



Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.25 , No.2 , 通巻 50

CONTENTS

○ 第50回計測部会

教育講演

「サーベイメータのTpics」

司会 首都大学東京 加藤 洋

株式会社日立製作所 中西 良和

シンポジウム

テーマ「正しくサーベイメータを使えていますか？」

司会 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

筑波大学 関本 道治

(1) サーベイメータの測定補法をもう一度理解しよう

千代田テクノル 池澤 芳紀

(2) サーベイメータの校正（校正機関）

茨城県立医療大学 佐藤 斉

(3) サーベイメータの校正（標準センター）

京都医療科学大学 堀井 均

(4) サーベイメータを用いた漏えい線量の測定

医建エンジニアリング 細沼 宏安

○ 入門講座（計測）

「エネルギースペクトルの測定（X線エネルギー測定）の理論的基礎と応用について学ぶ」

金沢大学附属病院 能登 公也

○ 専門講座6（計測）

「発光現象を利用した放射線線量測定」

茨城県立医療大学 佐藤 斉

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>

第 45 回 日本放射線技術学会 秋季学術大会

第 50 回計測部会ご案内

会場：広島国際会議場 第 7 会場

日時：平成 29 年 10 月 20 日(金) 9:00～12:00



目 次

- 巻頭言 「放射線・放射能・放射性物質・放射線量・放射能濃度…」
首都大学東京 加藤 洋・・・1

○ 第 50 回計測部会

日時：平成 29 年 10 月 20 日（金）9:00～12:00

場所：第 7 会場（事務室 1-3）

- 教育講演 司会 首都大学東京 加藤 洋
「サーベイメータの Topics」
株式会社日立製作所 中西 良和・・・2

シンポジウム

テーマ：「正しくサーベイメータを使えていますか？」

- 司会 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和
筑波大学 関本 道治
1. サーベイメータの測定方法をもう一度理解しよう
千代田テクノル 池澤 芳紀・・・4
2. サーベイメータの校正（校正機関）
茨城県立医療大学 佐藤 斉・・・6
3. サーベイメータの校正（標準センター）
京都医療科学大学 堀井 均・・・8
4. サーベイメータを用いた漏えい線量の測定
医建エンジニアリング 細沼 宏安・・・10

○ 入門講座（計測）

- ・平成 29 年 10 月 19 日（木）13:55～14:40 第 6 会場 ラン
「発光現象を利用した放射線線量測定」
茨城県立医療大学 佐藤 斉・・・12

○ 専門講座 6（計測）

- ・平成 29 年 10 月 20 日（金）14:00～14:50 第 7 会場（事務室 1-3）
「エネルギースペクトルの測定（X 線エネルギー測定）の理論的基礎と応用について学ぶ」
金沢大学附属病院 能登 公也・・・13

○ 教育委員会企画 2 「部会セミナー紹介」

- ・平成 29 年 10 月 19 日（木）13:30～13:55 第 6 会場 ラン
「計測部会セミナー」
東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和・・・14

○ 第 49 回計測部会発表抄録

教育講演 6

「医療における眼の水晶体に対する線量評価」

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 赤羽 恵一・・・16

シンポジウム

テーマ：「面積線量計について学ぼう！」

司会 稲城市立病院 落合幸一郎
名古屋大学 小山 修司

1. 面積線量計の基礎

トーレック株式会社 中沢 洋・・・17

2. 血管撮影領域での面積線量計の活用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・22

3. 口腔領域の X 線撮影における面積線量計の測定と評価

創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦・・・28

4. 一般撮影部門における面積線量計の活用法

川崎市立川崎病院 三宅 博之・・・41

○ 平成 27 年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・44

○ セミナー報告

・ 第 5 回 診断参考レベルセミナー（熊本大学医学部附属病院）

長崎大学病院 中田 朋子・・・47

・ 第 5 回 診断参考レベルセミナー（熊本大学医学部附属病院）

熊本大学医学部附属病院 尾野 倫章・・・48

・ 第 4 回 簡易形線量計作製セミナー（九州大学）

久留米大学病院 本田宗一郎・・・49

・ 第 4 回 簡易形線量計作製セミナー（九州大学）

（医）盛友会 小深田消化器病院 伊藤 尚美・・・50

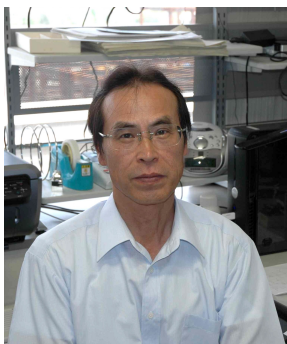
○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・・・・・52

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・・・・・53

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・55

○ 編集後記

巻頭言



放射線・放射能・放射性物質・放射線量・放射能濃度・・・

計測部会長
首都大学東京

加藤 洋

福島原発のあの事故から6年以上が経過した。この災害の受け止め方は人によって非常に大きな違いがあると感じる。まず、災害発生距離によって受け止め方が全く異なる。遠隔地、近隣地区、そして当事者である。また、受けた教育や背景知識によっても異なる。基本用語・数字・単位の意味が分らないと、報道もデータも理解できない。しかし、その意味が分かっても、何かが解決できるわけではない。さらに放射線の健康影響について「正反対」の言説が流布される中で、惑わされている人も多いと考えられる。

そのため、今も関東の中学校で、あるいは関西の大学で、根拠なき差別や心なき偏見の言辞・行動が繰り返されている。それはなぜか？やはり教育の問題が大きいのではないか。他方、教育だけで解決できるとは思えない。しかし、学ぶことで変わることはあるはずだと思う。

ところが、昨年、小中高校生らに放射線の知識を教える文部科学省の出前授業について、堺市内の小学校が年度内の中止を決めた。9月にあった小学校での公開授業で、講師の発言が誤解を与える表現だったため、保護者から疑問の声が寄せられ、文科省も誤解をうむ発言があったとして授業の委託先を指導したという。文科省によると、出前授業は2013年度に始まり、14年度からは元理科教師らでつくる一般社団法人エネルギー・環境理科教育推進研究所（東京都千代田区）が同省の委託を受け、学校側の要望に応じて講師を派遣し、全国で200回以上の授業を行っていた。

我々も人ごとではない。放射線を扱う職種として、患者・学生・周りの一般人に正しい知識を伝えなければならない。メリットだけでなくデメリットも真摯に伝え、正当性だけを前面に出すのではなく最適化も日々研鑽する必要がある。その手助けとして計測部会が存在していると自負している。今回のシンポジウム「サーベイメータの正しい使い方」もその一環である。測定器は確かに測定して測定値を表示してくれる。しかし、我々の目的は計測を行わなければならない。つまり、測定をする際に、測定器の正しい使い方、目的に適合した測定、測定値の取扱い、などに注意を払うことで計測値を導き出さなければならない。正しい知識を皆に伝えるため、計測部会を利用して下さい。

e-mail: katoh@tmu.ac.jp

「サーベイメータのトピックス」

Topics of Survey Meter

株式会社日立製作所
分析システム営業本部
中西 良和

【はじめに】

サーベイメータは、医療、工業、農業、そして原子力発電によるエネルギー分野など、多くの分野において利用されている。また、サーベイメータは、小型、軽量で持ち運びができ、簡便に扱えるため、放射線測定においては非常に便利な機器である。

今回は、『サーベイメータのトピックス』と題し、サーベイメータの基本的な使用用途の紹介と 2011 年東日本大震災以降におけるその変化について述べる。続いて、サーベイメータの過去からの進化と最新の製品を例として挙げ、その技術動向について述べる。

【サーベイメータの使用用途の紹介】

そもそもサーベイメータの主な目的は大きく分けて 2 つ、空間放射線量の測定及び表面汚染の測定となる。それぞれの目的を考慮した使用用途についてどのようなサーベイメータが使用されているかを述べる。（例えば、医療機関向けで利用頻度の高い電箱サーベイメータや GM サーベイメータがどのように使用をされているかなど）

また法令別（医療法、放射性物質汚染対処特措法、等々）で見た時に、必要なサーベイメータについて紹介する。法令ごとに使用する機種がある事を理解する事で、運用の中でどのような機種のサーベイメータが適切かどうかの判断ができる。

最近のトピックスとして、医療機関における α 線核種の管理として利用されているサーベイメータについても紹介する。

【除染作業現場におけるサーベイメータ使用状況】

2011 年東日本大震災により、サーベイメータの使用状況に変化が起きた。放射性物質汚染汚染対処特措法を基にその使用状況について説明する。

放射性物質汚染汚染対処特措法に付随し、環境省より除染関係ガイドラインが公布されたが、その中で除染作業現場において使用されるサーベイメータによる測定方法などが、目的に合わせて紹介されている。この点についてより深く紹介する。

【サーベイメータの進化】

過去から現在に至るまで、サーベイメータがどのように進化してきたのかを述べる。

サーベイメータに関してもその他の電気製品と同様に過去のものから比較するとアナログからデジタルへ進化している。空間線量率線量測定に使用されている NaI シンチレー

ションサーベイメータでは、測定値を直読できるエネルギー補償機能はほぼ当たり前となり、電離箱サーベイメータではゼロ点調整なども自動化されたりしている。一方、 β 線の表面汚染測定では従来から多く使用されてきたGMサーベイメータに加え、プラスチックシンチレーションサーベイメータも登場してきた。

本項では各サーベイメータが、時代と共に改良、進化してきた点についての詳細を述べる。

【サーベイメータの最新の技術動向】

サーベイメータは、従来では病院、大学、消防、警察、民間会社、研究所、原子力発電所及びその周辺自治体などにおいて、取扱などの訓練を受けた専門者によって、使用されるケースが多かったが、2011年 東日本大震災以降、前述の通り除染作業現場なども広く使用され、その中では十分な訓練を受けていない方々が使用されることもあり、使用環境においても従来から変わり、屋外で利用されることが急増した。これを機に、更なる軽量化、堅牢化、小型化、高機能化された様々な製品が発表されている。これらについて実際に販売されている製品を基に紹介する。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：正しくサーベイメータを使えていますか？

「放射線測定器の校正及び校正施設について」

Calibration and calibration facilities of radiation measuring instruments

株式会社千代田テクノル 大洗研究所 放射線標準課
池澤 芳紀

1. はじめに

福島第一原子力発電所の事故により大量の放射性物質が環境中に放出されたことによる人体影響への不安から、身の回りの放射線（能）などを測定する動きが広まった。これに伴い、様々な性能を有する放射線測定器が購入され、利用されるとともに、測定結果の確かさを保証するため、校正の重要性が厚生労働省の除染ガイドなどに明記された。その結果、我々が使用する最も身近な放射線測定器であるサーベイメータについても、校正が求められるようになって来た。ここでは、実際にサーベイメータの校正がどのように行われているかを紹介する。

2. 校正の目的

校正の目的は、その機器で得られた値の確かさを担保することである。一方、校正とは測定器によって指示される値と、標準によって実現される対応する値との関係を、特定の条件下で確定する一連の作業と定義されている。従って、本来の目的を達成するには、用いられる標準が、より上位の標準と切れ目のない校正により、最終的に国家標準あるいは国際単位系にまで繋がっていること（トレーサビリティが確立していること）が必要となる。

3. トレーサビリティの体系

校正の重要性が認識され、計量法に基づく計量法トレーサビリティ制度が平成5年より開始された。放射線・放射能に係る計量標準（国家標準）は、国立研究開発法人産業技術総合研究所の計量標準認定センター

(NMIJ) が設定・維持・供給を行っている。NMIJ より標準の供給を受けた登録事業者がユーザーへ基準供給を行う体制が図1の様に整っており、上位の標準への切れ目のない校正の連鎖が保たれている。弊社は、この JCSS 登録事業者として、JCSS 校正証明書を発行するとともに、簡便な一般校正も数多く実施している。

(図1)

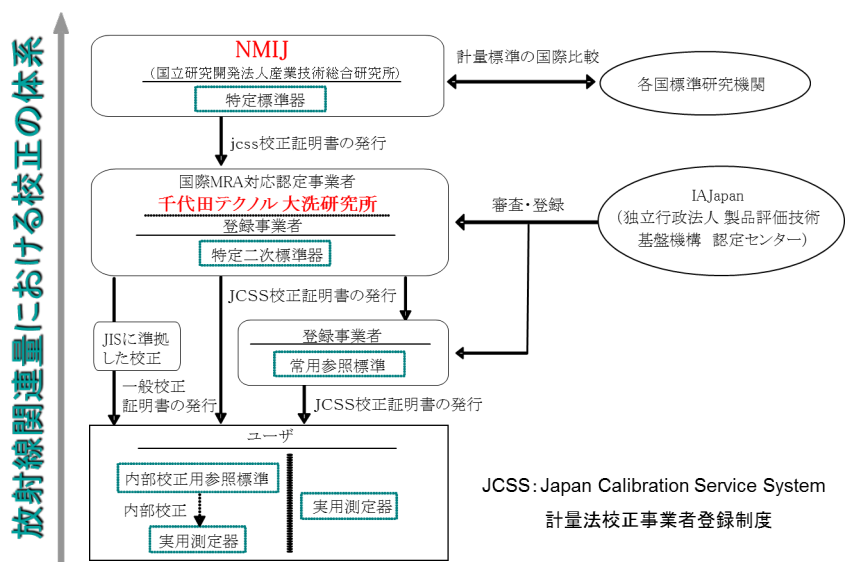


図1

4. サーベイメータの校正方法の概要

線量率サーベイメータの校正方法は、日本工業規格（JIS）に定められている。 γ （X）線・ β 線・中性子の線質の違いはあるが、概ねトレーサブルな測定器又は線源を用いて行われる。例えば、 γ （X）線サーベイメータの校正には、次の方法がある。（図2）

1) 置換法：照射装置により基準器を照射し、その位置における線量（率）を求める、次に、同一条件で被校正測定器を照射することで、校正を行う方法。

2) 線源法：一定の距離における線量（率）が求められている γ 線源を用いて、その位置において被校正測定器の校正を行う方法。

3) 逆2乗法：基準器によって求められた線量（率）を基に任意の距離における線量（率）を計算によって求め、被校正測定器の校正を行う方法。

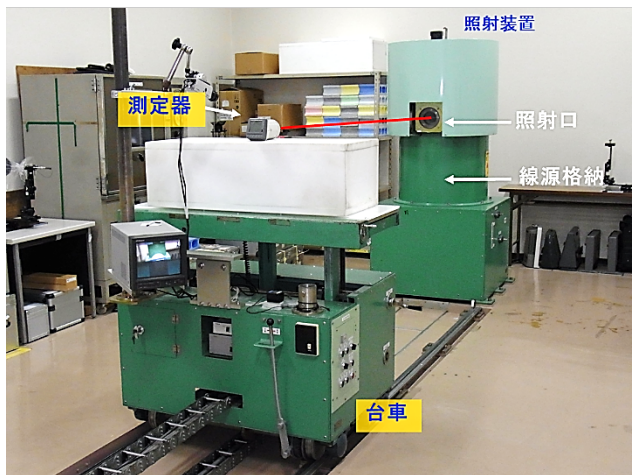
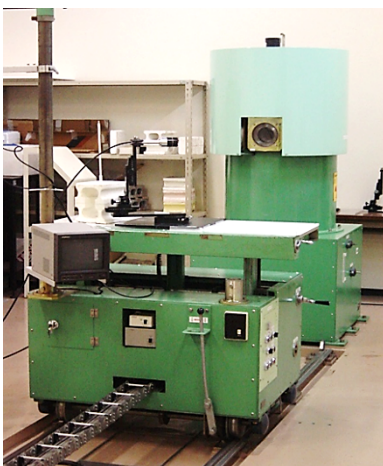


図2

5. おわりに

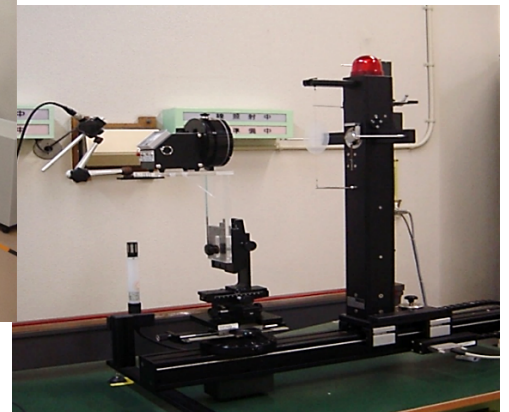
校正機関では、安心して測定器を使用していただくため、規格や指針に沿った厳密な校正を行っている。最後に弊社大洗研究所にある主な照射装置を紹介する。



γ 線照射装置



X線照射装置



β 線照射装置

テーマ：正しくサーベイメータを使えていますか？

「サーベイメータ測定法の理解」

Comprehension of the measurement method according to the survey meter

茨城県立医療大学

佐藤 斉

1. はじめに

放射線施設において、空間線量（率）の測定は定期的に行われており、測定器としてサーベイメータが広く用いられている。サーベイメータは、IECの規格¹⁾を基にした日本工業規格 JIS Z 4333:2014「X線、 γ 線及び β 線用線量当量（率）サーベイメータ」²⁾で規定されている。これは放射線サーベイを目的として、X線、 γ 線、及び β 線の周辺線量当量（率）計及び警報付き線量（率）計（以下、サーベイメータ）について規定したものであり、その適用範囲は、X線、 γ 線及び β 線の周辺線量当量（率） $H^*(10)$ 、 $H^*(10)$ 及び方向性線量当量（率） $H^*(0.07)$ 、 $H^*(0.07)$ である。ただし、放射線診断および放射線治療に用いる放射線場の線量（率）パルス放射線場の線量（率）の測定にかかわる特別な性能については規定されていない。

このJIS規格は、サーベイメータの線量直線性やエネルギー特性、方向特性などの性能にかかわる試験方法と適合範囲、許容範囲などについて示している。測定を行う際にはこれらのサーベイメータの特性をよく理解したうえで用いることが望ましい。

ここでは、より信頼のおける測定を実施するために、主な測定対象の線種はエックス線としてサーベイメータの特徴と測定法について再確認し、サーベイメータの基本的取り扱いについて概説する。

2. サーベイメータについて

2.1 サーベイメータの性能

どのような放射線測定にもいえることであるが、測定を実施する際には、放射線種などの測定する放射線場の特性や測定目的に応じた測定器を用いることが基本である。JIS Z4333には、サーベイメータの性能などについて取扱説明書に以下に示す事項を記載することとされており、使用する際にはそれらの内容を確認しておく必要がある。

- a) 検出期の種類
- b) サーベイメータが測定の対象とする放射線の種類
- c) サーベイメータの基準点及び基準の向き
- d) 有効測定範囲
- e) 定格範囲
- f) 直線性
- g) エネルギー・方向特性
- h) サーベイメータの質量及び寸法
- i) 電源
- j) 最大測定時間

- k) 温度試験の結果（形式検査結果）
- l) 操作方法及び保守方法
- m) 取扱い上の注意事項
- n) 交換部品リスト

2.2 サーベイメータの使用分類

JIS Z4333 では、サーベイメータの対象線量及び定格範囲を明確に表現することを目的として、附属書 C に示す使用分類を用いて分類し、取扱説明書などで表現してもよいとしている。分類、記号、最小定格範囲、エネルギー範囲、角度範囲、線量率、線量について示されており、上記の性能事項を含めて使用する状況に照らして確認する必要がある。

2.3 その他の規格

その他に使用する際に把握しておくべき規格の内容はいくつかある。たとえば、各種換算係数や、校正条件などがある。校正は JIS Z 4511「照射線量測定器、空気カーマ測定器、空気吸収線量測定器及び線量当量測定器の校正方法」⁴⁾に示されているが、校正の内容と、確認校正の概念の理解と実務的な運用についてもて知ることが大切である。これまでに数年にわたり実施してきた確認校正に関する事例を紹介する。

3. 測定法について

測定するサーベイメータの特性を把握したうえで、定められた測定手順で実施することが求められる。たとえば、エックス線診療室の測定で、撮影時の照射条件で線量率モードでの測定結果が記録されている例を見かける場合がある。いくつかの測定法を例示して、問題点や改善点を考察する。

4. おわりに

サーベイメータは比較的取り扱いが容易であり、放射線場の線量（率）測定器として広く使用されている。より信頼のおける測定を実施するためには、いくつかの要点を抑えながら、放射線測定場の状況を考慮して測定する必要がある。本シンポジウムでは、実用的な観点を踏まえながら、測定法などを確認して測定の信頼性について考えたい。

参考文献

- 1) IEC 60846-1:2009 Radiation protection instrumentation-Ambient and/or directional dose equivalent (rate) meters and/or monitors for beta, X and gamma radiation-Part 1:Portable workplace and environmental meters and monitors
- 2) JIS Z 4333:2014 X 線, γ 線及び β 線用線量当量（率）サーベイメータ
- 3) JIS Z 4511:2005 照射線量測定器、空気カーマ測定器、空気吸収線量測定器及び線量当量測定器の校正方法

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：正しくサーベイメータを使えていますか？

「サーベイメータの校正（標準センター）」

Calibrating survey-meters at Diagnostic dosimeter standardizing center

京都医療科学大学

堀井 均

1. はじめに

全国 10 か所の日本放射線技術学会 計測部会 診断領域線量標準センターにて所有、管理する基準線量計を用いて、サーベイメータの比較（校正）試験を実施している。特徴としては診断領域の X 線（70kV, 120kV）を使用して校正を行っていることである。その比較試験の具体的方法、近畿地区の医療施設からの依頼により年間 40 台程度の算出された校正値に対する各装置メーカーの特長、最後にサーベイメータの使用上の注意点などについて述べる。

2. 診断領域線量標準センター（京都医療科学大学）で使用する X 線装置と基準線量計

- ・ X 線装置 TITAN-225S（島津製作所）

管球冷却方式：水冷 ターゲット材質：タングステン

管電圧：5～225 kV（0.1 kV ステップ） 管電流：0.1～45 mA（0.1 mA ステップ）

安定性、再現性：± 0.05% 以内

- ・ 基準線量計（電離箱式）

検出部：DC300（Wellhofer） TNC/166 指示部：RAMTEC-1500B 013

1 回/2 年 日本品質保証機構（JQA）で診断領域の X 線（70kV, 120kV）にて校正

3. 実験室の X 線装置、検出器の配置

コリメートされた X 線装置とサーベイメータの計測値の読み取り用として Web カメラを配置、線量計を検査台に乗せレール上を容易に移動可能にするとともに、距離確認を精度よく行うためにレーザーポインタを使用する。なお、実験室の X 線装置および検出器は JIS Z4511 規格に従い配置する。標準となるべき基準線量計と被校正線量計を交互に X 線束内の同一点に設置して、両者の測定値比から校正係数を求める置換法にて校正を行う。

4. サーベイメータの校正の手順

- a. 管電圧（kV）と半価層（mmAl）より実効エネルギー（keV）を求める。

管電圧 70kV, 120kV にて半価層 3.0 mmAl, 4.97 mmAl になる付加アルミ厚を事前に求めておく。光子減弱データブックより半価層より実効エネルギー（33 keV, 42keV）を得る。

- b. Sv / Gy 変換係数による補正

得られた実効エネルギー 33keV, 42keV について、1cm 線量当量にかかる変換係数（JIS Z4511）より、Sv / Gy 変換係数を求める。 70kV（33keV）： 1.21 120kV（42keV）： 1.52

- c. 温度気圧による補正（空気密度補正係数）

- d. 基準線量計校正係数（JQA 校正時の校正係数）による補正

前述の各種の補正係数（基準線量計校正係数， S_v / Gy 変換係数，空気密度補正係数）から基準線量計の正しい線量率を求め，その値と被校正線量計の指示値を比較して校正係数を求める。

5. 各メーカーのサーベイメータの特徴

各メーカーのサーベイメータの校正係数についての特徴を以下に示す。

- ・アロカ社：校正係数 1.0 附近と安定
- ・FLUKE 社：校正係数 1.1 以上の値
加圧型（451P）は圧力低下にて感度の低下 再加圧が必要
- ・ROTEM 社：校正係数 0.8 以下の値（感度が高い）
- ・富士電機：不安定な値を示す。

校正係数の値ではなく、係数値が経年的に常に安定していることが重要である。

6. 使用上の注意と取り扱い上の留意点

- ・ 電源を入れ，30分程度ウォーミングアップ（特に電離箱式の場合）
- ・ バッテリーのチェック
- ・ レンジの切れ替え（積算線量と線量率）
一般撮影：積算線量 透視（連続照射）：線量率
- ・ 零点調整の実施
- ・ アナログ式の指示針を水平に保って計測
- ・ 測定レンジの切り替え（高いレンジから低いレンジに）
読み取りした時の値のレンジに注意
- ・ 時定数を考慮にした計測を実施（時定数の3倍の時間で測定）
- ・ 指示値を何度か読み取り，平均値を算出
- ・ 精密機械であるサーベイメータ
- ・ 定期的な校正

定期的な校正を実施（1年から2年に1回程度）

前回の校正係数と大きく値が異なる時はメーカー等に依頼，原因の究明 修理，再校正の確認が必要

7. 今後の診断領域線量計基準センターとして

現在，診断領域線量計基準センターでは厳密な校正作業を実施しているにも関わらず，「校正」ではなく「線量計比較試験証明書」という形で依頼施設に校正係数を提供している。本来の「校正」可能な検査基準（JCSS）をクリアするための対策が今後必要となる。そして，公的な保証という面がクリアできれば，診断参考レベルの公表により正確な線量計校正の需要が増加するものと思われる。

定期的に比較（校正）することで単に線量計の精度管理が可能になるだけでなく，線量を評価する従事者の意識の向上にもつながる。全国10か所の診断領域線量標準センターの比較（校正）試験を有効に利用して頂きたい。

テーマ：正しくサーベイメータを使えていますか？

「サーベイメータを用いた漏えい線量の測定」

Measurement methods of leakage dose using survey meter

医建エンジニアリング株式会社

細沼 宏安

【概要】

医療施設の X 線診療室は、医療法施行規則や電離放射線障害防止規則等の法規則により、その漏えい放射線量(外部放射線の線量)が定められている。管理区域境界、病室では 1.3mSv 以下/3 月間、居住区域境界、敷地境界では 250 μ Sv 以下/3 月間となっており、X 線診療室からの漏えい X 線量の把握が、X 線診療に対する安全性の担保、確認の上で重要となる。

法規則では、X 線診療室について、X 線診療を開始する前及び開始した後の一定期間ごとに漏えい X 線量の測定を行わなければならないとされているが、具体的な測定方法、例えば、測定箇所、使用する測定器の性能、使用するファントム等について明確な記述はなく、個々の測定者の判断に委ねられている現状があった。

一般社団法人日本画像医療システム工業会(以下 JIRA)では、X 線診療室からの漏えい X 線量測定の標準的方法の提示とその普及を目指し、日本画像医療システム工業会規格(以下 JESRA 規格)の「X 線診療室の管理区域漏洩線量測定マニュアル」を制定した経緯がある。今回、JIRA では上記 JESRA 規格の精査、検討を行い、漏えい X 線量測定についての JIS 原案を作成した。

今回は当 JIS 原案でのサーベイメータを用いた漏えい X 線量の測定について、その内容を紹介する。

【内容】

①サーベイメータについて

信頼できる測定範囲を持つサーベイメータで、JIS Z 4511(照射線量測定器、空気カーマ測定器、空気吸収線量測定器及び線量当量測定器の校正方法)に規定される校正が行われたサーベイメータを用いる。測定範囲については、線量率モードで 1.0 μ Sv/h、積算モードで 0.3 μ Sv を測定可能なものを用いる。

②ファントムについて

当該 X 線診療室での撮影が想定される部位を考慮し、その大きさに近いファントムを用いる。胸・腹部を想定する場合は、JIS Z 4915(胸・腹部用 X 線水ファントム)の胸・腹部用 X 線水ファントムを用いても良い。乳房を想定する場合は、精度管理用ファントム又は 4cm 厚の PMMA 製板を用いる。

③測定箇所について

測定箇所は、床または地面から 1m 程度の高さとし、安全性を考慮し、側壁面一面につき複数個所の測定を行う。また、測定位置は壁面から 10cm 以内とする。上階面について、測定位置は上階床面から 10cm 以内とし、複数個所の測定を行う。下階天井面については、測定作業時の安全性の観点から、下階の床面から測定できる範囲(安全を担保した上で、できるだけ上方)で、複数個所の測定を行う。また、ケーブルピット、換気扇などの開口部、線束方向の壁

面、X線管球から近い壁面、両開扉の扉が合わさる部分(召合せ)等は、床または地面からの高さを問わず測定を行うことが望ましい。

④線量率モードによる測定(透視の測定を想定)

通常の患者位置に適当なファントムを設置し、通常使用が想定される使用条件(管電圧、管電流、照射方向、照射距離等)でX線を照射して③の測定箇所の測定を行う。その際、サーベイメータ検出部については、その特性等をあらかじめ確認しておき、測定箇所において漏えいX線に対して最も検出効率が良くなる配置とする。

測定箇所にサーベイメータを配置し、X線の照射を行い、時定数の3倍以上の時間経過後から、時定数の間隔で3回程度の表示値を読み取り、その平均値に校正定数を乗じて測定箇所の測定値とする。また、バックグラウンド値(BG値)の測定は、X線の未照射時に、かつ、BG値が最も低くなると考えられる箇所で、時定数の間隔で3回程度の表示値を読み取り、その平均値に校正定数を乗じてBG値とする。測定箇所の測定値からBG値を減じて測定箇所の漏えいX線量率を得る。

⑤積算モードによる測定(撮影の測定を想定)

ファントムの設置、使用条件の設定、測定箇所、サーベイメータの配置については④と同様である。

測定箇所にサーベイメータを配置し、3回程度X線の照射を行い、その表示値を読み取り、その表示値に校正定数を乗じて測定箇所の測定値とする。1回の照射が5秒以上継続する照射の場合は、1回照射後の表示値を読み取ってもよい。BG値の測定方法および測定値を求める手順については④と同様。BG値に、測定箇所におけるサーベイメータの積算時間を乗じて積算時間分のBG値を求める。測定箇所の測定値から積算時間分のBG値を減じて測定箇所の漏えいX線量を得る。この漏えいX線量を照射回数で除して1回照射あたりの漏えいX線量を求める。

⑥漏えいX線量測定の記録について

漏えいX線量測定を行った際の記録について、施設情報については、施設名称及び室名称、X線装置については、その製造業者名、型式、製造番号、ファントムについては、その種類、寸法、サーベイメータについては、その製造業者名、種類、型式、校正年月を記録する。測定条件については、管電圧、管電流、撮影時間、照射距離等、測定結果については、測定箇所の放射線量(率)、漏えいX線量(率)および1回照射あたりの漏えいX線量、ならびにBG値を記録する。測定箇所を示す図面として、測定箇所を示した平面図及び立面図が必要である。また、上記方法(JIS化されれば、JIS規格番号が与えられる)に則り漏えいX線量(率)測定を行った旨も記録する。

「 発光現象を利用した放射線線量測定 」

茨城県立医療大学

佐藤 斉

発光現象を利用した放射線計測法は古くから利用されてきた。外部から物質にエネルギーが与えられたときに、光が放出される現象をルミネセンス（蛍光）という。ルミネセンスが生ずるような物質のうち、短い減衰時間で可視光領域の蛍光を発生（シンチレーション）する蛍光体（シンチレータ）が放射線計測に応用されている。また、荷電粒子が媒質中を通過する際に、荷電粒子の速度がその物質中の光速度よりも速い場合に光が発生するチェレンコフ効果を利用した計測法も利用されている。これらは、放射線の入射とほぼ同時に発光する現象を利用するものである。

一方、放射線照射により与えられたエネルギーを蓄積する物質を放射線計測に利用する検出器がある。蛍光ガラス線量計 (radiophoto luminescence dosimeter :RPD)、光刺激ルミネセンス (optically stimulated luminescence :OSL) 線量計、熱蛍光線量計 (thermo luminescence dosimeter :TLD) などがある。これらは、受動型線量計として広く用いられている。また、イメージングプレート (imaging plate :IP) も同様に放射線計測に利用されている。

ここでは、これらの発光現象を利用した放射線計測について概観し、特徴・特性や測定の応用方法について述べる。

「 エネルギースペクトルの測定 (X 線エネルギー測定) の 理論的基礎と応用について学ぶ 」

金沢大学附属病院

能登 公也

X 線管の照射口から放出される X 線を物理学的に表現するには次のような情報が必要である。①線束の大きさ、②X 線量、③X 線質の三つである。①の線束は照射面積であり、②の X 線量は線量計により測定される照射線量や空気カーマである。③の X 線質は X 線束の性質を表すものである。X 線の線質を間接的に表現する方法として従来から実効エネルギーが用いられているが、X 線管から放出される X 線はさまざまな連続したエネルギーを持つ光子（すなわち X 線スペクトル）が含まれることから一つの数値でもって X 線質を表現することは難しい。X 線を用いた放射線技術分野の研究において、X 線スペクトルを理解することはとても重要な事である。何故かというとな画質や病気の描出、放射線検出器、被ばく評価などどの分野であれ重要なのは光子と物質との相互作用であるため、全ては X 線スペクトルが出发点であるからである。

X 線スペクトルを取得する方法は現在のところ測定する方法と近似計算を利用する方法が一般的である。測定するには高純度ゲルマニウム、テルル化カドミウムなどの半導体検出器とマルチチャンネル波高弁別器を組み合わせた測定器を用いて、エネルギー分解能の優れた X 線スペクトルを得ることができる。近似計算による方法は種々あるが現在は Birch らや Tucker らの計算式がよく利用されている。

本講座では X 線スペクトルについての基本的な内容から測定器の特性について、また測定方法や利用方法について解説する予定である。

教育委員会企画 抄録

教育委員会企画 2 「部会紹介」

「計測部会セミナー紹介」

東京慈恵会医科大学附属病院

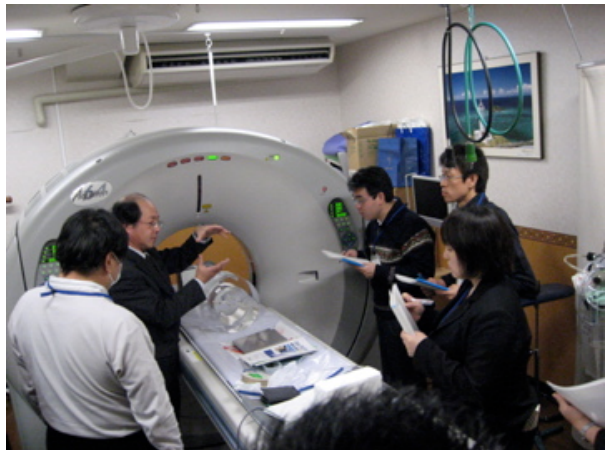
庄司 友和

計測部会は、日本放射線技術学会の研究分野の基礎をなす「計測」について研究する部会であり、線量測定だけでなく、あらゆるモダリティを対象としている。しかし近年、医療被ばくの問題や撮影線量の適正化などに注目が集まり、我々も放射線計測の普及活動が主軸となっている。

そのような背景の中、今年度の計測部会活動は幾つかの事業で構成されている。その中でも診断参考レベル(Diagnostic Reference Level:DRL)活用セミナーと簡易線量計作製セミナーは本部会の重要な事業になり、DRL の普及に大きな役割を担っている。これまでに DRL 活用セミナーは防護部会と共催し 6 回(9 月 4 日現在)終了している。



DRL 活用セミナーでの講演



X 線 CT の線量測定実習

また簡易線量計作製セミナーもこれまでに 5 回(9 月 20 日現在)終了しており、セミナーを通じて約 90 台の自作線量計が作成された。特にこのセミナーでは線量計をキット化し、組み立て作業を自分たちで行うことで、安価で線量計を提供している。また、線量計を作製するだけでなく、その場で簡易校正を行い、自分たちで作成した線量計にトレーサビリティを持たせる意味も合わせて啓発しており、DRL 活用セミナー同様、各施設での線量測定を普及させる重要なセミナーの一つになっている。

その他の活動としては、診断領域線量計標準センターによる線量計の校正事業、半導体線量計貸出事業、診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法を記した書籍の発刊なども行っている。

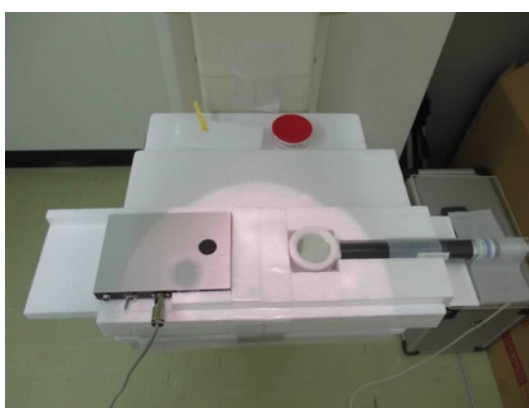
学会当日は、可能な限り計測部会の魅力と今後の展望について述べる予定である。



簡易線量計作製セミナー 組み立て作業風景



簡易線量計



マンモグラフィでの校正



第3回のセミナー参加者とスタッフ



吸収線量の標準測定法

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 医療における眼の水晶体に対する線量評価 」

Dose estimation for the lens of the eye in medicine

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 計測・線量評価部

外部被ばく線量評価チーム

赤羽 恵一

国際放射線防護委員会 (ICRP) は、最近の疫学的知見に基づき、2011 年 4 月に組織反応に関する声明を出した。その中で、眼の水晶体の職業被ばくに対する等価線量限度が変更された (50mSv/y , 100mSv/5y)。これを受け、IAEA や IRPA などの国際機関・組織や各国で議論が惹起され、防護の基準等に取り入れられ始めている。職業被ばくとしては、医療従事者、特に IVR 術者の被ばくが懸念されている。また、限度の対象ではないが、水晶体防護の観点からは、眼が照射野に入る放射線診療における医療被ばく防護も、改めて見直す必要があるかもしれない。しかしながら、水晶体の線量の測定・評価方法に関しては、明確な標準が定められたとは言い難い。このような状況に対し、線量計測に携わる関係者間での取り組みが求められていることは言を俟たない。面積線量計の利用も含め、合理的な線量評価手法の検討が必要である。

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「面積線量計の基礎」

Basics of DAP Meter

トーレック株式会社

中沢 洋

1895 年に X 線が発見されて以来、X 線技術は目覚ましい進歩を遂げ医療に不可欠な存在になっている。それに伴い放射線障害に対する取り組みがますます重要になっている。その為には受診者への X 線照射線量の把握が不可欠である。現在 X 線測定器は多種多様な製品が販売されているが、それぞれ使用目的に応じた特徴がある。今回のテーマの線量計は、受診者への照射線量を測定するものであり、その中から平行平板型の電離箱式 X 線検出器を利用した面積線量計を取り上げる。面積線量計の検出器は X 線吸収の少ない材質を使用し、光照射野を妨げないように透明な電極を採用していることが大きな特徴である。そのため X 線診断装置に常時設置しておくことができ、撮影ごとのセッティング等も必要ないため運用が容易であるうえ照射線量に照射面積を掛けた面積（照射）線量と照射線量の両方を同時測定が可能である。これらの特徴を持った面積線量計の原理、構造、仕組みについて解説する。

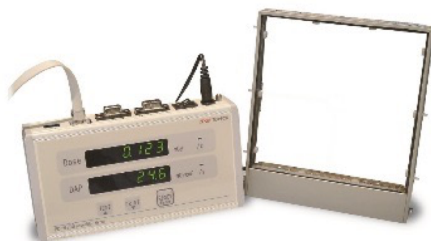
1. 面積線量計開発の背景について

- ①ICRP（国際放射線防護委員会）勧告 15 の要求に沿った線量計はないか
⇒「透視を行う場合には、放射線出力をみるために、利用線錐中に透過型モニタ電離箱を用い、照射線量と面積線量（照射野と照射線量の積）の両方を測定できること」が有効であると記載されている。
- ②さらに ICRP publication85 の「IVR における放射線傷害の回避」では、手技による皮膚の最大蓄積線量が 3Gy 以上（繰り返し施行されるような手技の場合には 1Gy 以上）と推定される場合には線量を診療録に記載すべきとされている
⇒手技中の患者被ばく線量をリアルタイムにモニタリングすることが重要

以上の要件に沿った線量計が必要であり、面積線量計がその要求に対応すると考え開発した。

<本体表示部>

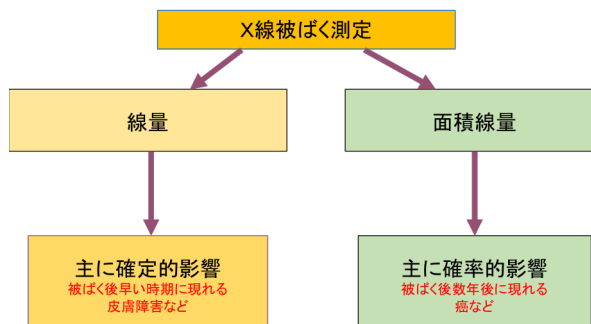
<X 線検出部>



<製品例：PD-9100>

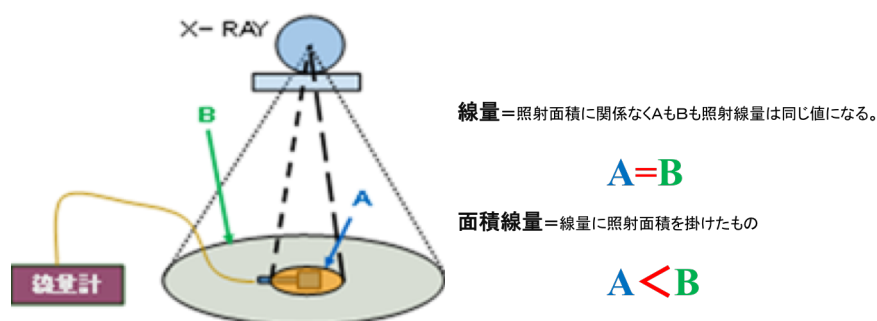
2. 線量と面積線量について

X線被ばくには線量（空気吸収線量から換算した放射線線量）と、線量に照射面積を掛けた面積線量がある。それぞれの線量は、異なる種類の影響に対する指標を与えるものと考えている。



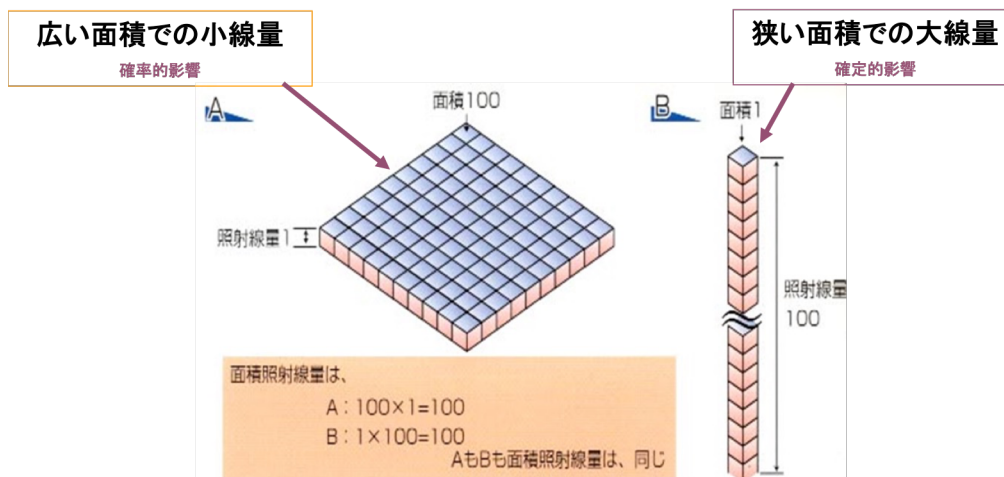
3. 線量と面積線量の概念

面積線量は線量×照射面積なので 単位が $\text{mGy} \times \text{cm}^2$ になる。



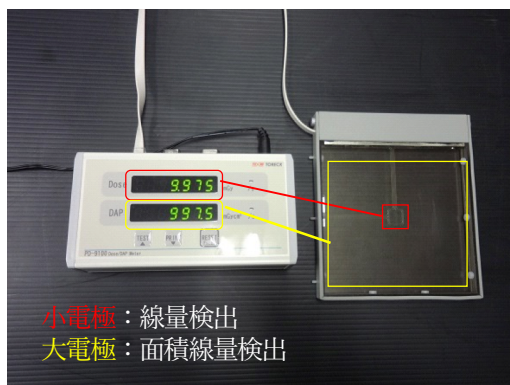
4. 線量と面積線量の両方を測定する理由

面積線量の測定だけでは、下図のような場合A、Bどちらも同じ値になり、患者のX線傷害防止には不十分である。その為、線量強度と面積線量の両方を測定管理する必要がある。



5. 面積線量計の構造

検出器は平行平板の二層構造になっており線量検出用の小電極と面積線量検出用の大電極で構成されている。小電極は常に電極面積以上の照射野でX線が当たっているので絞りの開度に依存しない。一方大電極は照射野の照射野面積に比例したX線量が検出される。また透明アクリル板を使用しているので光照射野も使え、常時設置したまま測定できるという特長がある。



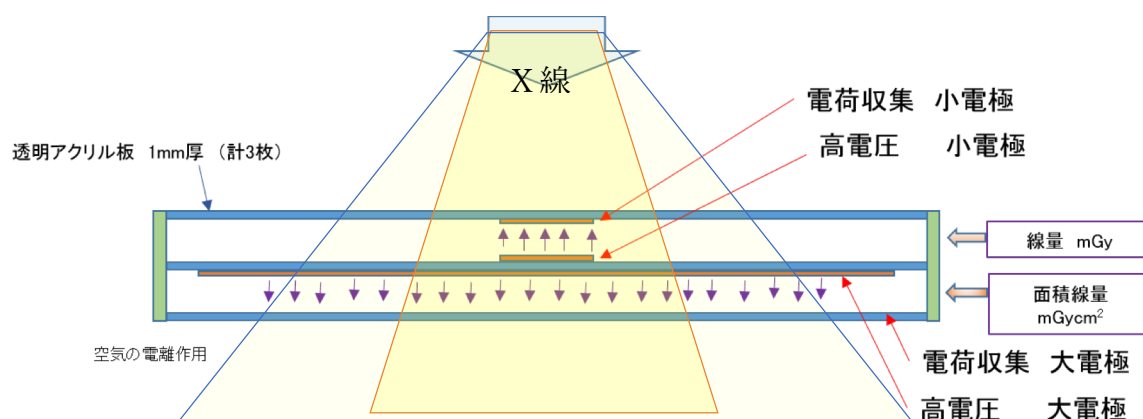
小電極：線量検出
大電極：面積線量検出



検出器外観

6. 二層式検出器の原理

小電極はX線照射野（絞りの開度）に影響されないが大電極はX線照射野の面積に応じて収集される電荷量に変化する。X線照射野が大きくなると、線量値も大きくなり小さくなると線量値も小さくなる。この現象を利用したものが面積線量計である。



7. 線量と面積線量の特徴

①線量測定

利点：照射面積に依存しない線量強度が測定できる。

線量管理が容易である。

欠点：線量値は距離に依存するので被照射体との距離が一定であることが条件となる。

②面積線量

利点：照射面積での線量なので確定的影響に関わる線量測定ができる。

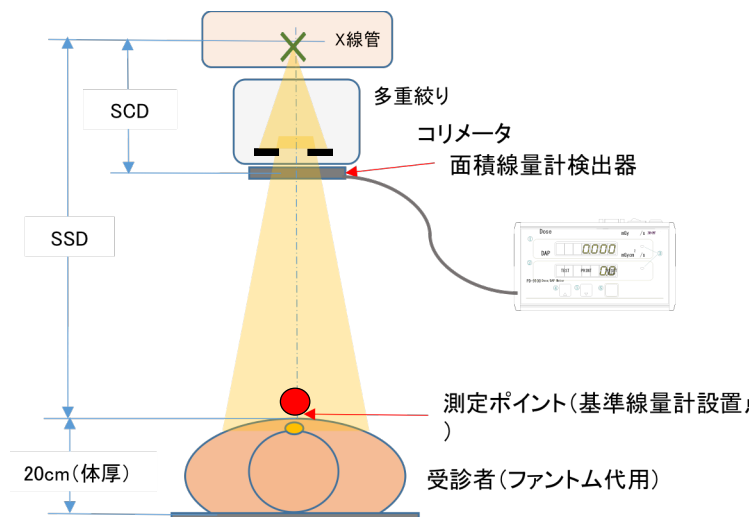
面積は距離の2乗に比例し、線量は距離の2乗に反比例するので理論的に距離依存しない。

欠点：狭い範囲での大線量と広い範囲での小線量でも、値が同じになる。

面積線量値のガイドラインが無い。

8. 線量調整ジオメトリ

面積線量計取り付けに際しては、受診者の入射位置での線量になる様に基準線量計を用いて調整する。この調整により実際にはX線照射部に取り付けても受診者の入射線量として直読することが出来る。



9. まとめ

面積線量計は、線量と面積線量の両方を同時に測定することが出来るので ICRP の勧告に沿った測定が可能である。またX線装置側に常時取り付けてあるので、線量計を意識することなく被ばく管理が行える。

弊社の面積線量計の測定データは、外部出力が可能でパソコンを使用した小規模管理システムから RIS 接続まで幅広い拡張性があり患者毎の線量管理が簡単にできる。

10. 今後の面積線量計

面積線量計は、X線装置固定式であるので技師、受診者に余計な負担が無いというメリットがある。しかし面積線量計には距離補正機能が無く線量測定は距離固定である。

距離補正機能としてX線装置側からの距離情報のインプット、または距離計測器などを利用し距離補正が付加されると、より使い勝手が向上すると考える。

さらにネットワークシステムに接続し個人情報を管理し、専用のアプリケーションを利用することで人体被ばくへの換算も可能になり、受診者被ばく線量計へと進化できるポテンシャルが有る。今後さらなる進化を目指して開発を続けていく所存である。

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「血管撮影領域での面積線量計の活用」

Application of DAP in Angiography and Interventional Radiology

山梨大学医学部附属病院 放射線部

坂本 肇

はじめに

面積線量計は平行平板型電離箱であり、X線透視装置に装着され欧州の国々を中心に広く普及しており、血管撮影領域において本邦では JIS の改訂 (IEC 60601-2-43 の取り入れ) に伴い装着率が大幅に上がり、現状では多くの装置に装備されている。

血管撮影領域では IVR の進歩に伴い患者の被ばく線量が増加する傾向にあり、放射線皮膚障害を起こした事例が多く報告されるようになったことから、手技中の患者被ばく線量をモニタリングする目的にて面積線量計が利用されている。面積線量計は手技や画像に影響を及ぼさず、簡便でリアルタイムに積算線量を表示可能であるが、測定値は面積線量($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$)で表示されるため、臨床での応用が難しく入射皮膚線量への変換が必要となる。また、面積線量計は装置前面に装着され総線量を測定していることから面積線量より術者被ばく線量の推定に应用可能であり、装置の品質管理として面積線量計は X 線出力をモニタすることができる。

ここでは、血管撮影領域での面積線量計の活用として、面積線量計の特性、患者皮膚線量推定、術者被ばく線量推定、装置の品質管理などの臨床応用についてシンポジウムの後抄録として解説する。

1. 面積線量計の基本特性について

面積線量計は電離箱線量計の一種であるが、形状が大型の平行平板型であるため通常の電離箱線量計とは基本特性が大きく異なる^{1, 2)}。International electro technical commission (IEC) 基準³⁾では面積線量計の指示値の誤差は±25%以内とされており、精度の高い線量計とは言えない。そこで、血管撮影装置に装着されている面積線量計の特性について述べる。なお、面積線量計は IEC publ.580³⁾にて規格化され、和訳として JESRA EJ-011 が発刊⁴⁾されているので参考にして頂きたい。

検討に用いた面積線量計は DIAMENTOR K2 : PTW 社製であり、X 線装置のコリメータに内蔵されリアルタイムに面積線量が表示されるシステムとなっ

ている．面積線量計の基本特性を評価するため，面積線量値を照射面積で除して（面積補正）導いた線量を空中に配置した電離箱線量計（ラドコン 500 型：ビクトリン社製）と比較した．線量特性，線量率特性においては通常の臨床で用いる範囲において電離箱線量計と比較し良好な特性を示し，照射面積と面積線量の関係も直線性が良く保たれていた．

しかし，線質特性においては臨床で使用する管電圧 60～120kV の範囲にて電離箱線量計との相対値（面積線量計から求めた値/電離箱線量値）は，管電圧が高くなるに従い小さくなり 1.3～1.1 の範囲となった（Fig.1）．70kV を基準とした場合，臨床にて使用頻度の高い 60～100kV では+6%～-8%の誤差率となる．一般的に，電離箱線量計は線質依存性の小さい線量計であるが，大きな平行平板型の面積線量計は線量計自体での吸収が大きくなる．このため，付加フィルタと同様な効果が起こり，面積線量計を透過してきた線量の測定となる電離箱線量計の指示値は低くなり，結果的に相対値は大きくなったと考えられ，面積線量計は線質依存性が大きい線量計である．

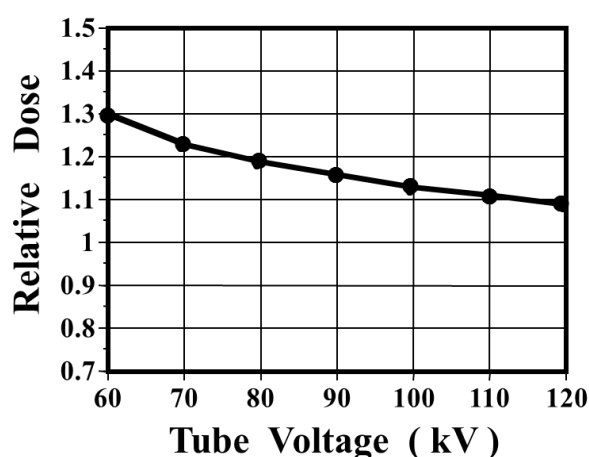


Fig.1 面積線量計の線質特性

2. 患者皮膚線量推定

面積線量より患者入射皮膚線量を求めるためには，(1) 式を用いることにより変換できる^{1, 6)}．

$$\text{ESD} = (\text{DAP}/\text{SEA}) \cdot \text{BSF} \cdot (\mu \text{ en}/\rho)_{\text{tiss}}/(\mu \text{ en}/\rho)_{\text{air}} \cdot T \quad \text{----- (1)}$$

ESD：入射皮膚線量(mGy)

DAP：面積線量値（校正された値）(mGy・cm²)

SEA：皮膚入射面積（cm²）

BSF：後方散乱係数

$(\mu \text{ en}/\rho)_{\text{tiss}}/(\mu \text{ en}/\rho)_{\text{air}}$ ：組織線量変換係数（空気に対する皮膚の質量エネルギー吸収係数比）

T：検査テーブルの補正係数

(1) 式において，後方散乱係数は管電圧（線質）と照射面積，組織線量変換係数は管電圧（線質）により変化する．血管撮影では装置の自動露出機構により透視・撮影条件が刻々と変化し，臨床において管電圧や照射野を正確に把握す

ることは困難であることから、正確に皮膚の吸収線量を測定することは難しい。

(1) 式を臨床において簡便に用いるために、ファントムを用い患者照射基準点（旧呼称：インターベンショナル基準点）位置にリファレンス線量計を配置し、(2) 式にて検査テーブルやファントムからの後方散乱の影響を加味して面積線量計の補正を行い、入射皮膚線量を (3) 式で求めた。

$$I = (K_{air} \times AIRP / DAP_i) \times (\mu_{en/\rho})_{tiss} / (\mu_{en/\rho})_{air} \text{ ----- (2)}$$

I：使用検出器サイズでの補正係数

K_{air} ：リファレンス線量計より求めた空気カーマ(mGy)

SEAIRP：患者照射基準点位置での使用検出器サイズの照射面積(cm²)

DAP_i：面積線量計の表示値(mGy・cm²)

このとき、空気カーマから皮膚への吸収線量変換係数 $(\mu_{en/\rho})_{tiss} / (\mu_{en/\rho})_{air}$ は管電圧に伴い変化させなければならないが、臨床において対応が難しいため代表値として $(\mu_{en/\rho})_{tiss} / (\mu_{en/\rho})_{air} = 1.06$ を用いた。

$$ESD = (DAP_r / SEAIRP) \times I = DAP_r \times (I / SEAIRP) \text{ ----- (3)}$$

DAP_r：臨床時面積線量計の表示値(mGy・cm²)

$I / SEAIRP$ は事前に (2) 式より求めることができるため、(3) 式より臨床中の面積線量値から簡便に患者照射基準点位置での入射皮膚線量を算出することが可能となる。なお、患者照射基準点は成人心血管検査のみに適応されることに注意しなければならない。Fig.2 に成人心血管検査治療において患者背面に TLD を貼り、得られた実測値と面積線量から計算した入射皮膚線量の関係を示す⁶⁾。面積線量計から計算した患者照射基準点での入射皮膚線量は、TLD による実測値に比較し過大評価をする傾向にあり、基準点の 1 点の線量で基準軸上の実際の入射皮膚線量を推定していることから誤差が生じる。

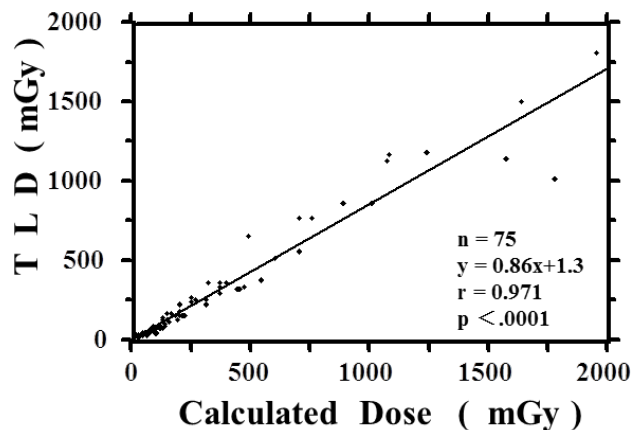


Fig.2 皮膚線量の実測値と患者照射基準点における入射面積を用いた場合での推定値との比較

3. 術者被ばく線量推定

術者の被ばく線量測定に関して、空中線量はサーベイメータにて測定し、個人線量測定は線量測定サービス機関に委託しての測定がほとんどであるが、装置に装着され出力される総 X 線量を測定している面積線量計を利用し、術者位

置での空中線量および術者被ばく線量が面積線量値より推定可能であるかについて検討を行った。

術者位置での散乱 X 線量である空中線量と面積線量の関係性を評価した結果、被写体厚が厚くなるに従い空中線量と面積線量は同様な傾向にて増加し、被写体厚に対する空中線量値と面積線量値は $y=28.8X-9.3$, $r=0.996$ と相関が強く、 $p<0.0001$, $r^2=0.992$ が得られた (Fig.3)。なお、回帰式の y は空中線量値 (μSv)、 X は面積線量値 ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$) である。これより、面積線量を測定することにより散乱 X 線による周辺線量当量の推定の可能性が示唆され⁷⁾、一般的に用いられている空中線量分布図は時間あたり ($\mu\text{Sv/h}$) であり、相対的な線量分布の把握には便利である反面、被写体厚の変化には対応できないため臨床における周辺線量当量の把握は困難であり、今後は面積線量あたりの空中線量分布が必要であると考え。

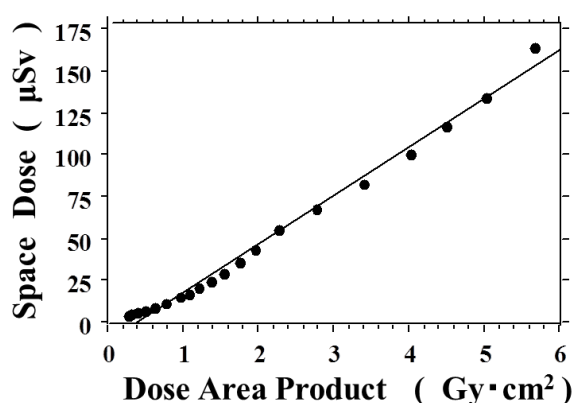


Fig.3 空中線量値と面積線量値との関係

術者被ばく線量と面積線量の関係性を評価するため、1症例あたりの術者の実効線量 (H_E) と皮膚等価線量である $70\mu\text{m}$ 線量当量 ($H_{70\mu\text{m}}$) を TLD にて測定し面積線量との比較を行った。1症例あたりの術者実効線量 H_E (μSv) と面積線量 ($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$) の関係は $y=0.38X+19$, $r=0.87$, $p<0.0001$, $r^2=0.75$ が得られ (Fig.4)、装置からの出力される総 X 線量を測定している面積線量は、実効線量と強い相関があり術者の被ばく線量推定の可能性が示唆された⁷⁾。

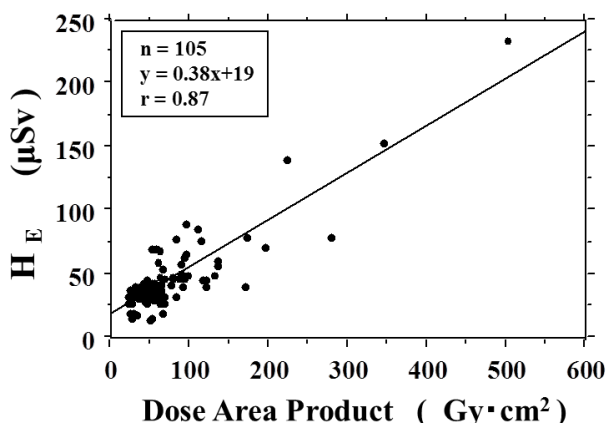


Fig.4 術者実効線量(H_E)と面積線量との関係

4. 装置の品質管理

血管撮影装置は自動露出機構によりシステム感度補償機能を有し、一定レベルの画質を提供するため自動的に X 線照射条件が変化するため、X 線発生装置

の性能管理も重要となり日常における X 線出力管理として、面積線量計を用いた品質管理は容易に臨床現場で行うことが可能である。

簡便に日常で装置の X 線出力管理を行うためにコリメータ上へ銅板 3.5mm を置き同一の幾何学的配置にて、1 分間の透視により面積線量値、透視条件（管電圧、管電流、パルス巾）を経時的に 6 ヶ月間の各 1 週間隔の測定結果を Fig.5 示す⁸⁾。A,B 点はメーカーによるメンテナンスにて線量調整を行っており、面積線量値に変化が生じている。透視条件の僅かな変化を面積線量計は表示可能であることから、日常において装置の出力、自動輝度調整機構、自動照射野調整機構などの装置精度管理および面積線量計自身の品質管理が容易に可能である。

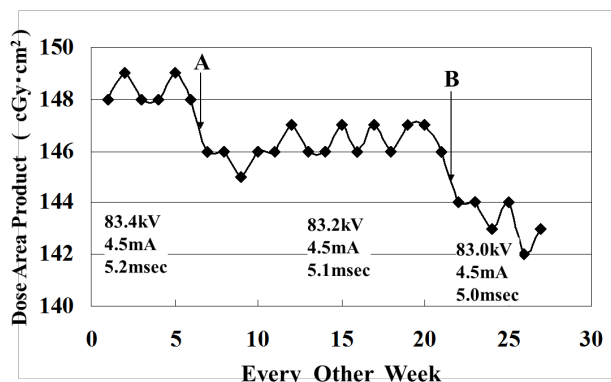


Fig.5 面積線量値の経時変化

5. まとめ

本シンポジウムでは、血管撮影領域での面積線量計の臨床応用として患者皮膚線量推定、術者被ばく線量推定、装置の品質管理などの活用について報告した。

面積線量計の基本特性は線質依存性が大きく、線量特性・線量率特性などは良好であった。面積線量より実用的な変換方法にて入射皮膚線量を推定した結果、実測値との間には高い相関が認められ患者照射基準点での入射面積を用いることにより更に簡便となった。術者被ばく線量推定では、術者位置での空中線量と面積線量、実効線量と面積線量からの推定値の間には高い相関が認められた。また、装置の品質管理として、面積線量計を用いた方法は容易に臨床現場で行うことが可能であった。

今後は確率的影響を合理的に低減し防護の最適化を図るために用いられる診断参考レベル（DRL）としての面積線量値の活用は有効であり、血管撮影領域での面積線量計の応用範囲は広く、更に普及し有用に活用されることを期待する。本稿がその一助となり今後の参考になれば幸いである。

参考文献

- 1) 坂本 肇,中村 修,弓削 誠,他：面積線量計による患者被曝管理の検討.日放技学誌,56(10),1256-1265,(2000).
- 2) 坂本 肇：面積線量より皮膚線量へ.日放技 計測分科会誌, 11(1),17-22,(2003).
- 3) IEC Standard Publication 580-1977: Area exposure product meter. (1977).
- 4) IEC Publ.580：医用放射線関連和訳規格 面積線量計.日本放射線機器工業会,(1993).
- 5) 坂本 肇：放射線医療技術学叢書(25) 医療被ばく測定テキスト（改訂2版） 第6章 面積線量計による IVR 被ばく線量評価の実際.日本放射線技術学会, 京都: 73-89, (2012).
- 6) 坂本 肇,相川良人,池川博昭,他：新しく規格化されたインターベンショナル基準点についての考察.日放技学誌,60(4),520-527,(2004).
- 7) 坂本 肇, 小林 寛, 池川 博昭,他：面積線量計による術者被曝線量推定に関する検討.日放技学誌, 62(7) ,951 -960.(2006).
- 8) 坂本 肇：面積線量計の基礎から臨床応用.日放技学誌 62(4)：467-476,2006.

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 口腔領域の X 線撮影における面積線量の測定と評価 」

Measurement and evaluation of Dose Area Product in oral X-ray examinations

創聖健康保険組合診療所 放射線科
遠藤 敦

1. はじめに

本稿では、面積線量 (Dose-Area Product : DAP) を歯科領域の X 線撮影装置における品質管理 (Quality Control : QC) および QC を含めた品質保証 (Quality Assurance : QA) で利用することを目的とし、その目的を達成する手段としての面積線量計の使い方や校正について解説する。ここでの面積線量の用語は JIS Z 4751-2-54 : 2012 に従った。

歯科領域における DAP は、1 台の面積線量計で複数装置の DAP を測定し、管理する上で注目されている。例えば、パノラマ撮影装置は、縦長のスリット状 X 線束のため、スリットビーム射出口に面積線量計を取り付けて DAP を測定する方法が一番簡便で、これ以外の方法では工夫が必要となる。具体的にはスリット状の線束のため、指頭型などの一般的な電離箱式線量計では電離箱全体に照射されないなどが挙げられる。歯科用コーンビーム CT では照射野が広いいため、X 線管側に面積線量計を取り付けて、利用線垂全体が有感領域におさまるようにして DAP を測定する方法が一番簡便で、これ以外の方法では工夫が必要となる。一方、内科領域における面積線量計の一般的な用途は、装置備え付けの面積線量計をモニター線量計として使うことであり、ここで解説する面積線量計の用途と趣が異なる。

一般的に使われている線量計は、被校正線量計とリファレンス線量計を測定したい同一の放射線場に設置し、リファレンス線量計の指示値を被校正線量計の指示値で除して校正係数を求める (置換法)。測定したい同一放射線場とは、通常は入射表面線量や入射線量などであるが、面積線量計はモニター線量計として使用するので、おおむね 100 cm 手前の X 線管側に固定されている。よって面積線量計はリファレンス線量計と同一放射線場に設置できない。さらに、面積線量計が X 線管に近いところに設置してあるということは、面積線量計に焦点外 X 線や可動絞りの散乱線など、迷放射線が入射する。しかもこれらは、装置によっても異なり、使用する管電圧や照射野にも依存する。従って、面積線量計の校正は装置ごとに、また、使用する撮影条件ごとに行う必要がある。しかし、それは煩雑で時間を要する作業となる。そこで、煩雑な作業を少しでも解消するために、面積線量計の線質依存性を求め、線質補正のみ施した面積線量で装置管理に使用できないか、その妥当性を評価する。具体的には、① 3 機種で求めたリファレンス線量計からの指示値を DAP とする。② 被校正線量計からの指示値 DAP' に線質補正係数を乗じた値を DAP'' とする。③ DAP'' を DAP で除し、両者にどの程度の開きがあるのか調べ、その差が装置管理に使える範囲に収まっているかを調べる。

本稿は、日本放射線技術学会 第 73 回総会学術大会 第 49 回計測部会シンポジウム「面積線量計について学ぼう」にて発表した内容を後抄録としてまとめたものである。

2. 歯科用撮影装置の概略

本稿でDAPを評価した歯科用撮影装置について概説する。

2-1. パノラマ撮影

この撮影は、上下顎にわたるすべての歯と周辺組織を1枚の画像で総覧的に表示する。歯と歯周組織の観察には、口内法と比較して解像度が低いが、顎骨へ進展した病変や顎骨の疾患の診断に有用である。本装置では縦長のスリット状のX線束が頭部周辺をおよそ3/5回転する。パノラマ撮影のX線束は1次スリットで縦長のスリット状に絞られて患者に入射し、患者を透過したX線束は2次スリットを通過して検出器に到達する。この装置の患者線量をモニタリングするために利用されるのは線量幅積 (Dose-Width Product : DWP) もしくはDAPである。DWPは2次スリットの患者側に光刺激ルミネセンス線量計などの線量計を設置して線量を求め、X線フィルムやIPなどでその位置のX線束の幅を求めて、両者を乗じてDWPを得る。DAPは、X線フィルムやIPなどでX線束の高さを求め、DWPとの積で算出する。

2-2. 歯科用コーンビームCT撮影

撮影は座位で行い、X線管と2次元検出器が患者の周りを1回転、もしくは1/2回転し、一度の撮影で3次元情報を収集する。X線束は円錐形ないし角錐形である。この装置の患者線量をモニタリングするために利用されるのはDAPである。歯科用コーンビームCT(歯科用CBCT)はインプラント治療¹⁾、埋伏歯の抜歯²⁾、顎顔面領域の外科学³⁾、歯内治療学⁴⁾、歯周病学⁵⁾、顎関節の評価⁶⁾および歯科矯正科⁷⁾などの歯科の専門分野で広範囲に使用されている。最近、SEDENTEXCTにより、歯・顎顔面領域における歯科用CBCTを用いた検査のガイドラインが提案された⁸⁾。SEDENTEXCT(safety and efficacy of a new and emerging dental X-ray modality)は、欧州における歯・顎顔面放射線学会に設置された組織で、歯科用CBCTの安全性と、それによる効果を増進させることを活動の目的としている。

2-3. 口内法撮影

この撮影法は撮影媒体を口腔内に入れて、口腔外よりX線を照射して撮影する。口内法撮影は歯と歯周組織の観察を目的としている。口内法の照射野は円形で照射筒先端で直径6 cm程度、30 cm²と撮影領域は限定され、使用する管電圧は60 kV~70 kV程度である。1回撮影あたりの実効線量は0.01 mSv程度と小さく、胸部撮影の6分の1程度となる。増感紙を使用しない、いわゆるノンスクリーンフィルムタイプから半導体素子やイメージングプレートを使用したデジタル撮影まで様々な媒体が使用されるが、ノンスクリーンフィルムタイプを用いた場合、増感紙を用いたスクリーンフィルムタイプに比べて10倍程度の入射表面線量となる。口内法撮影において、患者線量をモニタリングするために利用されるのは患者入射線量 (Patient Entrance Dose : PED) もしくはDAPである⁹⁾⁻¹¹⁾。PEDはコーン先端での自由空気中の空気カーマで、このPEDに照射野の面積を乗じたのがDAPである。また、PEDに入射面にある皮膚などの後方散乱成分の補正をすることで入射表面線量 (Entrance Surface Dose : ESD) が求まる。補正に必要な後方散乱係数は、歯科領域ではほぼ一定で1.2~1.3となる。

3. 歯科用撮影装置での面積線量測定

上記、装置の概略で解説したように、すべての装置はDAPで管理できる。ここからは、具体的に各装置におけるDAPの測定について解説する。以下、電離箱式線量計を用いたDAPは、すべて温度・気圧補正を行ったものとする。

3-1. 使用撮影装置

パノラマ撮影装置としてHyper-XF (Asahi Roentgen, Kyoto, Japan), 歯科用CBCTとして3DX マルチイメージングマイクロ CT(J Morita, Kyoto, Japan), 口内法撮影装置としてALURA (ASAHIROENTGEN, Kyoto, Japan)を使用した。

3-2. 測定器

パノラマ撮影装置および歯科用CBCTでは、面積線量計Diamentor M4 (PTW, Freiburg, Germany), リファレンス線量計nanoDot (Landauer Inc., Glenwood, IL, USA), 面積測定としてイメージングプレート (IP; Fujifilm, Tokyo, Japan)を使用した。口内法撮影装置では面積線量計Diamentor M4 (PTW, Freiburg, Germany), リファレンス線量計Radiation monitor 9015/10X5-6M (Radcal, CA, USA), 面積測定としてIPを使用した。

nanoDot 線量計には直径4 mm程度の光刺激ルミネセンス素子が入っており、線量計全体の大きさは一辺が10 mmの正方形で厚さが2 mmとなっている。測定値は直径4 mmの線量計を3か所、1か所当たり3回、合計9点の測定を行い平均をとった。

nanoDot 線量計の指示値の信頼性を確保するために3回繰り返して照射し、この値に1/3を乗じて1回あたりの線量を求めた。また、nanoDot 線量計は80 kVで校正されており、今回使用するエネルギーの範囲における校正係数はほぼ1.0であった。従って、nanoDot 線量計からの空気カーマ (K_{air}) とIPから得られた面積 (A) の積をとり、リファレンス線量計からのDAP ($K_{air} \cdot A$) とした。nanoDot 線量計からの指示値は、長瀬ランダウアに送り、Landauer microStar reader (Nagase-Landauer Limited, Tsukuba, Japan)によって計測した。

3-3. パノラマ撮影装置での測定方法

装置の外観をFigure 1に示す。測定配置の模式図をFigure 2に示す。予め、遮光用のビニール袋で覆ったIPを受像器側に取り付け、照射野面積 (A) を求めておく。Diamentor M4の透過型電離箱をHyper-XFのスリットビーム射出口に取り付ける。次に、nanoDot 線量計を受像器側のスリット面上に2.5 cm間隔で5個置く (Figure 3)。その際、IPから読み取った照射野面積の位置を参考にして配置した。管電圧78 kV, 管電流10 mA, 照射時間12 sで照射し、Diamentor M4の指示値DAP' とnanoDot 線量計から空気カーマ (K_{air}) を測定する。nanoDot 線量計から求めた空気カーマ (K_{air}) とIPから求めた照射面積 (A) から(1)式によってリファレンス線量計からのDAPを求めた。変動は変動係数 (CV) で評価し、(2)式に従い算出した。今回使用する3機種でIPから面積を読み取る場合は、線量とピクセル値が線形応答になるように変換した。



Figure 1 パノラマ装置外観

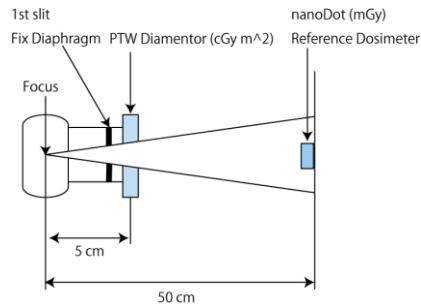


Figure 2 測定の幾何学的配置



Figure 3 nanoDot線量計
を2次側スリットに配置

$$DAP = K_{air} \cdot A \quad (1)$$

DAP : リファレンス線量計の面積線量 (mGy cm^2)
 K_{air} : リファレンス線量計からの空気カーマ (mGy)
 A : 照射野面積 (cm^2)

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} = \frac{1}{\bar{x}} \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum (x_i - \bar{x})^2} \quad (2)$$

CV : 変動係数
 s : 標本標準偏差 (測定器からの指示値)
 $\bar{x}$: 標本平均 (測定器からの指示値の算術平均)
 x : 測定値 (測定器からの指示値)

IPからの面積の求め方

IPの蛍光体層から読み取った像をFigure 4に示す。管軸に平行および垂直方向の線量プロファイルを図5aとFigure 5bに示す。

この装置ではV字型のスリットを使用している。管軸に直交する線量プロファイル (Figure 5b) で一部の線量が低下しているのはV字スリットのためである。

長軸、短軸の線量プロファイルの半値全幅 (Full Width at Half Maximum: FWHM) を長さとし、両者を掛けたものを面積とした。日本工業規格 (Japanese Industrial Standards: JIS) によると、X線照射野の境界および大きさは次のように定義されている。「X線照射領域を四つの象限に分け、各象限のおおよその中心での空気カーマ率の平均値を求め、空気カーマ率が平均値の25%になる点の軌跡をいう」(JIS T 0601-1-3: 2005)。この定義により求めた照射野の面積と、FWHMから求めた面積を比較すると1%未満で一致したため、本抄での面積はすべてFWHMから算出した。



Figure 4 照射野の画像

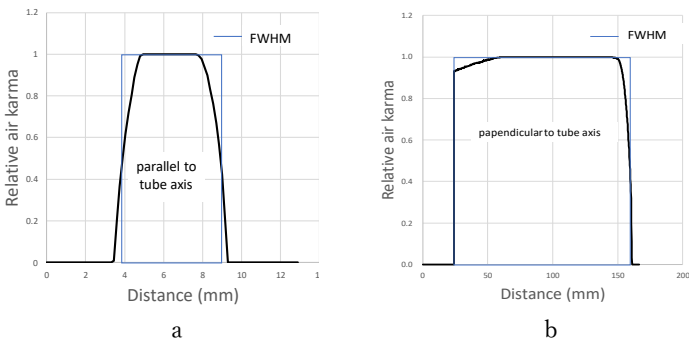


Figure5 管軸に平行方向の線量プロファイル (a), 管軸に垂直方向の線量プロファイル (b)

結果

被校正線量計 Diamentor M4 からの DAP’ は 96.9 mGy cm², リファレンス線量計 nanoDot と IP の組み合わせ (nanoDot/IP) からの DAP は 82.7 mGy cm² となり, 変動係数は両者とも 5 % 未満となった (Table 1).

Table 1 パノラマ撮影装置の面積線量

	Diamentor M4	nanoDot/IP
平均値 (mGy cm ²)	96.9	82.7
CV (%)	0.4	4.5

3-4. 歯科用コーンビーム CT での測定方法

装置の外観を Figure 6 に示す. 測定配置の模式図を Figure 7 に示す. 遮光用のビニール袋で覆った IP を受像器側に取り付け, 照射野面積 (A) を求める. Diamentor M4 の透過型電離箱をビーム射出口に取り付ける (Figure 8a). 次に, nanoDot 線量計を受像器側の中心に 1 つ貼りつける (Figure 8b). その際, IP から読み取った照射野面積の位置を参考にして配置した. 下顎大臼歯部の撮影条件となる管電圧 90 kV, 管電流 5 mA, 照射時間 17.5 s で照射し, Diamentor M4 の指示値から DAP’ を測定し, nanoDot 線量計から空気カーマ (K_{air}) と IP から求めた照射面積 (A) から (1) 式によってリファレンス線量計からの DAP を求めた.



Figure 6 歯科用
CBCT 外観

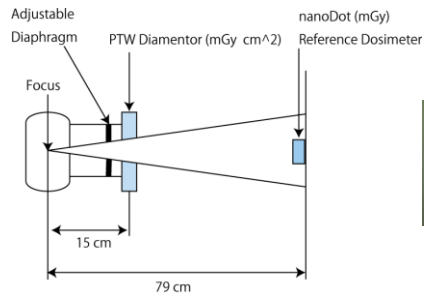


Figure 7 測定の幾何学的配置

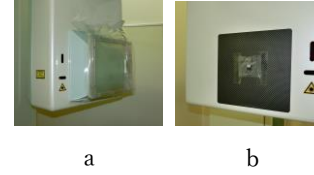


Figure 8 測定配置

- (a) Diamantor M4 の配置
(b) nanoDot 線量計の配置

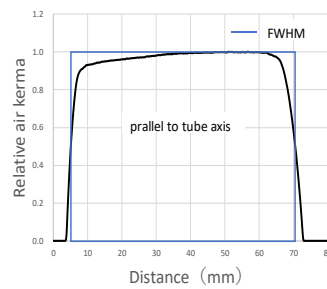
IP からの面積の求め方

IP の蛍光体層から読み取った像を Figure 9 に示す. 管軸に平行および垂直方向の線量プロファイルを図 10a と Figure 10b に示す. 面積の求め方はパノラマ撮影装置と同様にした.

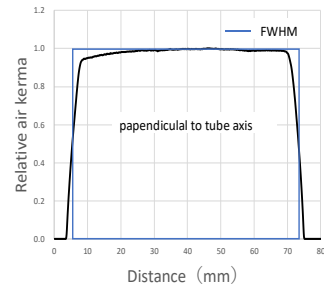
管軸に平行の線量プロファイル (Figure 10a) はヒール効果の影響で陽極側の線量が低くなっている.



Figure 9 照射野の
画像



a



b

Figure 10 管軸に平行方向の線量プロファイル (a), 管軸に垂直方向の線量プロファイル (b)

結果

被校正線量計 Diamantor M4 からの DAP' は 434 mGy cm^2 , リファレンス線量計 nanoDot/IP からの DAP は 442 mGy cm^2 となり, 変動係数は両者とも 3%未満となった (Table 2).

Table 2 歯科用 CBCT 装置の面積線量

	Diamantor M4	nanoDot/IP
平均値 (mGy cm^2)	434	442
CV (%)	0.03	2.1

3-5. 口内法撮影装置の測定方法

装置の外観をFigure 11 に示す. 測定配置の模式図をFigure 12 に示す. Diamantor M4 の透過型電離箱をビーム射出口に取り付ける (Figure 13a). 次に, 電離箱 10X5-6M をコーン先端の位置に固定する (Figure 13b). 遮光用のビニール袋で覆った IP を取り付け, 照射野面積 (A) を求める (Figure 13c). 下顎大臼歯部の撮影条件となる管電圧 70 kV, 管電流 6 mA, 照射時間 0.06 s で照射する. Diamantor M4 の指示値から DAP' を測定し, 電離箱式線量計 (Radiation monitor 9015/10X5-6M) から空気カーマ (K_{air}) を測定した. 尚, Radiation monitor 9015/10X5-6M は日本品質保証機構において校正済みである. Radiation monitor 9015/10X5-6M から求めた空気カーマ (K_{air}) と IP から求めた照射面積 (A) から (1) 式によりリファレンス線量計からの DAP を求めた.



Figure 11 口内法撮影装置外観

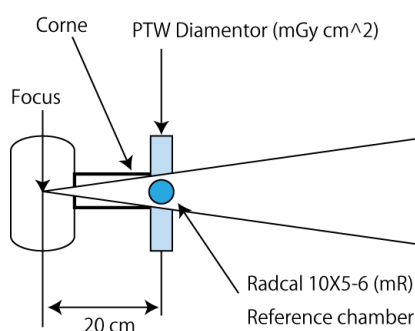


Figure 12 測定の幾何学的配置

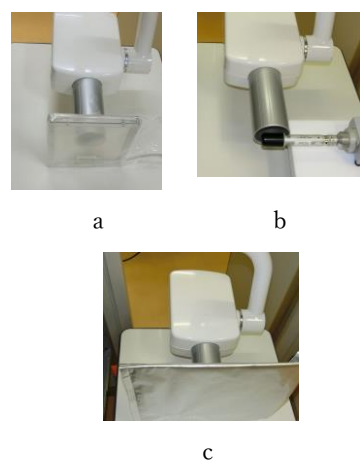


Figure 13 測定配置
(a) Diamantor M4 の設置
(b) 10X5-6M の設置
(c) IP の設置

IP からの面積の求め方

IP の蛍光体層から読み取った像を Figure 14 に示す. 管軸に平行および垂直方向の線量プロファイルを Figure 15a と Figure 15b に示す. 線量プロファイルの半値全幅 (FWHM) から楕円として面積を求めた.

管軸に平行の線量プロファイル (Figure 15a) はヒール効果の影響で陽極側の線量が低くなっている.



Figure 14 照射野
の画像

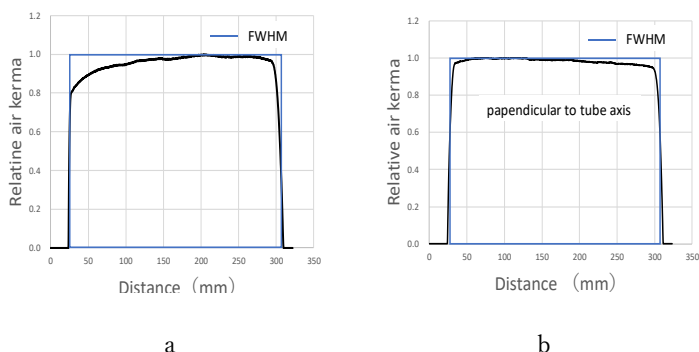


Figure 15 管軸に平行方向の線量プロファイル (a), 管軸に垂直
方向の線量プロファイル (b)

結果

被校正線量計 Diamentor M4 からの DAP' は 11.9 mGy cm^2 , リファレンス線量計 Radiation monitor 9015/10X5-6M からの DAP は 13.0 mGy cm^2 となった. 変動係数は両者とも 5%未満となった (Table 3).

Table 3 口内法撮影装置の面積線量

	Diamentor M4	nanoDot/IP
平均値 (mGy cm^2)	11.9	13.0
CV (%)	0.1	4.9

4. 面積線量計の線質による補正

面積線量計の校正は, 装置ごとに, 撮影条件ごとに行う必要があるが, 実際にはとても煩雑な作業となる. その煩雑な作業を少しでも簡単にするため, 次のような校正を行う. 出力の変動係数の小さい (1%未満) 装置で, 面積線量計の線質依存性を調べる. 面積線量を測定する装置の X 線の線質を測定する. 得られた面積線量計の指示値に線質補正のみ行う. この方法は面積線量を測定する装置で使用する X 線の線質を調べる必要があるが, 各装置で撮影条件ごとに校正するよりも時間を短縮することができる.

4-1. 使用装置

X 線高電圧装置として KXO-80G (Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) を使用した.

4-2. 測定器

面積線量計 Diamentor M4 (PTW, Freiburg, Germany), リファレンス線量計 Radiation monitor 9015/10X5-6M (Radcal, CA, USA), 面積測定としてイメージングプレート (IP; Fujifilm, Tokyo, Japan) を使用した.

4-3. 方法

測定配置の模式図を Figure 16 に示す. Diamentor M4 の透過型電離箱をビーム射出口に取り付ける. 次に, 電離箱 10X5-6M を焦点から 100 cm のところに固定する. 遮光用のビニール袋で覆った IP を受像器側に取り付け, 照射野面積(A)を求める. Radiation monitor 9015/10X5-6M から求めた空気カーマ (K_{air}) と IP から求めた照射面積 (A) から (1) 式によってリファレンス線量計からの DAP を求めた. 面積線量計に照射する面積は 14.5 cm×14.8 cm とした.

エネルギー依存性

40 kV (25.7 keV) から 140 kV (44.4 keV) まで, 以下の 9 種の管電圧 (実効エネルギー) でレスポンスを求めた. 40 kV (25.7 keV), 50 kV (29.0 keV), 60 kV (31.2 keV), 70 kV (32.9 keV), 80 kV (34.2 keV), 90 kV (36.6 keV), 100 kV (38.6 keV), 120 kV (40.8 keV), 140 kV (44.4 keV).

各線質によるレスポンスを求めてプロットした. レスポンスは校正係数の逆数と定義されている.

照射した X 線の線質の決定は次の手順で行った. ① アルミニウムのフィルターを使用して半価層を測定した. ② 米国の国立標準技術研究所 (National

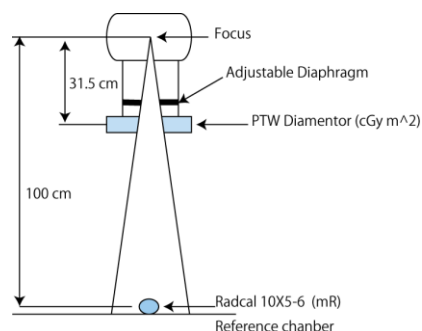


Figure 16 測定の幾何学的条件

Institute of Standards and Technology :NIST)¹²⁾ からダウンロードした質量減弱係数を使用して半価層と実効エネルギーの関係グラフ化した. ③ グラフ上の半価層の値に①で求めた半価層の値をあてはめ, 該当する実効エネルギーを決定した.

線量率依存性

面積線量計の線量率依存性が小さいことを確かめるために測定した. 管電圧 70 kV, 照射時間 40 ms とし, 1.85 mGy/s から 14.4 mGy/s まで, 以下の 5 種の空気カーマと管電流の組み合わせにおけるレスポンスを求めた. 1.85 mGy/s では 50 mA. 3.75 mGy/s では, 100 mA. 5.93 mGy/s では 160 mA. 7.40 mGy/s では 200 mA. 11.6 mGy/s では管電流 320 mA. 14.4 mGy/s では管電流 400 mA を使用した. 尚, レスポンスの算出はエネルギー依存性を求めた方法と同様に行った.

3 機種種の線質の決定

今回使用した次の 3 機種, パノラマ撮影装置, 歯科用 CBCT, 口内法撮影装置の線質を測定する. アルミニウムのフィルターを使用して半価層を測定し, その後の処理はエネルギー依存性に記載した方法と同様にした.

妥当性の評価

線質補正係数 C_E (実効エネルギーのみの関数) は, エネルギー依存性で得られたグラフに, 上記 3 機種種の線質をあてはめ, 該当するレスポンスの逆数とした. 3 機種から得られた Diamentor M4 の指示値 DAP' に C_E を乗じた値を DAP'' とする. リファレンス線量計からの DAP を正しい値として分母に, DAP'' を分子にとり, 比を求めてその違いを評価した.

$$DAP'' = DAP' \cdot C_E \quad (3)$$

DAP' : Diametor M4 からの指示値 (mGy cm^2)

C_E : 線質による補正係数

透過型電離箱 Diametor M4 はそれ自体フィルターの役目をする。Diametor M4 を取り付け
た時、および取り外した時の照射野中心の空気カーマをそれぞれ K'_{air} , K_{air} とする。透過率
 T を $T = K'_{\text{air}} / K_{\text{air}}$ とすると、50 kV (29.0 keV) で 0.82, 80 kV (34.2 keV) で 0.84, 100 kV
(38.6 keV) で 0.85 となった。使用する線質にもよるが、Diametor M4 を透過することによ
り照射野中心の空気カーマは 15% 程度低くなる。

4-4. 結果

エネルギー依存性を Figure 17, Table 4 に示す。今回使用するエネルギーの範囲では 1.2
程度となった。変動係数は 1% 未満となった。

線量率依存性を Figure 18 に示す。レスポンスはおおよそ一定の 1.18, 変動係数は 1% 未
満となった。

3 機種の線質を Table 5 に示す。線質補正係数を Table 6 に示す。

3 機種の各装置から得られた DAP, DAP'' およびその比 (DAP'' / DAP) を Table 6 に示す。
リファレンス線量計からの DAP に対し、線質による補正のみ施した DAP'' では最大で 16% の違
いとなった。

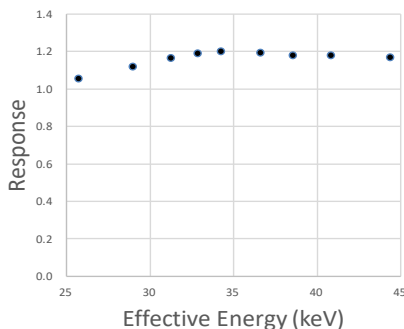


Figure 17 線質依存性

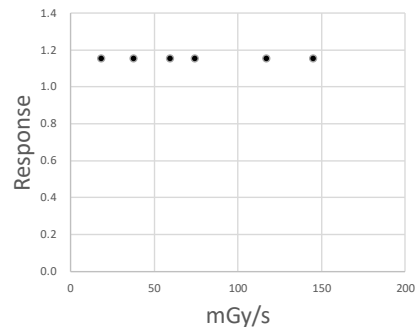


Figure 18 線量率依存性

Table 4 レスポンス

Tube voltage (kV)	Effective energy (keV)	Response Diametor M4	CV (%)
40	25.7	1.06	0.86
50	29.0	1.12	0.80
60	31.2	1.17	0.83
70	32.9	1.19	0.77
80	34.2	1.20	0.13
90	36.6	1.20	0.60
100	38.6	1.18	0.45
110	40.8	1.18	0.07
120	44.4	1.17	0.39

Table 5 3 機種の実効エネルギー

	パノラマ撮影	歯科用CBCT	口内法撮影
実効エネル ギー (keV)	37.7	37.9	29.5

Table 6 面積線量計による DAP の評価

	パノラマ撮影	歯科用CBCT	口内法撮影
DAP'' (mGy cm ²)	83.5	374	10.8
DAP (mGy cm ²)	82.7	442	12.9
DAP''/DAP	1.01	0.85	0.84

5. まとめ

歯科系の大学病院や総合病院では、複数の機種が設置されている。冒頭に記述したように面積線量計はX線管側に近づけて使用するため、その特殊性を考慮すると使用するすべての装置で校正係数を求める必要がある。しかし、これはとても煩雑で時間を取られる作業となる。本稿で行った線質による補正のみでも DAP に対して 20%以内で一致する。国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) によると、面積線量計の指示値の誤差は±25%以内とされている。QC および QA を目的とした用途においては、この方法でも実用に耐えられると結論する。

この結果は、医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposure: J-RIME) より 2015 年に公表された「診断参考レベル 2015」との比較も可能である。口内法撮影に関しては、英国放射線防護庁 (National Radiological Protection Board: NRPB) はコーン先端での自由空気中の空気カーマを患者入射線量 (Patient Entrance Dose without backscatter: PED) と呼び、DRL を確立するために大規模な調査 (n=6334) を行った。これを受けて、口内法撮影では歴史的に PED で評価することが多い。口内法撮影におけるコーン先端の照射面積は、ほとんどが 6 cm²なので、DAP から PED に換算する場合は面積線量を 6 cm²で除すれば概算値を求めることができる。

歯科用 CBCT の DRL は SEDENTEXCT がガイドラインのなかで 250 mGy cm²を勧告している⁸⁾。この値に比べ本稿でリファレンス線量計から得られた 442 mGy cm²はかなり高い。しかし、SEDENTEXCT から勧告されている 250 mGy cm²は上顎第一大臼歯部へのインプラント埋入を目的とした検査であり、本稿では下顎臼歯部でインプラント埋入や智歯周囲炎などの疾患も含んだ撮影条件なので一概には比較できない。下顎第一大臼歯部を撮影目的にした東京近郊における DAP 調査は報告があり¹³⁾、これと今回の結果を比較すると第3四分位より少し高い程度となる。

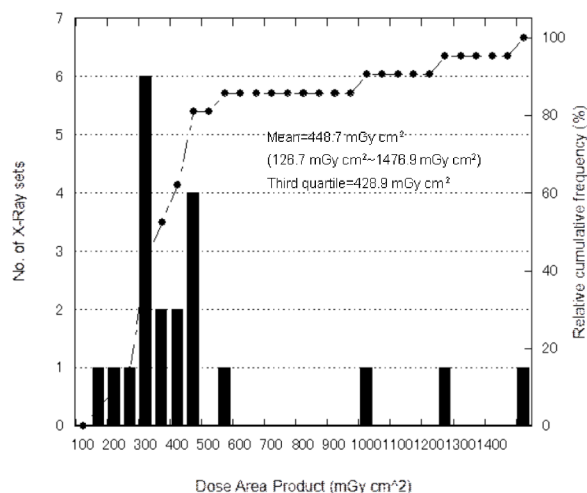


Figure 23 東京近郊の歯科用 CBCT を備えた 21 施設の調査
(遠藤 敦¹³⁾ Figure 3 より転載)

参考文献

1. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M et al: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Invest 10: 1-7, 2006
2. Guerrero ME, Shahbazian M, Bekkering EG et al: The diagnostic efficacy of cone beam CT for impacted teeth and associated features: a systematic review. J Oral Rehabil 38:208-216, 2011
3. Cevdanes LHS, Bailey LJ, Tucker GR et al: Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. Dentomaxillofac Radiol 34: 369-735, 2005
4. Lofthag-Hansen S, Huuonen S, Grondahl K et al: Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 103: 114-119, 2007
5. Misch KA, Yi RS, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. J Periodontol 77: 1261-1266, 2006
6. Honda K, Larheim TA, Matsumoto K et al: Osseous abnormalities of the mandibular condyle: diagnostic reliability of cone beam computed tomography compared with helical computed tomography based on an autopsy material. Dentomaxillofac Radiol 35: 152-157, 2006
7. Farman AG, Scarfe WC: Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 130: 257-265, 2006
8. SEDENTEXCT Project. Radiation protection: Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guideline. Available from <http://www.sendentextct.eu>, 2011.
9. Napier D: Reference doses for dental radiography. Br Den J 186: 392-396, 1999
10. European Commission: European guidelines on radiation protection in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. EC Report 136, 2004

11. Tierris CE, Yakoumakis EN, Bramis GN et al : Dose area product reference levels in dental panoramic radiology. Radiat Prot Dosim 111: 283-287, 2004
12. Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM et al: XCOM Photon Cross Section Database (version 1.3). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg. Available at:
<http://physics.nist.gov/xcom>
13. 遠藤 敦 : 歯科用コーンビーム CT の診断参考レベル (広域調査を行うための測定用具の検討) . 歯科放射線 55 (1) :26-29, 2015

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「一般撮影部門における面積線量計の活用法」

Utilization of the Dose Area Product in General Radiography

川崎市立川崎病院

三宅 博之

1. はじめに

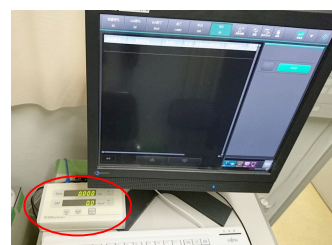
一般撮影装置において撮影時の線量を表示する装置が多くなっている。この表示値には撮影条件から計算によって求めた値を表示する装置、また面積線量計値を表示する装置がある。当院では面積線量計を撮影装置に設置している。当院に設置している面積線量計について性能と運用について検討した。

2. 面積線量計の運用

当院の一般撮影部門ではX線撮影装置、乳房撮影装置、回診用X線撮影装置、X線透視撮影装置、骨密度検査装置および歯科パノラマX線撮影装置がある。面積線量計が実装している装置はX線撮影装置、回診用X線撮影装置およびX線透視撮影装置である。Fig.1にX線撮影装置の面積線量計を示す。



a) 面積線量計の設置箇所



b) 面積線量計表示部

Fig.1 X線撮影装置の面積線量計



a) 面積線量計の設置箇所



b) 面積線量計表示部

Fig.2 回診用X線撮影装置の面積線量計

X線撮影装置の面積線量計はトーレック社製 PD-9100, 回診用X線撮影装置の面積線量計は Jpi ジャパン社製 VacuDAP OEM である。この面積線量計の値は Picture Archiving and Communication System (PACS) 画像と同時に送信される。PACS 画像で表示される面積線量計値は、Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) タグの「0040, 8302」に格納され¹⁾、当院では Fig.3 のように確認可能である。



Fig.3 PACS 画像

3. 面積線量計の性能

当院の臨床におけるX線撮影装置において使用状態で面積線量計の動作状態を検証した。

幾何学的配置を Fig.4 に示す。使用機器は KXO-80S (東芝メディカルシステムズ(株)製), PD-9100 (トーレック社製) および非接続形測定器は Xi (アンフォースレイセイフ(株)製) を、被写体としてポリメタクリル酸メチル樹脂 (Polymethyl methacrylate: PMMA) を使用した。

測定項目は面積線量計の有無, 照射野サイズの違いおよび撮影距離の違いについて行った。測定条件は 80 kV 200 mA 20 ms, 60 kV 400 mA 20 ms, 照射野サイズ 10×10, 20×20, 30×30 cm², 焦点-測定器間距離 60～140 cm の組み合わせで行った。

なお測定方法については医療被ばく測定テキスト(改訂2版)²⁾を参考にした。

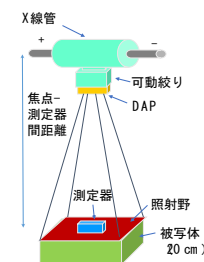


Fig.4 幾何学的配置

4. 測定結果

面積線量計の有無の違いによる測定結果を Table 1 に示す。面積線量計の減弱率は約 10 % であることが分かった。照射野サイズの違いによる測定結果を Table 2 に示す。照射野サイズが変更した場合には面積線量計値は照射野サイズと同様に变化した。撮影距離の違いによる測定結果を Table 3 に示す。撮影距離が変化した場合には、撮影距離には比例しなかった。

Table 1 面積線量計の有無による結果

測定条件	面積線量計あり[μGy]	面積線量計なし[μGy]	減弱率 [%]
80 kV / 4 mAs 100 cm	203.8	228.9	11.0
60 kV / 8mAs 100 cm	227.3	250.9	9.4

Table 2 照射野サイズの違いによる結果

管電圧 [kV]	[mAs]	照射野 [cm ²]	測定器 [μGy]	面積線量計 [μGy]	面積線量計 [μGy cm ²]
80	4	30×30	203.8	251	173.6
		20×20	202.4	229	85.3
		30×30	227.3	275	186.6
60	8	20×20	222.6	249	91.8
		10×10	216.8	208	18.7

Table 3 撮影距離の違いによる結果

管電圧 [kV]	[mAs]	FDD [cm]	測定器 [μGy]	面積線量計 [μGy]	面積線量計 [μGy cm ²]
80	4	140	101.0	228	84.6
		120	139.0	241	120.3
		100	203.8	251	173.6
		80	327.1	272	280.4
		60	606.9	299	409.4

結果より照射野サイズの違いの測定では許容範囲内(±35 %)であった。撮影距離の違いの測定では許容範囲(±35 %)を超え、面積線量計は撮影距離が変化すると値も変化することが分かった。当院で使用している面積線量計の性能について把握することができた。

5. まとめ

面積線量計の表示する値を確認するために、面積線量計を測定し性能を把握する必要がある。設置した面積線量計が適正に動作していることを確認することが装置管理として重要である。管理している面積線量計は安心して使用することができる。そして臨床では簡易的に面積線量計値を患者の入射線量に換算し、各施設がどのように面積線量計の値を運用していくのか考える必要がある。

今後は、さらなる面積線量計の精度が向上し、患者の被ばく管理ができるようになることを望む。そのためにはユーザとメーカーと共に協力していかなければならない。

参考文献

- 1) 谷川琢海 他, 図解 知っておきたい放射線情報システムの構築, 日本放射線技術学会放射線医療技術叢書(36), 2017.2.28, 82-100
- 2) 浅田恭生 他, 医療被ばく測定テキスト(改訂 2 版), 日本放射線技術学会放射線医療技術叢書(25), 2016.4.5, 7-27, 73-89

平成28年度計測分野に関する論文・発表

- ・ 平成 28 年度 10 月から平成 29 年度 3 月，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	雑誌号巻
被照射体の材質および対象とする線量の違いによる診断 X 線の後方散乱係数の違い	加藤 秀起	藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科	資料	72 巻 10 号 (1007-1014)
ビスマスシートを用いた computed tomography fluoroscopy における術者被ばくと画質の評価	滝口 京佑	静岡県立静岡がんセンタ ー画像診断科	臨床技術	72 巻 11 号 (1137-1143)
体幹部ファントムを使用した C-arm CT 撮影時の散乱線分布の把握	則政 季代	大阪市立大学医学部附属 病院中央放射線部	臨床技術	72 巻 11 号 (1144-1151)
慢性完全閉塞に対する経皮的冠動脈インターベンションの被ばく線量実態調査	坂野 智一	横浜市立大学附属 市民総合医療センター 放射線部	臨床技術	73 巻 1 号 (51-56)

第73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

○ 計測 (CT) 線量計算

82. Determination of the Correction Factor for Improving CTDI Measurement Accuracy Using a Semiconductor Detector
済生会川口総合病院 志藤正和
83. 円柱カーボン散乱体と鉛コリメータを使用したCT 管球回転照射下でのファンビーム方向のX線スペクトル測定
藤田保健衛生大学病院 羽場友信
84. The Sequential Output Measurement of Computed Tomography Using the Recording Function of a Smartphone
愛知医科大学病院 山内雅人
85. シミュレーション計算に基づいた管電流変調機能使用時の小児CT 検査における臓器線量の評価
名古屋大学大学院 藤井啓輔
86. Visualization of Entrance Surface Dose during CT Examination Using Small-type OSL Dosimeter
徳島大学大学院 三原由樹
87. Fundamental Study for Direct Measurement of Entrance-Surface Dose Using a Small-Type OSL Dosimeter during Dual Energy Computed Tomography -Availability of the Dose Calibration Curve Derived with Diagnostic X-ray Equipment-
山口大学医学部附属病院 竹上和希

○ 計測 (乳房) 線量計算

88. Usefulness of the Self-Made Semiconductor Dosimeter in Mammography
北部地区医師会病院 関口智子
89. マンモグラフィ用X線校正場の不確かさの評価
茨城県立医療大学 中島絵梨華
90. 乳房撮影装置の表示値の正確度の検討
徳島文理大学 石井里枝
91. A Study of Half-Value Layer and Average Glandular Dose Measurement by the Simple Dosimeter Using a Photodiode
東京都立広尾病院 小林 剛

○ 計測 (単純X線) 線量評価

92. 診断参考レベルと Deviation Index を用いた単純X線撮影時の線量評価法の提案
藤田保健衛生大学大学院 大野晃治
93. 一般撮影領域における被写体透過後のX線エネルギースペクトル評価-実測とシミュレーションの比較-
産業医科大学病院 黒木燎平

94. First Observation of Dose Exposure to Assistants during Pediatric X-ray Procedure by Means of a Small-Type OSL Dosimeter

徳島大学大学院 三原由樹

95. Research on the InI Novel Semiconductor Radiation Detector

Korea University So hee Lim

○ 計測（水晶体・線量計）線量評価

436. 眼の水晶体線量測定用線量計の基本特性の評価

茨城県立医療大学 佐藤 斉

437. 従来の個人線量計に対する 3mm 線量当量線量計の有用性

獨協医科大学病院 福住 徹

438. Measurement of Eye Lens Dose from Interventional Radiology Procedures: Phantom Study

Chulalongkorn University Mananchaya Vimolnoch

439. International Standards and Protocols of Dosimetry for Radiology with Activity of ISO/TC85/SC2/WG22

Korea University Changbum Kim

○ 計測（放射線災害）線量評価

440. シンチレーション式簡易測定器による空間線量率モニタリングポストの構築と評価

帝京大学 大松将彦

441. 融点を利用したトリチウム濃縮

首都大学東京 西 航平

442. Knowledge of the Screening Organization Staff on Ionizing Radiation at the Site of the Fukushima Nuclear Disaster: A Comparative Study between 2013 and 2016

宮城県対がん協会 八島幸子

443. Development of Operational Intervention Level for Food Control during Early Phase of a Nuclear and Radiological Emergency

Korea Institute of Nuclear Safety Sang Hyun Park

○ 計測（IVR）線量評価

444. Fundamental Study of a Novel Radiation Dosimeter Using a Multi-Channel Real-Time Monitor

東北大学 稲葉洋平

445. 面積線量計を用いた脳血管造影検査の臓器線量・実効線量推定に関する検討

弘前大学医学部附属病院 山本裕樹

446. 乳児ファントムを用いた測光領域の違いによる皮膚線量の比較

榊原記念病院 山田美輝

セミナー参加の感想

第5回 診断参考レベル活用セミナーに参加して（熊本）

長崎大学病院 放射線部

中田 朋子

2015 年に「最新の国内状態調査結果に基づく診断参考レベルの設定」が公表された際に、本院でも現状を確認するため各パートで被ばく線量を求めました。私は一般撮影を担当して、とりあえず撮影装置の表示線量値を利用したのですが、一度は実測した線量を把握したいと考えていました。そこで、技術学会のホームページで見つけた昨年 12 月の大阪でのセミナーに申し込みましたが、九州での開催は無いのかお尋ねすると、来年 6 月に熊本で予定しているとの情報を教えていただき、今回の参加となりました。

第5回 DRL 活用セミナーは 2017 年 6 月 18 日（日）の 9:00~17:00 と丸 1 日かけて熊本大学医学部附属病院で開催され、長崎からの参加のため同僚と 2 人前泊して参加しました。事前案内に技術学会の「診断参考レベル運用マニュアル」Web 版をご一読くださいと記載があったのですが、結局 2 人とも前の晩ホテルで慌てて目を通していました。準備には前泊で良かったのかもしれない。

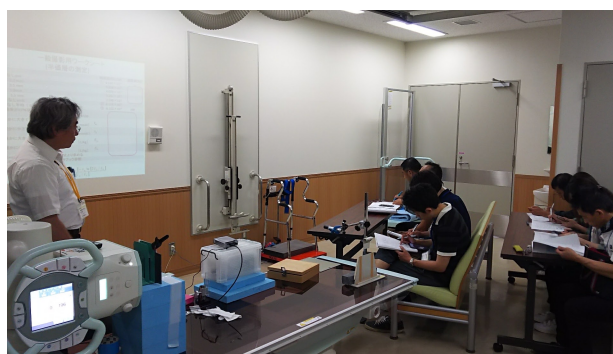
セミナーの内容は Japan DRLs2015 の解説と一般撮影・乳房撮影・CT・血管造影における具体的な線量測定方法の講義と装置での実習でした。放射線防護部会と計測部会の合同開催であり、講師陣は知識が豊富な先生ばかりで、各施設で線量測定してほしいという熱意がとても感じられました。プログラムの順番を臨機応変に変更してくださり、午前：講義／午後：実習とわかりやすい流れで良かったと思います。

実習は 8 人ずつの 3 班に分かれ、講師との距離も近く質問しやすい環境で、写真撮影（計測時の器具や配置など）ができた点も良かったです。久しぶりに計算にスマホの関数電卓を用いてみると、式に入力しただけなのに答えが合わないという事態に陥り、ちょっと悲しくなっていたら、別の班だった同僚も後で同じ事を言っていたので安心しました。きっと Excel に入力すれば大丈夫なはずです。

自施設での線量測定を目標に、頑張る気持ちになるセミナーでした。まずは、線量計の校正をし、必要な器具を確認して整え、仲間を募って測定してみようと思っています。



一般撮影の線量測定講習



一般撮影の線量測定実習

セミナー参加の感想

第5回 診断参考レベル活用セミナーに参加して（熊本）

熊本大学医学部附属病院

尾野 倫章

今回、熊本大学医学部附属病院で開催されました診断参考レベル活用セミナーに参加しました。

昨今の話題である診断参考レベルであります。私自身ははっきりと理解していないままであります。そのため、今回のセミナーで理解を深めたいとの思いで参加しました。

午前中は座学での講義で、午後は各モダリティ(血管造影、CT、一般撮影、乳房撮影)の実習でありました。

講義では、診断参考レベルに用いられている線量、単位について理解を深めることができました。また、診断参考レベルについて、その内容の理解を深めたとともに、あくまで自施設の医療被ばくを把握することが前提であるということ、患者被ばくの説明に用いることは不適切であるということが理解できました。

実習では、半価層の求め方、ファントムの配置方法など、計測に必要な基礎を十分理解することができたと思います。

今回、セミナーに参加し、習得したことを、日々の業務に役立てられるように努力していきたいと思っております。



マンモグラフィの線量測定講習



X線 CT の線量測定講習

セミナー参加の感想

第4回 簡易線量計作製セミナーに参加して（九州大学）

久留米大学病院 画像診断センター

本田 宗一郎

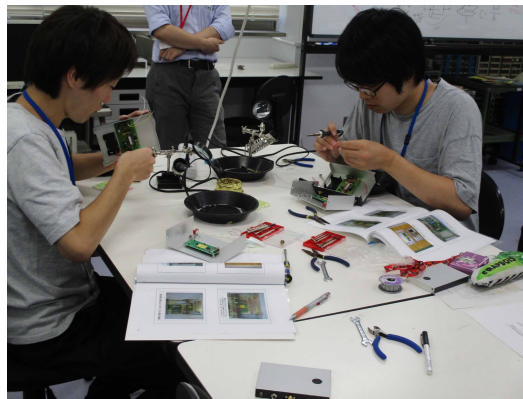
私たちが病院で日々の業務を行うにあたって、X線装置の精度管理は欠かせません。そのために目的に応じた線量計を用いて線量測定をし、物理的な評価を行っています。私たちが普段使用している線量計に関して学生時代に原理は学んでいましたが、実際に作成したことは無く、内部の構造に関する理解はあまりできていなかったように思います。また、市販の線量計は非常に高額なため全ての施設に整備することは難しく日々のX線装置管理のために安価な線量計が求められています。そこで今回の簡易線量計作成セミナーで線量測定に関する理解を深め、日々のX線装置の管理に生かすために参加させていただきました。

私は学生時代に回路の作成やハンダ付けを経験したことがなく、簡易線量計作成セミナーに参加するにあたって非常に不安がありました。しかし、作成前に回路や作成方法に関して丁寧に講義をしていただき、作成にあたっては首都大学東京の小倉先生や加藤先生をはじめとする講師の皆様にご指導していただき順調に作業することができました。回路に関して何かしらの疑問をもった時、親切に疑問を一つ一つ解決していただきました。日々の業務の中では回路を作成することがなかったため、非常に新鮮な気持ちで簡易線量計作成セミナーに参加することができました。作成後には線量計の校正までご指導していただき、線量計に関する理解が深まったように思います。この度作成した簡易線量計は取り扱いが簡便なため、業務前の始業点検時などに短時間で測定を行うことに適していると思います。今後病院に線量計を持ち帰り、X線装置の日常管理に役立てたいと考えています。また簡易線量計作成セミナーがより多くの場所で開催され、様々な施設で簡易線量計が使用されることを期待しています。

この度簡易線量計作成セミナーを開催するにあたって、様々な企画や準備をしていただいた首都大学東京の加藤先生をはじめとする講師の皆様感謝申し上げます。



作製前講習



半田付け作業中！

セミナー参加の感想

第4回 簡易線量計作製セミナーに参加して（九州大学）

（医）盛友会 小深田消化器病院

伊藤 尚美

平成 29 年 9 月 9 日から 10 日の 2 日間にわたり、九州大学病院キャンパス保健学科本館 1 階電気電子実習室において開催された、第 4 回簡易線量計作成セミナーに参加をしました。

まずこのセミナーを JSRT メールマガジンで開催を知って、概要をホームページで確認すると、かつての恩師の名前を見つけ、更に安価にて線量測定器を作成出来て、診断領域線量標準センターにて校正も行ってトレーサビリティも確保出来るとの謳い文句に魅かれて、技術学会入会以来の初のセミナー参加となり、また診断領域線量標準センターの存在をこの時初めて知りました。

卒業以来 20 数年振りのハンダ付けの作業は不安でしたが、作業はじめに良いハンダ付けをする為のコツの話があり、配布されたテキストも、作業の順を追って基盤に配置された素子の画像を大きく示してあり、大変分かりやすかったです。当日は受講者 9 名の参加でしたが、3 つに分かれた各テーブルに限なく講師、スタッフの目が行き届き作業中の疑問にもすぐに答えていただいて、かなりアットホームな雰囲気での作業でした。

計測部と計測結果の表示部がそれぞれ別の器体に分かれて構成されていますが、午前には計測部、午後には表示部の作成で、1 日目のうちに測定器は完成する流れになっています。これも素子のゲタ取りや、ジャンパ線・同軸ケーブル・各種コネクタの作成、PIC へプログラムの書き込みなど、当日の作業が効率的に進むように事前に手作業で作成し用意されていたおかげで、それが無ければ到底 9 時から 5 時の作業では終わらなかつたでしょう。更には、素子の買い出しも秋葉原に足を運んだそうで、計測部会の先生方のボランティア精神には頭が下がる思いです。



作製前の風景



半田付け作業中！

さて、実際に器体を組み上げて動作をチェックして 1 日目の終わりに実際に X 線を照射してみるのですが、私の自作器は照射前に表示部に数値が表示されてしまう

不具合が発生しました。小倉先生がテスターで不良個所を探り当て、その時は同軸ケーブルの不良でしたが、即座にケーブルのコネクタを切断、ハンダ付け直して修理してくださいました。

2日目は、条件を変えて 50, 70, 100, 120 kV の 4 つの管電圧、電流 200mA, 照射時間 0.1s で 2 回ずつ計測し、同時に線量標準センターの線量計で測定した値と比較し校正定数を出していただきます。受講者は自分の計測器の測定時に立ち会い、計測値を用紙に記入してセンターに提出し、後日、校正証書として郵送されるそうです。(これを書いているのはセミナー翌日のため、校正証書はまだ手元にありません。)

この日も朝から不具合が出てしまい、小倉先生に修理をしていただきました。更に間違えて LED を左右逆に取り付けていて、それも直していただいています。学生時代も大変出来の悪い生徒でしたが、今回も出来の悪い受講生で申し訳ありません。

こんな私が作成した計測器なので、近いうちに故障もあるでしょうが、今しばらくは首都大学の加藤先生へ計測器を送ると、素子など故障で交換したものがあれば実費を負担することで修理して下さるそうなので安心です。そして懇親会でちらりと聞きました Bluetooth 接続で PC と通信出来るような改良版が出た時は、再度セミナーに参加させていただきます。

この度は、小倉先生、加藤先生、計測部会役員の方々、九州大学大学院（標準センター）の方々、その場には居られなかった下準備を請け負ってくださった先生方々のおかげで楽しくセミナーを終えることが出来ました。心より感謝を申し上げます。ありがとうございました。

そして、測定器を作ったからには校正をしなくては正しい値を得られないので、校正の際は標準センターの皆様方、宜しくお願いいたします。



半田付け後の回路チェック！



受講生と講師の先生方

診断領域線量計標準センターご利用案内

計測部会長 加藤 洋

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 の ^{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な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

(平成 29 年 9 月 24 日 現在)

地区	設 置 施 設 名	住 所 (電 話)	責任者名	取扱担当者名
北海道地区	北海道大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻	〒060-0812 札幌市北区北 12 条西 5 丁目 TEL 011-706-3411	石川 正純 masayori@med.hokudai.ac.jp	石川 正純 masayori@med.hokudai.ac.jp
東北地区	東北大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻	〒980-8575 仙台市青葉区星陵町 2-1 TEL 022-717-7943	千田 浩一 chida@med.tohoku.ac.jp	小倉 隆英 ivan@med.tohoku.ac.jp
関東地区	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 TEL 029-840-2192	佐藤 斉 satoh@ipu.ac.jp	佐藤 斉 satoh@ipu.ac.jp
西東京地区	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 TEL 03-3418-9545、9548	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp
東東京地区	首都大学東京 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 TEL 03-3819-1211	加藤 洋 katoh@tmu.ac.jp	加藤 洋 katoh@tmu.ac.jp
北陸地区	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 金沢市小立野 5-11-80 TEL 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 能登 公也 knoto@med.kanazawa-u.ac.jp
東海地区	名古屋大学大学院 医学系研究科	〒461-8673 名古屋市東区大幸南 1-1-20 TEL 052-719-1595 Fax 052-719-1596	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp
関西地区	京都医療科学大学 医療科学部 放射線技術学科	〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3 TEL 0771-63-0066	堀井 均 hhorii@kyoto-msc.jp 赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp	堀井 均 hhorii@kyoto-msc.jp 赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp
中国地区	広島大学大学院 医歯薬保健学研究院 (歯科放射線学)	〒734-8553 広島市南区霞 1-2-3 TEL 082-257-5691	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp
四国地区	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 徳島市蔵本町 3-18-15 TEL 088-633-9054	富永 正英 tominaga@medsci.tokushima-u.ac.jp	※各種連絡は富永先生へ、 山田 健二（徳島大学医学部付属病院）
九州地区	九州大学大学院 医学研究院保健学部門	〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1 TEL 092-642-6722	納富 昭弘 nohtomi@hs.med.kyushu-u.ac.jp	川窪 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

〈入会方法〉

入会希望者は入会申込書に必要事項を記入の上、年会費を添えて事務局へ申し込んでください。

郵送の場合、年会費は指定の郵便振替口座へ振り込んで下さい。

また、学会ホームページからも簡単に入会申し込みができます。

下記 URL にて受付けています。

<http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka>

〈入会申込書送付先〉

〒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3階

公益社団法人 日本放射線技術学会 部会会計係

〈郵便振替口座〉

01050 5-47803

公益社団法人 日本放射線技術学会

部会会計係

編集後記

計測部会会員の皆様は最近放射線計測を行っていますでしょうか？ICRPによる職業被ばくにおける水晶体線量限度の低減勧告や診断参考レベルDRLs2015の公表などをうけ、放射線被ばくの関心がこれまで以上に高くなってきているような気がします。先日、ある研究会に参加した際、参加者の方が「DRLの概念は分かるが、いざ自施設に帰って評価しようとするのとどのようにしてよいか分からなくなる」と仰っていました。技術学会では全国でDRLについての勉強会を数多く開催しており、それなりに周知されているものと思いましたが、以外にもこのような声が多いのではと思いました。計測部会は防護部会とともに診断参考レベル活用セミナーを開催しています。座学だけではなく実習により測定方法も学べるお得なセミナーです。全国各支部で開催予定ですので是非ご参加して下さい。

また、計測部会では2017年6月に「診断X線領域における吸収線量の標準測定法」を出版しました。線量測定に必要な基礎知識から測定方法まで非常に詳細に書かれています。「なんとなく測定法は知っているけど詳しくは・・・」という方や初学者、ベテランまで、計測のバイブル本として一冊いかがでしょうか、これは本当にオススメです。

計測部会委員 能登 公也（金沢大学附属病院）

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		加藤 洋	首都大学東京	
浅田 恭生	藤田保健衛生大学		庄司 友和	東京慈恵会医科大学附属病院
落合 幸一郎	稲城市立病院		関本 道治	筑波大学
小山 修司	名古屋大学		能登 公也	金沢大学附属病院
佐藤 斉	茨城県立医療大学		源 貴裕	兵庫医科大学病院

計測部会誌 Vol. 25, No. 2, (通巻 50)

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 2017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 加藤 洋