



Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.29, No.2, 通巻 58

CONTENTS

○ 第58回 計測部会
教育講演

司会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎

「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理」

日本画像医療システム工業会 鈴木 真人

シンポジウム

テーマ：「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える」

司会 名古屋大学 小山 修司

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

1. 一般撮影装置に求められる精度管理

群馬パース大学 齋藤 祐樹

2. 歯科撮影

鶴見大学歯学部附属病院 三島 章

3. マンモグラフィ

慶應義塾大学病院 根本 道子

4. 血管撮影

兵庫医科大学病院 松本 一真

5. CT

北里研究所病院 小林 隆幸

○ 専門部会講座（入門編）

「放射線場の強さと放射線量計測量」

新潟医療福祉大学 関本 道治

○ 専門部会講座（専門編）

「診断領域における入射皮膚線量」

横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎

公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会

ホームページアドレス <http://keisoku.jsrt.or.jp>

目次

○ 巻頭言 「「はかる」こと Part. 2」

計測部会長 落合幸一郎 … 1

○ 第 58 回計測部会

・ 2021 年 10 月 16 日(土)9:20 ~ 12:20 熊本城ホール第 4 会場

教育講演 司会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎
「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理」

日本画像医療システム工業会 鈴木 真人 … 2

シンポジウム

テーマ:「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える」

司会 名古屋大学 小山 修司

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

1. 一般撮影装置に求められる精度管理

群馬パース大学 齋藤 祐樹 … 4

2. 歯科撮影

鶴見大学歯学部附属病院 三島 章 … 5

3. マンモグラフィ

慶應義塾大学病院 根本 道子 … 6

4. 血管撮影

兵庫医科大学病院 松本 一真 … 7

5. CT

北里研究所病院 小林 隆幸 … 8

○ 入門講座

・ 2021 年 10 月 15 日(金)8:30 ~ 9:20 熊本城ホール第 6 会場

司会 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

「放射線場の強さと放射線量計測量」

新潟医療福祉大学 関本 道治 … 9

○ 専門講座

・ 2021 年 10 月 16 日(土)8:20 ~ 9:10 熊本城ホール第 4 会場

司会 名古屋大学 小山 修司

「診断領域における入射皮膚線量」

横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎 … 10

○ 第 57 回計測部会 発表抄録			
教育講演			
「放射線測定器の昨今から未来」	東京都立大学	加藤 洋	… 11
シンポジウム			
テーマ:「個人線量計と水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来」			
1. 水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の基礎から応用まで	東京都立大学	眞正 浄光	… 21
2. 個人線量計と水晶体被ばく線量計	千代田テクノル	狩野 好延	… 32
3. 新しい水晶体用線量計を含む個人線量計	長瀬ランダウア	関口 寛	… 37
4. 臨床における水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来	順天堂大学	坂本 肇	… 40
○ 2020 年度計測分野に関する論文・発表			… 44
○ 診断領域線量計標準センターご利用案内			… 47
○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧			… 48
○ 入会案内			… 51
○ 編集後記			



「はかる」こと Part. 2

計測部会長
横浜市立脳卒中・神経脊椎センター
落合幸一郎

これまで計測部会員として携わっておりましたが、2021 年度より計測部会長を拝命することになりました。これまで以上に、会員の皆さまとともに専門部会や学術大会などのセミナーや企画に努めてまいりたいと思っております。

巻頭言を執筆するにあたり、以前の巻頭言を読み返したところ、2008 年に自分が「はかること」と題して書いており、冒頭はその年開催の北京オリンピックに触れておりました。偶然にも今執筆している本日は、その 12 年後に開催されるはずであった 2021 年夏の東京オリンピック 2020 が終わった直後であります。日本選手の活躍は今まで以上に多くのメダルを獲得し、感動の日々でした。オリンピックでは time で勝敗のつく競技も多く、古くは審判の手動のストップウォッチで記録をとっていました。1948 年のロンドン大会で初めて光電子装置を用いた写真判定カメラが登場し、1968 年のメキシコ大会で公式タイムに電子計測の記録が使われるようになり、2012 年のロンドン大会では 100 万分の 1 秒単位で判定できるタイマーが登場したとのこと。そしていよいよ 2021 年の東京大会では、カメラやタイマーに人工知能 (artificial intelligence: AI) が使われ、より正確で鮮明な記録が得られるようになり、勝負の判断が大きく変わってきました。これは記録の「誤差」にも大きな進歩があったことと思います。オリンピックの歴史は、この記録技術、「はかる」ことの進歩の歴史でもあるのではないのでしょうか。

ところで、東京オリンピック 2020 は 2020 年の開催予定でした。しかしながら新型コロナウイルス感染症 (COVID-19) により、2021 年に多くが無観客の会場での開催となりました。これは我々の生活にも大きな影響があり、学会活動にもさまざまな制約を受けました。全国や各地方支部の学術大会、対面での開催を予定していたセミナーなどのイベントがことごとく中止となり、その後 WEB 開催へと変化していきました。このような状況により、計測部会の 2020 年度の企画したセミナーは全て中止となりました。しかし 2021 年度の第 11 回簡易線量計作製セミナーは中止となりましたが、第 2 回サーベイメータ活用セミナーは WEB 開催することができました。また皆さまに「はかること」の楽しみを企画することができ、うれしく思っております。

来年度には簡易線量計作製セミナーも開催できるよう準備していきますので、また皆さまと「はかる」ことの楽しみだけでなく、「はかる」ことの難しさ、面白さを一緒にできればと思っております。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ:法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「現場の対応は何が変わるか」

Acceptance and Constancy Test

一般社団法人 日本画像医療システム工業会(JIRA) システム部
鈴木 真人

2020年4月に施工された医療法の改正内容は広範囲にわたるが、放射線科の診療機器(診断装置と治療装置)に関係することは安全を確保するための体制と書類を整備することとなる。また、個人情報排除した撮影条件などを広く収集して(提供して)診断の進歩に寄与するなどの努力も要求されている。

医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験は JIS Z 4752 で定義されており、これは IEC 61223 を基にできている。IEC 61223 で定義された試験は大きく3種類ある。

受入試験(Acceptance Test): 機器の機能的な性能が、製造業者からの設定基準、契約上の仕様、又はこの規格の要求に適合していることを検証するために、新しい機器の設置又は既存の機器に対する主要な保守作業後に実施する試験装置の製造業者とユーザが共同で行う。

現状試験: 機器の性能状態を確認するために性能パラメータの全測定を行う試験。通常 (1)性能パラメータに関わる大幅な変更が施されたとき、(2)機器の主要構成部品を追加改造交換除去したとき、(3)不変性試験でその性能に大きな変化が認められたときに行われる。装置の製造業者とユーザが共同で行う場合が多い。

不変性試験(Constancy Test): 機器の機能的な性能が、設定基準に適合しているかどうかを確認し、機器の構成品の特性の変化を早期に認識するために、画質、放射線出力及び患者位置決めに影響する仕様への適合を検証するために実施する。定期的にユーザが行う。

つまり、新規導入した機器は受け入れ試験で撮影室の環境(遮蔽)も含めて実測する。これを不変性試験の初期値として採用する。以降は不変性試験で性能が落ちていないことを定期的に確認する。大きな変更や事件があった場合は随時現状試験を行って確認するとなる。

ここで受入試験と不変性試験でユーザが関与する要素に着目すると

- (1) 購入仕様の決定 この項目が受入試験の試験項目となる
 - (2) 試験や修理部品交換の履歴 試験結果や突発的・定期的部品交換の記録があること
 - (3) 施設内の教育や訓練の履歴が残っていること 装置の品質保証計画の一環として必要
 - (4) 操作に必要な説明書や施設独自の注意書きなどが正しく提供(掲示)されていること
 - (5) 放射線科全体の品質維持体制があること 責任者やリーダーが決められていること
- などがあげられる。

これらのほかにも

- (1) 常に最新の規格(JIS や IEC:例 JISZ4752, IEC61223)に注目すること
- (2) 施設全体で装置の品質維持を目指す体制があること
- (3) DRL など自施設の情報を提供できる体制とコンセンサスを作っておくこと

などがあげられる。

不変性試験の結果, 指定の要求事項または設定基準を満たしていない場合は, 試験器具等の性能を確認し再試験を行う。再試験の結果でも満足できない場合は, 次の処置をとる。

結果が試験基準に達している場合は

- (1)不変性試験の結果として詳細を記録保存する。
- (2)次回不変性試験までの間, 生成する画像の画質を詳細に確認する。原因を究明する。
- (3)次回不変性試験の時期を早めることを検討する。

結果が試験基準に達していない場合は

- (1)現状試験を実施し管理責任者に報告する。記録を残す。
- (2)適用する基準の緩和(経年変化や劣化を考慮)を検討する。
- (3)機器の修理の必要性およびその緊急性について検討する。
- (4)機器の使用範囲の制限を検討する。
- (5)機器の使用中止を検討する。

などの手順が必要となる。

2020 年の医療法改正で, 指定された機器は線量管理を行うことが義務付けられた。併せて RI 薬品の処理も厳密になった。線量管理に関して従来の照射録管理と大きく変わる点はないが, 対象機器は再確認する必要がある。RI の薬品管理は今までと変わる可能性がある。詳細は通達に従うが, 義務化され監査対象となるので確実な実施と記録(検討資料や議事録を残すなど)が必要となる。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「一般撮影装置に求められる精度管理」

Accuracy control required for general radiography systems

群馬パース大学 保健科学部
齋藤 祐樹

2020年4月に医療法施行規則が改正され管理者の義務に医療被ばくの線量管理と記録が追加された。対象装置がX線CT装置, IVR装置, SPECT, PET装置であるが, 各ベンダーから一般撮影装置も含んだ統合的な管理ソフトが市場に投入されている。

これまでの装置管理は直接接続形の管電圧・管電流計を接続して管理してきた。近年は高精度な非接続形測定器が開発され, それに代わりつつある。現在, 改定中のIEC 61223-3-8:受入不変性試験では非接続形測定器の使用を推奨している。

JIS Z 4751-2-54:2021が改訂され, 装置管理および被ばく線量低減に向けた技術が取り込まれている。新たに検査プロトコルが制定され, 線量測定を高精度に行う技術である。検査プロトコルごとに線量測定に必要な条件等を記録しておき, 過去との比較などに用いることができる。また, 検査プロトコルを成人, 小児用に明確に分け, それぞれ3つの体格区分を用意しておくことが推奨されている。これにより, ESDの標準化が推進されることを期待する。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「 歯科領域 」

Oral and maxillofacial region

鶴見大学歯学部附属病院 画像検査部

三島 章

歯科の診療施設では、口内法 X 線撮影、パノラマ X 線撮影、歯科用コーンビーム CT 等の画像検査が行われている。これらの画像検査装置の精度管理は JIS 規格に定められた不変性試験で行うことが望ましいが、規格化された歯科領域の不変性試験は口内法 X 線装置のみである。しかし、口内法 X 線装置の不変性試験も 2005 年に定められた規格であり、その元となる IEC 規格は 1999 年に定められた古い規格である。なお、口内法 X 線装置の不変性試験は改訂予定であり、パノラマ X 線装置、歯科用コーンビーム CT 装置の不変性試験については策定される予定である。

不変性試験の元となる受入試験、基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項の規格に共通する X 線出力の測定について、歯科領域画像検査の DRL 線量指標、線量測定方法と併せて紹介したい。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「マンモグラフィ」

Mammography

慶應義塾大学病院 放射線技術室

根本 道子

2019年3月の医療法改正に基づき、2020年4月より、被ばく線量の管理および記録等が義務付けられた。対象はCT、核医学、血管造影であるが、マンモグラフィも近い将来対象となる可能性は高い。

マンモグラフィは他のモダリティに先駆けて、被ばくの正当化と最適化に取り組んできた。DRLs2015においても、他のモダリティが75パーセンタイル値を採用している中、マンモグラフィは画質と線量の最適化が図られているため95パーセンタイル値が採用された。

さらにICRP Pub.135 (2017)にて臨床における実際の患者の線量データを用いることが推奨された事により、DRLs2020では、ファントムにおける平均乳腺線量に加えて、臨床データに基づく2DマンモグラフィおよびDBTの平均乳腺線量も明記された。

このような流れを受け、我々が臨床現場で取り組むべき事について考察する。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「法改正に伴う血管撮影装置の安全管理について」

Safety management of angiography equipment in accordance with the revised law

兵庫医科大学病院

松本 一真

2019年3月の医療法改正に基づき、2020年4月より、診療放射線に関わる装置を備えている全ての医療機関は放射線診療を受ける者の当該放射線による被ばく線量の管理及び記録、などが義務付けられた。IVRにおける被ばく線量の管理及び記録については、おおそ装置本体からの装置表示値である面積線量および患者照射基準点における空気カーマの積算値を RSDR として収集することで管理していると考ええる。

その装置表示値となる面積線量および患者照射基準点における空気カーマは、装置に内蔵されている面積線量計の測定値を利用していることが大半である。しかし、その面積線量計の誤差は JIS にて $\pm 35\%$ を超えてはならないと定められており、個人被ばく管理の観点から考えると小さな値ではない。

線量管理に携わるユーザーは、実測などにより装置表示値の精度を管理することが重要となり、より正確な被ばく線量の管理および記録に欠かせないと考える。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：法改正後に求められる診療放射線機器の精度管理

「 X 線 CT 装置の精度管理を考える 」

Considering the accuracy control of computed tomography

北里大学北里研究所病院

小林 隆幸

2019年3月に医療法施行規則の一部を改正する省令(以下,新規則)が交付され,現在施行されている.新規則では「管理者が確保すべき安全管理の体制」の1つとして「医療放射線に係わる安全管理」が新たに追加された.そして再度「管理者が確保すべき安全管理の体制」が着目され,「医療機器に関する安全管理」も注目されることとなった.特にX線CT検査は本邦における医療被ばくの多くの割合を占めており,医療放射線の安全を担保する上で保守・精度管理は重要である.メーカーによる保守点検や始業・終業点検を実施されている施設は多いと思うが,その内容まで把握されている方は少ないのではないだろうか.

本講演ではX線CT装置の受入試験(JIS Z 4752-3-5),不変性試験(JIS Z 4752-2-6)を軸とし,X線CT装置の保守・精度管理や日常点検について概説すると共にDual Energy CT等の新技術に対する精度管理についても皆様と討論を行いたい.

「放射線場の強さと放射線量計測量」

The intensity of radiation field, and radiation dosimetry

新潟医療福祉大学 医療技術学部
関本 道治

放射線量測定は、放射線と放射線によって生じる生物学的、物理学的または科学的効果の数量的関係を確立させること、あるいはこの関係を用いることのいずれからのために行われる。これらの効果は、放射線から照射された物質へのエネルギーが授受されることで起こる。物質の微小質量に授受されたとき、大質量全体に一様に授受された場合に比べて、その効果が異なったものとなることがある。それゆえ、広く使われる放射線量計測量は、授受したエネルギーを関係する質量で割ったものである。

放射線量計測量は、放射線源により形成された放射線場の状況と物質との相互作用によって決まるものである。この場には“フルエンス(率)”“エネルギーフルエンス(率)”があり、国際放射線単位測定委員会(ICRU)により定義されている。実際に放射線量計測量は、これら放射線場の量と相互作用との積で表される。そのため、放射線場と相互作用係数に注目しなければならない。本講義ではこの点を中心に概説する。

「診断領域における入射皮膚線量」

Entrance skin dose in the diagnosis field

横浜市立脳卒中・神経脊椎センター

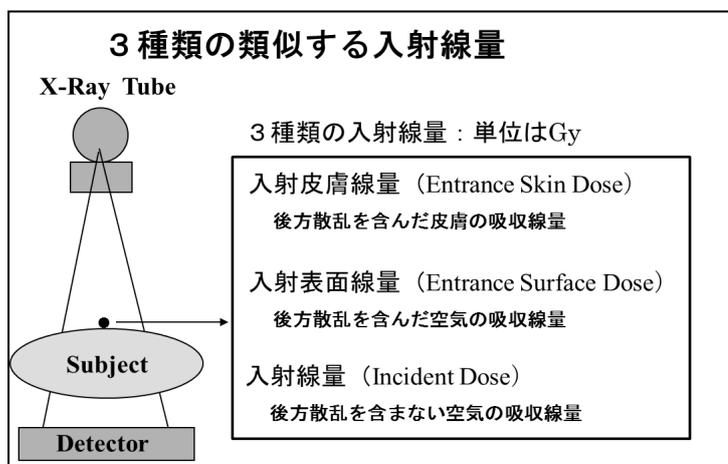
落合幸一郎

診断領域 X 線における患者の被ばく線量を評価するための指標として、人体が受ける吸収線量が高い部位であり測定が比較的簡便である入射皮膚線量(Entrance Skin Dose)が用いられる。これは診断領域 X 線のエネルギーが数十 keV 程度であるため、人体が受ける吸収線量が高くなる部位が皮膚面となるからである。

例えば、一般撮影領域では一次 X 線が入射面である皮膚に直接入射されるため皮膚吸収線量が高くなり、血管造影領域はアンダーチューブタイプの X 線管が主流であるため、一次 X 線が直接皮膚に入射することはないが透視時間や撮影回数が多いために確定的影響である皮膚障害起こす可能性がある。このように皮膚の吸収線量は被ばく線量を評価する指標としてとても重要であると言える。

線量評価を行う場合には指標となる線量が存在し、一般撮影・血管撮影領域では類似した3種類の入射線量が存在する。本専門講座では被ばく線量評価に皮膚線量が必要な理由の基礎的な内容から各モダリティでの皮膚線量の特徴、そして皮膚線量の求め方、また、入射線量や入射表面線量などの誤解されやすい他の線量指標との違いについて解説する予定である。

なお、2020年5月に医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)より公表された最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベル(DRLs2020)では、一般撮影、血管撮影領域の線量指標は入射表面線量であることから、入射皮膚線量と入射表面線量の関係も解説する。



「放射線測定器の昨今から未来」

Radiation measuring instruments from the present to the future

東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科
加藤 洋

1. エックス線などの発見¹⁾

1895年11月8日、ヴュルツブルク大学 Julius-Maximilians-University Würzburg においてクルックス管 Crookes tube を用いて陰極線の研究をしていたレントゲン Wilhelm Conrad Röntgen は、机の上の蛍光紙(シアン化白金バリウム)の上に暗い線が表れたのに気付いた。この発光は光照射によって起こるが、クルックス管は黒い紙で覆われており、既知の光は遮蔽されていた。状況的に作用の元は外部ではなく装置だとレントゲンは考え、管から2メートルまで離しても発光が起きることを確認した。これにより、目には見えないが光のようなものが装置から出ていることを発見した。この不思議な現象について直ちに発表したいと思ったが、この放射線の写真作用、蛍光作用、程度の差があるものの物質の透過作用などがレーナルト(Philipp Eduard Anton von Lenard)の発表した空気中における陰極線の作用と一見同一であったため、陰極線とは全く異質なものであることを証明するために、約7週間、研究室に閉じこもって性質を調べた。この実験によって、以下のような性質が明らかになった。

- 陰極線がガラス面に衝突した箇所から発生
- 1,000 ページ以上の分厚い本やガラスを透過
- 薄い金属箔を透過し、その厚みは金属の種類に依存
- 鉛には遮蔽
- 蛍光物質を発光
- 熱作用を示さない
- 検出に蛍光板ではなく写真乾板を用いることで、鮮明な撮影が可能
- 強度は放電管からの距離の2乗に逆比例
- 磁場中でも屈折を得ることはできない

これらの結果は1895年12月28日、「放射線の一新種について Über eine neue Art von Strahlen」をヴュルツブルク物理医学界に、第1報として発表した。論文の内容が重大な発見であったため直ちに印刷されたが、口頭による発表は年末であったため行われなかった。

レントゲンの論文を読んだベクレル Antoine Henri Becquerel はエックス線が蛍光を生じるのであれば、蛍光物質もエックス線を生じるのではないかと考え、蛍光物質とエックス線の関係を調べる実

験に着手した。1896年2月、ベクレルは強い隣光を出すウラン化合物を2枚の非常に厚い黒紙に包んで遮光した写真乾板の上におき、数日間日光をあてたところ、写真乾板が感光していることを発見した。このとき、ベクレルはこの現象は日光やウラン化合物が出す隣光と関係があるのではないかと考えていた。ベクレルは追試のため前述と同じ写真乾板を準備したが、天候が悪い日が続いて実験が出来ないため、写真乾板を黒い紙で包み、紙の上にウラン化合物とマルタ十字の形をした文鎮を重しとして乗せて机の引き出しにしまっておいた。1896年3月1日、ベクレルは、この写真乾板にマルタ十字が写っていることを発見したことから、写真乾板の感光には日光や隣光は関係しておらず、ウラン化合物から出たエックス線と似た光線によるものと考えた。そして、その光線について、エックス線の実験のような特別な装置を使っておらず、ウラン化合物自身から直接出ていることから、エックス線とは違うものと考え、ベクレル線と名付けた。

それから2年後、マリー・キュリー Marie Curie とピエール・キュリー Pierre Curie の夫妻は、ウラン線に関するベクレルの論文に興味をもち、ウラン線の研究を始めた。彼等は従来用いられていた写真乾板よりも正確な放射線強度測定を行うため、電離箱、キュリー式電気計、ピエゾ電気計などを用いた(ピエール・キュリーはピエゾ電気現象の発見者であり、微弱電流測定に用いる水晶板ピエゾ電気計^{*1)}を発明している)。これにより 10^{-11} A オーダの電流測定を可能とした。

図1に夫妻が用いた微弱電流計の概念図²⁾を示す。左側のコンデンサABには、極板Bの上に試料が乗せられており、そこから出る放射線によってAB間の空気が電離され電流が生ずる。一方、右側の圧電素子Qには分銅皿Hの上に乗せられた錘によって引張られ、ここにも電流が生ずる。錘の大きさを調節すれば両方に生ずる電流が相殺され電位計Eの指示は動かない。この装置を使えば、天秤で質量を測るのと同じように、試料から放出される放射線の量が定量できる。

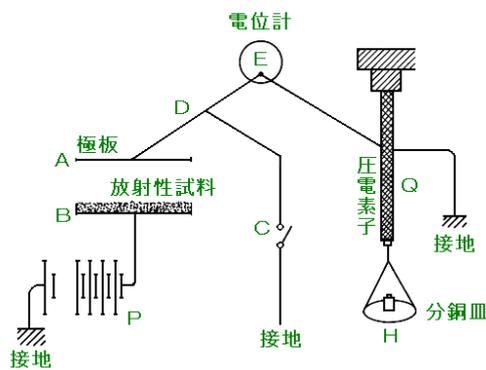


図1 微弱電流計の概念図

2. 放射線検出器の開発

前節で述べたように、レントゲンは偶然であったにせよ蛍光板の発光、写真乾板の感光から X 線の存在を発見・確認を行った。ベクレルもウラン化合物から放出される放射線を写真乾板の感光から発見している。つまり、放射線検出および測定には、従来から用いられてきた可視光に反応する蛍光板や写真乾板が使用されており、放射線検出器の始まりと考える。

1896年1月1日、レントゲンは第1報の論文の別刷りと羅針盤、夫人の手などの X 線写真のプリントを印刷して何人かの物理学者の知人、友人に送っている(図2)。このとき使われた画像保存媒体は写真乾板で、写真乳剤(臭化カリウムの溶液と硝酸銀の溶液をゼラチンに加えてできる光に感光する物質)を無色透明のガラス板に塗布したものである。

人間の視覚認知能は静止画よりも動画の方が、認知度が高いことはよく知られている。また、陰極線をガラス壁で発生させているため、その X 線強度は弱く、かつ写真乳剤の感光効率が低いため、長時間露光(10~20分)が必要となる。さらに、X 線は発見当初より人体内部を観察できるの

では、と考えられていた。そのため、多くの研究者、技術者は、より発光効率が得られる蛍光物質、より感光効率が得られる写真乳剤などを開発する引き金となった。

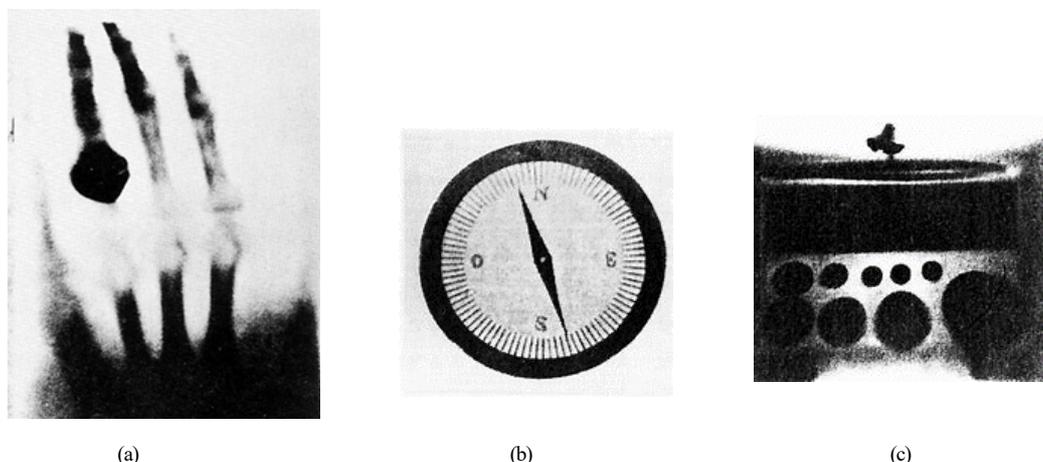


図2 レントゲンが論文に同封して送った X 線写真
(a) レントゲン夫人の手 (b) 金属ケースの中に入れられた羅針盤 (c) 木箱の中の分銅

一方、キュリー夫妻は正確な放射線強度測定を行うため、電離箱、キュリー式電気計、ピエゾ電気計などを用いて測定定量を行った。つまり、空気電離作用を利用している。キャベンディッシュ研究所の J.J.トムソン Sir Joseph John Thomson はレントゲンの論文を読み、これは今まで全く未知であった放射線であることを知って直ちにこの新しい放射線を使って X 線の重要な性質である電離現象を発見し、1896 年 2 月に発表した。レントゲンはこの電離作用についてはすでに前年の 12 月には知っていたが、第 2 報で報告し、その発表が 3 月になったため、X 線の電離現象の発見者は J.J.トムソンということになっている。

表 1 に放射線検出器の開発を時系列で示す³⁾。この表からも、現在用いられている放射線検出器は、1980 年代までに殆ど開発されている。つまり、検出原理などを含め現在までの 30 年を経過しても大きな進展は見られない。その代わりに、検出素材やエレクトロニクスの革新により外部機器に大きな進展が見られる。

3. 放射線計測の目的と検出器の特性

ここで、放射線計測の目的を考える。

- ① 放射線種の決定
- ② 放射線エネルギー・線質の測定
- ③ 放射線粒子数・エネルギー量子数の測定
- ④ 吸収エネルギー・線量の測定
- ⑤ 放射能の測定
- ⑥ 放射線防護関連の測定
- ⑦ 絶対測定と相対測定

表 1 放射線検出器開発の歴史

年代	気体検出器	固体検出器	液体検出器
1900	空気電離箱		液体電離
1929	パルス計数法, 比例増幅器, GM 計数管, 比例計数管, 霧箱, 磁気分析器		写真乾板, ZnS シンチレーションの目視
1940			光電子増倍管PMT
1945		結晶カウンタ	
1947			ナフタレン+PMT
1948			液体 Ar パルス計数
1950			NaI(Tl) シンチレータ
1951	ガスシンチレーション検出器	Ge pn 接合	
1958		表面障壁型Ge, Si	
1959	放電箱		
1961		Si(Li), SiLi検出器	
1962		Ge(Li) 検出器, イオン注入	
1963		FET 増幅器	
1964		クローストエンド型Ge(Li) 検出器	
1966		同軸型Ge(Li) 検出器	
1967	ガスシンチレーション比例計数管		
1968	マルチワイヤ比例計数管MWPC		液体Xe中の電子移動度
1970		高純度Ge検出器	大型NaI(Tl)
1971	低ガス圧MWPC	GaAs, Hg ₂	液体Xe比例計数管
1975			液体Xeシンチレーション比例計数管
1980		Ge(Li) → 高純度Ge検出器	BGO

(RADIOISOTOPES, 32, 135-142(1983))

放射線と検出器(物質)との相互作用を考えたとき現象論的に考えると, 電離作用, 発光作用, 化学作用, 核反応作用, 発熱作用, 飛跡作用と分類できると考える. これらの作用に関わる主な各種放射線検出器を著者自身の勝手な考えで分類したものを表2に示す.

表2 各種相互作用で関わる放射線検出器

作用	検出器
電離作用	● 直流・パルス電離箱
	● コンデンサ電離箱
	● 比例計数管
	● 2π (4π) ガスフロー
	● GM 計数管
	● 高純度 Ge 半導体
	● リチウムドリフト形 Ge 半導体
	● リチウムドリフト形 Si 半導体
	● テルル化カドミウム半導体
	● CdZnCd 半導体
	● 無機シンチレータ
	● 有機シンチレータ
	発光作用
● 蛍光ガラス(FDG)	
● 光刺激ルミネッセンス(OSL)	
● チェレンコフ光	
● 発光ダイオード	
● 鉄線量計	
化学作用	● セリウム線量計
	● 写真フィルム
	● ラジオクロミックフィルム
	● 原子核乾板
核反応作用	● 反跳陽子法
	● 荷電粒子放出法
	● 核分裂反応法
	● 放射化法
発熱作用	● カロリメータ
飛跡作用	● 固体飛跡検出器

ここに掲げた大多数の放射線検出器の原理は, 前項で述べたように, 1980 年代までにほぼ完成されている. そこで, 現在の検出器の特徴, 特性および具備すべき条件を述べることで, 未来の検出器像が見えてくると考える. 紙面の制限から上記の検出器全てを書くことはできないので, 自身が主に携わってきた放射線検出器について簡単に述べたい.

3.1 空洞電離箱

電離箱は照射線量の測定で用いられ、放射線発見当初から放射線検出器として利用されてきている。放射線計測の目的からすると、④～⑦が主目的となる。自由空気電離箱 free air ionization chamber は、⑦の絶対測定検出器となるが、自由空気電離箱は大型で、光子エネルギー300 keV 以上の光子線には適さない。そこで、ファノ Fano の定理から、一定の小体積の気体を固体の外壁で囲み、空洞内に充填された気体が空洞外壁で生じた二次電子により電離され、発生した電荷を測定する空洞電離箱 cavity ionization chamber が開発された。図3に概略図を示す。この空洞電離箱が具備すべき条件は、以下の通りである。

- i. 正確な電荷測定
- ii. 壁厚が平衡厚以上
- iii. 空洞気体の質量が既知
- iv. 空洞壁による光子の減弱を補正
- v. エネルギー依存性が少ない壁材料を選択
- vi. 光子エネルギーに対する壁材料などの質量エネルギー吸収係数、阻止能が既知

しかし、電離体積の測定、壁材料・中心電極の空気等価性、壁厚等の原因により絶対測定は困難であり、低エネルギー領域は光電効果が主であるため、壁材料・電極の原子番号の3乗に比例して変化する。したがって、通常の空洞電離箱のエネルギー特性は図4に示すようにフラットではない。空洞電離箱の未来は、v.のエネルギー依存性のない壁材料・電極材料の開発が望まれる。

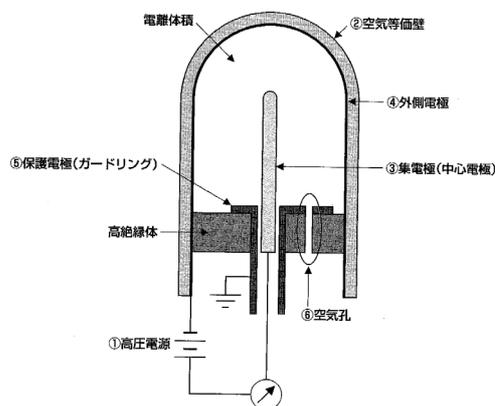


図3 空洞電離箱の概略図

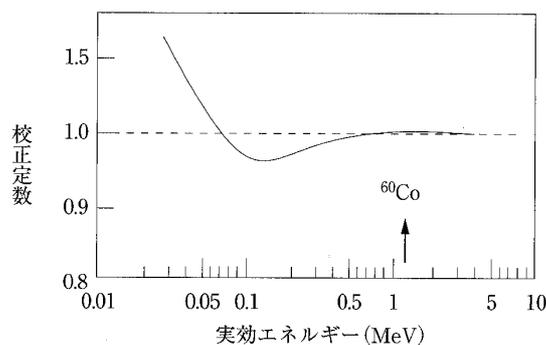


図4 空洞電離箱のエネルギー特性

3.2 半導体検出器

半導体検出器は目的の②～⑥の測定が主な検出器となり得る。基本的検出媒体として半導体を使用した装置は、実用的には1960年代から入手できるようになった。初期のものは結晶検出器 crystal counter と呼ばれていたが、現在では半導体ダイオード検出器 semi-conductor diode detector あるいは単に半導体検出器 semiconductor detector, あるいは固体検出器 solid-state detector と呼ば

れる。固体検出器はシンチレーション検出器も固体検出器であるため紛らわしいが、半導体媒体からの電子正孔対の収集を基本としている装置だけを規定するのに広く用いられている。半導体検出器の特徴として、以下の項目が挙げられる。

- i. 検出効率が高い
- ii. 真空中で動作できる
- iii. 磁場の影響を受けにくい
- iv. パルスの立ち上がりが速い
- v. エネルギー分解能が優れている
- vi. 特殊な形状の検出器が作製できる
- vii. パルス波高対放射線エネルギーの比例性がよい

しかしながら、半導体検出器は Li ドリフト型では熱拡散を防ぐため常時半導体を冷却しなければならず、そのランニングコストおよび冷媒(液体窒素)の補充に手間がかかる。HP ゲルマニウム半導体は常時冷却しなくてもよいが、熱雑音などを低減するために、動作時に半導体を冷却しなければならない。そこで、液体窒素を必要としない電気式冷却器や液体窒素の蒸発を押さえるハイブリッド型³⁾(図5)の冷却器(クライオスタット)が開発されている。



図5 ハイブリッド型冷却器

ここで、現在開発途上にある“超伝導放射線検出器”を紹介する⁴⁾。液体ヘリウム温度程度で超伝導状態を示す物質は、数 meV のエネルギーを付与することにより、準粒子という励起子を生成する。シリコンなどの半導体の場合には、励起子を生成するために数 eV のエネルギーが必要である。すなわち、同じエネルギーが超伝導体素子と半導体素子に付与された場合には、超伝導体素子では半導体素子の 1,000 倍の数の励起子が生成される。エネルギー分解能を決定する大きな要因は統計精度であるので、超伝導体素子で 1,000 倍の励起子が生成されると、その 1/2 乗の約 30 倍のエネルギー分解能を持つことになる。超伝導トンネル接合 (STJ) X 線検出器は、非常に薄い(～1 nm)絶縁物(例えばアルミニウム酸化膜 AlOx)からなるトンネル層を 2 枚の超伝導層(例えばアルミニウム・ニオブ (Nb/Al))で挟んだ構造を持つデバイスである。しかし、単一素子では 100 μm 角程度の有感面積しか得ることができないため、アレイ化が求められている。これが実現できれば、極低エネルギー光子のスペクトル測定が可能であり、物性論が大いに飛躍すると思われる。

また、電子正孔移動度は約 10^7 cm/s であり、検出器自身の時間分解能は非常に良いが、高計数率になるとパイルアップ現象 pile-up phenomenon が生じる。エネルギー分析を行う際に使われる弁別(波高分析 PHA: pulse height analyzer)方法に、ウィルキンソン型 Wilkinson type が広く使われているが、クロック周波数およびゲート開閉時間の制限から多チャンネルになるほどデッドタイム dead-time が多くなり、測定スペクトル波形に歪みが生じる。この補正方法も考案されているが、高計数率にも対応できるマルチチャンネルアナライザ(MCA: multichannel analyzer)の出現が望まれる。

3.3 熱量計

熱量計は放射線測定器の目的として、④と⑦の絶対測定が主である。放射線のエネルギーは、究極的には大部分熱エネルギーに変わると考えてもよい。熱量計(カロリメータ calorimeter)は放射線と物質との相互作用で吸収したエネルギー、あるいは入射するエネルギーフルエンスを物質の温度上昇という形で測定するもので、最も直接的な絶対測定方法である。吸収エネルギーの測定は、空洞電離箱や化学線量計との比較測定から、イオン生成に費やされる平均エネルギー(W 値)や G 値の評価に利用できる。一般的に差動形、等温型、断熱型の 3 つがあるが、個々の放射線のエネルギー分析は行えず、積算線量として測定される。

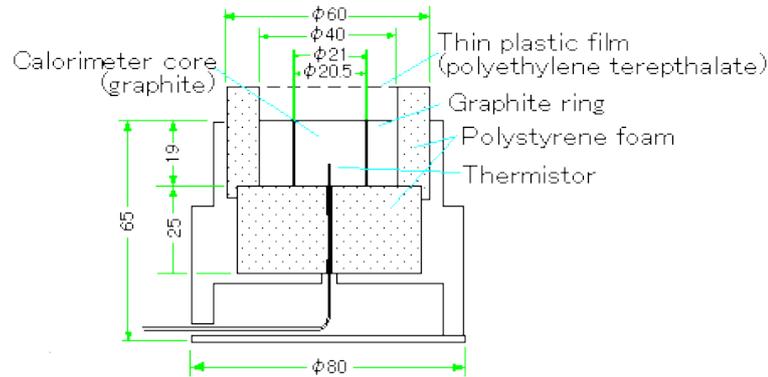


図6 量子マイクロカロリメータの概略図

個々の光子のエネルギー分析が行える線量計は“量子マイクロカロリメータ Quantum microcalorimeter”とよばれ、(Ge, Si)半導体検出器に比べ数十倍優れたエネルギー分解能を持つ(5.9 keV の X 線に対して半値幅 10 eV 程度)。主な構成要素は吸収体、熱浴、熱リンク、温度変化を測定する温度計である⁵⁾。概略図の図 6 から、吸収体がエネルギー E の光子を吸収すると、吸収体は $\Delta T = E/C$ に温度上昇し、時定数 $\tau = C/G$ でもとの温度になる。ここで、 C は温度計を含めたカロリメータ素子の熱容量、 G は熱リンクの熱伝導度で、 ΔT の測定で光子エネルギーを決定できる。ここで、温度 T の物質中の温度揺らぎの平均エネルギー ε は、ボルツマン定数を k とすれば $\varepsilon = kT$ である。一方、熱容量 C の物質を持つ全エネルギーは CT であるため平均の光子数 N は、

$$N = \frac{CT}{kT} = \frac{C}{k}$$

である。光子数の揺らぎはポアソン分布に従い、その分散 $\sigma(N)$ 、温度の分散 $\sigma(T)$ およびエネルギー分解能 $\sigma(E)$ は以下ようになる。

$$\sigma(N) = \sqrt{\frac{C}{k}}, \quad \sigma(T) = \frac{\sigma(N)kT}{C}, \quad \sigma(E) = \sigma(N)kT = \sqrt{kT^2C}$$

熱容量 C の格子比熱と電子比熱を考えると、それぞれ T^3 および T^1 に比例することから、エネルギー分解能 $\sigma(E)$ は温度の $5/2$ から $3/2$ 乗に比例する。従って温度を下げればエネルギー分解能は良くなる。さらに、熱容量 C が小さな材質にすることで分散を小さくすることができる。

3.4 シンチレーションカウンタ

シンチレーションカウンタは放射線測定器の目的として、主として②, ③, ⑤～⑦である。ある種の物質(結晶)に放射線が当たり、そのエネルギーが吸収されると直ちに蛍光 fluorescence を発する。この現象をシンチレーション scintillation といい、蛍光を発した物質をシンチレータ scintillator と言う。この発光量を測定することで入射放射線の量とエネルギーを知ろうとするのがシンチレーション検出器である。図 7 にシンチレーション検出器の構成図を示す。一般的に、シンチレーション光は微弱であるため、光電子増倍管 PMT: photomultiplier tube で増幅し、電気信号を取り出す。さらに、放射線感受性は電離箱式、GM 管式に比べ非常によいものがあるが、エネルギー特性は非常に劣っている。しかし、波高分析器を備えるエネルギー補償タイプはエネルギー特性が改善され、⑥の放射線防護関連の測定に多用されている。

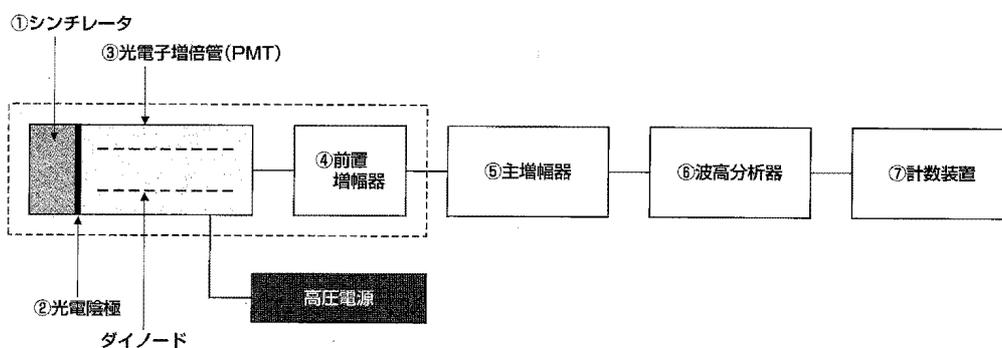


図 7 シンチレーションカウンタの構成図

理想的なシンチレータの特性を以下に示す。

- i. サイズおよび形状が任意
- ii. 蛍光の減衰時間が短く、高速の信号パルスを発生
- iii. シンチレータ材料は蛍光の波長に対して透明(集光特性)
- iv. 物理的および化学的に安定しており、機械的強度に優れている
- v. 吸収した放射線のエネルギーを効率よく蛍光に変換(発光効率)
- vi. 吸収した放射線のエネルギーと蛍光量の直線性が広い範囲で保たれる(比例性)
- vii. 蛍光を光電子増倍管に効率よく導くため、蛍光の屈折率がガラスの値(1.5)に近い
- viii. 蛍光波長は光電子増倍管や接合させる光センサーの波長感度と整合(分光感度特性)

初期の頃はvii.およびviii.がマッチングしなかったため蛍光収率は劣っていた。しかし、各種シンチレータ蛍光波長に対し光電陰極や光電子増倍管などを組み合わせることで整合が図られている。ただ問題は、光電子増倍管という真空管である。いまだ真空管でしか電子の増倍ができていないのは時代錯誤と思える。新たな技術革新が待たれる。

4. おわりに

教育講演では講演時間の制限があったため、用意したスライドを順序よく丁寧に一貫性を持って説明することができず、また、この後抄録も紙面の制限から中途半端となってしまったことを深くお詫びします。出来ることならば、時間をかけてゆっくり丁寧に述べる機会が新たに与えられたならばお話したいと思います。今回は私が定年退職を機に、ということでこの教育講演内容を計測部会から頂きましたこと、光栄に存じます。

また、最初に述べたように検出器を取り巻く外部機器(光電子増倍管, エレクトロメータ, 波高分析器, 外部記憶媒体など)の大きな進展も本来は書くべきで、かつ、その未来像も述べなければいけないと感じております。しかし、私のような年寄りの昔話に耳を傾けることにより、皆さんの若い柔軟な発想があれば、さらなる発展や発想の転換が可能であると信じております。皆さんの今後のご発展に幸あれとエールを送りたいと思います。

参考文献

- 1) 青柳泰司:レントゲンと X 線, 恒星社厚生閣, 2000.
- 2) 物理学史研究会(編):放射能, 東海大学出版, 1970.
- 3) SEIKO EG&G: <https://www.sii.co.jp/jp/segg/products/archives/mcat/radiation-detectors/germanium-semiconductor-detector/>
- 4) 浮辺雅宏, 藤井剛, 志岐成友, 大久保雅隆:超伝導トンネル接合放射線検出器を用いた先端計測機器, Nanotech Japan Bulletin Vol. 12, No. 1, 2019.

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ:個人線量計と水晶体被ばく線量測定の昨今から未来

「水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の基礎から応用まで」

From basics to applications of dosimeters used for lens exposure dose measurement

東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科
眞正 浄光

水晶体の被ばく測定には、古くから知られている蛍光現象を利用した線量計が用いられている。光刺激蛍光線量計や熱蛍光線量計は、その最たるものである。この二つと比較して新しい技術には、蛍光ガラス線量計があり、いずれも受動型の線量計に分類される。本講演では、これらの蛍光現象の歴史や原理、特徴を中心に水晶体被ばく線量測定に用いられている線量計の概要について述べる。

【背景】

2009年にAinsbury¹⁾らによって発表された放射線誘発白内障の疫学研究に関する総説で、原爆被ばく者やチェルノブイリ除染作業員、パイロットなどの様々な研究から、これまで考えられていた放射線誘発の白内障リスクが一貫して高いことが明らかにされた。それをうけて、2011年に組織反応に関するICRP声明(ICRP publication 118)で水晶体の等価線量限度の引き下げが勧告された。国内では、2018年から厚生労働省において、電離放射線障害防止規則における眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に伴う所要の改正の方向について、検討が進められ、2019年の厚生労働省「眼の水晶体の被ばく限度の見直し等に関する検討会」の報告書にて、年150 mSvから、5年平均で年20 mSv、かついずれの1年においても年50 mSvを超えないことが適当であると方向性が示された。非常に大きな線量限度の引き下げとなった。この報告書では、この新たな水晶体の等価線量限度の取り入れだけでなく、「水晶体の等価線量を算定するための実用量」についても言及があった。外部被ばくの放射線防護に用いられる実効線量や水晶体の等価線量は実測できないため、測定器で評価可能な実用量が使用されている。IAEAは、この水晶体の等価線量の算定のために、新たに3 mm線量当量を測定することを推奨したが、国内では、3 mm線量当量の測定に対応した線量計が普及していない状況を踏まえ以下の3つが示された。

- ・ 外部被ばくによる線量の測定を、実効線量及び人体の組織別の等価線量を算定するため、放射線の種類及びエネルギーに応じて、1cm 線量当量, 3mm 線量当量又は 70 μ m 線量当量のうち適切なものについて行うことが適当である。
- ・ 二つ目は、眼の水晶体の等価線量を正確に評価するためには、眼の近傍や全面マスクの内側に放射線測定器を装着して測定することが適当である。
- ・ 眼の水晶体の等価線量の算定及び記録の期間は、3月ごと、1年ごと及び5年ごとに行うこととすることが適当である。

厚生労働省の報告書では、国内の 3mm 線量当量の測定に対応した線量計が普及していない状況を踏まえ 1 cm 線量当量, 3 mm 線量当量又は 70 μ m 線量当量のうち適切なものについて行うことが適当としたが、個人線量測定機関協議会 14 に所属する(株)千代田テクノル及び長瀬ランダウア(株)のデータによると、平成28 年度において両社の測定サービスを利用した放射線業務従事者の水晶体の等価線量の分布は、表1となっている。²⁾約 50.3 万人の放射線業務従事者のうち、ほとんどは年間 20mSv 以下である一方で、約 2.4 千人が年間 20 mSv を超えており、さらにそのうち約 4 百人が年間 50 mSv を超えている。これらの該当者の多くが医療分野の業種で、何らかの防護策又は適切な測定を実施しなければ新たな水晶体等価線量限度を超えることがわかった。これまでの1cm 線量当量又は 70 μ m 線量当量のうち適切なものを利用した場合、過大評価の恐れがあるなどの報告もあり 3mm 線量当量の測定に対応した線量計の開発や普及が進んでいる。

表1 業種別の水晶体の等価線量分布(平成28年度)²⁾

							(名)
年線量区分 (mSv)	一般医療	歯科医療	獣医療	一般工業	非破壊検査	研究教育	合計
20 以下	353, 725	3, 132	14, 740	64, 040	434	64, 463	500, 534
20 超~50 以下	1, 966	1	0	9	1	3	1, 980
50 超~100 以下	380	0	0	1	0	1	382
100 超~150 以下	38	0	0	0	0	0	38
150 超	8	0	0	0	0	0	8
合計	356, 117	3, 133	14, 740	64, 050	435	64, 467	502, 942

第3回水晶体部会資料2、審議専門委員提出

【水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の種類】

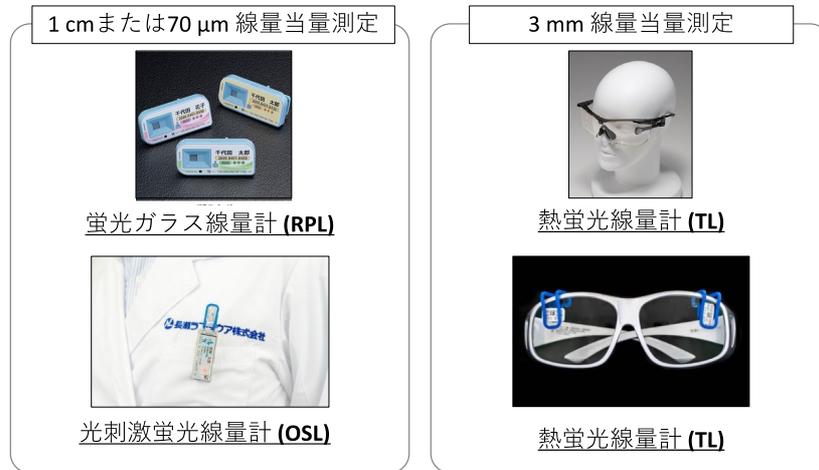


図1. 水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の種類

水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の種類を図1に示す。左側が1 cm または 70 μm 線量当量の測定に対応した線量計で、頭頸部や胸部、腹部に装着するタイプである。3 mm 線量当量を測定することはできない。このタイプでは、水晶体の被ばく線量を過大評価する可能性を示すデータが報告されている。蛍光ガラス線量計や光刺激蛍光線量計を利用したものが多く、右側が 3 mm 線量当量の測定に対応した線量計で、眼の近傍に装着が可能で防護メガネにも装着できる。人体の軟組織と等価(水等価)な熱蛍光線量計が利用されている。

【水晶体被ばく線量測定に用いられる蛍光体】

吸収した放射線のエネルギーを光に変換する検出器の総称は「放射線誘起蛍光体」と呼ばれている。 $10^4 - 10^6$ eV といった非常に大きな放射線のエネルギーが、物質中の数百 nm の非常に狭い領域に付与されるため、線量計としての利用だけでなく、基礎物性の面からも興味深い現象として昔から知られている。このような放射線誘起蛍光体は“シンチレータ”と“ドシメータ”の二種類に大別され、前者は放射線を吸収後、即発的に紫外または、可視光を発する物質であり、後者は照射後、放射線のエネルギーを蓄積した後、値を読み出す時の二次的な励起によって、紫外または可視光を発する物質である。このドシメータは、二次的な励起手段の種類によって、3 つに分類される。(図2)

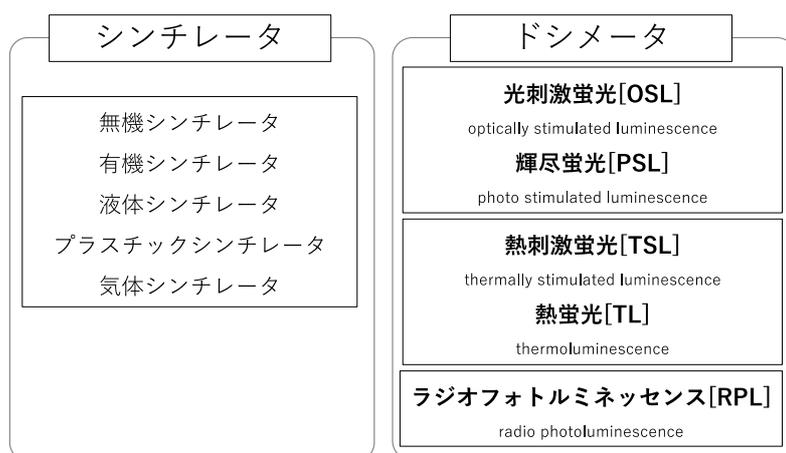


図2. 放射線誘起蛍光体の分類

水晶体の被ばく線量に利用されているのは、このドシメータである。一つ目は、光刺激蛍光 (Optically stimulated luminescence:OSL)を利用した光刺激蛍光線量計で、信号を読み出す時の励起手段は、紫外線や可視光線である。輝尽蛍光(Photo stimulated luminescence:PSL)と呼ばれることもある。個人被ばく線量計などでは“OSL”イメージングプレートでは“PSL”と使い分けられていることが多いが同義である。

二つ目は、熱刺激蛍光 (Thermally stimulated luminescence : TSL)あるいは、熱蛍光 (Thermoluminescence:TL)を利用した熱蛍光線量計(Thermoluminescence Dosimeter:TLD)で、信号を読み出す時の励起手段は熱である。光物性などの研究分野では TSL と呼ばれることが多いが、日本の医療現場では TLD と呼ばれることが多い。

三つ目は、ラジオフォトルミネッセンス(Radio photoluminescence:RPL)を利用した蛍光ガラス線量計である。RPL の値を読み出す時の励起手段は、OSL と同じ紫外線や可視光線であるが、励起後も蓄積した放射線のエネルギーが消失しない。

【ドシメータの放射線のエネルギーの蓄積】

ドシメータは、シンチレータとは異なり、放射線のエネルギーを蓄積できる性質を有する。この過程は、OSL, TL, RPL に共通したものである。ドシメータ材料には、アモルファスの状態のものもあるが、多くの材料がイオン結晶である。ここでは、イオン結晶を例にこの放射線のエネルギーを蓄積する過程について述べる。

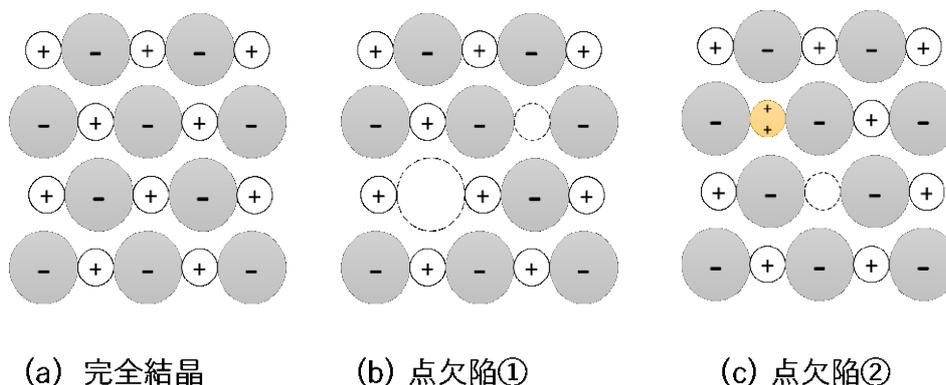


図3. イオン結晶

欠陥や不純物を含まない理想的な結晶, 完全結晶は, 図 3.(a)に示すように陽イオンと陰イオンが交互に規則正しく配列している. しかし, 実際の結晶では, 図 3.(b)の点欠陥①のように, 陽イオンや陰イオンが抜けた場所, 欠陥(空孔)が生じている. 局所的にみると, 陽イオンの空孔は陰イオンに囲まれおり, 正孔が捕獲されやすい環境であることがわかる. 逆に, 陰イオンの空孔は, 陽イオンに囲まれているため陰イオン(電子)が捕獲されやすい環境であることがわかる. このような状態のイオン結晶に放射線が照射されると, 生成した電子や正孔の一部がこのような点欠陥に捕獲される. この状態が“放射線のエネルギーを蓄積した状態”で, この状態は室温で安定に保持される. この状態を“準安定状態”という. この点欠陥①が存在するイオン結晶では, 効率的に放射線照射によって生成された電子や正孔を捕獲することができないため, ほぼすべてのドシメータは, 図 3.(c)の点欠陥②のように母材料に極微量の添加物を意図的に加えている. ここでは, 二価の陽イオンを意図的に添加した場合を考える. 過剰になった陽イオンの電荷を補償するために陽イオンの空孔が生成され, 新たな点欠陥が生成される. また, 添加物が置換した場所は, 局所的に電荷のバランスが崩れるため, 添加物自身が電子や正孔を捕獲する場合もある. したがって, 添加物や添加量が異なると, 生成される欠陥の数や種類も異なるため, 母材量が同じ場合でもドシメータの特性が変化する. 合成時やアニール時などの熱処理の仕方によってもこれらの欠陥は, 変化する場合があるので, 注意が必要である. また, 添加物は発光中心としても働く場合も多く, 添加物固有のエネルギー準位に基づいた蛍光がみられる.

ドシメータの材料開発では, 欠陥の数とその安定性, 蛍光波長と光検出の量子効率の関係がドシメータ材料の特性を大きく左右するので, 添加物の種類と添加量はとても重要な要素の一つとなる.

【OSL(PSL)の原理と歴史】

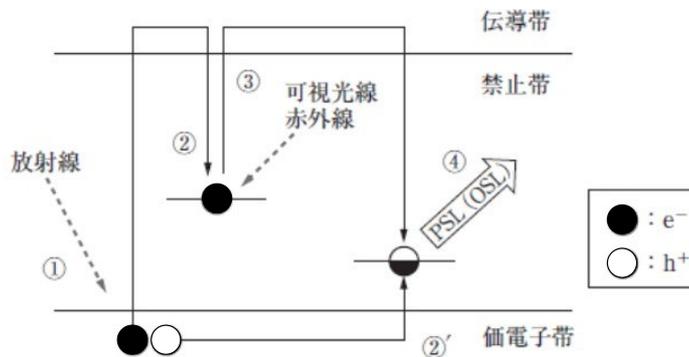


図4. OSL(PSL)のエネルギーバンド図

図4にOSL(PSL)のエネルギーバンド図を示す。①:放射線が照射されると自由電子と正孔が生成される。②:この電子と正孔は、先ほど説明した不純物や格子欠陥に関連した捕獲中心に捕らわれ準安定状態となる。この状態は、室温で保持され、吸収した放射線のエネルギー量が大きいほど、生成する電子や正孔の数が増える。したがって、捕獲される電子や正孔の数も増加する。ここまでの放射線のエネルギーを蓄積する過程は、先に示した通り RPL や TL と同じである。③:信号を読み出すために可視光や赤外線で励起すると捕獲されていた電子が再び自由電子となり伝導帯中を移動し自由電子は、正孔と再結合して、このときの余剰エネルギーを光として放出する。この光をOSL(PSL)と呼び、吸収した放射線のエネルギーと強い相関があるため、線量計として利用されている。

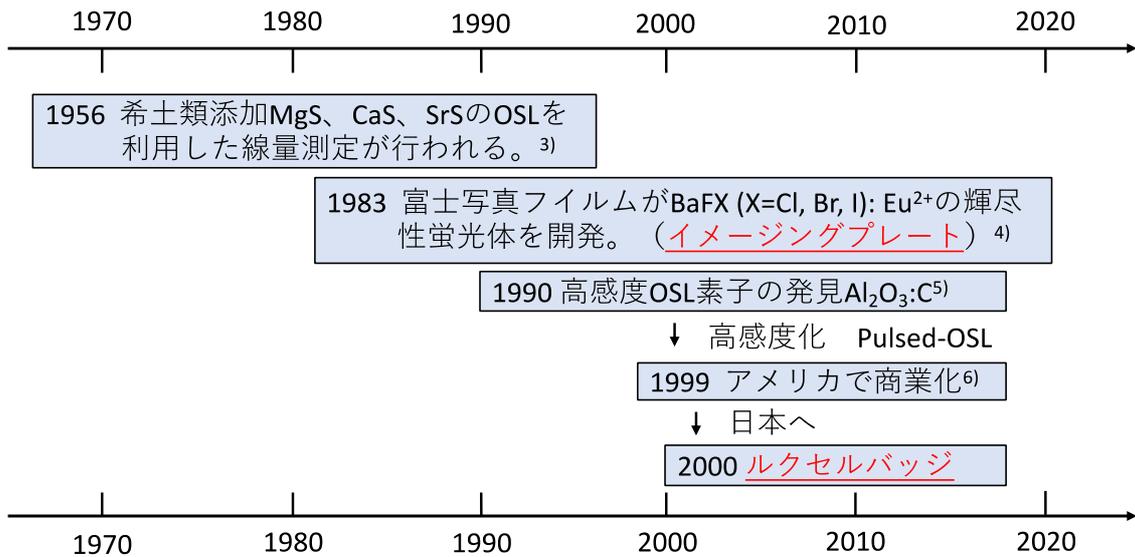


図5. OSL(PSL)の歴史年表

図5にOSL(PSL)の歴史年表を示す。OSLを利用した線量測定は、Antonov-Romanovskiiら²⁾によってはじめて行われた。1956年のことであった。希土類添加MgS, CaS, SrSを用いたものであったが、1980年代になると、考古学や地質学の領域では、石英や長石などの天然の鉱物による年代測定が行われるようになった。同じころ、富士フィルムのレントゲンフィルム研究部門では、新しいフィルム状の放射線画像センサーの開発が進められており、1983年にSonadaらが³⁾BaFX (X=Cl, Br, I): Eu²⁺の輝尽性蛍光体を開発することに成功し、OSLの現象を世界で初めて実用化させた。³⁾1990年には、Akselrod⁴⁾によって、高感度OSL素子としてAl₂O₃:C単結晶が開発され、OSL線量計として広く利用されるようになった。1999年には、AkselrodとMcKeever⁵⁾によって、新しいパルスOSL技術が開発され、2000年からは、日本でも個人被ばく線量計として広く利用されるようになった。

【TLの原理と歴史】

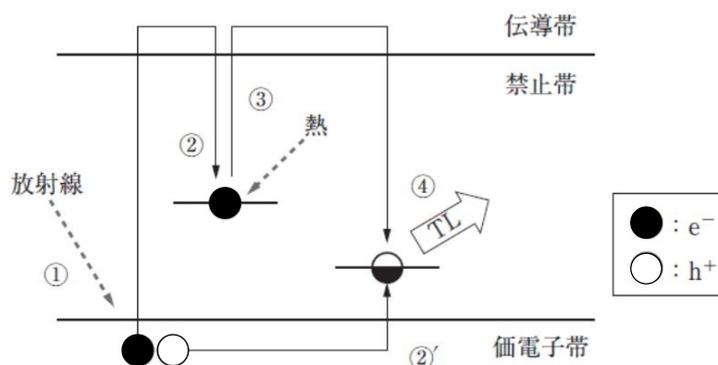


図6. TLのエネルギーバンド図

図6にTLのエネルギーバンド図を示す。OSL(PSL)との違いは、③にある。蓄積していた放射線のエネルギー、つまりは、結晶中に捕獲されている電子や正孔を“光”ではなく“熱”で読み出す点である。その他のベーシックな発光機構としては、OSL(PSL)と共通の現象であると考えてよい。

図7にTLの歴史年表を示す。熱蛍光の発見は、レントゲンがX線を発見する200年以上前に遡る。ボイルの法則で知られるSir Robert boilが自然放射線のエネルギーが蓄積されたダイヤモンドを人肌で温めた時に、青白く発光し、やがて消えていく様子を報告したのが始まりだと言われている。1664年のことであった。⁶⁾X線が発見される前のことであったため、この発光現象の理由な謎であった。TLが線量計としてはじめて利用されたのは、1953年でOSLより3年早く線量測定に成功している。アメリカのDanielsらの研究グループが、グリス石の主成分(LiF)を用いて実用的な線量測定を行なった。⁷⁾その後、次々にTL材料の開発が進められ、LiFだけでなく、CaFやBeO, CaSO₄, Li₂B₄O₇などを母材料とするTL材料が商品化された。⁹⁻¹²⁾近年では、LiFを用いた3

mm 線量当量測定用の線量計が販売されている。また、TL 材料を板状にした二次元の線量測定用デバイスの開発も進んでおり、¹³⁾ Shinsho ら ¹⁴⁾は、2018 年に IP と同程度の高空間分解能イメージングに成功している。その他の TL の特徴として、線量計として利用できる材料の種類の豊富さがある。LiF による線量測定をはじめて実現した Daniel ら ⁷⁾によると、調査した鉱物の 7 割以上で TL が観測されたと報告されている。一方で、種類ごとに特性が異なるため、使用時には注意が必要である。

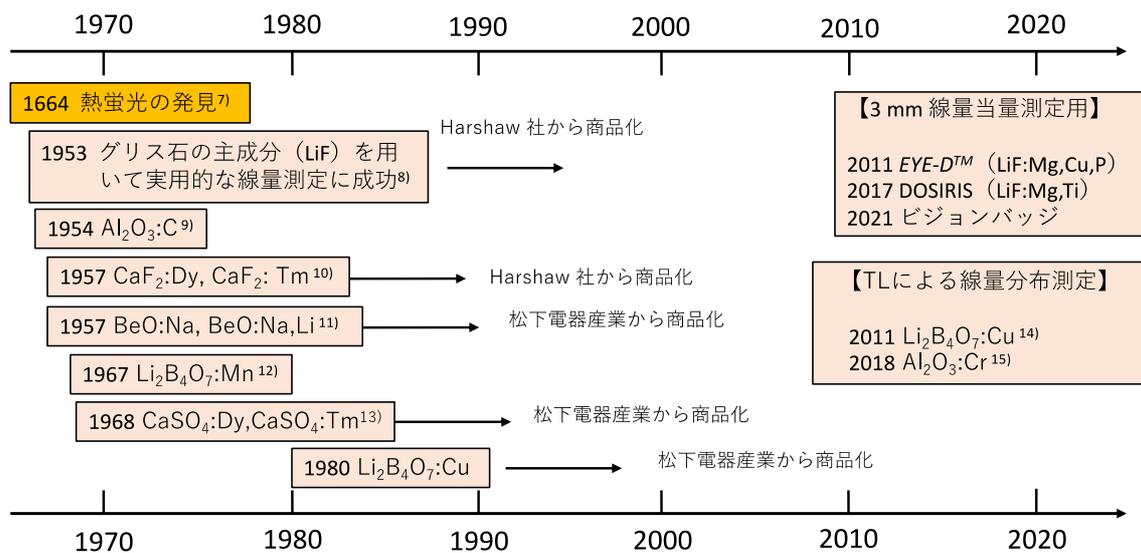


図7. TLの歴史年表

【RPLの原理と歴史】

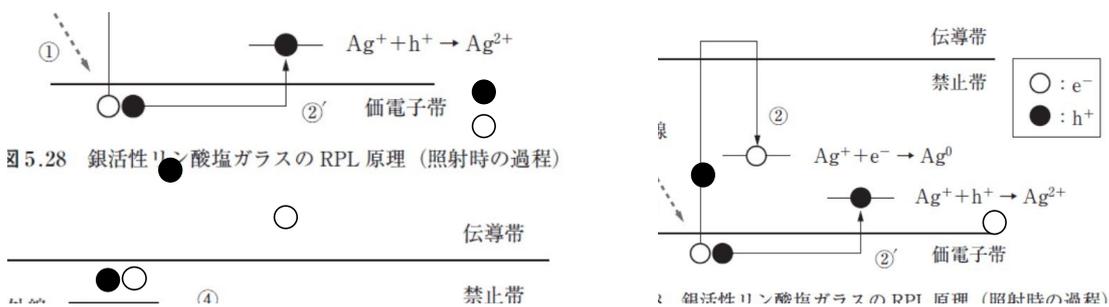


図8. RPLのエネルギーバンド図(銀添加リン酸塩ガラス)

RPL を利用した蛍光ガラス線量計は、銀添加リン酸塩ガラスのみである。そのため、ここでは一般的な RPL の原理ではなく、銀添加リン酸塩ガラスの RPL について説明する。図8に RPL のエネルギーバンド図を示す。①:放射線照射により生成した電子と正孔が生成する。②:生成した自由電

子(e^-)はガラス組成中の Ag^+ に捕獲され $Ag^+ + e^- \rightarrow Ag^0$ (電子捕獲中心)として準安定状態となり、室温でこの状態が安定に保持される。②:正孔(h^+)も Ag^+ に捕獲され $Ag^+ + h^+ \rightarrow Ag^{2+}$ (正孔捕獲中心)として準安定状態となる。 Ag^0 と同様に Ag^{2+} も室温で安定に保持される。②と②' が吸収した放射線のエネルギーを蓄積した状態である。ただし、電子捕獲中心である Ag^0 と正孔捕獲中心である Ag^{2+} のどちらも 400 °C 以上の高温でアニール処理(熱処理)すると $Ag^0 + h^+ \rightarrow Ag^+$, $Ag^{2+} + e^- \rightarrow Ag^+$ となり、銀活性リン酸塩ガラスは放射線を照射する前の状態に戻る。RPL の読み出し過程では、準安定状態(吸収した放射線のエネルギーを蓄積した状態)の銀活性リン酸塩ガラス、すなわち Ag^0 と Ag^{2+} が生成された状態で紫外線を照射する。③: Ag^0 と Ag^{2+} を紫外線で励起すると、④: Ag^0 は 460 nm のブルーRPL を④': Ag^{2+} は 560 nm

のイエローRPL を示す。そのため、 Ag^0 と Ag^{2+} は蛍光中心とも呼ばれる。 Ag^0 と Ag^{2+} の励起スペクトルと RPL スペクトルを図9に示す。¹⁶⁾およそ 320-360 nm の励起光で Ag^0 と Ag^{2+} の RPL 強度の方が強いことがわかる。また、RPL 強度は吸収した放射線のエネルギー量(生成した Ag^0 と Ag^{2+} の数)に比例する。これらの蛍光中心は、紫外線照射によって消失しないため、繰り返し

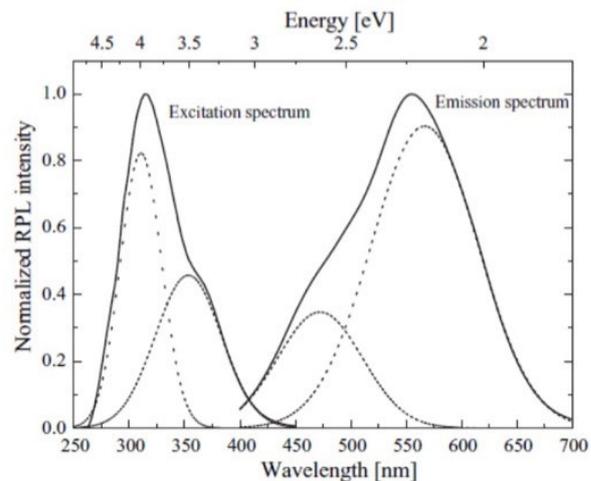


図9. Ag^0 と Ag^{2+} の励起スペクトルと RPL スペクトル¹⁶⁾

RPL を計測することが可能である。すなわち、 Ag^0 は電子捕獲中心と蛍光中心の 2 つの役割を、 Ag^{2+} も正孔捕獲中心と蛍光中心の 2 つの役割を担っている。PSL(OSL)TL との大きな違いは、PSL(OSL)の読み出す励起手段が熱によるものか、光によるものかである。また、RPL は、読み出す励起法が PSL(OSL)と同様に光であるが、読出し後も捕獲中心が消失しない。

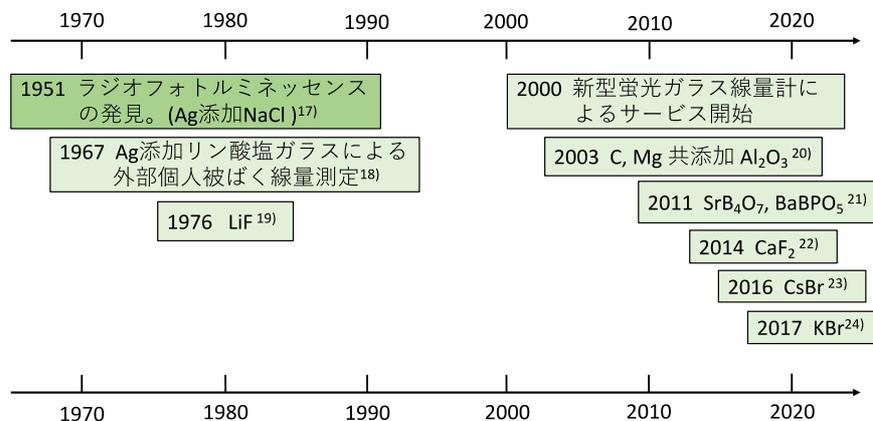


図10. RPL の歴史年表

RPL の発見は古く、1951 年に James によって銀添加の NaCl の RPL が報告された。RPL は、1970 年代に横田らによって個人被ばく線量計として実用化された実績があったが、測定精度に問題があり、衰退していった。しかし、ガラス素子固有の蛍光成分であるプレドーズを低下させることや、連続パルス励起法の確立によってプレドーズ成分を分離できるようになったことから、近年、個人被ばく線量計として広く利用されるようになった。蛍光顕微鏡による局所的な RPL を観測できること、発光中心が励起光に対して安定であること、LET に RPL 強度が依存することなどから、近年では、飛跡検出器としての利用も進められており、岡田ら²²⁻²⁴⁾によって次々と新しい RPL 材料について報告がなされている。

【まとめ】

最後に、ドシメータの種類と特徴を表 2 に示す。発光機序や用途として多くの共通点を有するドシメータであるが、材料の選択肢や即時読み出し、二次元化、飛跡検出への適用については、いくつかの違いがある。材料の豊富さでは TL の汎用性が高いが、即時読み出し性では OSL や RPL の汎用性が高い。また、二次元化においては、いずれの発光現象も可能であり、材料を板状にすることに関しても技術的な問題は大きくないが、2次元での測定技術が普及している点において OSL がリードしている。飛跡検出においては、TL や OSL と比較して蛍光中心が読み出し時の紫外線励起によって消失しない RPL の有用性が高い。

その他、現在の医療現場のニーズに対応したドシメータ技術も進んでいる。Takagi ら²⁵⁾は、より高い精度で水晶体の被ばく線量を測定する目的で積層させた TLD を用いて、水晶体に入射した放射線のエネルギー情報を取得できる線量計の開発に取り組んでいる。古くから利用されているドシメータであるが、材料の開発だけでなく、材料の形状や厚さ、組合せ、測定技術の改良などによって、発展の余地が大きく残されており、日々変化する医療現場のニーズを解決する測定デバイスとして大きな期待が寄せられている。

表 2 ドシメータの種類と特徴

ドシメータの種類と特徴				
ドシメータの種類	材料の選択肢	即時読み出し	二次元化	飛跡
OSL	○	○	○	×
TL	◎	△×	△	×
RPL	△	○	△	○

参考文献

- 1) Ainsbury, E.A., et al., 2009. Radiat. Res. 172, 1-9
- 2) 平成 30 年 3 月 2 日付け原規放免第 18030211 号
- 3) Antonov-Romanovskii, et al. 1956, USAEC Report AEC-tr-2435, 239-250
- 4) Sonada, et al., 1990, Radiography, 148, 833-837
- 5) Akselrod, M.S., et al., 1990, Radiat. Prot. Dosim. 32, 15-20
- 6) Akselrod, M.S., McKeever, S.W.S., 1999, Radiat. Prot. Dosim. 81, 167-176
- 7) Boyle, R., Experiments and Considerations Touching Colours. Royal Society, 413 (1664)
- 8) Daniels, F., Boyd, C.A. and Saunders, D. F., Science 117, 343 (1953)
- 9) Kossel, W., Mayer, U. and Wolf, H.C., Naturwiss. 41, 209 (1954)
- 10) Ginther, R.J. and Kirk, R.D., J. Electrochem. Soc. 104, 365 (1957)
- 11) Moore, L.E., J. Phys. Chem. 61, 636 (1957)
- 12) Nakajima T, et al., J Nucl Tech, 4 (8), 446-447 (1967)
- 13) T. Yamashita, N. Nada, Health Physics Pergamon Press. 21, 295 (1971)
- 14) Shinsho K, et al., Radiat Meas, 46 (2011) 1921-1925
- 15) Shinsho K, et al., Sensors and Materials, Vol. 30, No. 7 (2018) 1591-1598
- 16) Y. Miyamoto et al. Radiation Measurements 45 (2010) 546-549
- 17) James H. et al., J. Appl. Phys. 22, 1479 (1951)
- 18) Yokota R., Imagawa H., J. Phys. Sci. Soc. Jpn., 23 (1967) 1038
- 19) Levita. M., et al., IEEE, Trans. Nucl. Sci., 23 (1976) 667
- 20) Akselrod M., et al., J. Fliore., 13 (2003) 503
- 21) Belev G, et al., Phys. Status. Solidi. C, 8 (2011), 2822
- 22) Okada G, et al., J. Am. Ceram. Soc., 97 (2014) 2147
- 23) Okada G, et al., J. Rare. Earth., 8 (2016) 769
- 24) Okada G, et al., Radiat. Meas., 106 (2017) 73
- 25) Takagi H, et al., Radiat. Meas., 133, (2020) 106283

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ:個人線量計と水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来

「個人線量計と水晶体被ばく線量計」

Personal dosimeter and lens exposure dosimeter

株式会社千代田テクノロ
狩野 好延

はじめに

株式会社千代田テクノロは、1954年に国内で初めてフィルムバッジによる個人放射線被ばく線量測定サービスを開始し、以来、半世紀以上様々な個人放射線量測定器を開発。現在は、ガラスバッジなどの個人線量計を用いて被ばく線量の測定サービスを行っています。発表では現在測定サービスを行っている線量計全般について説明致しましたが、後抄録ではおもに法令改正で注目されている眼の水晶体被ばく線量測定用の線量計「DOSIRIS」について説明させていただきます。

1. 測定サービスで使用されている個人線量計

現在、株式会社千代田テクノロの個人線量計の測定サービスでは、ガラスバッジ、ガラスリング、DOSIRIS の 3 種類の個人線量計の測定サービスを行っています。



図1 ガラスバッジ

(1) ガラスバッジ

ガラスバッジはメインの線量計として、主に胸部もしくは腹部に、また不均等被ばく用の線量計として頭頸部などに装着します。測定対象となる線種は、X・ γ 線、 β 線、中性子です。

(2) ガラスリング

ガラスリングは末端部、手の指に装着します。X・ γ 線用と β 線用の2種類があります。



図2 ガラスリング

(3) DOSIRIS

DOSIRIS は、法令改正に合わせて新たにサービスをはじめた水晶体被ばく線量測定用の線量計です。X・ γ 線用、 β 線用に対する 3mm 線量当量を測定します。



図3 DOSIRIS

個人線量計としては、この3種類の線量計があります。これ以外に環境測定用のものもありますが、ここでは割愛します。

2. 眼の水晶体用線量計 DOSIRIS について

(1) DOSIRIS 導入への取り組み

2013年から2015年水晶体の放射線防護に関する専門研究会(2013年～2015年)に弊社社員が参加しました。それをきっかけに弊社でも水晶体用線量計の準備を検討しました。すでに IRSN(フランスの放射線防護・原子力安全研究所 以下 IRSN)で開発された眼の水晶体の線量測定用線量計があり、IRSNには、当社のガラスバッジを個人線量計として導入していただいている実績がありました。いずれ法令改正があることから開発する選択もありましたが、法令改正に備えて3mm線量当量のデータを取る必要があるため、弊社では、IRSNで開発された線量計 DOSIRIS を採用することとしました。

2015年 フランス IRSN から DOSIRIS の部材を購入して試験開始

2016年 弊社測定センターに DOSIRIS 測定用リーダーを設置。

2017年10月から DOSIRIS の測定サービス開始

医療現場の被ばく状況等のデータを DOSIRIS ご利用いただき多くの先生方に取得していただきました。

2020年には、防護メガネに取り付けるための部品をサービスに追加しました。

(2) DOSIRIS とは？

DOSIRIS は、フランスの放射線防護・原子力安全研究所(IRSN)が開発した線量計です。

検出子は TLD 線量計(LiF:Mg,Ti)です。眼の水晶体の被ばく測定用として開発されています。



図4 DOSIRIS とは？

(3) DOSIRIS の構造

ヘッドバンドにつながった端部の柄の部分のラベルに氏名、ご使用期間等の情報が記載されています。また円形のバーコードが採用され、線量計の識別に使用しています。線量計組み立て時に円形バーコードの情報と氏名等のご使用者の情報がリンクされ、測定された線量のご使用の線量であることを確保しています。



図5 DOSIRIS の構造

(4) DOSIRIS の特徴

DOSIRIS は、次の特徴があります。

- ・ 眼の付近に装着でき、防護メガネ等の内側に装着可能
- ・ 3mm 線量当量の測定用に校正されている
- ・ エネルギー方向特性が個人線量計の国際規格(IEC62387:2012 規格)に適合しています。また、現行の JIS 規格(JIS Z 4345:2017)にも適合しています。

DOSIRIS の特徴

- 眼の付近に装着でき、防護メガネ等の内側に装着可能
- 3mm線量当量の測定用に校正
- **IEC62387:2012規格に適合**
(X・γ線：24keV～1.25MeV)

■仕様

商品名	広範囲用DOSIRIS
型 式	LA型
測定線種	X・γ線、β線
エネルギー範囲	X・γ線:24keV～1.25MeV β線:0.8MeV(平均エネルギー)
報告線量範囲	3mm線量当量:0.1mSv～15v

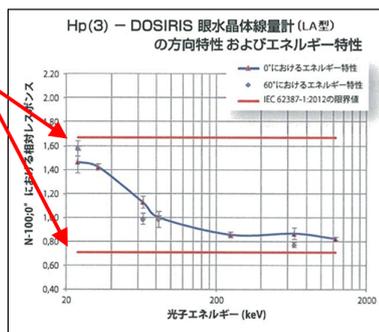


図6 DOSIRIS の特徴

(5) DOSIRIS 装着方法の改善

測定サービスを開始したところ、臨床現場でご使用いただいているお客様から、ヘッドバンドについての意見をいただきました。IVR の手技等で、時間かかる場合は、ヘッドバンドの締め付けで頭が痛くなってくる。2～3 時間以上装着しているとそのようになる。また、ヘッドバンドがずれた場合容易に戻せない。そもそも装着が煩わしく、保管にも場所をとる、等のご意見をいただきました。

これらの意見をふまえ、防護メガネに装着するタイプの追加を検討しました。防護メガネ取付部品の設計にあたっては、眼のふちになるべく近く、かつあまり気にならないように調整いたしました。また、検出部と防護メガネ取付部品の接合部は、検出部が使用中に落下することが決していないようにかつ、定期交換の際支障がないように適切な硬さとなるように注意を払い、臨床現場でも試験していただくなどの対応をいたしました。

- ヘッドバンドの締めつけ
- 着用の煩わしさ (DOSIRIS と防護眼鏡)



従来のヘッドバンド形状に加えて
新たな装着方法を検討



防護眼鏡: 東レ・メディカル株式会社 パノラマシールド*ウルトラライト

図 7 DOSIRIS 装着方法の改善

現在は、図 20 のように防護メガネに取り付けるタイプを推奨しておりますが、お客様のご使用状況に応じ、ヘッドバンドに取り付けた DOSIRIS も選択できるようになっております。



図 8 防護メガネに取り付けた DOSIRIS

さいごに

弊社, 株式会社千代田テクノルは, 「放射線の安全利用技術を基礎に人と地球の“安心”を創造する。」を企業理念としております。放射線による利益を最大に享受して, 放射線による障害を最小にするという社会的な意義の実現をめざしております。

そのために, 今後も社会環境の変化に迅速に応じて, 測定サービスを展開してゆきます。

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ:個人線量計と水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来

「新しい水晶体用線量計を含む個人線量測定」

Personal dosimetry including new eye lens dosimeter

長瀬ランダウア株式会社

関口 寛

2021年4月1日に改正「放射性同位元素等の規制に関する法律施行規則」等が施行され、眼の水晶体の等価線量(以下、水晶体等価線量という。)の年限度が引き下げられ、5年間の累積線量限度と眼の近傍における3mm線量当量の測定が追加となった。これにより、年平均20mSv以下の管理が求められることになった。

新たな水晶体等価線量限度

(従来) 1年間につき 150 mSv

(改正後) 1年間につき 50 mSv かつ 5年ごとに区分した各期間につき 100 mSv

長瀬ランダウア社の被ばく集計データによると、2019年度で20mSvを超えた放射線業務従事者は1,114名で、そのほとんどは一般医療の方であった。(表)

このようなケースでは、作業や遮蔽を見直すことはもちろんのこと、防護メガネ内側の3mm線量当量を測定することにより、水晶体等価線量を引き下げ、限度以下に抑える必要がある。従来の水晶体等価線量は、体幹部用線量計の測定値から評価されており、防護メガネの影響が考慮されていない。そのため、今回の改正で眼の近傍の3mm線量当量を水晶体等価線量とすることが認められた。

表:2019年度機関別年間水晶体等価線量人数分布(長瀬ランダウア社NLだよりNo.515号)

機 関 名	平均線量 (mSv)	検出せず	0.1mSv~ 1.0mSv	1.1mSv~ 5.0mSv	5.1mSv~ 10.0mSv	10.1mSv~ 15.0mSv	15.1mSv~ 20.0mSv	20.1mSv~ 25.0mSv	25.1mSv~ 50.0mSv	50.1mSv~ 100.0mSv	100.1mSv~ 150.0mSv	150.1mSv ~	合計人数
一般医療	0.814	114,755	31,891	16,393	3,324	1,222	604	348	592	154	15	1	169,299
歯科医療	0.032	3,362	143	37	0	0	0	0	0	0	0	0	3,542
獣医療	0.034	6,983	298	65	3	0	0	1	0	0	0	0	7,350
一般工業	0.074	24,997	1,128	535	34	6	3	1	2	0	0	0	26,706
非破壊検査	0.437	288	126	55	6	0	0	0	0	0	0	0	475
研究教育	0.016	20,733	474	80	7	1	0	0	0	0	0	0	21,295
全 機 関	0.615	171,118	34,060	17,165	3,374	1,229	607	350	594	154	15	1	228,667

そこで、長瀬ランダウア社は、検出部が防護メガネ内側になるように設計され、3 mm 線量当量を測定できる水晶体用線量計ビジョンバッジ®をリリースした。(写真)ビジョンバッジ®は、S, M, L の 3 種類の形状のフックが用意され、様々なタイプの防護メガネに装着可能である。検出器となる素子は小型化のため単一とし、エネルギー依存性の小さい熱ルミネセンス線量計が採用されている。防護メガネを使用しない時は、写真のように体幹部用バッジのクリップに取り付け可能で、保管の時も紛失の心配が減り安心して利用できる。

ビジョンバッジ®を用いた水晶体用線量測定サービスについて、測定の信頼性を確保するため、長瀬ランダウア社線量計測センターは ISO/IEC17025 に基づく試験所認定を取得している。



写真:長瀬ランダウア社ビジョンバッジ®

ここで、各線量計の測定値である線量当量から実効線量及び各等価線量を評価する方法を示す。線量計 y の x ミリメートル深さの線量当量を $H_p(x)_y$ と表記する。

- A) 全身均等被ばくで胸部又は腹部に線量計 i を装着している場合
- ・ 実効線量 $= H_p(10)_i$
 - ・ 水晶体等価線量 $= H_p(10)_i$ と $H_p(0.07)_i$ の最大値
 - ・ 皮膚の等価線量 $= H_p(0.07)_i$
 - ・ 腹部の等価線量 $= H_p(10)_i$ (腹部装着の女子に限る。)
- B) 不均等被ばくで胸部又は腹部に線量計 i , 頭頸部に線量計 j を装着している場合
- ・ 実効線量 $= 0.08 \times H_p(10)_j + 0.89 \times H_p(10)_i + 0.03 \times \{H_p(10)_j \text{ と } H_p(10)_i \text{ の最大値}\}$
 - ・ 水晶体等価線量 $= H_p(10)_j$ と $H_p(0.07)_j$ の最大値
 - ・ 皮膚の等価線量 $= H_p(0.07)_i$ と $H_p(0.07)_j$ の最大値
 - ・ 腹部の等価線量 $= H_p(10)_i$ (腹部装着の女子に限る。)
- C) A もしくは B に加えて末端部 k にも線量計を装着している場合
- ・ 実効線量 \cdots A もしくは B と同じ
 - ・ 水晶体等価線量 \cdots A もしくは B と同じ
 - ・ 皮膚の等価線量 \cdots A の場合: $H_p(0.07)_i$ と $H_p(0.07)_k$ の最大値
B の場合: $H_p(0.07)_i$ と $H_p(0.07)_j$ と $H_p(0.07)_k$ の最大値
 - ・ 腹部の等価線量 $= H_p(10)_i$ (腹部装着の女子に限る。)
- D) A ~ C に加えて眼の近傍にも線量計 m を装着している場合
- ・ 実効線量 \cdots A ~ C と同じ
 - ・ 水晶体等価線量 $= H_p(3)_m$
 - ・ 皮膚の等価線量 \cdots A ~ C と同じ
 - ・ 腹部の等価線量 $= H_p(10)_i$ (腹部装着の女子に限る。)

このため、2021年4月装着分以降の長瀬ランダウア社の外部被ばく線量報告書には3mm線量当量欄が追加され、ビジョンバッジ[®]の測定値はこの欄に記載される。また、水晶体等価線量の2021年4月を始期とする5年間の合計値も新たに記載される。

一般社団法人日本保健物理学会のサイトからダウンロード可能な「眼の水晶体の線量モニタリングのガイドライン」では被ばくの状況に応じて水晶体用線量計を付けるべきかどうかをフローで判断できるようになっている。基本的には、線量超過の恐れがなければ装着の必要はないが、年平均20mSvを超える恐れのある方は防護メガネをした上で、その内側の線量を測ることを推奨している。このガイドラインでは保守的に、年13mSvを水晶体線量計を装着する1つの目安として示している。(同ガイドライン例題3)

長瀬ランダウア社では2021年4月以降、年間の水晶体等価線量の合計値が13mSvを超えていて、水晶体線量計ビジョンバッジ[®]を装着されていない方がいた場合は、報告書に「眼の近傍測定推奨連絡票」を同封するので、ビジョンバッジ[®]装着を検討するきっかけとして頂きたい。

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ:個人線量計と水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来

「臨床における水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来」

From now and on to the future of clinical lens exposure dose measurement

順天堂大学 保健医療学部 診療放射線学科
坂本 肇

臨床現場での眼の水晶体等価線量が高い値を示す放射線従事者は、IVR (interventional radiology) 術者あるいは透視装置を使用した内視鏡による検査・治療を行う術者である。法令改正前の水晶体等価線量限度である 150 mSv/年では、頸部位置における代替測定にて線量限度内での手技が可能であったが、法令改正後の 5 年間の平均で 20 mSv/年(かつ単年で 50 mSv を超えない)に引き下げられた場合には、術者の水晶体等価線量管理が重要となる。従来では、放射線防護メガネを着用した術者においても、頸部位置(防護メガネ外側)での線量測定による放射線管理が可能であったが、現況では難しい。

臨床における水晶体被ばくに関連する測定は、個人の水晶体等価線量の測定と放射線防護用具の評価のための測定に大別される。個人の線量評価に関してはメーカーの報告があったので、ここでは放射線防護用具に関連する評価のための測定について昨今から今後の対応を述べる。

1. 水晶体線量の測定と IVR 許容件数について

血管撮影・IVR 時の術者は防護衣を着用して手技を行うため、不均等被曝となることから防護衣内側の胸部(女子は腹部)と防護衣外側の頭頸部での個人線量当量を測定し、防護メガネの着用が無い場合には水晶体線量評価は頭頸部での 3 mm 線量当量を用いて評価する。表1は脳神経血管内治療(300 症例の平均値)および腹部 IVR(104 症例の平均値)の

表1 術者 1 人の年間手技数についてシミュレーション

n=300 1人の術者の年間手技数シミュレーション			
脳神経血管内治療での手技数		防護メガネ未装着時	防護メガネ装着時
前法令			
150mSv/年		667例	2143例
現行法令	なし	89例	286例
	天吊り 防護板 あり	196例	455例
20mSv/年			
n=104 腹部IVR(Hcc TACE)での手技数			
防護メガネ未装着時		防護メガネ装着時	
前法令			
150mSv/年		1184例	2549例
現行法令	なし	158例	344例
	天吊り 防護板 あり	788例	1718例
20mSv/年			

術者水晶体線量、防護メガネおよび防護板の臨床での防護効果を基に術者一人の年間手技数についてシミュレーションした結果を示す。前法令では、水晶体防護を行わない場合でも脳神経血管内治療では667例、腹部IVRでは1000例以上の十分な症例数を実施することが可能であったが、現行法令ではそれぞれ89例、158例となり線量限度を超える術者が存在すると予想される。特に、最近のIVRは高い専門性が要求されることから限定された術者が多数の症例を行う傾向にあることから、防護メガネおよび天吊り防護板等による水晶体被ばく線量低減による最適化が必要となる。また、症例数が多い術者で頸部にての線量測定により年間20mSvを超えるおそれがある術者で防護メガネ着用者は防護メガネ内側の水晶体近傍での線量測定による評価が必要になる。

2. 水晶体線量の測定位置

水晶体線量を評価する場合、水晶体の線量が最も高く測定される位置にての線量測定が求められる。図1は、防護メガネ未着用時の頭頸部位置における線量比較を示す。IVR術者の場合、左額の線量が最も高く、次いで額中央部、右額の線量が低い結果となった。また、頸部中央の線量は額中央線量の線量よりやや低い傾向にあり、左額より低い線量となっている。左額の線量と右額の線量を比較した結果、有意に左額の線量が高い結果となった。

IVR術者は患者の右側にて手技を行うため、術者左側がX線管に近い位置となることから左額の位置での線量が高い結果になったと考えられる。このことから、IVR術者の水晶体線量測定は、術者の左眼付近の線量を測定する必要がある。

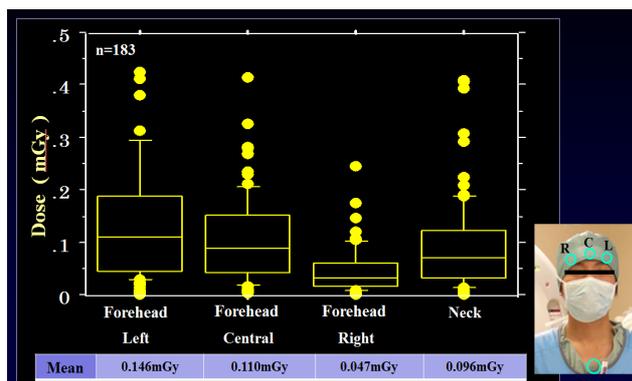


図1 IVR術者の測定位置による線量比較

3. 防護メガネによる防護効果の測定

防護具による防護効果を検証するためには線量測定が必要となる。特に、防護メガネの場合には着用方法、臨床での手技などにより防護メガネ内側への散乱X線量が変化するため、実際の臨床時における防護効果を検証しなければならない。図2は、左右の防護メガネ(0.07 mm 鉛当量)外側と内側へ線量

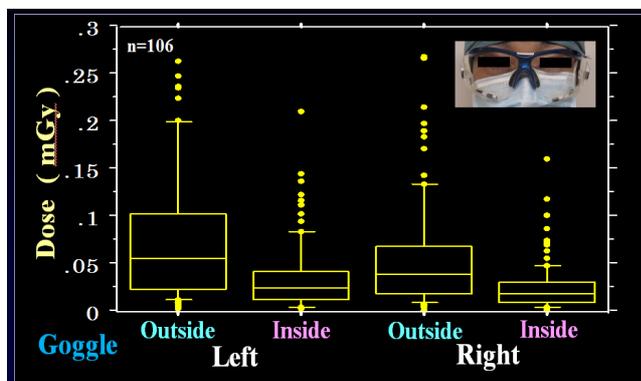


図2 防護メガネによる水晶体線量低減効果

計を配置し、臨床時の防護メガネの線量低減効果について測定した結果を示す。遮へい効果は(1 - 内側線量/外側線量)×100(%)にて算出し、左側は60%、右側は55%の防護効果となった。メガネ単体のカタログ値に比較し、臨床使用時の防護効果は減少するため、実際の臨床による評価が重要となる。また、左側と右側では散乱線分布の異なることが予想されるため、防護効果に差が生じたと考えられる。

4. 天吊り防護板による防護効果の測定

防護メガネ同様に天吊り防護板による防護効果を検証するための線量測定を行った。実際の臨床において同一症例にて線量計を、防護板の X 線管側と術者線量として防護メガネ装着者は左側メガネ外側、防護メガネ未装着者は左額に配置し線量測定を行った。図3は、防護板の X 線管側線量を青点、術者の線量を赤点にて装置の出力線量と比較した結果を示す。防護板の X 線管側線量は、術者線量に比較し大幅に高い線量となっている。臨床時に術者が防護板を使用しない場合は、術者の眼近傍の線量は防護板の X 線管側線量(青点)に近い線量が予想されるため、天吊り防護板の防護効果は非常に高いと考えられる。

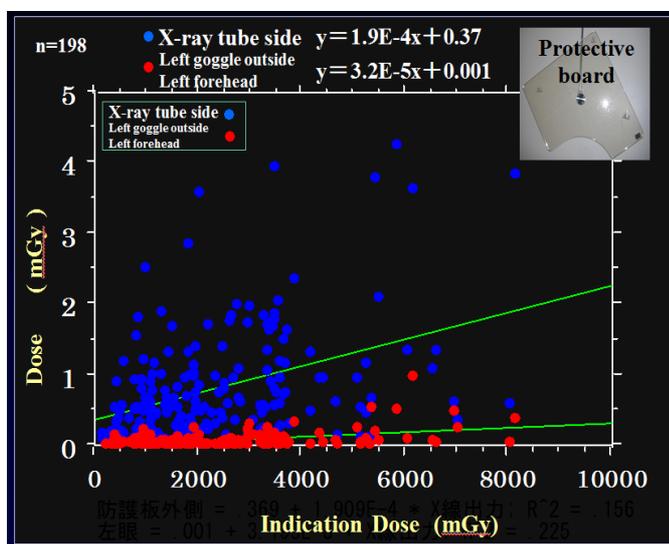


図3 防護板による術者線量低減効果

5. 水晶体被ばく線量測定の未来(今後の対応)

1) 水晶体線量の測定位置に関する検討

水晶体線量の管理を正確に行う場合、測定器の精度向上と測定する場所の適正化が重要になると考えられる。特に測定場所については、術者視野の妨げにならず、1つの線量計にて水晶体部分の線量を最も良く反映する場所にて測定しなければならない。そこで、防護メガネ内部の線量分布を測定できるシート状の線量計を用いて(図4)、水晶体部分の線量と比較し適正な測定場所の検討と測定位置での精度を検証することが重要になると考えられる。このため今後は、新たな測定方法を構築することが求められる。

2) 水晶体線量のリアルタイム測定の実現

水晶体線量をリアルタイムに測定できることにより、防護メガネの着用方法、防護板の使用方法などの防護具の効果をより正確に評価することが可能になると考えられる。また、線量計を透明なシート状(図5)にすることにより、臨床時の術者視野の妨げにならずリアルタイムに水晶体線量を測定可能にすることは、将来的に水晶体線量防護の促進に有効であると考ええる。



図4 防護メガネ内の線量分布測定



図5 半導体を用いたリアルタイム測定

6. まとめ

白内障のしきい線量が大幅に低くなったことに起因し、放射線業務従事者の水晶体線量限度も50 mSv/年、5年間の平均で20 mSv/年(100 mSv/5年)と引き下げられた。このため、放射線防護具を有効に使用し水晶体線量の低減に努め、水晶体線量の正確な測定と管理が求められている。放射線計測では、個人の水晶体線量測定器の精度向上、実臨床における線量測定方法として測定位置の確定、代替測定方法の検証、水晶体線量防護具の効果判定など水晶体線量測定関連の今後の発展が望まれる。

2020年度計測分野に関する論文・発表

2020 年度 10 月 (Vol.76 No.10, 2020) ~ 2021 年度 3 月 (Vol.77 No.3, 2021),
日本放射線技術学会誌から掲載しています。

題 名	著 者	所 属 施 設 名	学 会 誌	雑 誌 号 卷
深層学習による CT 画像の自動分類と被ばく推定 Web システムを併用した実効線量推定作業の効率化	江崎 徹	自治医科大学附属病院 中央放射線部	原 著	76 卷 11 号 (1107-1117)
畳み込みニューラルネットワークによる 画像ノイズ分類を応用した CT 画像の線量評価:ファントムによる基礎的検討	杉野 晶一	熊本大学大学院 保健学教育部	原 著	76 卷 11 号 (1143-1151)
デジタル胸部 X 線撮影における線質と画質の関係 : 人体軟部組織等価ファントムによる検証	川嶋 広貴	金沢大学医薬保健研究域 保健学系	原 著	77 卷 3 号 (255-262)
脳血管造影検査における手技別の被ばく線量の検討	松下 明民	岡山旭東病院 診療技術部放射線課	原 著	77 卷 3 号 (272-283)
胸部 CT 撮影における wide volume scan 使用時の被ばく特性評価	酒向 健二	木沢記念病院 放射線技術部	臨床 技術	77 卷 3 号 (284-292)

第77回 日本放射線技術学会 総会学術大会 計測分野に関する一般研究発表

口述研究発表

Radiation Protection (Angio) Dose Evaluation/防護(血管撮影)線量評価

54. バルーン肺動脈形成術における術者の水晶体被ばくについての検討
国立循環器病研究センター 藤居 駿 生
55. 小児循環器領域血管撮影における患者被ばく低減の試み
国立循環器病研究センター 原 和 希
56. 心臓カテーテル検査時におけるDRLs2020 を用いた患者被ばく線量の評価：
緊急検査用装置との差異評価
一宮市立市民病院 大野 晃 治
57. 血管撮影装置を利用した椎間板内酵素注入療法の患者被ばくについて
岡山旭東病院 松 下 明 民

Radiation Protection (Multi Modalities) Eye Lend Dose Evaluation

防護(マルチモダリティ)水晶体被ばく評価

58. Tomotherapy MVCT における直接線および散乱線による水晶体吸収線量の測定
昭和大学病院 白 鳥 徹
59. 経皮的冠動脈形成術における散乱線による患者の水晶体被ばく線量の基礎的検討
昭和大学病院 荘 司 学
60. X 線検査における放射線業務従事者の水晶体被ばく防護についての検討
昭和大学病院 大 井 光 弘
61. CT 検査位置決め画像における水晶体被ばく低減を目的とした撮影条件の検討
昭和大学病院 平 野 高 望

Theme Session Dose Management 1/テーマ演題 線量管理1

62. 施設統合型線量管理システムの構築と運用
大阪医科大学附属病院 尾 崎 文 哉
63. IVR における放射線情報システムを活用した線量管理ソフトウェア開発の有用性
済生会川口総合病院 森 一 也
64. タブレット端末で動作する線量記録アプリの開発
北海道がんセンター 村 田 潤 平
65. 核医学診断領域における Excel VBA を用いた線量管理の試み
大阪市立大学医学部附属病院 脇 田 幸 延

Theme Session Dose Management 2/テーマ演題 線量管理2

193. 東海地域におけるIVR の線量管理に関するアンケート調査
愛知医科大学病院 大澤 充 晴
194. IVR におけるJapan DRLs 2020 に基づく線量管理ソフトを用いた
被ばく線量管理方法の構築
日本医科大学付属病院 有賀 大 樹
195. RDSR を用いた最大皮膚線量計算マクロファイルの精度検証
埼玉県済生会川口総合病院 眞 壁 耕 平
196. 当院における診断参考レベルに基づく IVR の線量管理方法構築と運用について
岩手医科大学付属病院 佐々木祐輔

Measurement Radiation Dose Evaluation/計測線量評価

254. プラスチックシンチレータ板とデジタルカメラを用いたCT 検査の線量分布の評価
九州大学大学院 吉 谷 悠
255. 被ばく線量ソフトウェアで用いるボクセルファントムの体格推定
豊田厚生病院 柴田 英輝
256. CBCT 時のコリメーションによる散乱線低減効果の検証
大阪市立大学医学部附属病院 阪 井 裕 治
257. X 線透視撮影装置の面積線量の精度評価
金沢大学附属病院 瀬 川 恵 子
258. 計測ツールにおける各キャリブレーションでの計測精度の検討
埼玉石心会病院 吉 野 冬 馬

Theme Session Dose Management 3/テーマ演題 線量管理3

259. 平行平板形電離箱線量計を用いたInterventional Radiology装置の表面線量の直接測定
熊本大学大学院 中 武 千 裕
260. 鉛アームサポートによる術者被ばく低減効果の評価
滋賀県立総合病院 林 拓 磨
261. ERCP における水晶体線量管理の最適化
森ノ宮医療大学 今 井 信 也
262. 頭部 CT 撮影におけるチルトによる被ばく線量への影響
等潤病院 菊 地 浩 且

診断領域線量計標準センターご利用案内

診断領域線量計標準センター班長 小山 修司

アブレーションなどによる放射線皮膚潰瘍が FDA の HP に掲載され、ICRP から「ICRP Publication 85 IVRにおける放射線傷害の回避」の出版、更に医療被ばくの危険がTV報道されている現状にも関わらず、このような IVR を行う施設が線量計を持たなければいけないという社会認識がまだありません。このような状況の中で IVR を行う施設での線量計の購入などは非常に困難です。すでに線量計を所有している施設でも校正費用を捻出することも非常に難しい状況にあります。

ご存知のように線量計には、エネルギー依存性があります。 ^{60}Co / ^{137}Cs で校正された線量計で、IVR で使用される低エネルギー放射線(50~120kV)を測定すると 10~40%の過小評価となります。正しく校正することによって、被ばく低減に利用でき、不幸にして放射線障害が発生した場合も被ばく線量評価が正しくできれば、治療対策ができるため放射線障害を最小にすることが可能となります。

ガイダンスレベルなどによる医療被ばくの監視は、X 線診断における品質保証プログラムに必要欠くべからざる一部であると勧告されています。

医療被ばくの監視を行うためには、診断領域X線エネルギーで校正された線量計で測定することによって正しい線量値が測定できます。「診断領域線量計標準センター」で相互比較を行うことで国内における各装置(X線CT, 診断X線装置, IVR装置)及び撮影部位ごとにおける線量値の比較が可能となります。それによって各装置および各撮影部位の撮影線量の最適化(撮影線量と画質)が可能となります。英国IPSMは、施設間の撮影線量を比較することによって英国での医療被ばく線量低減を達成しました。

学会が運営する「診断領域線量計標準センター」では、電離箱線量計および半導体検出器の校正を行っており、また一部の校正施設においてサーベイメータの校正も行っております。線量計の相互比較試験を行うことにより被ばく管理や医療被ばく低減にご活用くださるようお願いいたします。

なお、サーベイメータの校正をご希望されるご施設は、当センターへお問い合わせ、ご相談をお願いいたします。

診断領域線量計標準センター利用基準

1. 利用者は下記の内容を診断領域線量計標準センター(以下センターとする)に事前連絡すること。
 - 依頼施設名・住所
 - 依頼者氏名・連絡先(電話番号・FAX番号・メールアドレス)など
 - 当日来られる人の氏名・連絡先(電話番号・FAX番号・メールアドレス)など
 - 線量計の型式
 - 電離箱の型式並びに容積
 - 校正データの有無
 - 相互比較希望日(複数日を記入:第三候補日まで)上記を記載し、郵送・電子メールの件名に必ず、「診断領域線量計標準センター利用依頼の件」などと明記すること。
2. 利用者は、直に線量計を搬入すること(宅急便など一切不可)。また、搬入に関わる旅費・搬入費用などはすべて利用者が負担すること。
3. 利用者は、センター線量計と持ち込み線量計との線量相互比較作業に立ち会うこと。その際、個人線量計を持参し装着して作業を行うこと。
4. 線量計は、事前に動作チェック(電池切れ、コネクター接触不良、リーク、予備照射など)を行うこと。また、電池式の場合は予備の電池を用意すること。
5. 線量計を校正したデータがある場合は、古いデータでも持参すること(コピー可)。
6. センター線量計と持ち込み線量計との線量比較作業は無償とすること。
7. センターは、センター線量計と持ち込み線量計との相互比較書(試験成績書)を作成し利用者に提供すること。
8. センター利用は、各センターの事情により事前通知することなく延期および中断することがある。
9. センター利用に関連する事項に起因または関連して生じた損害についてセンターおよび日本放射線技術学会は、一切の賠償責任を負わないものとする。

追記

- 上記, 利用基準1. ~8. は各センターの事情により若干変更されるため利用者は使用するセンターに詳細を事前に確認すること.
- 利用基準は, 日本放射線技術学会と各センターとの協議により改定できるものとする.

この利用基準は平成 17 年 4 月 1 日より発行する.

日本放射線技術学会 診断領域線量計標準センター

(2021年4月1日現在)

番号	地区	設置施設名	住所(電話)	責任者名	取扱担当者名
1	北海道地区 (北海道支部)	北海道大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻	〒060-0812 北海道札幌市北区北12条西5丁目 ☎ 011-706-3411	石川 正純 masayori@med.hokudai.ac.jp	石川 正純 masayori@med.hokudai.ac.jp
2	東北地区 (東北支部)	東北大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻	〒980-8575 宮城県仙台市青葉区屋形町 2-1 ☎ 022-717-7943	千田 浩一 chida@med.tohoku.ac.jp	小倉 隆英 ivan@med.tohoku.ac.jp
3	下越地区 (東北支部)	新潟医療福祉大学 医療技術学部 診療放射線学科	〒950-3198 新潟県新潟市北区島見町 1398 番地 ☎ 025-257-4017	関本 道治 sekimoto@nuhw.ac.jp	関本 道治 sekimoto@nuhw.ac.jp
4	関東地区 (関東支部)	茨城県立医療大学 保健医療学部 放射線技術科学科	〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町阿見 4669-2 ☎ 029-840-2192	佐藤 斉 sato@ipu.ac.jp	佐藤 斉 sato@ipu.ac.jp
5	西東京地区 (東京支部)	駒澤大学 医療健康科学部 診療放射線技術科学科	〒154-8525 東京都世田谷区駒沢1丁目 23-1 ☎ 03-3418-9545	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp
6	東東京地区 (東京支部)	東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科	〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10 ☎ 03-3819-1211	根岸 徹 negishit@tmu.ac.jp	根岸 徹 negishit@tmu.ac.jp
7	北陸地区 (中部支部)	金沢大学 医薬保健学域 保健学類 放射線技術科学専攻	〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80 ☎ 075-265-2500	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
8	東海地区 (中部支部)	名古屋大学大学院 医学系研究科	〒461-8673 愛知県名古屋市中区大幸南 1-1-20 ☎ 052-719-1595	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp
9	関西地区 (近畿支部)	京都医療科学大学 医療科学部 放射線技術科学科	〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3 ☎ 0771-63-0066	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp
10	中国地区 (中四国支部)	広島大学大学院 医系科学研究科 歯科放射線学	〒734-8553 広島県広島市南区霞 1-2-3 ☎ 082-257-5691	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp
11	四国地区 (中四国支部)	徳島大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻 医用放射線科学講座	〒770-8509 徳島県徳島市蔵本町 3-18-15 ☎ 088-633-9054	富永 正英 tominaga@medsci.tokushima-u.ac.jp	富永 正英 tominaga@medsci.tokushima-u.ac.jp
12	九州地区 (九州支部)	九州大学大学院 医学研究院保健学部門	〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1 ☎ 092-642-6722	納富 昭弘 nohtomi@hs.med.kyushu-u.ac.jp	河窪 正照 k-mstr@med.kyushu-u.ac.jp

計測部会入会のご案内

計測部会は、平成5年4月に発足した専門部会です。この計測部会は、本学会の研究分野の基礎をなす「計測」について研究する専門部会です。『「計測」とは...いろいろな機器を使って、ものの数値を測ること...とされています。』

本学会における「計測」は、X線診断、放射線治療、核医学、放射線管理、MRI、超音波などに共通した多くの基礎的問題を抱えています。計測部会は、これらの問題を解決するとともに、放射線技術学領域を中心とした計測学の研究促進を図り、斯界の向上発展に寄与することを目的としています。計測部会への入会は、本学会会員であれば自由に入会することができます。また計測部会に入会されますと、部会主催のセミナーおよび講習会への参加費2000円の割引が適用されます。多くの会員の入会をお待ちしています。

〈計測部会の事業〉

1. 学術研究発表会、講演会開催
2. 地方支部主催の講演会への講師派遣
3. 会誌発行
4. 部会セミナー、講習会の開催
5. 線量計貸出事業
6. 診断領域線量計標準センターの運営

〈入会について〉

- ・ 日本放射線技術学会の会員であればどなたでも入会できます。
- ・ 学会 HP の会員システム RacNe にログインして入会手続きをしてください。
(<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka>)
- ・ お一人で複数の部会に入会できます。

年会費	正会員	:	2,000円(2つ目以降は各部会1,000円)
	シニア会員	:	各部会1,000円
	学生会員	:	会費免除(全ての部会に自動登録されます)

(複数登録された部会に順位はなく、同等の特典を得ることができます)
- ・ 部会ごとに年2回部会誌が電子版で発行され、会員システム RacNe から発行後すぐに閲覧できます。
- ・ 総会学術大会時、秋季大会時に各部会が開催されます。
- ・ 部会主催のセミナーおよび講習会への参加費が割引になります(例外あり)。

編集後記

マスク生活も長くなり、日常的な香りを忘れてしまいそうな今日この頃。つい先日までは、金木犀がたくさん咲いていましたが、あれほどの香りさえ意識しないと気付かないマスクは、きっと素晴らしい性能なのかと。

感染者数の推移に関係なく、医療現場での負担は増えるばかりですが、学術的なものに触れると、少しだけモチベーションを取り戻せる気がします。

本誌がその一端を担えることが出来たら、幸いです。

編集委員 根本道子

公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会委員 (50音順)

部会長 落合 幸一郎 茨城県立医療大学

小山 修司	名古屋大学	富永 正英	徳島大学
佐藤 斉	茨城県立医療大学	根本 道子	慶應義塾大学病院
庄司 友和	東京慈恵会医科大学附属病院	能登 公也	金沢大学附属病院
関本 道治	新潟医療福祉大学	宮崎 仁志	九州大学病院

計測部会誌 Vol.29, No.2, (通巻 57)

発行所 公益社団法人 日本放射線技術学会
〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167
ビューフォート五条烏丸 3F
TEL 075-354-8989 FAX 075-352-2556

発行日 2021年10月1日

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会 部会長 落合 幸一郎