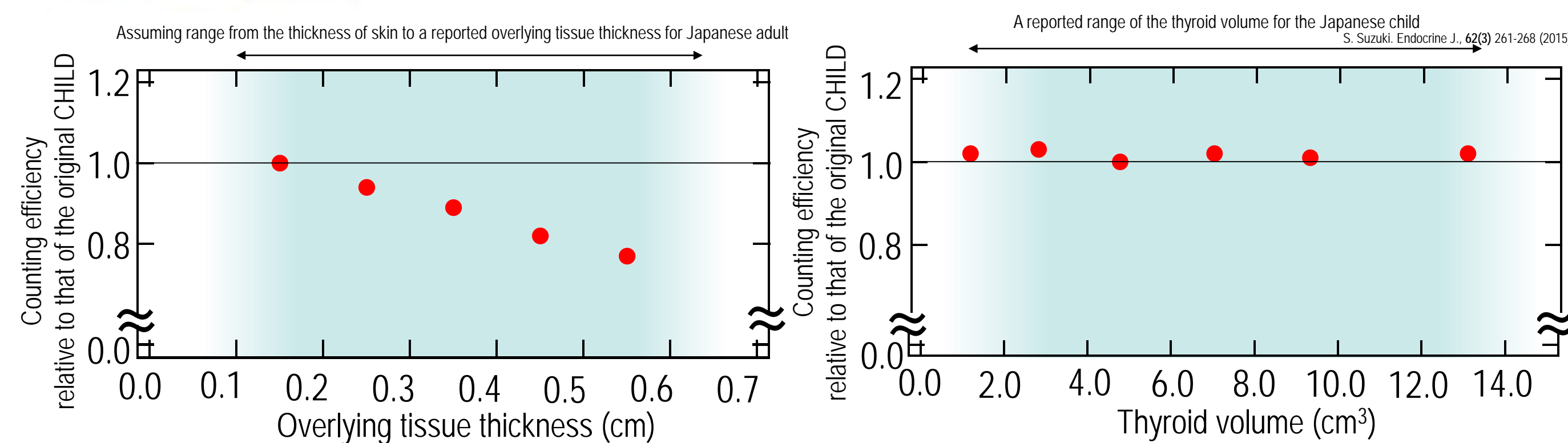
- More systematic approach for the variation of ① Overlying tissue thickness and ② Thyroid volume
- How about child and baby?

Child and Baby

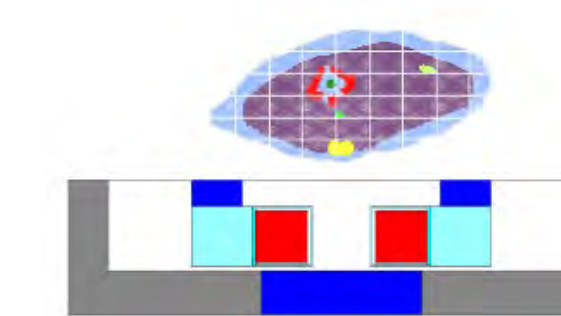
Voxel phantom used for the calibration for child : GSF CHILD phantom



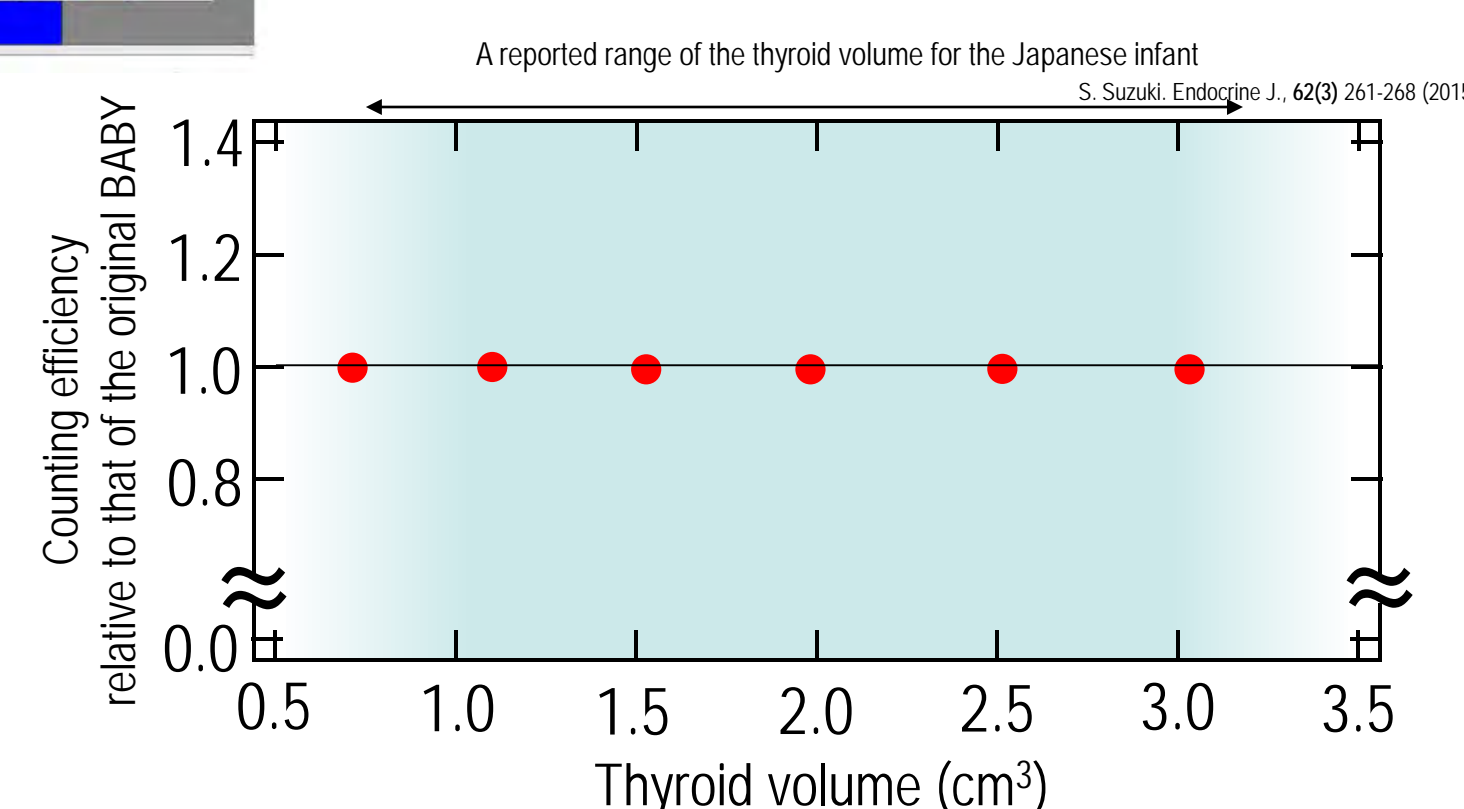
Overlying tissue thickness: 0.15 cm
Thyroid volume: 4.7 cm³



Voxel phantom used for the calibration for baby : GSF BABY phantom



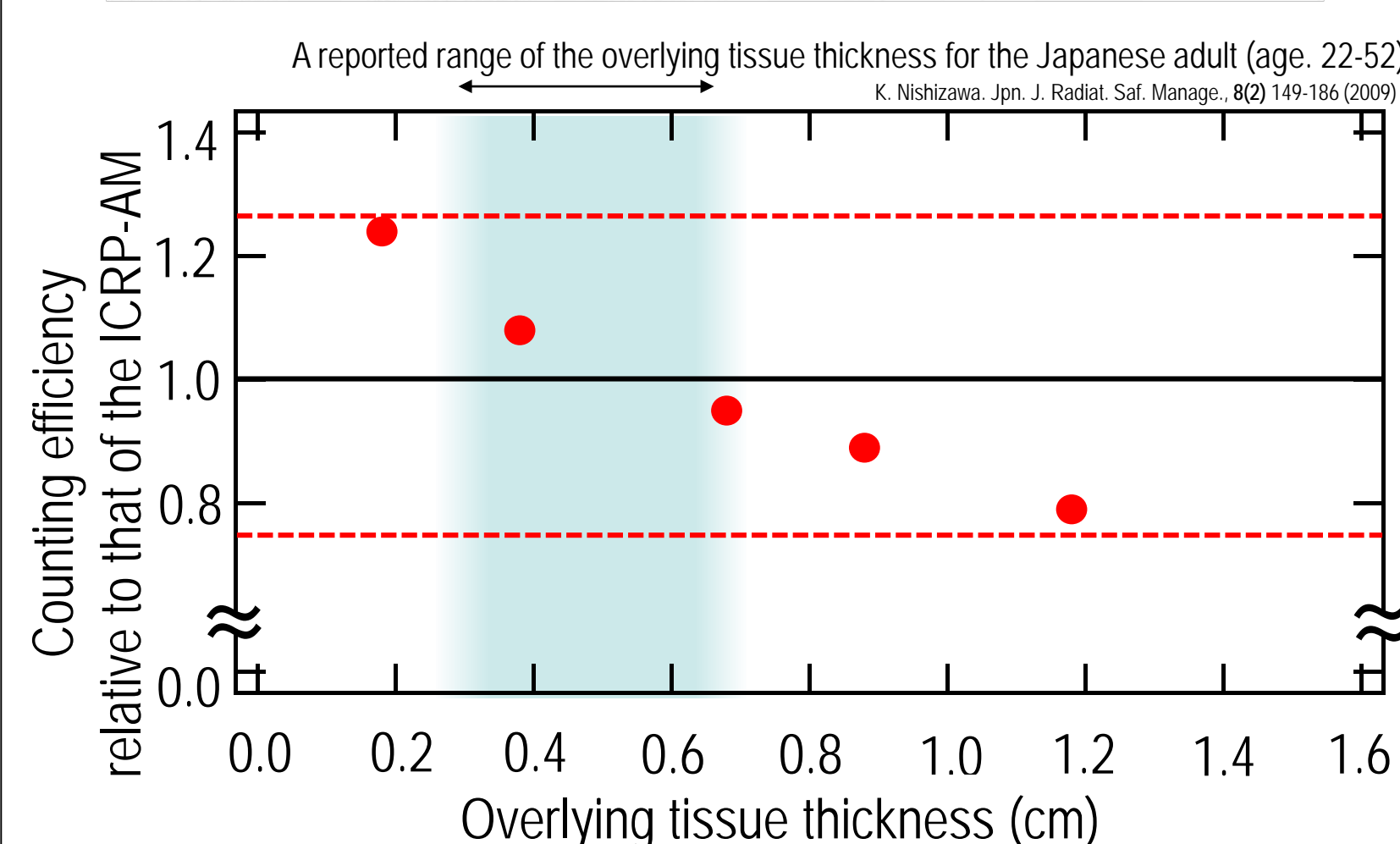
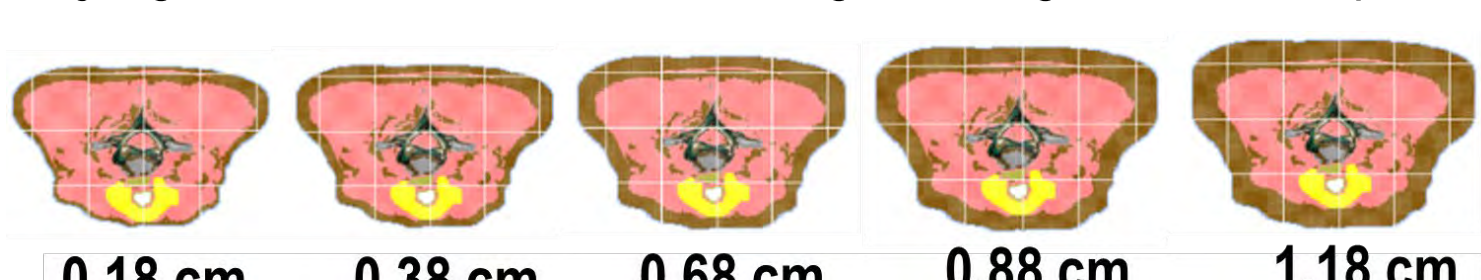
Overlying tissue thickness: 0.35 cm
Thyroid volume: 1.1 cm³



- Differences were also within $\pm 25\%$ in the case of child and baby

① Overlying tissue thickness

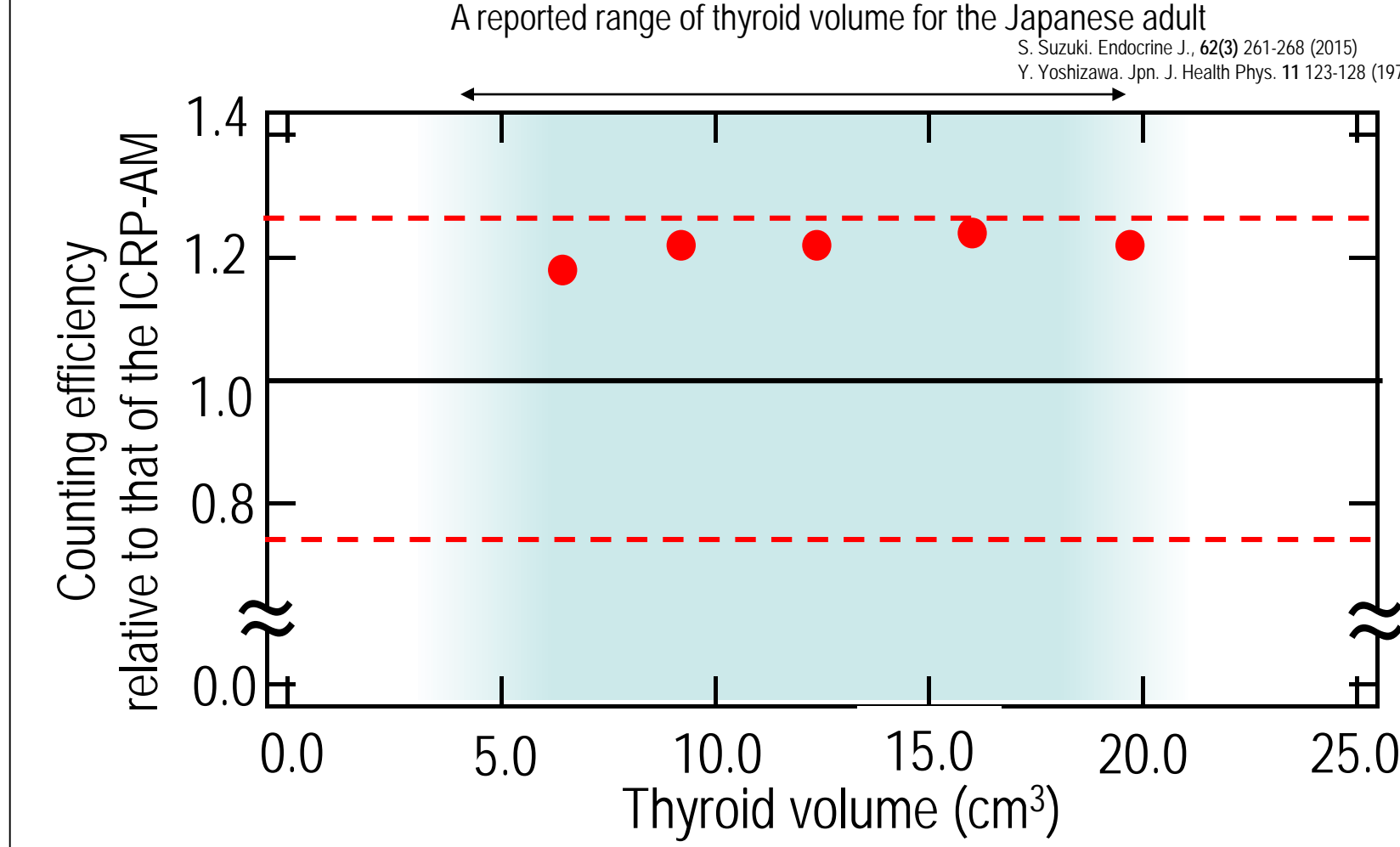
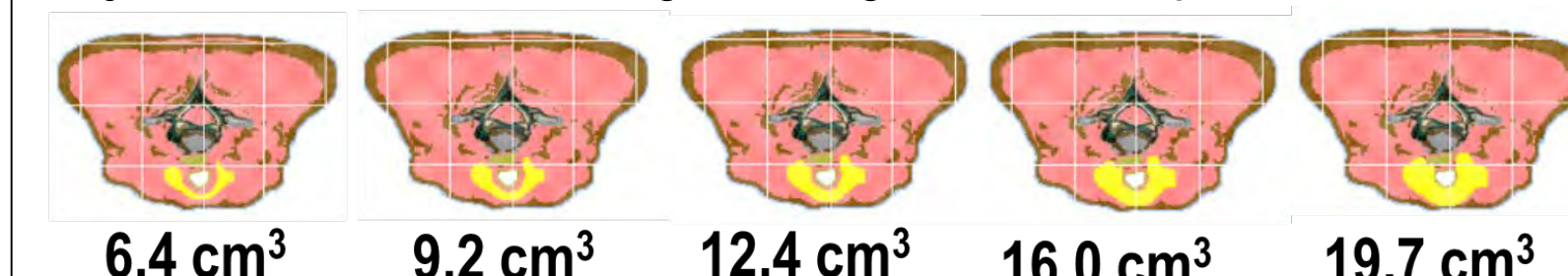
Overlying tissue thickness was changed using the JF-103 phantom



- Differences were up to 25%

② Thyroid volume

Thyroid volume was changed using the JF-103 phantom



- An impact of thyroid volume on counting efficiency was smaller than that of overlying tissue thickness

Summary

The shape, volume and position of the thyroid are unknown for the measurements of monitored subjects. Therefore, variation of counting efficiency due to these factors needs to be evaluated as an uncertainty component of the activity assessment in thyroid.

- Uncertainty related to the body size of the monitored subject was estimated to be 25%

Acknowledgements

This study was supported by Grant from the Nuclear Regulation Authority, Japan

Background Correction Method for Portable Thyroid Dose Monitor Using Gamma-ray Spectrometer Developed at JAEA in High Dose Rate Environment

Y. Tanimura^{1*}, H. Yoshitomi¹, S. Nishino¹, M. Takahashi¹

¹Japan Atomic Energy Agency, Ibaraki, Japan

Highlights A correction method for the background photons in high dose rate environment was developed to apply to the thyroid dose monitoring using the portable thyroid dose monitoring system developed at the Japan Atomic Energy Agency.

Key words thyroid dose, spectrometer, high dose rate, radio iodine, background photons

Introduction A portable thyroid dose monitoring system using gamma-ray spectrometers has been developed at the Japan Atomic Energy Agency (JAEA) in order to assess the equivalent dose to the thyroid for workers and members of the public in a high dose rate environment at an early stage after a nuclear accident¹⁾. The system consists of a couple of gamma-ray spectrometer and a detector shield made of tungsten heavy alloy and lead as shown in Figure 1. The shield has enough thickness to block the background (B.G.) photons entering to the spectrometers from side and bottom. However, the B.G. photons from up above cannot be blocked by the shield and can affect the measurement because there are no shielding material above the spectrometers. This makes it important to correct the B.G. photons for an accurate thyroid dose monitoring in a high dose rate environment.

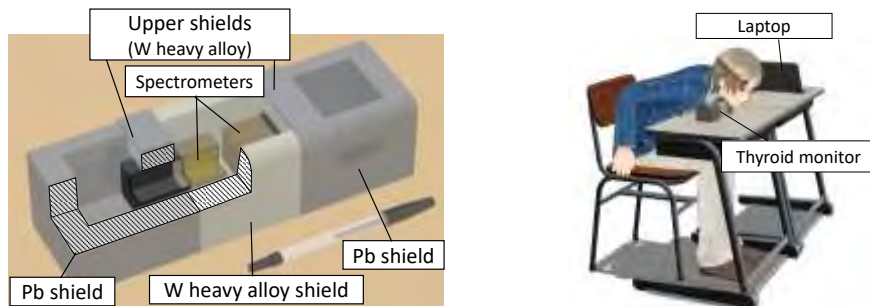


Figure 1. Schematic drawing (left figure) and measurement setup (right figure) of the portable thyroid dose monitoring system.

If the B.G. correction was performed using the measurement data without anything above the spectrometers, the B.G. photons from up above directly entered the spectrometers without any attenuation. As a part of the B.G. photons are reduced by the human body of the subject in the actual thyroid dose measurement, this makes subtraction of the B.G. photons too much and

results in under estimation of the thyroid dose. Therefore, an appropriate correction method for the B.G. photons are required for the accurate monitoring.

In this work, a correction method for the B.G. photons was developed to apply to the portable thyroid dose monitoring system developed at JAEA. In the correction method, cylindrical PMMA phantoms, one of which was used to calibrate the system²⁾, were employed and set up above the spectrometers in order to mimic the human body.

Methods The system was precisely modelled and its count rates for the B.G. photons were calculated using the PHITS 3.02 code. Three different voxel phantoms^{3,4)} (ICRP AM, CHILD and BABYNEW) were also included in the calculation models to mimic the human bodies of subjects of different aged. In the calculation the system was irradiated with the isotropic 364 keV gamma-rays from surrounding ¹³¹I sources and its peak counts were calculated under three conditions; with the voxel phantom, with a cylindrical PMMA phantom and without the detector shield and any phantom. Then the ratios to the third condition were evaluated for each age group; adult, child and baby.

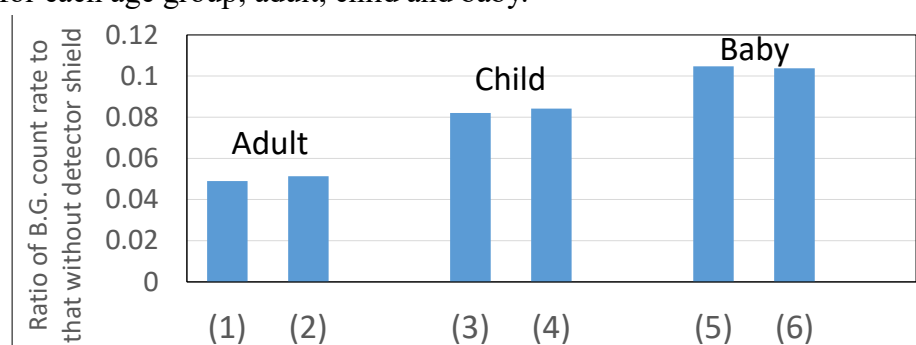


Figure 2. Ratio of the B.G. count rate to that without the detector shield. (1), (3), (5): voxel phantom (adult, child, baby), (2): 20cmΦ×17cm PMMA (vertical), (4): 13cmΦ×12cm PMMA (vertical), and (6): 13cmΦ×12cm PMMA (transverse).

Results and Discussion Figure 2 shows the ratios of the B.G. count rate to those without the detector shield. The ratios with the cylindrical PMMA phantoms are consistent with those with the voxel phantoms. It means that the cylindrical PMMA can be substitute for the human body of the subject in the B.G. photon correction.

Acknowledgment This work is supported by Grant from Nuclear Regulation Authority, JAPAN.

References

- 1) S. Nishino, *et.al.* European IRPA Congress 2018
- 2) H. Yoshitomi, *et. al.* AOCR-5, PP28 (2018)
- 3) ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39(2), 1-164 (2009)
- 4) N. Petoussi-Hens, *et.al.* Phys. Med. Biol., 47(1), 89-106 (2002)

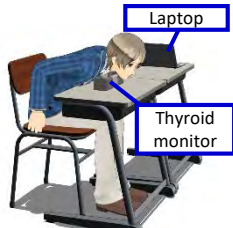
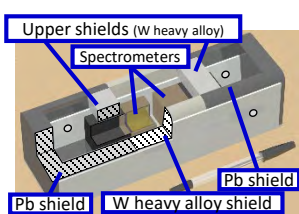
Abstract

A portable thyroid dose monitoring system has been developed at the Japan Atomic Energy Agency (JAEA) to assess the thyroid equivalent dose for workers and members of the public in a high dose rate environment. The background (B.G.) photon correction is required for an accurate measurement in a high dose rate environment at an early stage after a nuclear accident. We developed the B.G. photon correction method using cylindrical PMMA phantoms.

Summary

The attenuation effects of voxel and cylindrical phantoms were calculated by using the PHITS code and they became almost same. This means the cylindrical phantoms can mimic the human body in the high dose rate caused by ¹³¹I sources. The correction of the B.G. photons can be appropriately made by subtracting B.G. counts measured with the cylindrical phantoms made of PMMA.

Introduction



- B.G. photons entering from up above cannot block by the shield of the monitor
- A part of the B.G. photons are attenuated by the human body of a subject

Underestimate the thyroid dose when the photon correction was performed using the B.G. photon counts with nothing above the monitor

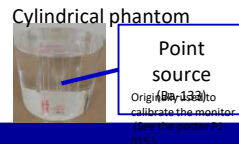
An appropriate correction method for the B.G. photons is required for the accurate monitoring.

Schematic drawing of the monitor

Measurement setup

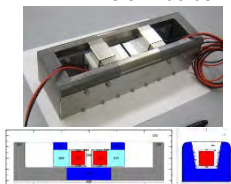
Let's visit the posters P1-015 and P1-045

A B.G. photon correction method was developed by using cylindrical phantoms which mimic the human body



Calculation

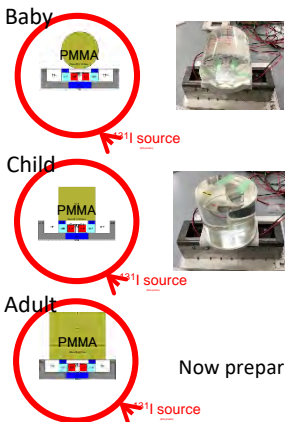
Monte Carlo code: PHITS 3.0.2 (EGS mode)
Voxel phantom: ICRP-AM (Adult male)
 GSF CHILD
 GSF BABY
Source: ¹³¹I source on a spherical shell of 40 cm radius



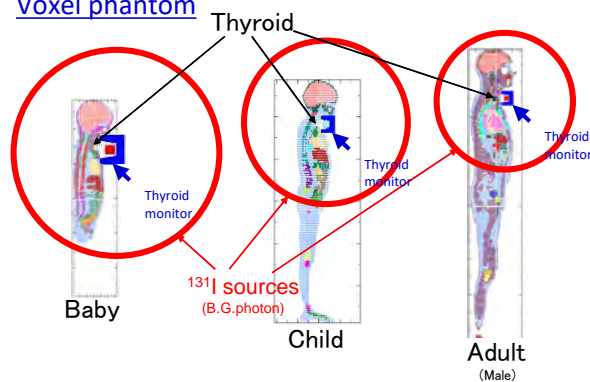
Calculation model of the monitor



Cylindrical phantom



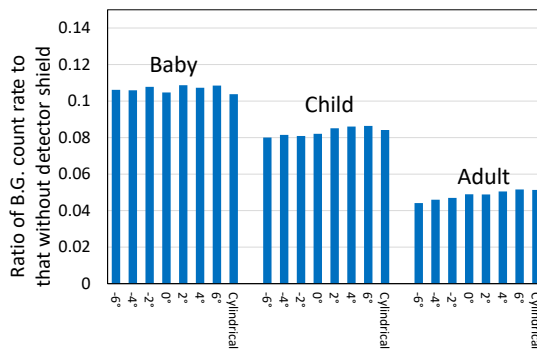
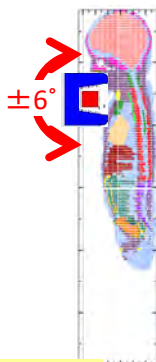
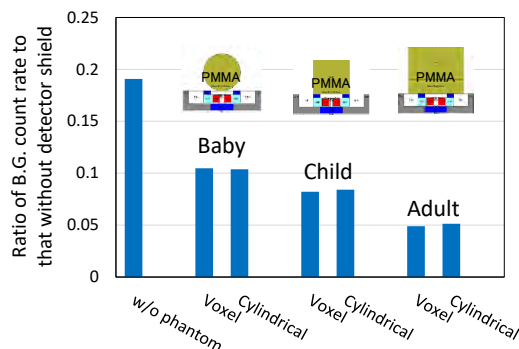
Voxel phantom



Now preparing...

Evaluate the ratio of the count rate with cylindrical/voxel phantom and shields to that without the phantom and shields

Results



Attenuation effects of voxel and cylindrical phantoms became almost same
→ Successfully mimic the human body

Less dependent on the change in the zenith angle

B.G. photon correction can be appropriately made

Acknowledgement

This work is supported by Grant from nuclear Regulation Authority, JAPAN

Development of thyroid dose monitoring system using gamma-ray spectrometers



Japan Atomic Energy Agency

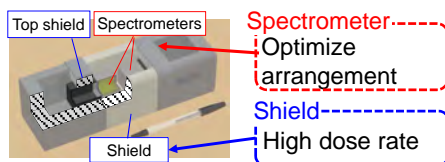
Y. Tanimura, S. Nishino, H. Yoshitomi
and M. Takahashi

Objective

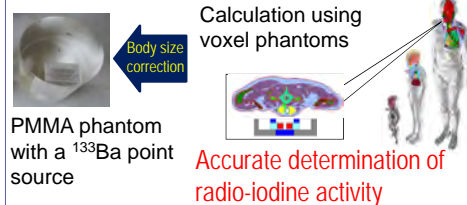


A portable thyroid dose monitoring system using photon spectrometers has been developed for the rapid and accurate assessment of the thyroid dose for workers and public at an early stage after a nuclear accident.

(1) Measurement unit

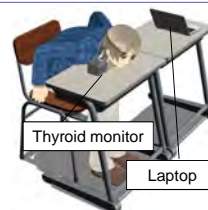


(2) Calibration & quantitative method



(3) Monitoring system

- Neck support development
 - Accurate arrangement of spectrometers and a subject
- To be manualized





Time schedule

Theme	Aug. 2017	Apr. 2018	Apr. 2019	Apr. 2020
(1) Development of measurement unit	Selecting spectrometers Optimizing material and size of the shield	Developing and characterizing the prototype Decide spectrometer and shield	Finalization Prototype monitor	
(2) Development of calibration and quantitative method	Development of PMMA phantom	PMMA phantom Developing the method using PMMA and voxel phantoms	Cal. & quant. method	
(3) Development of monitoring system			Neck support design Developing the supports	Manualize Monitoring system

- Conceptual design of the monitor was introduced in ARADOS-4
- This presentation talks about the prototype monitor

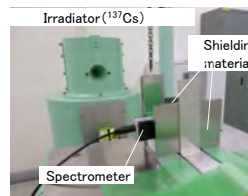
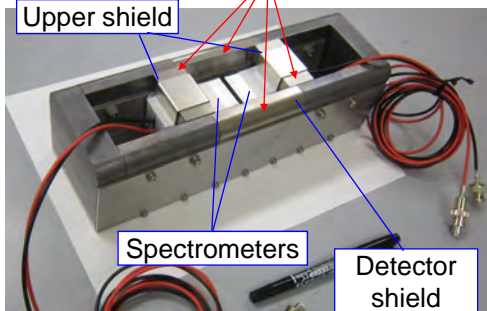
2



(1) Development of measurement unit

Detector shield

	W heavy alloy	Lead
Atomic number	~74	82
Density	17.74 g/cm ³	11.34 g/cm ³



Testing shielding effect

Design the detector shield by optimizing material and size

Nearby the spectrometers → Select W heavy alloy

3



(1) Development of measurement unit

Development of prototype monitor

Spectrometers

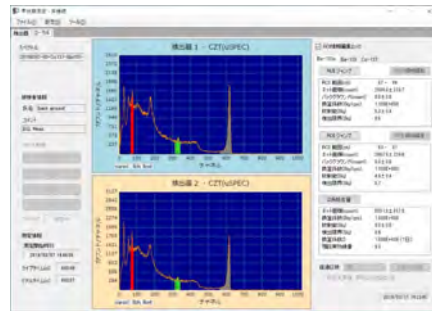


LaBr₃ (for public)



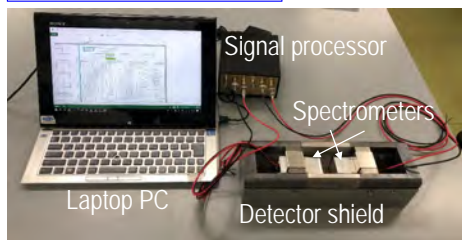
CdZnTe (for worker)

Operating software



- Operate both spectrometers in parallel
- NET peak count analysis
 → Quantitate radio-iodine

Prototype monitor

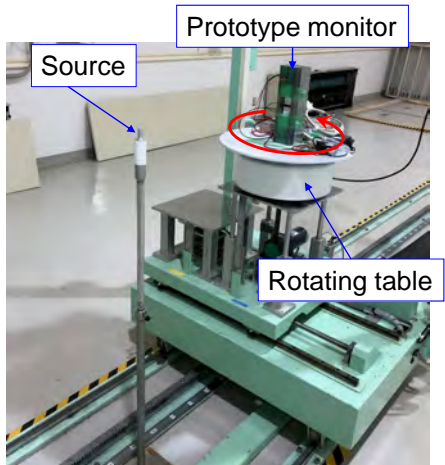


4



(1) Development of measurement unit

Characteristics of prototype monitor



Characteristics using γ -ray calibration fields

- Characterize in high dose rate (20 μ Sv/h) using ¹³⁷Cs and ⁶⁰Co
- Omnidirectional irradiation
 → mimic high dose rate environment

Detection limit of thyroid eq. dose [mSv]

Source	Public (LaBr ₃)			Worker (CdZnTe)
	Baby*	Child	Adult	
¹³⁷ Cs	9.3	7.4	2.2	3.7
⁶⁰ Co	6.7	5.3	1.6	2.7

*Meas. Time Baby: 300s, Others: 150s

10mSv can be achieved in high dose rate of 20 μ Sv/h

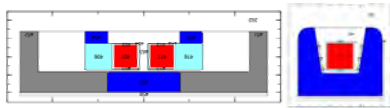
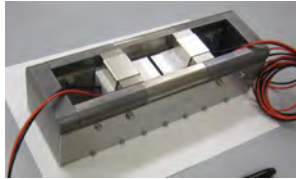
5



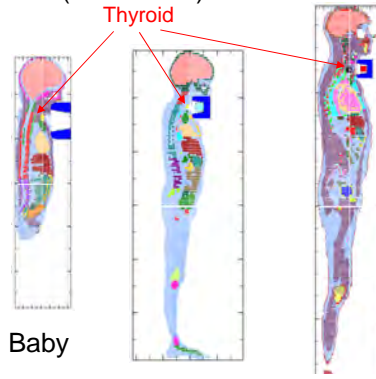
(2) Development of calibration and quantitative methods

Simulation conditions

Simulation code : PHITS 3.0.2 (EGS mode)
 Math. phantom : GSF voxel phantom (Baby, Child)
 ICRP voxel phantom (Adult male & female)
 JF-103 , Onago phantom (Adult female)
 JM-103, Otoko phantom (Adult male)



Calculation model of the thyroid monitor



Baby

Child

Adult (male)

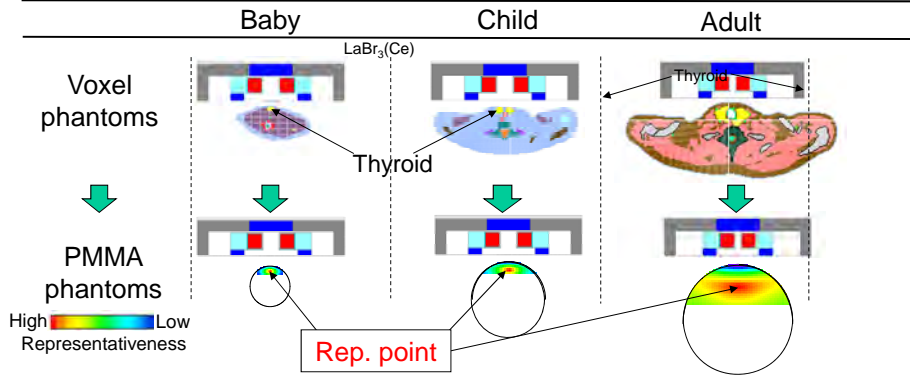
6



(2) Development of calibration and quantitative methods

Representative points*

* Gives same fluence at the spectrometer



The thyroid monitor can be easily calibrated using the PMMA phantom with a ^{133}Ba point source at the rep. point.



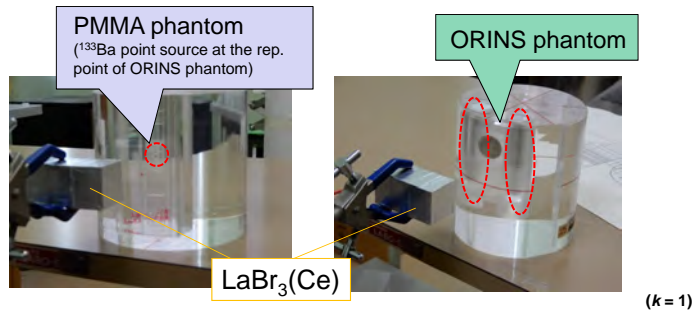
PMMA phantoms

7



(2) Development of calibration and quantitative methods

Testing the rep. point method



	PMMA phantom	ORINS phantom
Detection efficiency (cpm/photons/s)	0.18±0.01	0.19±0.04

Within the uncertainties → Confirm validity of the method



Summary

(1) Measurement unit

- Prototype of the thyroid monitor
 ⇒ Characterized using γ-ray calibration fields(¹³⁷Cs, ⁶⁰Co)
10mSv (thyroid eq. dose) can be evaluated in high dose rate of 20μSv/h

(2) Calibration & quantitative method

- Determine the representative points in the PMMA phantoms where fluences of ¹³³Ba 356 keV photons are same as those for voxel phantoms
 ⇒ Confirm the validity of the method applying to the ORINS phantom
Simple but accurate calibration method have been developed

➤ This development is funded by the Nuclear Regulation Authority (NRA) of Japan.
 (Radiation Safety Research Promotion Fund, Development of thyroid monitor for nuclear emergency)

Performance target of the system



Subject	Target	Remarks
B.G. dose rate (Upper limit)	A few tens of $\mu\text{Sv/h}$	
Measurement time	Within 5 min./body	
Assessable number	More than 150 body/day	Using one system
Lower limit of assessment	10 mSv (Thyroid)	Measurement on 3 to 5 days after inhalation
Power supply	Operation available for a few hours using a Laptop PC without AC power	



可搬型甲状腺放射性ヨウ素モニタの開発

日本原子力研究開発機構 安全研究センター 放射線安全・防災研究グループ

■ 目的・背景

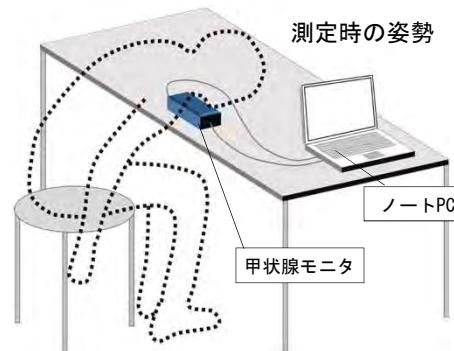
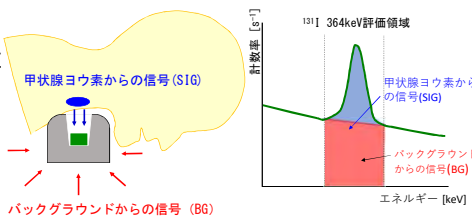
高バックグラウンド線量率下(避難所や事故サイト)で使用可能な、可搬型甲状腺ヨウ素モニタを開発する

- ・原子力災害時には、住民及び緊急時作業員の内部被ばく評価のため、甲状腺モニタリングを実施する必要がある (^{131}I の半減期:8日)
- ・現在使用されている甲状腺モニタは、研究所や医療機関に設置された大型のものが多く、避難所等に持ち込んで使用することが困難

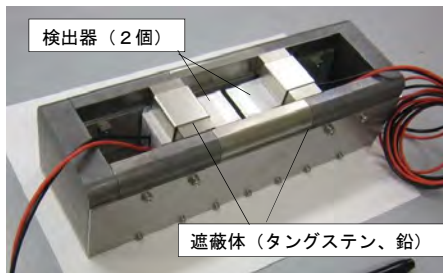
■ 開発中の甲状腺モニタ

特徴

- ・スペクトル情報に基づく甲状腺ヨウ素 ^{131}I の定量
- ・遮蔽一体型で、高BG線量率下でも使用可能
- ・机上型なので、避難所等でも設置が容易
- ・USBケーブル接続により、ノートPCから給電



甲状腺モニタ試作機

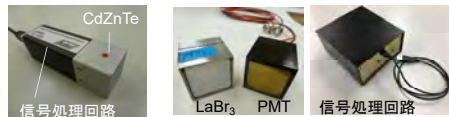


CdZnTe (高いエネルギー分解能)

様々な放射性核種を含むBG環境下における測定に有利
→ 緊急時作業員用

LaBr₃ (高い検出効率)

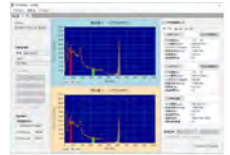
多数の被検者に対する短時間測定に有利 → 公衆用



測定用治具



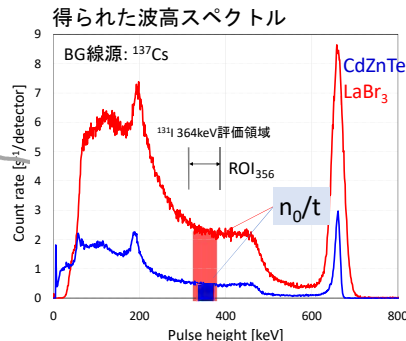
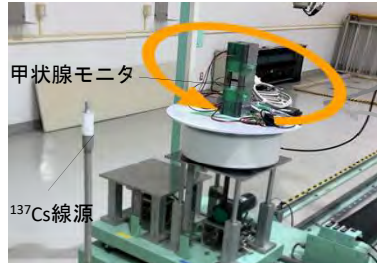
解析ソフトウェア



■ 甲状腺等価線量評価下限値

FRS/JAEAのγ線校正場を用いて、高バックグラウンド環境下におけるモニタ試作機の性能試験を実施し、評価可能な甲状腺等価線量下限値を評価

測定の様子



甲状腺等価線量の評価下限値; $H_{thy,min}$ (mSv)

BG 線量率 (等方的なBG線の分布を仮定)	公衆 (LaBr ₃)			作業員 (CdZnTe)
	乳児 (3カ月児)	子供 (5歳児)	大人	
^{137}Cs 20 $\mu\text{Sv/h}$	13.1	7.4	2.2	3.7
^{137}Cs 5 $\mu\text{Sv/h}$	6.6	3.7	1.1	1.9

$$H_{thy,min} = \frac{k}{t \epsilon_*} \left(k + 2\sqrt{2n_0} \right) \cdot \frac{CF_{thy}}{F}$$

k : (=1.65) 信頼レベル 95% CF_{thy} : 甲状腺等価線量換算係数 [mSv/Bq]
 t : 測定時間 [s] (=150秒) F : 測定日の放射性ヨウ素の残留率
 ϵ_* : 検出効率 [s⁻¹/Bq]
 n_0 : ROI₁₃₆₆ 内のBGカウント

高バックグラウンド線量率下においても、150秒間の測定により、目標性能である10mSv以下の甲状腺等価線量が評価可能であることを確認した。

測定場所の線量率: 公衆~5 $\mu\text{Sv/h}$ (避難所), 緊急時作業員~20 $\mu\text{Sv/h}$ (事故現場指揮所)を想定

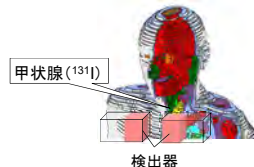
■ 校正法の開発

甲状腺ヨウ素の正確な定量のために、甲状腺モニタを適切かつ簡便に校正する手法が必要

代表点校正法: ボクセルファントムを使用した場合と、等価な検出効率 ϵ_* を与える簡易ファントム内の位置(代表点)に、 ^{133}Ba 点線源を設置

ボクセルファントム

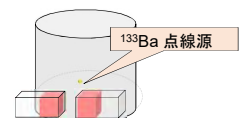
人体の解剖学的特徴を正確に模擬した数値ファントム



検出効率 ϵ_{*voxel}

簡易ファントム

^{133}Ba 点線源を内包した円筒形のPMMAファントム



ϵ_{*point}

$$\epsilon_{*voxel} = \epsilon_{*point}$$

	乳児	子供	大人
ボクセルファントム			
簡易ファントム			
$\epsilon_{*point} / \epsilon_{*voxel}$	4.0%	0.2%	1.6%

^{133}Ba 点線源と簡易ファントムを用いた代表点法により、甲状腺モニタを適切に校正できることを確認した。



■ 今後

- ・遮蔽体サイズ等を、公衆用・作業員用にそれぞれ最適化した実機の製作・性能試験
- ・測定用治具(喉部のサポート)の形状の最適化、使いやすい制御・解析ソフトウェアの製作
- ・被検者の体格等を考慮した測定不確かさの導出

平成31年度 放射線安全規制戦略的推進事業費
一事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の
開発に関する研究一

2020年2月6日

国立研究開発法人 日本原子力研究開発機構

安全研究・防災支援部門 安全研究センター

リスク評価研究ディビジョン 放射線安全・防災研究グループ



(主任研究者) 谷村 嘉彦

【概要】 事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究

(平成29年度～平成31年度)



【背景・目的】

原子力事故等緊急時には、高線量率下における多数の公衆及び作業者が摂取した放射性ヨウ素の迅速かつ高精度な測定・評価が必要

→ **γ線エネルギー分析方式の可搬型甲状腺モニタシステムを開発**

【実施状況】 ロードマップに従い、ほぼ当初の**計画どおりに進捗**

開発項目	平成29年度	平成30年度	平成31年度
① 甲状腺モニタ測定器	検出器の試験・選定 遮蔽体材質等最適化 検出器及び遮蔽の選定 ▲	測定器の試作、性能評価 試作機の完成 ▲	実機の製作、性能評価 実機の完成 ▲
② 高精度放射性ヨウ素定量法	年齢別頸部ファントム製作 頸部ファントムの製作 ▲	頸部・数値ファントムによる定量法の開発 定量法の完成 ▲	
③ 甲状腺モニタシステム		標準化用治具の設計	標準化用治具の製作 マニュアル作成 システム完成 ▲

平成29年度: 最適な検出器の選定、遮蔽体の材質・厚さの最適化、年齢別頸部ファントムの製作

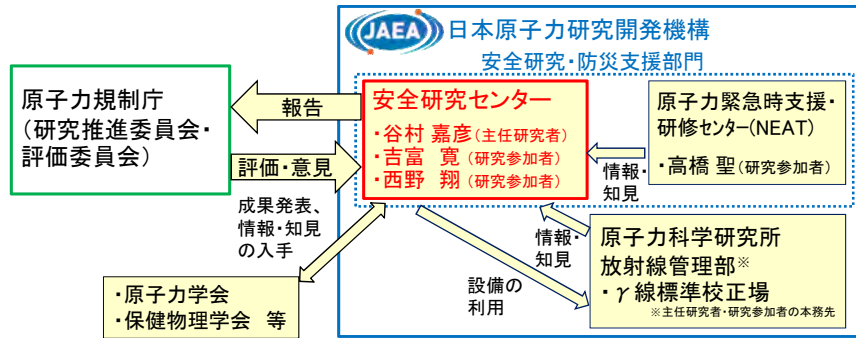
平成30年度: 甲状腺モニタ測定器の試作、放射性ヨウ素定量法の開発、標準化用治具の概念設計

平成31年度: 甲状腺モニタ測定器実機の製作、性能評価(見込)、標準化用治具の製作、マニュアル完成(見込)

【期待される効果】

NEAT、オフサイトセンターへの集中配備と、各避難所、指揮所への緊急輸送体制の構築により、多数の公衆・作業者の高精度甲状腺等価線量モニタが可能となる

【研究体制】 平成31年度事業の研究体制



【研究分担】

- 研究統括
・谷村 嘉彦
- ① 甲状腺モニタ測定器実機の製作
・西野 翔(製作・評価)、谷村 嘉彦(設計)
 - ③-1 標準化用治具の製作
・吉富 寛(設計)、谷村 嘉彦(製作)
 - ③-2 マニュアルの作成
・西野 翔(機器操作)、吉富 寛(定量・校正法)、谷村 嘉彦(全体統括)、高橋 聖(助言)

➤ 甲状腺簡易測定研修(2019年10月、量研機構)や実務者会合(2020年1月、NEAT)における甲状腺モニタシステムのデモンストレーションを通じて防災関係者の意見を収集

2

【今年度の研究概要】 平成31年度の実施内容と達成目標



平成31年度(令和元年度)の研究ロードマップ及びマイルストーン(▲)

開発項目	平成31年度(令和元年度)		
① 甲状腺モニタ測定器	実機の仕様検討	実機の製作	実機の性能評価 実機の完成▲
③ 甲状腺モニタシステム	治具の詳細設計	治具の製作	マニュアル作成 システムの完成▲
実績	実務者会合	SSD-19	甲状腺研修 ARA (試作機デモ) DOS-5 実機 納品 実務者会合 (実機デモ)

①甲状腺モニタ測定器の開発

- ・公衆用LaBr₃検出器の改良
- ・検出器遮蔽体の最適化及び可搬性の向上
- ・検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェアの改良
- ・γ線標準校正場を用いた高線量率下での性能試験

➡ 目標: 甲状腺モニタ測定器実機の完成

③甲状腺モニタシステムの開発

- ・測定条件を標準化するために必要な検出器固定治具の開発
- ・バックグラウンド放射線測定用治具の製作
- ・甲状腺モニタシステムのマニュアルを作成

➡ 目標: 甲状腺モニタシステムの完成

3

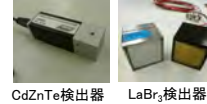
【今年度の研究概要】 ①甲状腺モニタ測定器の開発



○公衆用LaBr₃検出器

シンチレータと光電子増倍管をパッケージ化

➡ 信頼性の向上と製品化へのスムーズな移行



CdZnTe検出器 LaBr₃検出器

○検出器用遮蔽体

更なるダウンサイズによる軽量化(公衆用)

持運びし易くなる構造の工夫

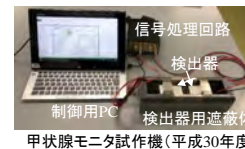
➡ 可搬性の向上により、柔軟な運用が可能

○ソフトウェアの改良

検出器制御系の改良、年齢群に応じたバックグラウンド

スペクトル選択機能の追加等

➡ 操作に精通していなくても容易に操作可能



信号処理回路
検出器
制御用PC
検出器用遮蔽体
甲状腺モニタ試作機(平成30年度)

○甲状腺モニタ測定器実機の実機特性試験

実機について、 γ 線標準校正場で高バックグラウンド

線量率環境を模擬して測定下限値などを評価

➡ 事故時の高線量率下での使用の判断基準

4

【今年度の研究概要】 ③甲状腺モニタシステムの開発



○標準化用治具の開発

被検者の年齢ごとに甲状腺と検出器の配置を正確に決定できる治具を開発

➡ 位置ずれの感度への影響を軽減し測定精度の向上

○バックグラウンド放射線測定用治具の開発

高線量率下での使用時には、周辺の放射性ヨウ素からのバックグラウンド γ 線の影響を受けるため、この影響補正に用いるバックグラウンドスペクトル測定用治具を開発

➡ バックグラウンド放射線の正確な補正による測定精度の向上

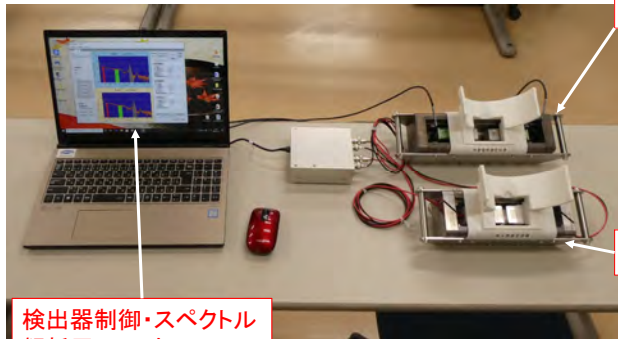
○マニュアルの作成

甲状腺モニタ測定器の設置、測定器の校正方法、バックグラウンド補正用スペクトルの取得方法、検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェアの使用方法等をまとめたマニュアルを作成

➡ 操作に精通していなくても正確な測定が可能

5

【研究の進捗】 ①甲状腺モニタ測定器の開発(1)



検出器制御・スペクトル解析用ソフトウェア

- CdZnTe検出器制御機能の改良
- 年齢別B.G.スペクトル選択機能の追加
- データ保存形式の改良
- ピーク解析機能の追加

習熟者でなくても容易に操作可能

作業用: 16.6kg

- 遮蔽体及び検出器については試作機を活用し、持ち手を追加

試作機より可搬性が大きく向上

公衆用: 14.4kg

- 遮蔽体幅の最適化(縮小)と持ち手の追加

試作機の軽量化(-2kg)と可搬性の大幅な向上

- 検出器のパッケージ化

試作機より信頼性が向上

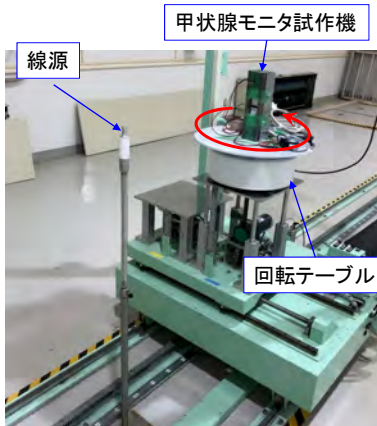
甲状腺モニタ測定器実機を製作

6

【研究の進捗】 ①甲状腺モニタ測定器の開発(2)



試作機の実験結果(平成30年度成果)



γ線標準場における特性試験

- Cs-137、Co-60の高線量率環境下(20 μSv/h)での特性試験
- 回転テーブルによる全方位照射
➡ 高B.G.環境を模擬

甲状腺等価線量評価下限値[mSv]

線源	公衆(LaBr ₃)			作業者(CdZnTe)
	乳児*	小児	成人	
¹³⁷ Cs	9.3	7.4	2.2	3.7
⁶⁰ Co	6.7	5.3	1.6	2.7

*乳児のみ測定時間:300秒、その他:150秒

試作機では、20 μSv/hの高線量率環境下においても10mSvの評価が可能

甲状腺モニタ測定器実機についても同様の性能であることを年度内に確認予定

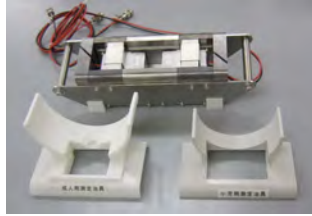
7

【研究の進捗】 ③甲状腺モニタシステムの開発(1)



○標準化用治具の開発

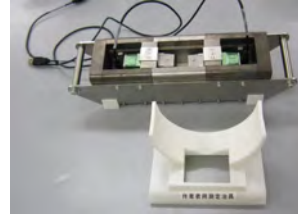
公衆用



成人用
測定治具

小児・乳児用
測定治具

作業者用



作業者用測定治具

- 治具の製作に3Dプリンタを使用 → 複雑な形状を自在に製作可
- 人体への有害性が認められず、様々な製品にも使用されている素材を採用
→ 環境負荷が小さい生分解性プラスチック樹脂、軟質ウレタン樹脂
- 被検者の頸部が接触する箇所は、軟質のウレタン樹脂を使用
→ 測定時の不快感を軽減するとともに頸径の個人差に対応

8

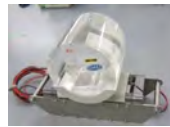
【研究の進捗】 ③甲状腺モニタシステムの開発(2)



○バックグラウンド放射線測定用治具の開発



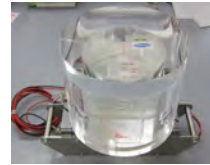
校正用簡易頸部ファントム
(PMMA製13cmΦ×12cm)



乳児用治具



小児用治具



成人用治具

- 甲状腺モニタシステム校正用簡易頸部ファントムでバックグラウンド放射線(周辺の放射性ヨウ素からのγ線)の被検者による遮蔽効果を模擬
- 甲状腺モニタリング時にバックグラウンド放射線のスペクトルを差引く
→ バックグラウンド放射線の影響を正確に補正可能

○マニュアルの作成

- 試作機(平成30年度製作)用の簡易マニュアルを作成して、10月に量研機構で開催された甲状腺簡易測定研修においてデモンストレーションを実施
- 12月に納品された甲状腺モニタシステムの実機について、マニュアルの作成に着手

9

【成果】 主な成果の公表状況



- 19th International Conference on Solid State Dosimetry (SSD19)において
成果公表(9月15日~20日、広島、ポスター発表&論文投稿 3件)
 - S. Nishino et al.: Prototype Test of Potable Thyroid Dose Monitoring System using Gamma-ray Spectrometers
 - H. Yoshitomi et al.: Uncertainties due to the body size for the radioiodine measurements using a newly developed thyroid monitor
 - Y. Tanimura et al.: Background Correction Method for Portable Thyroid Dose Monitor Using Gamma-ray Spectrometer Developed at JAEA in High Dose Rate Environment
- 5th Asia Radiation Dosimetry Group annual meeting (ARADOS-5)において
成果公表(11月6日~8日、中国 北京、口頭発表)
 - Y. Tanimura et al.: Development of thyroid dose monitoring system using gamma-ray spectrometers
- 日本原子力学会2020年春の年会で成果発表(3月16日~18日、福島大学、口頭発表予定)
 - 谷村 他: エネルギー分析型甲状腺放射性ヨウ素モニタの開発 モニタの製作と測定手法の開発

【平成29年度の成果】

- 特許公開: 特開2019-138665「甲状腺モニタ用可搬型放射線測定器及び測定方法」(平成30年2月6日出願、令和元年8月22日公開)

10

【自己評価】 進捗状況及び成果公表



(1) 進捗状況(平成31年度)

① 甲状腺モニタ測定器の開発

- 公衆用及び作業用者の甲状腺モニタシステムについて製作を完了(12月下旬納品)
- 動作試験に着手しており、年度内に性能試験を実施できる見込み

⇒「実機の製作」を達成できる見込み

③ 甲状腺モニタシステムの開発

- 被検者と検出器の配置の正確な決定に用いる標準化用治具を3Dプリンタで製作
- 平成30年度に製作した試作機について、簡易マニュアルを作成し、甲状腺簡易測定研修においてデモンストレーションを実施
- 製作が完了した実機に基づくマニュアル作成に着手しており、年度内に完成できる見込

⇒「標準化用治具の作製及びマニュアルの作成」を達成できる見込み



概ね計画どおりに進捗しており、目標を達成できる見込み

11

エネルギー分析型甲状腺放射性ヨウ素モニタの開発 モニタの製作と測定手法の開発

Development of thyroid dose monitoring system using gamma-ray spectrometers

Fabrication of the monitor and development of the measurement procedure

*谷村 嘉彦¹, 西野 翔¹, 吉富 寛¹, 高橋 聖¹

¹原子力機構

γ線スペクトロメータと周辺遮蔽体を組み合わせたエネルギー分析型甲状腺放射性ヨウ素モニタを製作し、高バックグラウンド線量率下における甲状腺放射性ヨウ素測定手法を開発した。

キーワード：甲状腺，放射性ヨウ素，内部被ばく，CdZnTe 半導体検出器，LaBr₃(Ce)シンチレーション検出器

1. 緒言

日本原子力研究開発機構では、原子力施設での事故等の高バックグラウンド線量率下において、公衆及び作業者の甲状腺の内部被ばく線量を測定するために、γ線スペクトロメータを用いたエネルギー分析型甲状腺放射性ヨウ素モニタ（甲状腺モニタ）を開発している^[1,2]。今回、周辺遮蔽体、検出器2個及び検出器位置固定用治具で構成される公衆用と作業者用の2種類の甲状腺モニタを製作した。公衆用及び作業者用の検出器として、それぞれLaBr₃(Ce)シンチレーション検出器及びCdZnTe半導体検出器を採用した^[1]。さらに、被検者の甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素放射能を測定する手法を開発した。

2. 甲状腺放射性ヨウ素モニタの製作と測定手法の開発

製作した甲状腺モニタを図1に示す。検出器上部に設置する固定用治具は、プラスチック樹脂を原料として3Dプリンタで製作した。被検者の頸部が接する箇所については、軟質のウレタン樹脂を採用することで測定時の不快感を軽減する工夫を行った。これにより、測定結果への影響が大きい被検者の甲状腺と検出器の配置を正確に決めることができるようになった。試作機^[2]を基に改良した公衆用及び作業者用測定器（周辺遮蔽体及び検出器）の重量はそれぞれ14.4kg及び16.6kgであり、緊急時に避難所などへ比較的容易に持ち運び、会議用テーブル等に設置して測定することが可能である。さらに、測定器の設置、検出効率の校正、被検者の測定及び制御用ソフトウェアの操作について詳述したマニュアルを作成した。

3. 結論

原子力事故等緊急時の高線量率環境下で、公衆及び作業者の甲状腺に蓄積された放射性ヨウ素を定量できる可搬型甲状腺モニタを開発するとともに緊急時個人モニタリングへの適用を目的としたマニュアルを整備した。

本件は、原子力規制委員会「平成31年度放射線安全規制研究戦略的推進事業費（事故等緊急時における内部被ばく線量迅速評価法の開発に関する研究）事業」により得られた成果の一部である。

参考文献

[1] 谷村嘉彦他：日本原子力学会2018年春の年会1E08～1E10（2018年3月大阪大学）

[2] 谷村嘉彦他：日本原子力学会2019年春の年会2H17（2019年3月茨城大学）

*Yoshihiko Tanimura¹, Sho Nishino¹, Hiroshi Yoshitomi¹ and Masa Takahashi¹

¹Japan Atomic Energy Agency

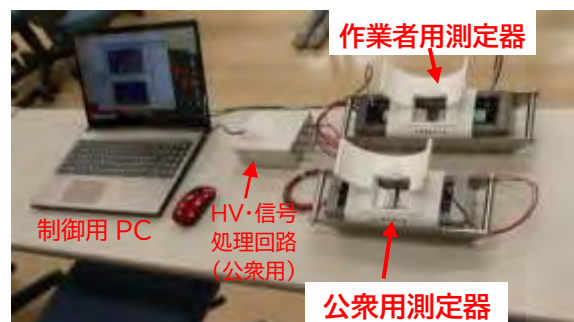


図1 製作した甲状腺モニタの写真