



Journal of the Measurement Division

計測部会誌

Vol.31, No.1, 通巻 61

CONTENTS

○第61回計測部会

教育講演

「回転撮影の線量測定を考える」

司会 横浜市立市民病院 落合幸一郎

藤田医科大学 羽場 友信

シンポジウム

テーマ「回転撮影の線量測定を考える」

司会 金沢大学附属病院 能登 公也
九州大学病院 宮崎 仁志

(1) X線CT領域（公称ビーム幅が40mmを超える場合） 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

(2) 血管撮影における回転撮影の真実
－何が同じで、何が違うのか?－ 虎の門病院 川内 覚

(3) 放射線治療領域のcone beam CT線量計測 自衛隊中央病院 柳澤 宏樹

(4) パノラマX線撮影と歯科用コーンビームCTの
線量測定 愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一

○入門講座

「放射線計測に必要な補正係数」

天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

○専門講座

「漏えいX線量測定」

新潟医療福祉大学 関本 道治

目次

- 巻頭言 Ups and downs of Measurement Technologies
名古屋大学 小山 修司・・・ 1
- 第 61 回計測部会
2023 年 4 月 14 日 (金) 9:00~12:00 (503 室)
- 教育講演 司会 横浜市立市民病院 落合幸一郎
- 「回転撮影の線量測定を考える」
藤田医科大学 羽場 友信・・・ 2
- シンポジウム
テーマ:「回転撮影の線量測定を考える」
司会 金沢大学附属病院 能登 公也
九州大学病院 宮崎 仁志
1. X 線 CT 領域 (公称ビーム幅が 40mm を超える場合)
東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和・・・ 4
2. 血管撮影における回転撮影の真実 - 何が同じで、何が違うのか? -
虎の門病院 川内 寛・・・ 5
3. 放射線治療領域の cone beam CT 線量計測
自衛隊中央病院 柳澤 宏樹・・・ 7
4. パノラマ X 線撮影と歯科用コーンビーム CT の線量測定
愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一・・・ 9
- 専門部会講座 入門編 (計測部会)
・ 2023 年 4 月 15 日(土) 8:00~8:45 (414+415 室)
「放射線計測に必要な補正係数」
天理よろづ相談所病院 紀太千恵子・・・ 11
- 専門部会講座 専門編 (計測部会)
・ 2023 年 4 月 14 日(金) 8:00~8:45 (503 室)
「漏えい X 線量測定」
新潟医療福祉大学 関本 道治・・・ 12
- 第 60 回計測部会発表抄録
教育講演 司会 横浜市立市民病院 落合幸一郎
- 「放射線計測技術の現状と課題」
藤田医科大学 浅田 恭生・・・ 13

シンポジウム

テーマ：「放射線計測技術の現状と課題」

司会 茨城県立医療大学 佐藤 齊
新潟医療福祉大学 関本 道治

1. 一般撮影領域の線量測定における現状と課題
新潟医療福祉大学 関本 道治・・・17
2. マンモグラフィにおける現状と課題
東京都立大学大学院 根岸 徹・・・22
3. X線 CT 領域：CTDI から臓器線量への評価に向けて
藤田医科大学 羽場 友信・・・26
4. 歯科領域の線量測定における現状と課題
創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦・・・33

○ 2022 年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・40

○ セミナー報告

- ・ 第 11 回 簡易線量計作製セミナー（東京都立大学）
大村病院 関澤帆奈美・・・45
- ・ 第 11 回 簡易線量計作製セミナー（東京都立大学）
鹿児島生協病院 前原 邦章・・・46
- ・ 第 11 回 簡易線量計作製セミナー（東京都立大学）
東京都立荏原病院 西形 勝宏・・・48
- ・ 第 3 回 サーベイメータ活用セミナー（京都医療科学大学）
東京大学医学部附属病院 齋藤 拓也・・・50
- ・ 第 3 回 サーベイメータ活用セミナー（京都医療科学大学）
兵庫医科大学病院 石田 敏久・・・52
- ・ 第 1 回 診断 X 線領域の線量測定基礎 Web セミナー
横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 北沢 紗梨・・・54

○ 2022 年度事業報告・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・55

○ 2023 年度事業計画・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・58

○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・61

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・62

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・64

○ 編集後記

Ups and downs of Measurement Technologies



名古屋大学 脳とこころの研究センター
小山 修司

フォトンカウンティング CT が、実用化され、あちらこちらで稼働を始めております。パイラップや検出器内での散乱線擾乱への対処など、克服すべき問題が多々あったのではないかと思います。これが開発できた裏には多くの研究者や技術者の努力があったものと思います。被検者を透過したあとのエネルギーが分析できるようになったことで、今後、様々なアプリケーションができることを期待しています。線量計測を担う我々としては、新しい技術に対応して、計測技術を新しくして行かなければならないわけですが、フォトンカウンティング CT では、少ない線量で良い画像が得られるといった点で、今後は低線量をいかに正確に測定するかといった方向に視点が置かれることになるかと思えます。

振り返ってみると、CT における線量計測は、新しい技術ができるたびに対応を迫られ、それらに柔軟に適応してきた歴史があります。最初の頃の CT は、体軸方向のビーム幅が 1 cm 以下で、検出器は 1 列しかなく、しかもノンヘリカルが標準でした。これを、10 cm 長のペンシル型 CT 用電離箱（これは現在でも使用されていますが）で測ったのが最初です。CT が大きく変わったのは、スリッピングを使って X 線管・検出器が 1 方向に連続高速回転するようになったときで、これに合わせて、寝台を動かしながら投影データを収集するヘリカル CT 登場のときです。ヘリカル CT が開発、市販された当初は、ノンヘリカルでのスキャンができない機種が多く、これに対応すべく、CT 用電離箱を配置した重たいファントムを、X 線吸収の少ない木材で支持し、寝台から浮かせて配置することで、従来通りの測定を行うことを叶えていました。次の変革は、体軸方向の検出器列数が増えていったことです。4 列、16 列、64 列、320 列と増えるたびに、ビーム幅が広がってゆき、ご存じの通り 10 cm の CT 用電離箱の長さを超える 16 cm となったわけです。このことへの対応についても、既に皆様にご存じのことだと思うので割愛しますが、冒頭にも述べたように、CT が新しくなるたびに、それらに柔軟に対応してきたわけです。

今後、CT 装置、またその他の放射線診断機器がどのように発展して行くかは不明です。期待を持って待ち望むところですが、新しい計測技術については、計測部会の会員のみならず、その他の日本放射線技術学会会員諸氏の英知によって柔軟に対応され、発展していくことを確信しております。

「回転撮影の線量測定を考える」

Dosimetry in Rotation Radiography

藤田医科大学 医療科学部
羽場 友信

1. 本講演の要旨

回転撮影は、X線 computed tomography (CT)・血管撮影・放射線治療・歯科領域などの種々のモダリティで使用されているスキャン方式である。中でもCTは回転撮影の基本である。回転撮影の線量測定を考えるにあたり、本講演ではCT検査における線量評価の基礎を中心に解説する。始めに、CT検査における線量指標である「① CT dose index (CTDI) の原理」を述べる。1980年代に提唱されたCTDIの論文¹⁾を元に、 $CTDI_{100}$ ・weighted CTDI ($CTDI_w$)・volume CTDI ($CTDI_{vol}$)が持つ意味を論理的に解説する。次に、CT領域において近年話題となっている「② Size-specific dose estimate (SSDE) と臓器線量」について解説する。これらが提案される理由となったCTDIの問題点を、関連する American Association of Physicists in Medicine (AAPM) レポートに基づき時系列に沿って解説する。なお、回転撮影には「③ Cone-beam CT (CBCT)」というスキャン方式も存在するため、この点についても最後に触れさせて頂く。

2. CTDIの原理

現在、CT検査における線量測定の標準となっているのはCTDIである。CTDIは1980年代にShopeらによって提案され、「一連のCTスキャンにおける体軸方向中心部の平均線量(1点での線量)」と定義される¹⁾。その概念図を図1に示す。図1では、説明を簡便にするために、コンベンショナル型CTで、CT装置が移動しているようにイラストレーションしている。体軸方向の線量を測定するにあたり、実用性の観点から「有効電離長10cmのCT用電離箱」と「長さ15cmの亚克力樹脂製円柱型ファントム(以下、CTDIファントム)」を使用して、 $CTDI_{100}$ を測定することが一般的である。

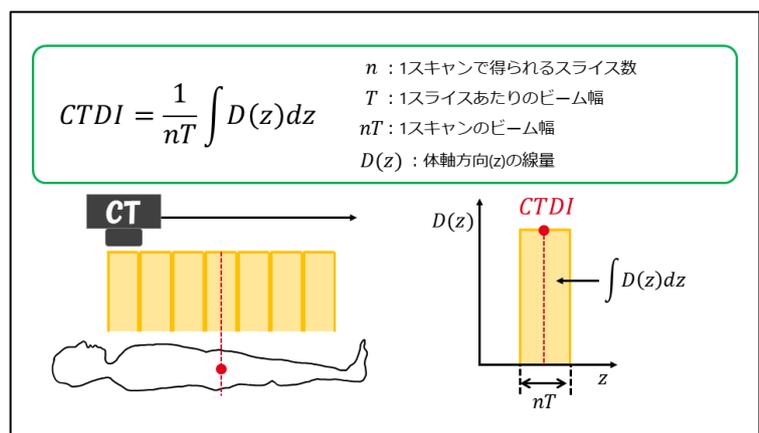


図1 CTDIの定義の概念図

測定された $CTDI_{100}$ から、以下の式に基づき $CTDI_w$ 、 $CTDI_{vol}$ が算出される。

- $CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,periphery}$
- $CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$

$CTDI_w$ は、「 $CTDI$ ファントムのアキシャル断面の平均線量」を表し、1990 年代に Leitz らによって提案された²⁾。本講演では、 $CTDI_w$ の加重係数が定義された由来も含め、 $CTDI_w$ 及び $CTDI_{vol}$ の算出手順を丁寧に解説する。CT 検査における患者被ばく線量の指標として実効線量や SSDE などがあるが、いずれも $CTDI_{vol}$ に基づいて算出される。

3. SSDE と臓器線量について

$CTDI_{100}$ に基づく $CTDI_{vol}$ は、CT 検査における線量指標として長らく使用されているが、多くの先行研究により得られた知見により、患者の被ばく線量を適切に評価できないことが明らかになった。近年では、SSDE や臓器線量による評価の重要性が幾つかの AAPM レポートで報告されている。

4. CBCT について

回転撮影の中には CBCT というスキャン方式があり、CT・血管撮影・放射線治療・歯科領域などの種々のモダリティで使用されている。CBCT スキャンの特徴として、「①体軸方向に広いビーム幅を持つ」「②X 線管球が 1 回転しない (パターンもある)」が挙げられる。特に、①の広いビーム幅による散乱線の影響を加味するための線量指標が AAPM や International Electrotechnical Commission (IEC) から提案されている。本講演では、これらの線量指標について触れる。

【引用文献】

- 1) T.B. Shope, R.M. Gagne, G.C. Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys 8: 488-495 1981.
- 2) W. Leitz, B. Axelsson, G. Szendro. Computed tomography dose assessment – A practical approach. RPD 57: 377-380 1995.

テーマ：回転撮影の線量測定を考える

「X線CT領域（公称ビーム幅が40 mmを超える場合）」

Computed Tomography (Nominal Beam Widths Greater than 40 mm)

東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部
庄司 友和

2020年4月の医療法施行規則改正により診療用放射線に係る安全管理体制に関する規定が施行され、医療放射線に係る安全管理が義務付けられた。その中で医療被ばくにおいては、診療の質が保たれることを条件としてX線装置の安全利用や被ばく線量の管理・記録および最適化に努めなければならないとされている。その中でもCT領域は装置に表示されるCT dose index (以下、CTDI) などの値を用いて議論される。CTDIとは、CT領域の代表的な線量指標であり、CT装置の基礎安全および基本性能の規格により、スキャン計画前およびスキャン終了後に操作画面に表示することが義務付けられている。これまで装置の進歩に伴いCTDIの定義式は何度か見直されてきたが、近年、CT装置のビーム幅が拡大し、線量測定が困難な状況に陥っている施設は少なくない。特に2018年に改定されたJIS Z 4751-2-44:2018¹⁾ (図1参照)の解釈は難しく、測定方法について相談を受けることが多い。

JIS Z 4751-2-44

2018年5月1日改定

IEC 60601 2-44 Ed. 3.1

- ▶ ビーム幅が40mm以下の場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW} \int_{-50mm}^{50mm} D1(z) dz$$

従来どおりの測定

- ▶ ビーム幅が40mmを超える場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW_{ref}} \int_{-50mm}^{50mm} D1(z) dz \times \frac{CTDI_{free\ air, BW}}{CTDI_{free\ air, Ref}}$$

BW_{ref} : $BW = 20\text{ mm}$ またはそれ以下で最も近いビーム幅

図1 JIS Z 4751-2-44:2018 で示される定義式

討論会では、2018年に改定されたJIS Z 4751-2-44:2018の公称ビーム幅が40 mmを超える場合の測定法を中心に、実際の測定方法と測定時の注意点を中心に述べる。また他モダリティの回転撮影の測定結果を交えて、CT分野の目指すべき方向性を述べる。

参考文献

- 1) JIS Z 4751-2-44 : 2018 (IEC 60601-2-44 : 2009, Amd.1 : 2012, Amd.2 : 2016)

テーマ：回転撮影の線量測定を考える

「血管撮影における回転撮影の真実 - 何が同じで、何が違うのか? -」

Truth of Rotational Scan in Angiography - What is the Same and the Difference? -

国家公務員共済組合連合会 虎の門病院 放射線部

川内 覚

1. はじめに

血管撮影において 3D - rotational angiography (3D-RA) やコーンビーム CT (CBCT) に代表される回転撮影は、臨床上的有用性が広く認められている。一方で線量評価に関しては、C アームやフラットパネルディテクタといった血管撮影装置独自の機構が備わっているため、他のモダリティの回転撮影とは評価方法が異なってくる。血管撮影領域の回転撮影の違いと使い分け、線量測定の重要性や線量指標について解説を行い、様々な角度から“同じこと”と“違うこと”を明らかとして、回転撮影の真実に迫っていききたい。

2. 血管撮影領域の回転撮影

血管撮影装置の X 線管とフラットパネルディテクタを備えた C アームが一定角度回転してプロジェクションデータを取得する撮影方法である。動脈や静脈の 3 次元画像の作成が可能な 3D-RA や実質臓器や穿通枝、血管に留置されたステントの観察が可能な CBCT に大別される (図 1~図 3)。適応臓器は、頭頸部・腹部など多岐に渡り、さらに造影剤の注入方法を工夫することにより、多彩な画像コントラストを表現が可能である。現在の血管撮影において、回転撮影は欠かすことのできない撮影ツールとなっている。一方で、1 回の手技中に頻回に撮影が行われることで、患者被ばく線量の増大が懸念されており、正確な線量測定と線量評価が重要となっている¹⁾。

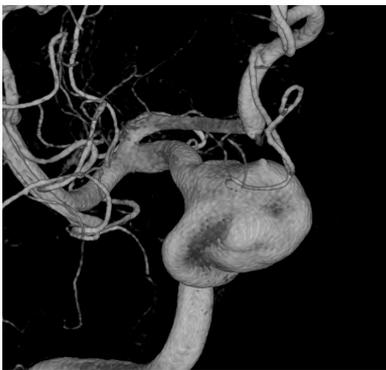


図 1 未破裂動脈瘤症例の
3D-RA 画像

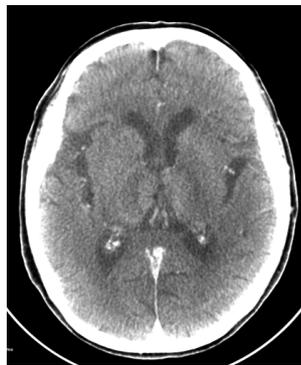


図 2 CBCT 画像

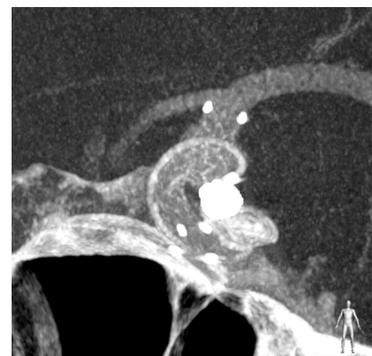


図 3 頭蓋内ステント留置後の
高分解能 CBCT 画像

3. 血管撮影における線量指標

血管撮影領域においては、入射線量・入射表面線量・入射皮膚線量・臓器線量・面積線量といった定義の異なる様々な線量指標が存在しており、いずれも被ばく線量管理には重要な指標となっている。

- 入射線量：患者照射基準点における装置出力線量として表示
- 入射表面線量：IVR 領域の診断参考レベルにおける線量指標として採用
- 入射皮膚線量：臨床の被ばく線量管理の指標として重要
- 臓器線量：水晶体等の吸収線量の把握に重要
- 面積線量：血管撮影装置にリアルタイムに表示

4. 回転撮影の線量測定・線量評価

手技時間や透視時間が延長する *Interventional radiology* においては、患者の放射線皮膚障害に代表される組織反応を回避するために、被ばく線量をモニタリングし、線量の記録を行うことが求められている。入射皮膚線量の評価方法には、血管撮影装置に表示される面積線量を補正して間接的に求める方法²⁾と蛍光ガラス線量計などを使用して直接測定を行う方法³⁾が存在する。いずれの方法も高い精度で入射皮膚線量の測定が可能であるが、得られる線量は透視や撮影等の全ての照射を含んだ値であり、回転撮影のみの線量を評価することは困難である。さらに回転撮影の線量の出力方法や X 線管の回転角度等の撮影条件が装置毎に異なること、X 線が入射する皮膚面が常に変化することから、面積線量の表示値を用いて間接的に評価することは極めて困難である。線量計を用いて直接測定することにより、正確な評価は可能となるが、設備や手間を考えると全ての施設で行うことは難しい。このような理由から現在は各施設での回転撮影の線量測定・線量評価が十分に進んでいないのが実情ではないかと推測される。

5. 線量管理時代における回転撮影の役割

医療放射線の被ばく線量管理が強く求められている中で、今後は回転撮影に対しても線量測定・線量評価に取り組まなければならないと考える。いまユーザーとして取り組むべきことは、自施設の回転撮影の撮影条件・画像再構成条件がどのように設定されているか、装置表示線量や面積線量がどうなっているか、可能であれば直接測定を行い入射皮膚線量との関係がどうなっているのかを知ることではないかと考える。本講演では、回転撮影の線量測定・線量評価の実情と問題点、今後の方向性を皆様と共有して議論できれば幸いである。

参考文献

- 1) Kawauchi S, Chida K, Moritake T, et al: Estimation of patient lens dose associated with C-arm cone-beam computed tomography usage during interventional neuroradiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2019;184:138-147
- 2) 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* 2004; 60(4): 520-527
- 3) 川内 覚, 盛武 敬, 早川 幹人, 他. 頭部診断血管撮影における最大入射皮膚線量の推定. *日放線技会誌* 2015;71(9):746-757

テーマ：回転撮影の線量測定を考える

「放射線治療領域の Cone Beam CT 線量計測」

Cone Beam CT Dosimetry in Radiation Therapy

自衛隊中央病院 放射線技術課

柳澤 宏樹

放射線治療領域において Cone Beam CT (CBCT) 線量計測は、Quality Assurance (QA) と患者線量の把握を目的として行われる。現在 CBCT の標準的な計測法は存在しないため、各施設が様々な計測を QA のために実施している。Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) (EFOMP-ESTRO-IAEA protocol¹⁾)において、空気中での出力計測、ファントムを用いた計測の大きく 2 種類に分けられている。

空気中での出力計測は、面積線量計を用いた Kerma area product (KAP) と半導体線量計または指頭型電離箱線量計を用いた incident air kerma at the detector ($K_{a,i}$) (focus-to-detector distance [FDD]) の 2 種類ある。KAP の測定は面積線量計を X 線射出部に着けて測定するため現実的ではない。 $K_{a,i}$ (FDD) は、FPD 上に半導体線量計を置いて計測または、アイソセンタに指頭型電離箱を設置して計測する。様々なビーム幅と field of view に対して簡便に測定ができる利点がある。

ファントムを用いた計測は以下の 3 つの計測法がある。Cone beam CT dose index (CBDI) , American Association of Physicists in Medicine Task Group 111 (AAPM 111) , Computed tomography dose index (CTDI) である。CBDI は、CTDI ファントム 3 個と CT 用電離箱線量計を用いて計測する。AAPM 111 は、CTDI ファントム 3 個と電離体積の小さな線量計 (ファーマ型線量計など) を用いて計測を行う。CTDI は CTDI ファントム 1 個と CT 用電離箱線量計を用いて計測を行う。CBCT 撮影時はビーム幅が 40 mm を超えるので、ビーム幅に適した計測法を選択する必要がある。ファントムを用いた計測は患者体内で発生する散乱線を正確に再現することを目的として行われる。CBDI と AAPM 111 は散乱線量を正確に把握することが可能であるが、CTDI では散乱線量を 2 つの計測法と比較し 20%過小評価すると言われている¹⁾。また、放射線治療における CBCT では、治療部位が回転中心であること、ハーフアーク (パーシャルアーク) を使用することが多いことで断面内線量は不均一となる。ファントムを用いた評価法は断面内線量が均一に照射されていると仮定している。ファントムを用いた評価法の仮定と実際が異なる点に注意が必要である。断面内線量の不均一が原因で CT の Size-Specific Dose Estimates (SSDE) のような患者線量評価の変換を困難にしている。このことはファントムを用いた計測の優位性を失わせると考えられる。

現在 CBCT の Radiation Dose Structure Report (RDSR) について検討がなされている。今後は CBCT の RDSR で定義される線量が CBCT の標準計測になっていくと予想される。放射線治

療、血管撮影、歯科撮影の全ての領域で計測可能であり簡便に計測できるのは $K_{a,i}$ (FDD) のみである。X線出力線量を RDSR で記録しておくことで、線量情報の二次利用が可能になる。RDSR を用いて、患者一人一人の線量推定も可能になっていくと予想される。

2023年現在、CBCTの線量計測を取り巻く状況は過渡期にある。今後はCBCTのRDSRの動向にも注視していく必要がある。

文献引用

- 1) Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol. (2019).

X線出力測定: Free in air dosimetry		
	Kerma Area Product	$K_{a,i}$ (FDD)
線量計	面積線量計	半導体線量計 指頭型電離箱
測定位置	X線射出部	FPD上(半導体線量計) アイソセンター(指頭型電離箱)
ファントム	不要	不要

Kerma Area Productの測定は、面積線量計と測定に困難なX線射出部を測定するため現実的ではない。
 $K_{a,i}$ (FDD)は、半導体線量計または指頭型電離箱があれば簡便に測定できる。

図 2 空気中の X 線出力測定。線量計、測定位置、ファントムの一覧。

ファントムを用いた測定: In-phantom dosimetry			
	CBDI	AAPM III	CTDI
線量計	CT用線量計	ファーマ型線量計 ポイント線量計	CT用線量計
CTDI ファントム	3個	3個	1個
特徴	AAPM IIIと 同等の測定が可能	非線形回帰計算によって 任意のビーム幅の線量を 得られる	散乱線量を約20% 過小評価

各測定法によって、散乱線の評価が異なることに注意。CTDIは他の測定法と比べて約20%過小評価。
最終的な値が面内平均線量となるので、ハーフ(パシャル)アークの場合は注意が必要。

図 1 ファントムを用いた測定。線量計、CTDI ファントム、特徴の一覧。

テーマ：回転撮影の線量測定を考える

「パノラマ X 線撮影と歯科用コーンビーム CT の線量測定」

Dosimetry in Panoramic Radiography and Dental Cone-beam CT

愛知学院大学歯学部附属病院 放射線技術部
後藤 賢一

歯科領域における代表的な回転撮影として、パノラマ X 線撮影と歯科用コーンビーム CT (以下、歯科用 CBCT) が挙げられる。パノラマ X 線撮影は多くの歯科医療施設で用いられており年間撮影数は 150 万枚程度と推計されている¹⁾。歯科用 CBCT は空間分解能が高く、骨組織の描出に優れており、歯科領域での 3 次元的診断に必要な不可欠なモダリティである。近年はパノラマ・CBCT 複合機も多数販売されており、歯科開業医の間にも普及が進んでいる。

2020 年版の日本の診断参考レベル (diagnostic reference level: DRL) においてはパノラマ X 線撮影と歯科用 CBCT の項目が新たに追加された²⁾。パノラマ X 線撮影においては面積空気カーマ積算値 (air kerma-area product: P_{KA}) および線量-幅積 (dose-width product: DWP), 歯科用 CBCT においては撮影領域の大きさごとに面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) および回転中心におけるビーム軸空気カーマ (air kerma at the isocenter of a dental CBCT unit: K_{iso}) を用いて DRL が設定された (表 1, 2)。これらの線量測定法を中心に解説する。

表 1 標準体格の成人に対するパノラマ X 線撮影の DRL

面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) [$mGy \cdot cm^2$]	134
線量 - 幅積 (DWP) [$mGy \cdot mm$]	89

表 2 標準体格の成人に対する歯科用 CBCT の DRL

面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) [$mGy \cdot cm^2$]	FOV < 40 cm^2	841
	FOV 40 ~ 100 cm^2	1670
	FOV > 100 cm^2	1960
回転中心におけるビーム軸空気カーマ (K_{iso}) [mGy]	FOV < 40 cm^2	24
	FOV 40 ~ 100 cm^2	29
	FOV > 100 cm^2	16

・パノラマ X 線撮影

X 線検出器前面または二次スリット前面において空気カーマを測定する (図 1)。DRL 設定のための多施設調査の際は放射線着色フィルムが使用されたが、半導体線量計や光刺激ルミネセンス (optically stimulated luminescence: OSL) 線量計等で測定する方法が比較的簡易である。

半導体線量計を用いる場合は線量計の有効感度領域全体に X 線が照射されるよう配置する。多くの装置で X 線束の幅は 4 mm 程度であり、位置づけは正確に行う必要がある。

測定された空気カーマに、同部における X 線束の幅を乗じた値が線量-幅積 (DWP) であり、X 線束の面積を乗じた値が面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) である。X 線束の幅と面積は、二次スリットの前面にフィルムやイメージングプレート (IP) 等を配置して得られた画像のプロファイルの半値幅を計測することにより得られる (図 2)。

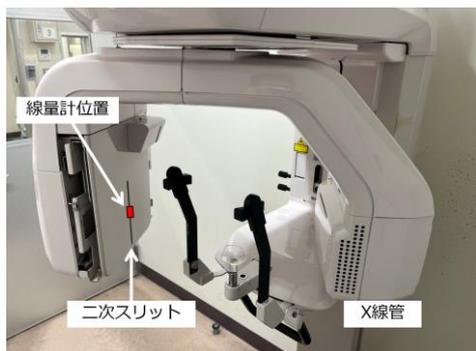


図 1 測定配置図

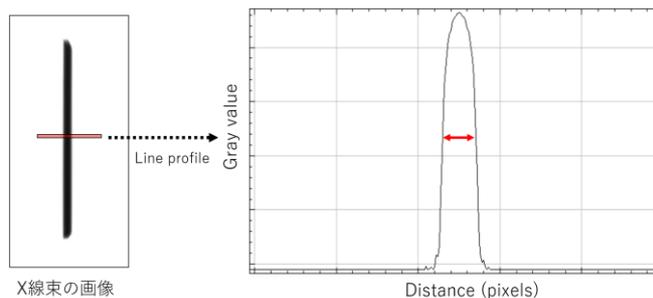


図 2 X 線束の幅

・ 歯科用 CBCT

X 線検出器中央において空気カーマを測定する (図 3)。パノラマ X 線撮影の際と同様に半導体線量計や OSL 線量計で測定する方法が簡易である。

測定された空気カーマの値に検出器面における照射面積を乗じることで面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) が得られ、焦点-検出器間距離 (focus to detector distance: FDD) と焦点-回転中心間距離 (focus to centre distance: FCD) を用いて、距離の逆 2 乗則により $(FDD/FCD)^2$ を乗じることで回転中心におけるビーム軸空気カーマ (K_{iso}) が得られる。

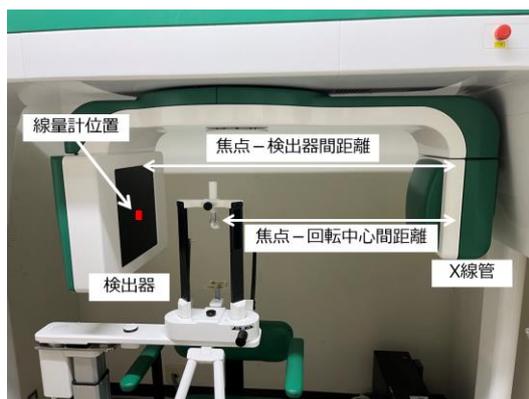


図 3 測定配置図

参考文献

- 1) 厚生労働省 令和 3 年社会医療診療行為別統計
<https://www.e-stat.go.jp/stat-search/files?tclass=000001154224&cycle=7>
- 2) J-RIME 日本の診断参考レベル (2020 年版)
http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf

専門部会講座(計測)

専門部会講座 入門編(計測)

「放射線計測に必要な補正係数」

Correction Factors for Diagnostic X-ray Measurements

天理よろづ相談所病院 放射線部

紀太 千恵子

線量測定や評価を行う際、さまざまな「係数」が必要となってきます。「係数」は相互作用関連や各種の補正等に用いられ、多岐にわたっています。本講では、その「係数」について、放射線診断および治療領域で照射線量を測定する際に主に用いられる電離箱線量計を中心に解説していきます。電離箱線量計は空気の電離量から照射線量を導出しますが、その際に必要な温度気圧補正係数やイオン再結合補正係数等の補正係数や、個々の電離箱とそのシステムの個体差を補正する校正定数を物理学的な背景から紐解いていきたいと考えています。さらには、照射線量から吸収線量を導出するまでの過程についても触れていきます。放射線計測は物質との相互作用から導出されるため、どうしても難しい数式が並んでしまう分野ではありますが、入門編ということもあり、放射線計測が少し苦手だと思う方々にも、できるだけ分かりやすくお伝えしていきたいと思えます。

専門部会講座(計測)

専門部会講座 専門編 (計測)

「漏えい X 線量測定」

Measurement for Leakage X-ray Dose

新潟医療福祉大学 診療放射線学科

関本 道治

X 線診療室からの放射線の漏えいは、医療従事者や一般公衆への被ばくに直結しており、X 線診療室外側における放射線量の限度値が医療法施行規則や電離放射線障害防止規則等の法令により定められている。X 線診療を開始する前に 1 回、及び、6 か月を超えない期間ごとに X 線診療室の漏えい放射線量測定を行わなければならないと義務付けられており、X 線診療室の漏えい放射線量の測定方法について、2018 年 3 月に「JIS Z 4716 X 線診療室の漏えい X 線量の測定方法」が制定・公示された。つまり、X 線診療室の漏えい X 線量測定について理解する必要がある。

漏えい X 線量測定は、使用するファントム、測定箇所、X 線照射条件ならびに放射線測定器とポイントがある。特に測定箇所については、場所によって多く測定する部分、少なくとも良い部分、X 線診療室の上層階や下層階を考慮しなければいけない、など多くの注意点がある。

放射線測定器は、サーベイメータ、蛍光ガラス線量計や OSL 線量計などが用いられている。漏えい X 線の測定では、線量率または積算線量による測定が適するか否かは X 線装置により異なる。そのため適する放射線測定器を使用することが必要になる。また令和 5 年 10 月に「放射性同位元素等の規制に関する法律」の改正により、「点検及び校正を 1 年毎に適切に組み合わせて行うこと」と加えられる。そのため各施設で所有する放射線測定器は、定期的に校正を今まで以上に必要が生じてくる。

本講座では、今まで述べたポイントを中心に説明していくことに加え、計測部会で実施しているサーベイメータ活用セミナーについても紹介をさせていただく。

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「放射線計測技術の現状と課題」

Current Status and Issues of Radiation Measurement Technology

藤田医科大学

浅田 恭生

放射線計測学は、放射線物理学、物性、電気・電子工学、統計学等を基礎として、測定の目的、測定量、使用する検出器の特性等に関わる多くの分野を含む応用科学である。

放射線計測の目的として、

1. 放射線の種類、エネルギー、フルエンスなど放射線場の量の測定
2. 放射線と、照射の結果生じる各種効果の数量的関係の把握
3. 試料中に含まれる放射性核種の同定、定量等

があげられる。

放射線の関連分野として、

1. 基礎科学分野（核・宇宙・物理・物性研究、化学、生物学等）
2. 医学・医療（X線診断学、核医学、放射線治療等）
3. 放射線管理
4. 産業分野（原子力、工業計測、非破壊検査、化学分析、医薬品、環境科学、遺伝子工学、農業、水産業、放射線照射工業（放射線重合、滅菌））等

がある。

放射線に関連する単位・量として、

1. 放射線場の測定に関する量：フルエンス、エネルギーフルエンス等
2. 相互作用の係数とその関係量：LET、質量減弱係数、質量阻止能等
3. 線量測定に関する量：カーマ、吸収線量等
4. 放射能に関する量：崩壊定数、放射能、空気カーマ率定数
5. 放射線防護に関する量：実効線量、等価線量等

がある。

測定の種別としては、

1. 直接測定：測定量を同種基準量と比較し、等しいとされる基準量の数値を測定値とする。
2. 間接測定：測定量と一定の関係にある幾つかの量について直接測定を行い、関係に基づいて計算により求める。
3. 比較測定：組み立て量の測定で、同種の量と比較し単に大きさの比を求める。
4. 絶対測定：求める量を組み立てている基本量に関し直接測定を行い、更に間接測定を行う。

がある。

測定器・測定法の選択として、

1. 放射線の種類, エネルギー, 計数率, 線量等
2. 得られるであろう計数率, 線量等の大きさの推定
3. 必要とする情報を得るのに適した測定器・測定法の選択
4. 測定条件 (線源・線束の方向性・形状, 測定時間, バックグラウンド等) の決定・検討
5. 測定精度

がある。

検出器, 測定器の特性として、

1. 使用可能な放射線の種類
2. 測定可能範囲, 感度
3. 線質 (エネルギー) 依存性, 効率
4. 計数率・線量率・線量に対する比例性
5. 方向依存性, 感度分布
6. 温度依存性
7. 時間分解能
8. 再現性
9. その他取扱い上の留意点

がる。

放射線検出器及び測定器として、

1. 計数測定: 比例計数管, GM 計数管, シンチレーション計数装置, 半導体検出器, 液体シンチレーションカウンタ等
2. 線量測定: 電離箱, 化学線量計, 熱蛍光線量計, 蛍光ガラス線量計, 写真フィルム等
3. 放射線管理: サーベイメータ, 個人被ばく線量計 (TLD (thermo luminescence dosimeter), PLD (radiophotoluminescence dosimeter), OSLD (optically stimulated luminescence dosimeter)), エリアモニター, アラームメーター, ハンド・フット・クロスモニター

がある。

現状として放射線計測についてはかなり確立されたものになっている。目的とする測定量に関し得る情報を確定し、測定器・測定法の選択をすると共に測定環境に注意する必要がある。絶対量が必要な場合は、許容された誤差範囲内で比較測定と校正を組み合わせることも必要である。

次に、医療、特に診断 X 線領域における放射線計測 (診断参考レベル ; DRL) について述べる。

診断 X 線領域においては、我々は皆様のご協力を頂いて撮影条件等のアンケート調査を実施してきた¹⁶⁾。その結果の一部で、2017 年のデータで最新ではないが、線量測定に必要な電離箱線量計を持っている施設は、アンケートに回答いただいた施設の約半数しか持っていない

ことがわかる (Fig.1). また, この結果より線量計を持っている施設は DRL との比較を実施していることもわかる. 診断 X 線領域において, DRL の普及には線量計の普及, さらにもっと言えば何らかの測定器があることが望ましいし, 望まれる. 2020 年に DRL⁷⁾は改訂されていることもあって最新のデータを得る必要がある. この点が改善されていれはうれしい限りである.

医療法施行規則の一部を改正する省令 (平成 31 年厚生労働省令第 21 号 1)⁸⁾. 以下「改正省令」という.) が, 2019 年 3 月 11 日に交付され, 診療用放射線に係る安全管理体制に関する規定が, 2020 年 4 月 1 日に施行された. 病院又は診療所の管理者は, これら安全管理

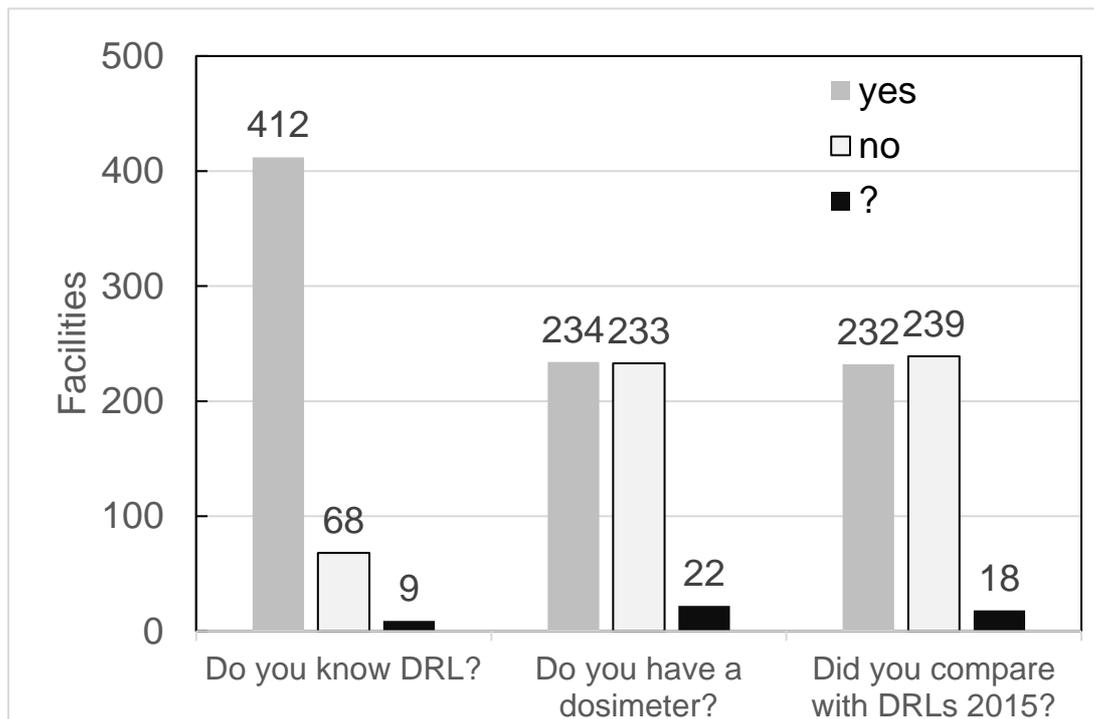


Fig.1. 2017 年アンケート調査結果

体制の確保にあたって, ①改正省令の求める責任者 (医療放射線安全管理責任者) を配置し, ②診療用放射線の安全利用のための指針の策定, ③放射線診療に従事する者に対する診療用放射線の安全利用のための研修の実施, ④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その他の診療用放射線の安全利用を目的とした改善のための方策, について行なうことが求められるとあり, CT, 血管造影用エックス線装置, SPECT-CT, PET-CT は線量管理, 線量記録の実施が義務付けられている. 以前より CT 装置, 血管造影装置で線量表示されているが, この線量表示を利用して, 線量管理, 線量記録が実施されている. そのため RDSR (Radiation Dose Structure Report) の利用は重要となってくる. X 線撮影装置から出力される DICOM 線量情報を電子的に収集, 解析を行い, 患者被ばく管理に活用するということになる. すべての診断 X 線装置の RDSR の利用として, CT, IVR 以外はまだ義務付けされていないが, その他の装置, 特に DRL においては一般撮影では DRL 量として, 入射表面線量が採用されて

いる。入射表面線量には後方散乱係数（BSF）や、距離の補正が必要となってくる。このBSFや距離の補正はRDSRを利用する場合はどうするか？やDRL量はこのままでいいのかということが課題と考える。

参考文献

- 1) 鈴木昇一, 浅田恭生, 古賀佑彦, 他, 2003 年全国調査による X 線診断時の患者被ばく線量, 医科器械学, 75(2), 55-62, 2005
- 2) 鈴木昇一, 浅田恭生, 加藤英幸, 他, X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究班 中間報告(2), 日放技学誌. 65(11) : 1582-9, 2009
- 3) 浅田 恭生, 鈴木 昇一, 小林 謙一, 他, X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)による線量評価」 日放技学誌 69(4) 371-379, 2013
- 4) Y Asada, S Suzuki, K Minami, et al, Results of a 2011 national questionnaire for investigation of mean glandular dose from mammography in Japan, J. Radiol. Prot., 34(1), 125-132, 2014
- 5) Y Asada, S Suzuki, K Minami, S et al, Survey of Patient exposure from general radiography and mammography in Japan in 2014, J. Radiol. Prot., N8-N18, 2016
- 6) Y Asada, Y Kondo, M Kobayashi, et al, Proposed diagnostic reference levels for general radiography and mammography in Japan, J Radiol Prot, 40(3):867-876, 2020
- 7) 医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）, 日本の診断参考レベル（2020 年版）, http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf
- 8) 厚生労働省医政局 長, 「医療法施行規則の一部を改正する省令」の公布について（通知）医政発 0330 第 2 号, <https://www.mhlw.go.jp/content/10800000/000616197.pdf>

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「一般撮影領域の線量測定における現状と課題」

Current Status and Issues of Radiation Dosimetry - General Radiography -

新潟医療福祉大学 医療技術学部

関本 道治

医療用放射線の線量測定は、診断参考レベル¹⁾を基準および比較を目的として実施されている。一般撮影領域は、検査部位別の入射表面線量が診断参考レベル量として定義されている。入射表面線量を評価する手順について、図1に示す。

一般撮影領域では、検査部位別に求めた入射表面空気カーマを用いて線量評価される。入射表面空気カーマは、X線ビームの中心軸と患者体表面との交点位置（体表面X線入射点）における空気カーマで、後方散乱による空気カーマを含んだ値である。これは空洞電離箱で入射表面空気カーマを直接測定することは困難であるため、半価層の測定および実効エネルギーの算出、線量計校正定数の決定、自由空気中空気カーマの測定、後方散乱係数の決定、と手順に従い評価を行い入射表面空気カーマが導かれる。つまり実際に測定する項目は、半価層と自由空気中空気カーマの2つになる。半価層と自由空気中空気カーマは、様々な条件のもとで測定される。普段から測定していれば問題ない内容でも、実は見落としている注意点もある。



図1. 入射表面線量の算出手順。①と④は測定を行い、②、③、⑤、⑥は計算から導かれる。

1. 半価層測定による注意点

半価層は、主に減弱板にアルミニウム金属等を用いた減弱曲線測定法から減弱曲線を得て算出される。減弱曲線測定のための配置例を図2に示す。X線診療室内での測定では、部屋のサイズ検出器の測定部分が十分入る程度の細い線速 (narrow beam) にする。これにより散乱線の混入を防ぐことができる。また、鉛板を用いたコリメータを減弱板付近に設置することで、減弱板からの散乱線も防ぐことができる。さらに、検出器と壁または床との距離が近いと、壁からの後方散乱が測定値へ寄与してしまう。そのため検出器は、壁また床と50cm以上離して配置することで散乱線の影響を防ぐことが出来る²⁾。

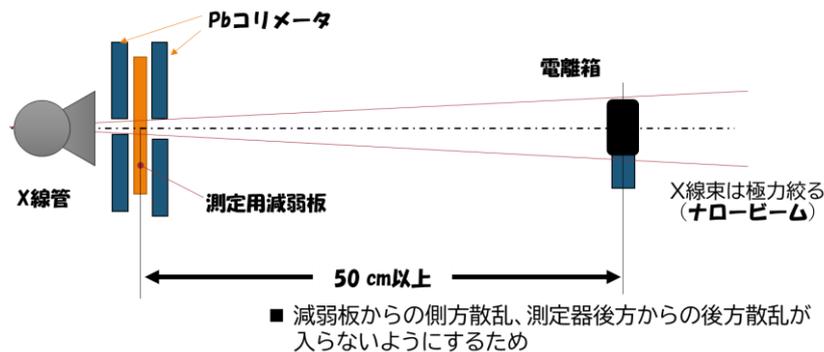


図2. 減弱曲線測定(半価層測定)の配置例

測定用減弱板は、一般撮影領域では主にアルミニウム(Al)を用いることが多い。Al板はJIS H 4000(日本規格協会)で示される合金番号A1085に示す純度99.85%以上に相当するものを用いる³⁾。実際に純度による半価層値の変化についてシミュレーションをした結果を図3に示す。主な不純物は、ケイ素(Si)、鉄(Fe)、銅(Cu)、マンガン(Mn)であり、合金番号により含まれる量が異なる⁴⁾。それが結果的に半価層にも影響されることが図3よりわかる。

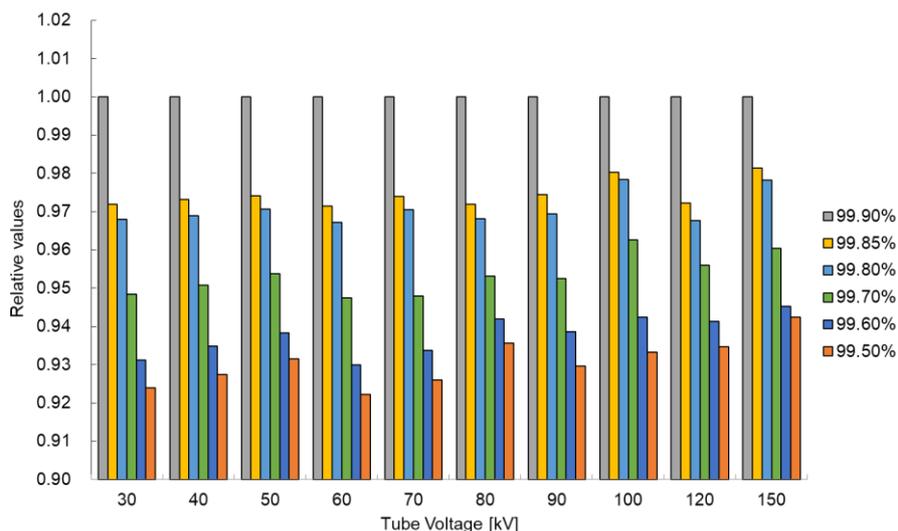


図3 シミュレーションを用いたAl純度における半価層値の変化。
純度99.90%のAl板で得られた半価層値を基準(1.0)として評価した。

またAl板の厚さは、板厚0.5mmで公差4%程度であるため公称値の厚さを用いるのではなく実測した厚さを用いることが望ましい。本学で所有しているAl板厚を参考として表1に示す。これはAl板の質量、面積および密度から算出した平均的厚さとして求めたものである。

半価層測定に用いる検出器は、十分な測定感度を有するものを用いる。また減弱板によりX線エネルギー成分が変化するが、実際の測定では考慮しないため測定エネルギー範囲での応答変化が出来るだけ小さいものが望ましい³⁾。近年、半導体検出器の使用が多くなってきている。

半価層の測定でも使用可能であるが、エネルギー依存性が電離箱と比べると大きい。そのため対応できるように様々なエネルギーで校正することをお勧めする。参考に計測部会で毎年実施している線量計作製セミナーで作成している半導体検出器の校正定数を図4に示す。

表1 所有するAl板の厚さ。Al板の質量、面積および密度から算出した平均的厚さ(実測厚)。

公称厚 [mm]	面積 [mm]	重さ [g]	実測厚 [mm]	公称厚との差 [mm]
0.1	100.035	3.008	0.111	0.011
0.2	100.527	5.339	0.197	0.003
0.2	100.195	5.331	0.197	0.003
0.5	100.083	13.485	0.499	0.001
1.0	99.944	27.600	1.024	0.024
2.0	100.185	54.581	2.020	0.020
2.0	99.959	54.420	2.017	0.017
5.0	99.992	132.353	4.904	0.096

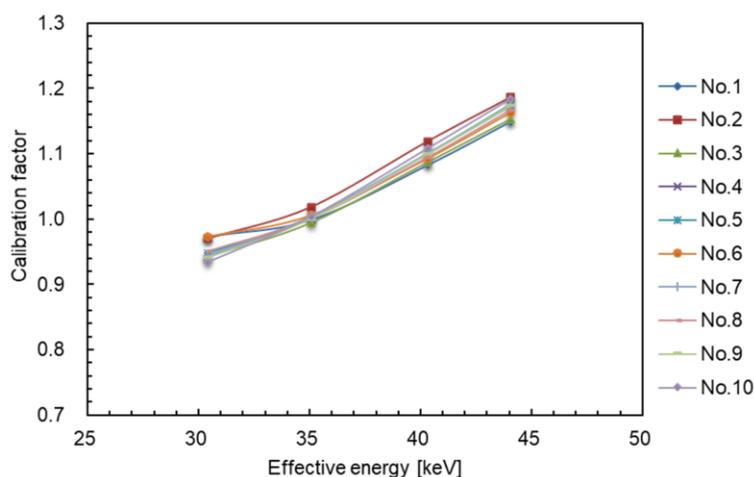


図4 2022年に実施した線量計作製セミナーで作成された半導体検出器の校正定数

2. 一般撮影領域の線量測定の注意点

図1に示す手順より、測定するものは④の自由空気中空気カーマである。評価対象は評価する体表面位置における入射表面線量であるが、検出器と対象とする体表面との関係(対象物の形状、物質や検出器との密接具合など)で誤差が大きく生じる。そのため自由空気中空気カーマを測定することが誤差の少ない評価方法と言える(図5)。

検出器は、任意の一定距離におけるX線ビーム中心軸上に配置する。検出器を配置の際は、周囲からの散乱線ができるだけ混入しないように注意が必要になる。特に床面に対して水平として、検出器から後方壁までの距離を150 cm以上離すことが望ましいとされている。また照射方向を床面に対して垂直にする場合には、検出器と床面との距離を十分に離すことで散乱線の混入を防ぐ必要がある。実際に距離を確保することは、X線診療室の部屋の大きさを考える

と難しいと考える。検出器と床面との距離と散乱線の混入を調査したところ、50 cm 以下では混入することが分かった (図 6)。そのため配置の際は少なくとも検出器と床面や壁面の距離は 50 cm 以上であれば問題ないと言える²⁾。

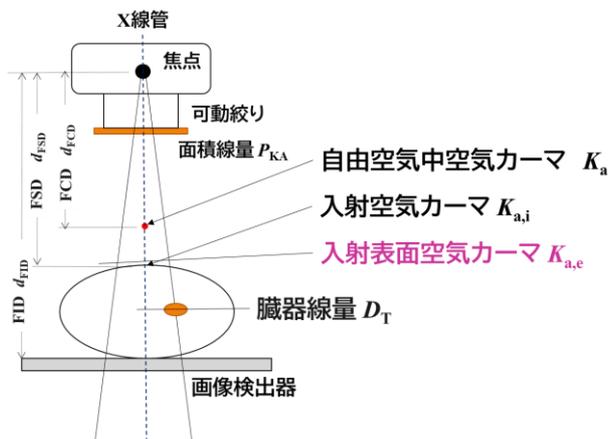


図 5 一般撮影領域の測定配置概念³⁾

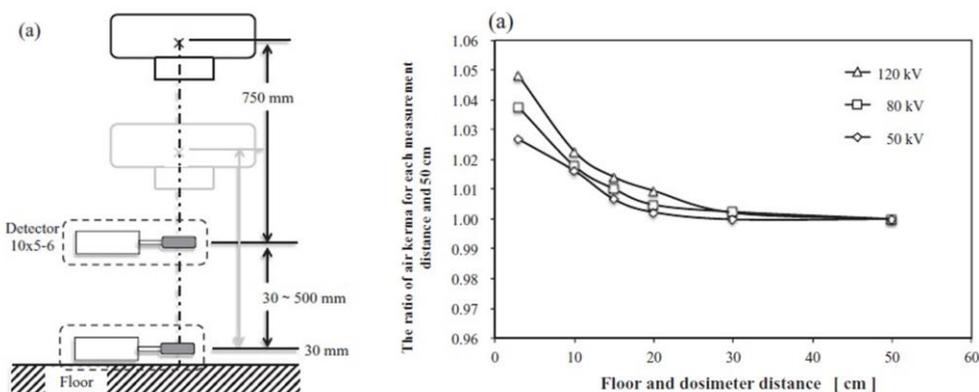


図 6 検出器と床面との距離における散乱線の影響²⁾

照射野のサイズは、一般撮影において評価する体表面位置に入射する X 線管焦点と体表面間の距離における照射野サイズと一致するように距離に応じて補正する必要がある。これらは文献³⁾を参考にさせていただきたい。また測定配置以外には、線量計の校正定数を定期的評価しているか、空気減弱補正係数の精度 (温度計および気圧計)、などの問題点が挙げられる。特に測定する項目は少ないが、注意すべき点が多い。この点についても文献³⁾を参考にさせていただきたい。

これまで述べた内容は、「線量測定」のワードで想像されるものであると考える。しかし、半価層、空気カーマおよび適切な線量計の選択が精度良く担保されていたとしても、その測定値は正しいものか判断できない。つまり、X 線発生装置は正しく動いているか判断する必要がある。X 線発生装置に関する JIS 規格は Z 4701 と Z 4702 が該当する。これら基準を満たした X 線発生装置で放射された X 線が「線量測定」として入射表面空気カーマとして評価および管理されることになる。特に半価層は、管電圧および X 線管ろ過で変化する。要は「線量測定」

の項目には半価層と自由空气中空気カーマの測定に加えて、装置管理も該当することになる。消耗品でもある X 線発生装置は、急に故障することではなく、前兆が必ず発生する。その前兆を捉えるためには一定の間隔で測定することが必要である。また規格から外れた X 線発生装置を用いた場合、線量としても誤った値となる。ご自身の施設で定期的に「線量測定」を実施する用にスケジュールを組み立てて頂きたいのと、検出器の管理についても適切に行って頂きたい。特に検出器の校正は年に 1 度実施することになる。是非、診断領域線量計標準センターを活用していただきたい。

参考文献

- 1) Japan Network for Research and Information on Medical Exposure, et al 2020 National Diagnostic Reference Levels in Japan 2020 Japan DRLs 2020.
- 2) Sekimoto, Michiharu, and Yoh Katoh. "Derivation of total filtration thickness for diagnostic x-ray source assembly." *Physics in Medicine & Biology* 61.16 (2016): 6011.
- 3) 根岸徹 監修. 診断 X 線領域における吸収線量の標準測定法, オーム社, 2017.
- 4) JIS H 4000: アルミニウム及びアルミニウム合金の板及び条

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「マンモグラフィにおける現状と課題」

Current Status and Issues in Mammography

東京都立大学大学院

根岸 徹

1.はじめに

マンモグラフィ領域における線量測定ゴールドスタンダードといえば電離箱線量計となります。この線量計を用いて平均乳腺線量を算出するため、入射空気カーマと半価層を測定していると思います。しかしながら低エネルギーに対応した電離箱線量計を所有している施設は多くないと思われます。近年では精度の向上した半導体線量計も製造販売されており、いままで半導体線量計ではエネルギー依存性が測定値に影響を与えるため半価層測定が煩雑でしたが、複数個の半導体素子と厚さや種類の異なる付加フィルタを用いて求められた測定値から補正係数を求めることで、正確な線量と半価層を表示しています。2020年に制定された IEC 61223-3-6 Ed.1.0 Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-6: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of mammographic X-ray equipment used in a mammographic tomosynthesis mode of operation では半導体線量計を用いて、患者支持台に固定し測定した値を距離の逆二乗と mAs 値の補正を行うことで入射空気カーマを算出することを推奨しています。このように従来では計測が困難であった半導体線量計の進歩により、マンモグラフィにおいても簡便に計測が可能となっている機種も増えてきております。これらの特徴をふまえて医療被ばくの計測技術について検討していきたいと考えております。

2.計測部会としての医療被ばくの考え方とは

医療被ばくは、物理量として明確に定義された「照射線量」を基準とした測定法に従って評価すべきであると考えています。そこで計測部会では、照射線量を基準とした標準測定法に従って、患者の入射表面線量やマンモグラフィであれば平均乳腺線量を測定し、評価することを行ってきています。すなわち照射線量を実測し、そこから吸収線量を求めるという手順での測定を推奨しています。特にマンモグラフィ領域では入射表面線量の評価ではなく平均乳腺線量といわれる乳腺組織における線量評価をおこなっている理由として

- ・乳房皮膚よりも乳房内の乳腺組織が放射線誘発ガンの中で感受性が非常に高い
- ・乳房内の乳腺の分布は一樣でなく年齢とともに変化する
- ・皮下脂肪（4～5 mm）の下に乳腺組織が存在する
- ・乳房撮影に使用される X 線は低エネルギーであり、深部線量は深さの増加に伴い急激に減少する

- ・撮影部位が極めて限局されるため、乳房のみの確率的影響（発ガン）を考慮する
 といった多くの要因から、直接測定することができない乳腺に対する影響を推定式から算出する手法を採用しています。

3.電離箱線量計と半導体線量計

電離箱線量計は放射線がある容積中を通過するとき気体分子が電離され、その電離電流を電極に印加した電圧により生じた電界により、それぞれの電極に陰イオンと陽イオンが移動して電荷を正負それぞれの電極で収集しています。その正負いずれかの電荷量を測定することで照射線量を算出しています。一般的にマンモグラフィ領域ではX線エネルギーが低い為、入射壁の薄い平行平板型が用いられています（図1参照）。これに対して半導体線量計では検出部に半導体（一般的にSiに不純物として $10^3 \sim 10^8$ 程度の15族元素（Pなど）を添加したn型半導体や13族（Alなど）を添加したp型半導体）が用いられています。この半導体に放射線が入射すると電離作用が生じ、電子と正孔が生成され、電気信号が発生します。この値をオペアンプなどで増幅し、照射線量値などに換算しています。特にマンモグラフィ領域のX線エネルギーが低いことから ϵ 値がW値と比較して低い半導体線量計は計測に向いていると考えられます。しかし、X線エネルギーが大きくなることによって半導体層を通過してしまうフォトンが増加することで、正確な値がカウントできなくなります。すなわちエネルギー依存性が大きいことから適切な校正や補正が必要となります。そこで近年の半導体線量計で使用されているのがアクティブ補正と呼ばれる計測方法で、複数個の半導体素子と付加フィルタによるエネルギー補正です。これによって定期的な精度管理で行う平均乳腺線量の測定に用いる入射空気カーマだけでなく、1回の照射で半価層も同時に測定可能な半導体線量計が増えてきています（図2参照）。このような測定器の出現により煩雑なイメージのある平均乳腺線量測定も簡単に行えるようになってきました。



図1 電離箱線量計



図2 半導体線量計

4.平均乳腺線量測定手順

従来、電離箱線量計では必要とされるターゲット・付加フィルタの組み合わせにおける管電圧ごとの半価層測定を行います。一般的には純度 99.9%以上のアルミニウム板を用いますが、1枚当たりの厚さが 0.1 mm と薄く取り扱いが煩雑でした。また、近年のデジタルマンモグラフィでは使用するエネルギーが高くなってきている為、半価層測定で使用するアルミニウム板セットでは枚数が不足する撮影条件も用いられるようになっていきます。さらに、圧迫板からの散乱線の影響を低減させるために、半価層測定時の圧迫板の位置を測定距離の 1/2 より X 線源側に配置をすることが望ましいとされていますが、圧迫板がその位置まで上昇しない装置や、圧迫板を取り外すと X 線の照射ができない装置などがあり、半価層測定が煩雑となってきました。それに対し、半導体線量計では1度の照射で得られたデータから空気カーマだけでなく、半価層の測定も可能な線量計が普及してきたので、簡便に線量管理が可能となりました。半価層と空気カーマの測定値の一例を表 1,2 に示します。

表 1 電離箱線量計と半導体線量計の空気カーマ測定値比較 (50 mAs)

Mo/Mo 管電圧[kV]	Alpha-RT [mGy]		MGU-100B [mGy]	
	9015 (電離箱)	TNT (半導体)	9015 (電離箱)	TNT (半導体)
24	4.491	4.311	3.494	3.408
26	5.845	5.615	4.736	4.613
28	7.420	7.132	6.161	5.971
30	9.145	8.787	7.731	7.417
32	11.02	10.30	9.462	9.049
34	12.99	12.22	11.37	10.85

*半導体線量計の測定値は電離箱と比較して 2.5%から 7.0%少ない傾向を示していた。

表 2 電離箱線量計と半導体線量計の半導体測定値比較 (50 mAs)

Mo/Mo 管電圧[kV]	Alpha-RT [mmAl]		MGU-100B [mGy]	
	9015 (電離箱)	TNT (半導体)	9015 (電離箱)	TNT (半導体)
24	0.29	0.28	0.32	0.31
26	0.31	0.31	0.34	0.33
28	0.33	0.33	0.36	0.35
30	0.35	0.35	0.38	0.37
32	0.37	0.37	0.40	0.39
34	0.39	0.39	0.41	0.40

*半導体線量計の測定値は電離箱と比較して同等か 0.01 mmAl 少ない傾向を示していた。

以上より、半導体線量計であっても校正をしたうえで使用すれば十分に測定することが可能であるとともに、測定時間は半分以下に軽減されると思われます。

5.我が国で使用されているマンモグラフィ装置の推移

図3はNPO 法人日本乳がん検診精度管理中央機構で行っているマンモグラフィ施設・画像評価に申請したシステムごとの台数の推移です²⁾。C、Dの不合格システムが含まれますが約2%です。この図から2016年以前はCRシステムが主流で使用されておりMoターゲットを中心としたX線が用いられていましたが、近年ではFPDシステムが主流となってきていることよりWターゲットが主流になってきています。その為、本学会で行っている診断領域線量標準センターにおいてもWターゲットでの低エネルギー領域の校正場が必要であると考えます。

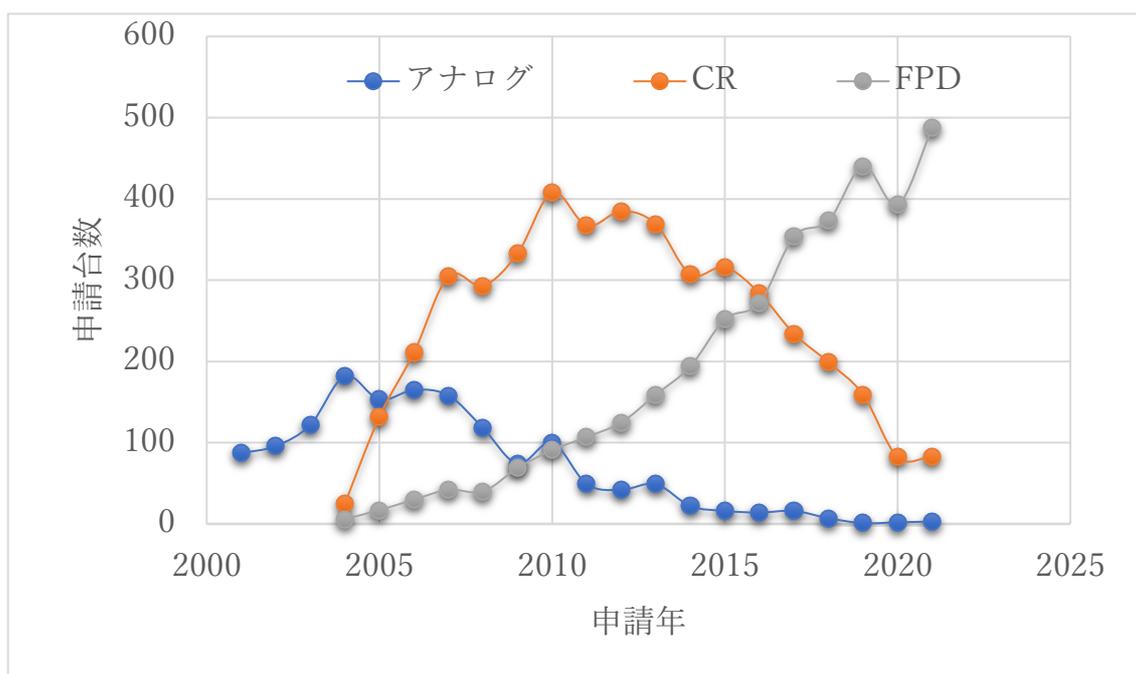


図3 マンモグラフィ施設・画像評価申請システム台数

6.おわりに

マンモグラフィを用いている施設ではこれらの線量計を保有していることが望ましいと考えますが、様々な事情により保有していない施設もあると思います。しかし、測定することをあきらめてはいけないと思います。そのような施設の先生方にも少しでも計測してみようと思っただけのヒントとなれば幸いです。是非、計測部会に入会されて、線量計の取り扱いを理解していただくとともに半導体線量計の貸し出し事業なども行っておりますので、是非一度ご自分の施設の線量を確認していただけることをお勧めいたします。さらに、マンモグラフィ領域だけでなく、一般撮影領域、X線CT領域、歯科領域の簡便な計測方法について理解を深めていただけると幸いです。

参考文献

- 1) 診断X線領域における吸収線量の標準測定法, オーム社, 根岸 徹, 他
- 2) 特定非営利活動法人 日本乳がん検診精度管理中央機構報告書 (第18版)

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「X線 CT 領域：CTDI から臓器線量への評価に向けて」

Evaluation from CTDI to Organ Dose in X-ray CT

藤田医科大学 医療科学部
羽場 友信

1. はじめに

X線 computed tomography (CT) 検査における患者の被ばく線量評価の指標として、volume CT dose index (CTDI_{vol}) や dose length product (DLP) が一般的に用いられている。CTDI_{vol}を算出する流れを図1に示す。CTDI_{vol}は、長さ15 cmの亚克力樹脂製円柱型ファントム(以下、CTDIファントム)内に有効電離長10 cmのCT用電離箱を挿入し、体軸方向におけるファントム中心部にてシングルアキシアルスキャンを施行するCTDI₁₀₀に基づき算出される。CTDIファントムの直径は頭部用で16 cm、体幹部用で32 cmである。

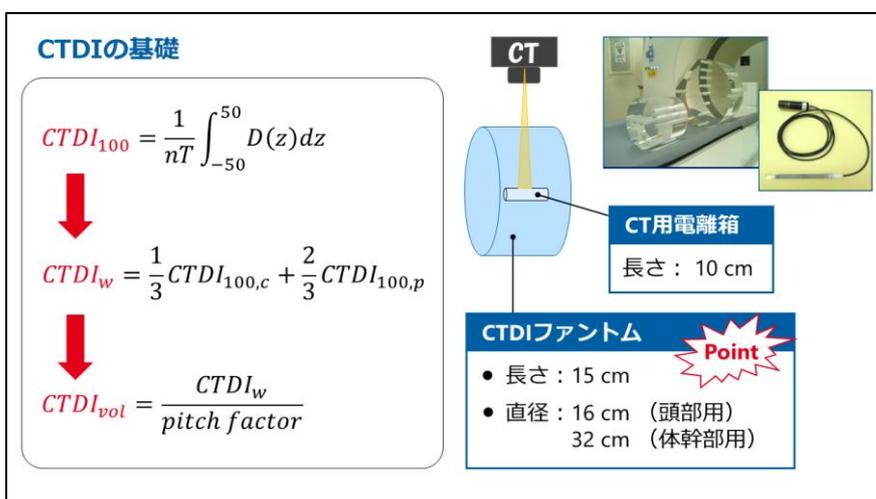


図1 CTDI_{vol}を算出する流れ

CTDI₁₀₀は1980年代に提案されて以来、CT検査における線量指標として長らく使用されている¹⁾。しかしながら、多くの先行研究により得られた知見により、従来のCTDI₁₀₀に基づくCTDI_{vol}では患者の被ばく線量を適切に評価できないことが明らかになった。具体的には「体軸方向の散乱線の考慮」や「患者サイズの考慮」である。また、近年では、患者の被ばく線量の評価において「臓器線量の評価の重要性」が議論されている。American Association of Physicists in Medicine (AAPM)は、これらの課題に対する解決策をいくつかのレポートで報告している

(図2). 本講演では, 関連する AAPM レポートに基づき, CTDI による評価の現状と課題について, 網羅的に解説した.

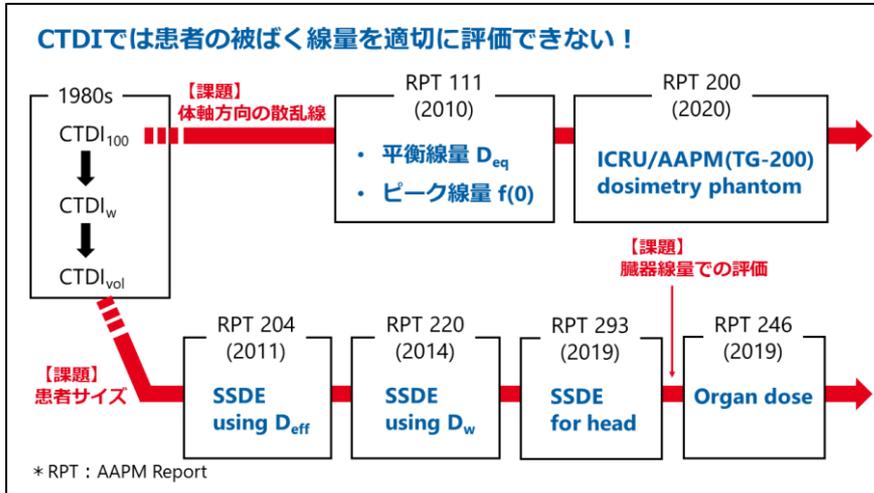


図2 CTDI による評価の各課題と対応策について (AAPM レポートに沿って)

2. 体軸方向の散乱線の考慮 (AAPM report 111,200)

従来の CTDI₁₀₀ による測定法では, 使用する CTDI ファントムの長さが 15 cm と短いため, 体軸方向の散乱線成分による線量の寄与を十分に考慮できていないという課題がある. 図3において, CTDI₁₀₀ の値は線量プロファイルの緑色の部分に一致し, 赤色の部分 (散乱線成分) の線量を考慮できていないことが分かる.

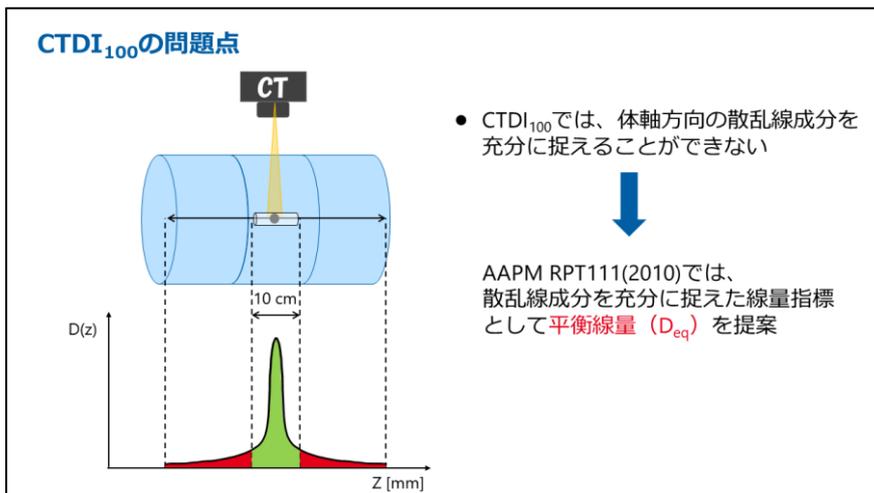


図3 CTDI ファントム (長さ 15 cm) を 3 つ連結した際の線量プロファイル

この解決策として、長さ 45 cm の CTDI ファントムと有効電離長 23 mm の微小電離箱を使用する測定法が AAPM report 111 (2010 年) により提案された²⁾。本測定法により得られる線量値は、寝台移動を伴うスキャン方式（ヘリカルスキャンなど）では D_{eq} （平衡線量）、寝台移動を伴わないスキャン方式（ボリュームスキャンなど）で $f(0)$ （ピーク線量）と定義される。平衡線量とピーク線量の算出方法の概略図を図 4、5 に示す。これにより、体軸方向の散乱線成分を十分に考慮した線量値が測定できる。平衡線量とピーク線量は一見すると全く新しい指標のように感じるかもしれないが、「スキャン方式に則り、ファントムの体軸方向の中心断面における線量を求める」というコンセプトは従来の CTDI と同じである。なお、ビーム幅 40 mm 以下の条件においては、 D_{eq} に対して $CTDI_{100}$ は 20% ほど過少評価となることが報告されている³⁾。

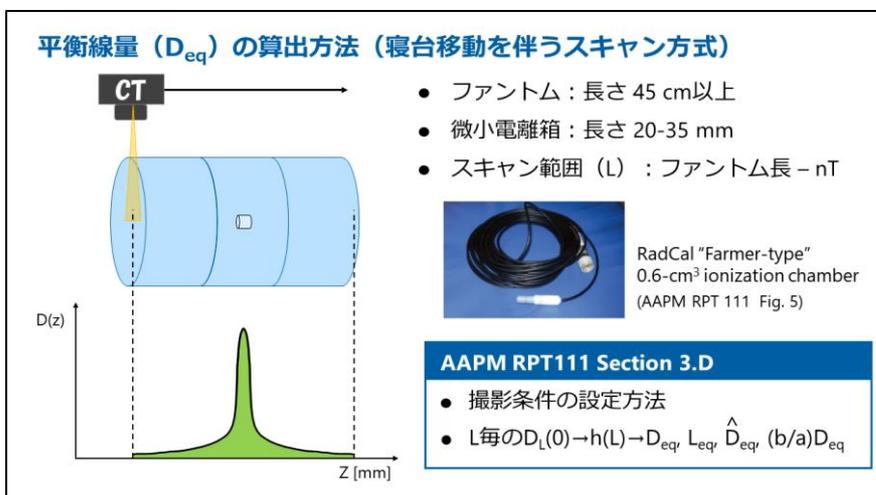


図 4 平衡線量の算出方法

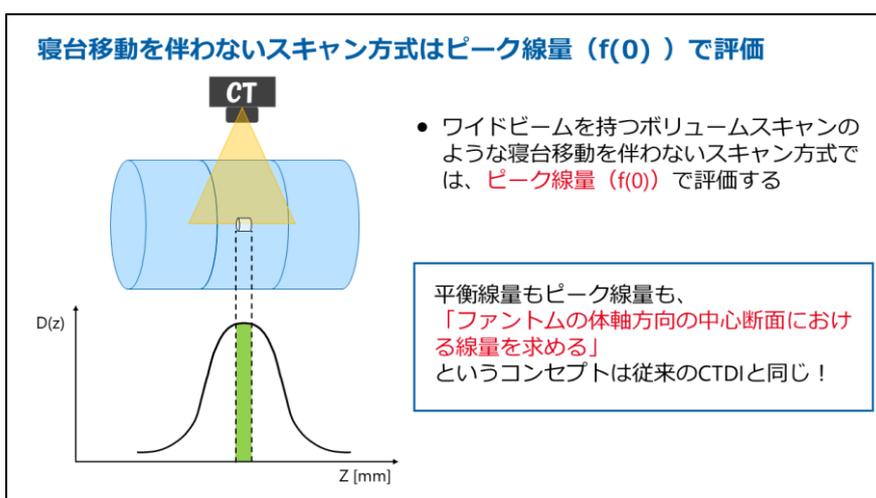
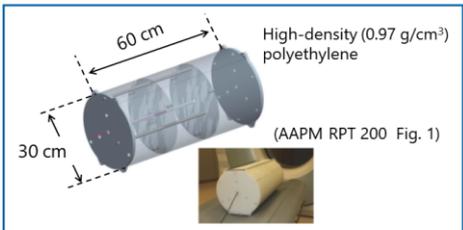


図 5 ピーク線量の算出方法

2020年には、AAPM report 111の理論に従い、新たなファントム（直径：30 cm、長さ：20 cm×3 = 60 cm）がAAPM report 200により提案された⁴⁾。ファントムの詳細を図6に示す。提案されたファントムは平衡線量を求める際には適しているが、60 cmもの長さのファントムを日常的に扱うのは実用的ではないため、日常的な品質管理（QC）の目的では長さ20 cmのファントムの使用が勧められている。

AAPM RPT200での提言（2020年）

- AAPM RPT111の理論に従い、
新たなファントム（ICRU/AAPM(TG-200) Dosimetry Phantom）を提案



High-density (0.97 g/cm³) polyethylene
 (AAPM RPT 200 Fig. 1)

- ファントムの**中心**と**辺縁12時方向**の2カ所でD_{eq}を測定する
- 製造業者や校正施設における装置の放射線出力の評価

- ユーザーが日常的な**品質管理（QC）**目的で使用する際には**長さ20cm**でOK

➡ CTDI₁₀₀は装置の放射線出力を測定する標準的でロバストな方法

図6 ICRU/AAPM (TG-200) Dosimetry Phantom の概要

3. 患者サイズの考慮（AAPM report 204,220,293）

CTDI_{vol}を算出する際に用いられるCTDIファントムの直径は、頭部用（16 cm）と体幹部用（32 cm）で決まっているため、個々の患者の体型（サイズ）を考慮できず、装置の出力を示しているにすぎない。CT検査における患者の被ばく線量は「装置の放射線出力」と「患者サイズ」に依存する。この課題を解決するために、AAPM report 204（2011）ではSize-specific dose estimate (SSDE) という新たな線量指標を提唱した⁵⁾。SSDEは、患者サイズの実効径(D_{eff})に応じた換算係数(f(D_{eff}))にCTDI_{vol}を乗じて求められる。D_{eff}は、撮影されたCT画像の横断面の面積と等しい面積を持つ円の直径である。f(D_{eff})の算出方法を図7に示す。図7のグラフにおける実線と指数関数式がf(D_{eff})である。f(D_{eff})とD_{eff}の関係式は、実測やモンテカルロシミュレーションを含めた4つの独立した研究データから導出されている（AAPM report 204 Fig.3 参照）。f(D_{eff})の算出例として、撮影されたCT画像から算出されたD_{eff}の値が25cmであった際には、図7の指数関数式に代入することで、f(D_{eff})の値は1.48と求めることができる。

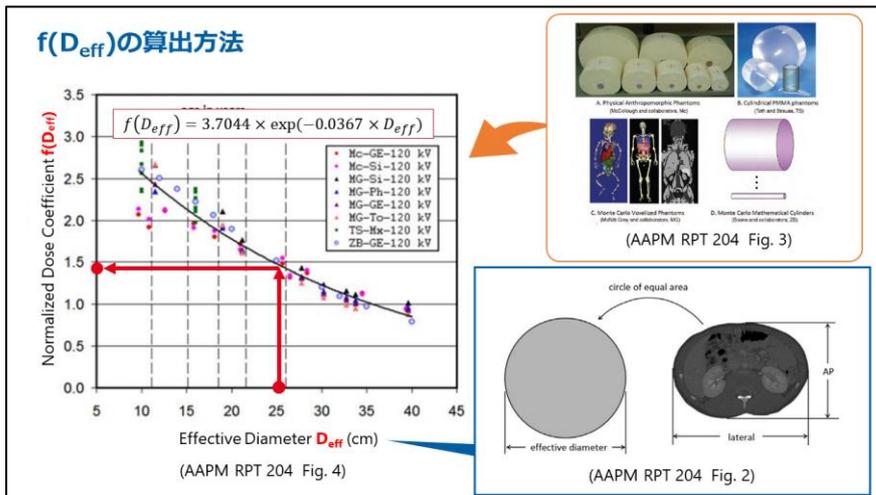


図7 $f(D_{eff})$ の算出方法

しかしながら、 D_{eff} では人体組織のX線減弱の影響を考慮していないため、胸部領域のSSDEを過小評価してしまうという課題が浮上した。そのため、AAPM report 220 (2014)では、 D_{eff} に代わり水等価直径 (D_w) を使用することを提案した⁶⁾。 D_{eff} 及び D_w の計算式を図8に示す。

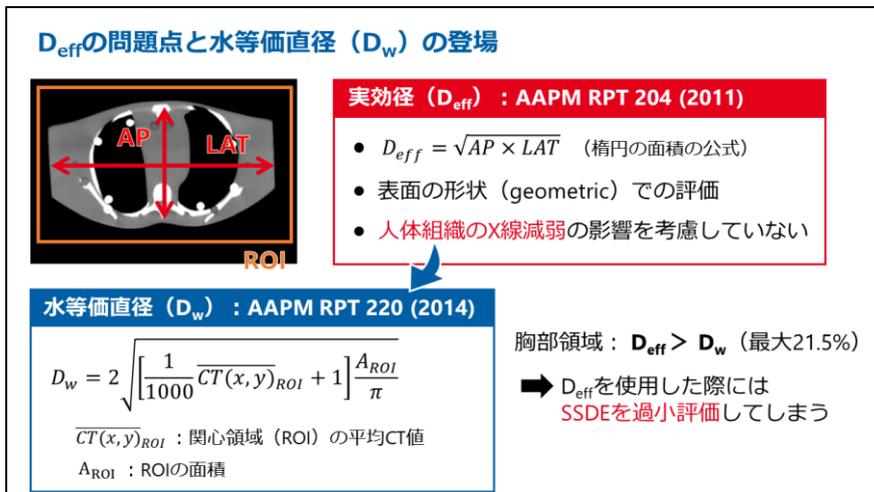


図8 D_{eff} 及び D_w の計算式

また、2019年には、頭部領域のSSDEを算出するための換算係数がAAPM report 293より提唱された⁷⁾。AAPM report 293においても、換算係数の算出には D_w の使用を推奨している。なお、SSDEを使用する上での注意点として、k-factorを使用した実効線量の算出には用いるべきではないことが挙げられる。

4. 臓器線量の評価の重要性 (AAPM report 246)

AAPM report 246 (2019年)では、患者個々人の被ばく線量を定量化する最良の方法の一つとして臓器線量を挙げている⁸⁾。臓器線量の推定方法には「SSDE から推定する方法」や「モンテカルロシミュレーションを用いて推定する方法」がある。

SSDE を用いて臓器線量を推定する方法は、最も明快で簡便に使用できる。適切に測定された SSDE を使用することで臓器線量を 20%以内の不確かさで評価することができる。適切な測定方法とは、管電流変調の影響を考慮して臓器範囲に相当する CTDI_{vol} (regional CTDI_{vol}) を使用すること、および、患者を正確にガントリ中心でスキャンして D_w を算出すること (ロカライザ法を使用した場合) などである。ただし、対象とする臓器全体が照射範囲に含まれている場合に限り、臓器の一部分が照射範囲に含まれていない際には正しく推定できない点に注意が必要である。

モンテカルロシミュレーションでは、患者の CT 画像や数学的人体ファントムを使用することで臓器線量を計算することが可能である。前述の一部分のみ照射範囲に含まれている臓器の線量評価には、モンテカルロシミュレーションでの評価が適している。モンテカルロシミュレーションによる線量評価の精度を向上させるには、患者モデルと照射条件を上手く組み込むことが重要である。一方で、モンテカルロシミュレーションの一般的な弱点として膨大な計算時間がかかることが挙げられる。近年では、graphics processing unit (GPU) を使用して計算時間の劇的な短縮を図り、患者スキャンに併せてリアルタイムに臓器線量を表示するという研究報告もあるため、今後に期待したい⁹⁾。

5. おわりに

従来の CTDI₁₀₀ に基づく CTDI_{vol} では患者被ばく線量を適切に評価できないという課題に対して、SSDE や臓器線量を用いた評価法が提案された。一方で、CTDI₁₀₀ は装置の放射線出力を測定する標準的でロバストな方法であり、今後も QC 目的で利用されるものと思われる。このような CT 検査における新たな線量指標を使いこなすためには、その源流となる CTDI₁₀₀ の原理と限界 (課題) の理解が重要である。

【引用文献】

- 1) T.B. Shope, R.M. Gagne, G.C. Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys 8: 488-495 1981.
- 2) AAPM Task Group 111. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM Rep No 111 2010.
- 3) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Change Proposals (1077, 1114, 1151, 1160, 1201, 1223, 1254) 2018.
- 4) AAPM Task Group 200. The design and use of the ICRU / AAPM CT radiation dosimetry phantom :

An implementation of AAPM report 111. AAPM Rep No 200 2020.

- 5) AAPM Task Group 204. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Rep No 204 2011.
- 6) AAPM Task Group 220. Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT. AAPM Rep No 220 2014.
- 7) AAPM Task Group 293. Size-specific dose estimate (SSDE) for head CT. AAPM Rep No 293 2019.
- 8) AAPM Task Group 246. Estimating patient organ dose with computed tomography: A review of present methodology and required DICOM information. AAPM Rep No 246 2019.
- 9) X. Jia, X. Gu, Y.J. Graves, M. Folkerts, and S.B. Jiang. GPU-based fast Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation. *Phys Med Biol* 56: 7017 2011.

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「歯科領域の線量測定における現状と課題」

Current Status and Issues of Radiation Dosimetry – Intra-oral and Panoramic Radiography, and Dental CBCT –

創聖健康保険組合診療所 放射線科
遠藤 敦

放射線の出力や再現性の確認は、放射線機器の品質を担保するために必須であり、その測定方法などは受入試験や不変性試験を定めた規格に明記されている。歯科領域は、数年以内に多くの装置で製品安全規格が改正される。この改正を受けて、受入試験や不変性試験などを定めた品質規格も改正もしくは新たに制定される（表 1）。ここでは、口内法 X 線撮影装置、パノラマ X 線撮影装置、歯科用コーンビーム CT 装置について、規格の更新に伴い新たに考えられる問題点や規格にもとづく線量測定の現状と課題について言及する。

口内法 X 線撮影装置

製品安全規格（JIS T 60601-2-65）の対応国際規格である IEC 60601-2-65 が 2021 年に改正された（表 1）。改正前との大きな違いは、手で保持することを意図した口内法 X 線撮影装置（以下、手持形口内法 X 線撮影装置）の技術基準が明記されたことである。具体的には、X 線源装置からの漏れ線量は、携帯形口内法 X 線撮影装置は焦点から 1 m の距離において、1 時間当たり 0.25 mGy 以下であったが、新たに追加された手持形口内法 X 線撮影装置は装置外表面で 1 時間あたり 0.05 mGy 以下となった（表 2）。焦点から装置外表面までの距離を 5 cm とし、携帯形口内法 X 線撮影装置の 1 m における漏れ線量の基準値（0.25 mGy/h）を外表面（5 cm）に換算すると、100 mGy/h となる。この値は、手持形口内法 X 線撮影装置の装置外表面における漏れ線量の 2000 倍に上る。携帯形口内法 X 線撮影装置は操作者が手で保持して照射することを想定していないため、このように高い基準値となっている。しかし、実際に販売されている携帯形口内法 X 線撮影装置の多くは、手で持って撮影できるような形状をしている。具体的には、1. 一眼レフカメラのような形をしている。2. カメラのシャッターボタンのところに照射スイッチ付いている（図 1）。これらを備えている装置を見れば、ユーザーは手で持って撮影できると誤解する。手持を意図しないこれらの装置の中には、X 線源装置からの漏れ線量が特に高い装置がある。英国医薬品医療製品規制庁（medicines and healthcare products regulatory agency: MHRA）では一部の装置を対象に健康への影響を懸念して Medical Device Alert を公表している¹⁾。加えて、同じ装置の概要について、英国健康保護庁（health protection agency: HPA）が公表している。この報告によると、撮影頻度が非常に高い施設では、1 週間あたり 100 回程

度の口内法X線撮影を行う。1年を50週とし、このX線装置を使用して照射時間3秒で撮影すると仮定した場合、操作者の手への等価線量は40Sv、実効線量は30mSvとなる²⁾。ユーザーからは、使用する前に、装置外表面からの漏れ放射線が規定に従っているか、確認したいという要望がある。しかし、この装置外表面のあらゆる場所からの漏れ放射線を測定する方法が確立されていない。この問題を解決することが課題となっている。

表1 受入試験及び不変性試験と規格の関係

現状			
装置名	受入試験	不変性試験	製品安全規格
口内法X線撮影装置	JIS Z 4752-3-4: 2005 (IEC 61223-3-4: 2000)	JIS Z 4752-2-7:2005 (フィルムのみ)	JIS T 60601-2-65: 2019 (IEC 60601-2-65:2012 +AMD 1:2017)
パノラマX線撮影装置		規格なし	JIS T 60601-2-63: 2019 (IEC 60601-2-63:2012 +AMD 1:2017)
歯科用コーンビームCT装置	規格なし		
今後			
装置名	受入試験	不変性試験	製品安全規格
口内法X線撮影装置	2022年、IEC WGが 改正作業を開始	受入試験に統合される	JIS T 60601-2-65: 202X 予定 (IEC 60601-2-65:2012 +AMD 1:2017+AMD 2:2021)
パノラマX線撮影装置			JIS T 60601-2-63: 202X 予定 (IEC 60601-2-63:2012 +AMD 1:2017+AMD 2:2021)
歯科用コーンビームCT装置	JIS T 61223-3-7: 202X 予定 (IEC 61223-3-7: 2021)		

表2 携帯形と手持形の違い

	携帯形	手持形
使用目的	手持を想定していない	手持を想定
基準値	焦点から1 mの距離において、一辺が20 cm以下の面積100 cm ² の任意の面内の平均値が、1時間当たり0.25 mGy以下	装置の外表面での放射口を除くあらゆる場所で1時間当たり0.05 mGy以下
装置外表面(5 cm)	100 mGy/h	0.05 mGy/h

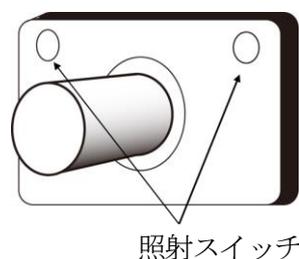


図1 手持形口内法X線撮影装置の模式図

パノラマ X 線撮影装置

現在、有効な受入試験の規格は 20 年ほど前に制定された IEC 61223-3-4 を根拠とした JIS Z 4752-3-4 である。製品安全規格 (JIS T 60601-2-63) の対応国際規格となる IEC 60601-2-63 が 2021 年に改正された。今後は、改正された製品安全規格の試験項目と整合した新たな受入試験の規格が制定される予定である (表 1)。JIS T 60601-2-63 では、空気カーマの測定以外に面積線量の表示が必要となる。面積線量は ICRU や ICRP では面積空気カーマ積算値と和訳され P_{KA} (air kerma-area product) と表示されるが、ここでは JIS に従い、面積線量 (dose-area product: DAP) と記載する。パノラマ X 線撮影装置は射出口側の 1 次スリットによって、X 線ビームが細く (照射野の幅が受像器側の 2 次スリット面上で 5 mm 程度) 形成されているため、使う線量計によっては、有効感度領域全体に照射できない可能性がある。具体的に測定できる線量計について概説する (表 3)。nanoDot™ (Landauer) と RaySafe X2 (Fluke Biomedical) は空気カーマの測定ができる。nanoDot は光刺激ルミネセンス (Optically Stimulated Luminescence: OSL) 線量計で一辺が 1cm の正方形で厚さが 2 mm 程の大きさである。そこに、直径 4 mm 程度の光刺激ルミネセンス線量計素子が挿入されている。4 mm のどこを部分照射しても測定が可能である。読み取りには専用の装置が必要となる。表 3 ではパノラマ X 線撮影装置の受像器側の 2 次スリットの前に、線量計を 5 個貼り付けた画像を例示している。RaySafe X2 は半導体素子を使った多機能線量計で、測定は 9 mm×4 mm の有効感度領域全体が含まれるように照射する。RaySafe X2 をパノラマ X 線撮影装置に固定し、有効感度領域全体が照射野に含まれるようにするには、位置の微調整が必要となるため、専用のホルダ (別売) なども用意されている。CT 用ペンシル型電離箱は受像器側の 2 次スリット面上のビーム中央に水平に貼り付ける。CT 用ペンシル型電離箱は線量幅積 (dose-width product: DWP) の測定ができる。DWP とは空気カーマに照射野の幅を乗じた値である。CT 用ペンシル型電離箱は 100 mm の有効長のどこを部分照射しても感度が一樣になるように作られている。得られる値は DWP なので、照射野の幅で除すると空気カーマを求めることができる。

2021 年に改正された IEC 60601-2-63 では、面積線量の表示及び表示する線量の正確さについて基準値がある。具体的な測定方法は、空気カーマと照射面積を求め、両者の積を取って面積線量を求める。照射面積はイメージングプレートを使う CR システムや着色フィルムなどを利用して求める。表示する線量の正確さは±50%である。面積線量計がある場合には、直接、面積線量を測定しても良い。図 2 のように、面積線量計を射出口に貼り付けて照射する。

臓器・組織の吸収線量を求めたいという施設もある。測定には人体等価ファントム (RAND ファントム) などが必要で、このような方法で測定することができないという施設は、数値シミュレーションで求めたいという要望がある。しかし、パノラマ X 線撮影装置は数値シミュレーションが難しいと言われている。その理由は、13 秒程度で 270 度程回転する 1 回の撮影で、焦点皮膚間距離が変化するためである。具体的には、図 3 に示すように、左臼歯部の撮影では X 線管が被検者に近づき、前歯部の撮影では X 線管が被検者から離れ、右臼歯部の撮影では再び X 線管が被検者に近づくという複雑な動きをする。

パノラマ X 線撮影装置は射出口側の 1 次スリットによって、X 線ビームが細く形成されて

いるため、空気カーマの測定には工夫が必要という点と、臓器・組織の吸収線量を求めるのに、シミュレーションが難しいという点が問題となっている。

表3 パノラマ X 線撮影装置で用いる各種線量計

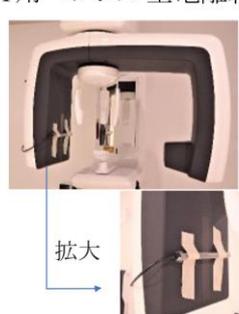
空気カーマ		DWP
<ul style="list-style-type: none"> • nanoDot™ (Landauer) 	<ul style="list-style-type: none"> • RaySafe X2 (Fluke Biomedical)  <p>パノラマ装置に固定する専用のホルダ(オプション)</p>	<ul style="list-style-type: none"> • CT用ペンシル型電離箱  <p>拡大</p>
<ul style="list-style-type: none"> • 光刺激ルミネセンス (OSL) 線量計 • 一辺が1 cmの正方形 • 厚さ2 mm • 直径4 mm • 4 mm内のどこを部分照射しても測定可 	<ul style="list-style-type: none"> • 半導体素子を使った多機能線量計 • 有効感度領域 (9 mm × 4 mm) • 有効感度領域全体に照射 	<ul style="list-style-type: none"> • 2次スリット面上に水平に貼り付ける (メタクリル樹脂のカバーの上から貼り付ける) • CT用ペンシル型電離箱は有効長 100 mmのどこを部分照射しても感度が一樣に作られている



図2 Diamentor M4 (PTW) (a), 射出口側に貼り付けて測定 (b)

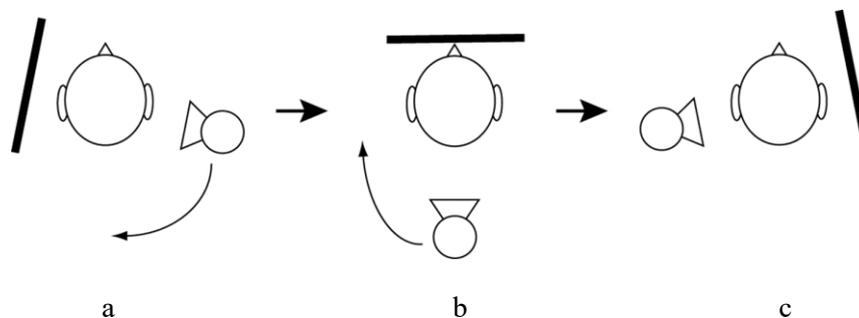


図3 X線管が被検者に臼歯部で近づき (a), 前歯部で離れ (b), 臼歯部で近づく (c) .

歯科用コーンビーム CT 装置

昨年、歯科用コーンビーム装置を含む歯科口外法用 X 線装置の基礎安全及び基本性能に関して定めた IEC 60601-2-63 が改正された (表 1)。ここでは、放射線線量構造化レポート (radiation dose structured report: RDSR) を作成し、検査終了時に RDSR 転送の機能をもつことが明記された。構造化レポートに記載する線量については、医科用 CT 装置と同様の線量を載せてほしいという要望がある。これは、線量管理システムを導入している施設では、医科用 CT 装置と同様に線量情報を管理できるためである。実際、歯科用コーンビーム CT 装置は、RDSR に $CTDI_{vol}$ などの医科用 CT 装置と同じ線量情報を提供することができる。何故なら歯科用コーンビーム CT 装置を医療機器として製造・販売する上で満たさなければならない認証基準における基本要件基準適合性チェックリストの中で、線量は医科用 CT 装置の規格である JIS Z 4752-3-5 を要求している。逆の言い方をすれば、JIS Z 4752-3-5 を満たすように歯科用コーンビーム CT 装置は作られている。JIS Z 4752-3-5 の試験項目では、 $CTDI_w$ と $CTDI_{free\ air}$ は附属文書に記載、 $CTDI_{vol}$ は操作卓に表示された値と比較すると明記されているので、メーカーはそれらの値を測定して記録している。従って、撮影毎に $CTDI_{vol}$ など、既知の値を RDSR として出力することは可能である。 $CTDI_w$ の定義は、ファントム中心とスキャン領域中心が一致していることを前提にしているが、歯科用コーンビーム CT 装置ではファントム中心とスキャン領域中心が一致していない装置や撮影方法がある。昭和大学の荒木らは高さ 15 cm、直径 16 cm の円筒形をした SEDENTEXCT ファントムを使用して、スキャン領域を 5 cm で撮影した場合、ファントム中心とスキャン領域中心が一致している場合と異なる場合でどの程度線量が異なるのか調査し、報告している³⁾。この論文は、ICRP Publication 129 : Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography に Reference されている⁴⁾。スキャン領域中心をファントムの中心から外して撮影した場合、場所によっては同じ位置で 3.5 倍程度、線量が異なる可能性がある。このような問題があり、歯科用コーンビーム CT 装置では $CTDI_w$ から算出する $CTDI_{vol}$ は推奨できない。推奨する線量は面積線量である。昨年、改正された IEC 60601-2-63 においても表示する線量は面積線量であり、昨年 12 月に発行された歯科用コーンビーム CT 装置の受入試験と不変性について定めた IEC 61223-3-7 ED1 Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-7: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of X-ray equipment for dental cone beam computed tomography においても面積線量を表示するように定められている。RDSR に記載する線量は、DICOM 委員会が決定するが、これらの経緯から面積線量になると予想する。

臓器・組織の吸収線量を求めたいという施設もある。測定には RAND ファントムなどが必要で、このような方法で測定することができないという施設は、数値シミュレーションで求めたいという要望がある。しかし、歯科用コーンビーム CT 装置は上記、パノラマ X 線撮影装置と同様に、数値シミュレーションが難しいと言われている。理由は、医科用 CT 装置では、被写体は X 線束内に完全に入りながら 360 度方向から投影データを得る。一方、歯科用コーンビーム CT 装置では、X 線束内に被写体の一部しか入らない状態で 360 度方向から投影データを得る (図 4)。加えて、ファントム中心とスキャン領域中心が一致しない装置や撮影方法もある。一般的なシミュレーションソフトは、被写体が X 線束内に完全に入りながら 360 度方向

から投影データを得る医用 CT 装置で使用されている投影データを収集する方法をもとに作成されている。従って、そこから外れる歯科用コーンビーム CT 装置ではシミュレーションでできるのか、わかっていない。

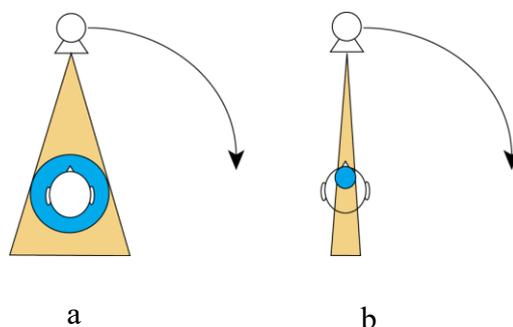


図4 被写体が X 線束内に完全に入りながら 360 度方向から投影データを得る医用 CT 装置 (a) に対して、歯科用コーンビーム CT (b) では X 線束内に被写体の一部しか入らない状態で 360 度方向から投影データを得る。

まとめ

口内法 X 線撮影装置では、改正された IEC 60601-2-65 において手持形の漏れ線量の基準値が厳しくなった。しかし、装置外表面のあらゆる場所での線量をどのように測定するのか検討する必要がある。パノラマ X 線撮影装置では、JIS T 60601-2-63 において空気カーマの直線性や面積線量の表示が明記された。照射野の幅が受像器側で 5 mm 程度と狭いので、測定には工夫が必要となる。また、臓器・組織の吸収線量を求める場合には、シミュレーションで求めることは難しい。歯科用コーンビーム CT 装置では、2021 年に改正された IEC 60601-2-63 において RDSR を作成し、検査終了時に RDSR 転送の機能をもつことが明記された。RDSR には CTDI_{vol} 等の医用 CT 装置と同じ線量を記載してほしいとの要望があるが、歯科用コーンビーム CT 装置には推奨できない。また、臓器・組織の吸収線量を求める場合には、シミュレーションで求めることが難しい。このように従来からある問題、規格の改正に伴う新たな問題とそれを解決するための課題がある。現状は、計測部会を含めた関連団体と連携して、問題を解決するために動き出したところである。

参考文献

- 1) 英国医薬品医療製品規制庁 (MHRA). Medical Device Alert (2012) .Non CE-marked portable dental X-ray units including the Tianjie Dental 'Falcon' (MDA/2012/046) .
<https://webarchive.nationalarchives.gov.uk/ukgwa/20141205150130/http://mhra.gov.uk/publications/safetywarnings/medicaldevicealerts/con173752> (accessed 18/01/2022) .
- 2) 英国健康保護庁 (HPA) .Tianjie Dental 'Falcon' hand held X-ray set imported from China.Summary of HPA radiation protection assessment results (21 June 2012) .
https://www.ukhsa-protectionservices.org.uk/cms/assets/gfx/content/resource_1968cs98c7242894.pdf

(accessed 12/12/2022) .

- 3) Araki K, Patil S, Endo A, et al. Dose indices in dental cone beam CT and correlation with dose-area product. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42 (5) : 20120362.
- 4) ICRP. Radiological protection in cone beam computed tomography (CBCT) . ICRP Publication 129. *Ann. ICRP* 2015; 44 (1) : 7–127.

2022年度計測分野に関する論文・発表

・ 2022 年 4 月 (Vol.78 No.4, 2022) ～ 2022 年 9 月 (Vol.78 No.9, 2022)

日本放射線技術学会雑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
放射性医薬品取り扱い時の水晶体被ばく線量測定と X 線防護メガネを用いた被ばく低減	松友 紀和	杏林大学 保健学部	臨床技術	78 卷 4 号 (348-356)
ERCP 検査における X 線診療室内散乱線量の個人線量当量としての測定	渡邊 浩	群馬パース大学 保健科学部	資料	78 卷 4 号 (364-371)
学術調査研究報告：わが国の小児 CT で患児が受ける線量の実態調査 (2018)	竹井 泰孝	川崎医療福祉大学 医療技術学部	資料	78 卷 4 号 (372-380)

第50回日本放射線技術学会秋季学術大会 計測分野に関する一般研究発表

口述研究発表

○ 撮影 (CT) 低線量・その他

14. 研究班報告：X線CT撮影の標準化改訂に向けた撮影プロトコルの調査とDRLs2020への適応

千葉市立海浜病院 高木 卓

○ 撮影 (CT) 小児

17. 研究班報告：小児CT検査が水晶体被ばくに与える影響について（実測データとモンテカルロシミュレーションとの比較）

川崎医療福祉大学 舛田 隆則

○ 防護（単純X線・血管造影・IVR）水晶体

23. 眼の水晶体被ばくにおける放射線防護メガネ着用時の散乱線の寄与及び水晶体位置における線質評価

駒澤大学 池田 新

24. 0.07 mm鉛当量防護眼鏡のタイプによるX線遮蔽率の比較

東北大学大学院 大野 紗椰

25. オーバーグラスタイプ防護眼鏡の放射線防護効果に関する基礎的検討

東北大学大学院 進藤 僚太

26. 水晶体被ばく低減における放射線防護メガネの不可欠要素に関する検討

森ノ宮医療大学 今井 信也

27. バイプレーン型血管撮影装置使用時のIVR術者におけるリアルタイム水晶体線量測定

東北大学大学院 藤沢 昌輝

28. 心臓・血管系IVR看護師の長期間測定による水晶体被ばく線量評価に関する検討

東北大学大学院 山田 歩実

○ テーマ演題 被ばく管理

57. 核医学特化型線量管理ソフトによる管理状況と時間コスト削減効果の検証

滋賀県立総合病院 藤田 喜治

58. CT線量管理において撮影範囲が診断参考レベルと異なる場合における線量値算出手法の考案

熊本大学病院 川俣 祐貴

59. 医療法25条に基づく立入検査からみた東京都内の病院における水晶体被ばく管理

東京都福祉保健局 小林 剛

60. Assessment of Risk of Mobile Computed Tomography in Intensive Care Unit Structure in Korea

Korea University Kim Eunhye

61. 顔面部を含めた頭部 CT 検査における線量管理の適正化
滋賀県立総合病院 中村 雅之
- 計測 (RI)
62. 機能補償型 γ 線用シンチレーション式サーベイメータの温度依存性に関する評価
東北大学大学院 磯部 理央
63. β 線用サーベイメータの基礎的検討—プラスチックシンチレーションサーベイメータと GM
サーベイメータの比較—
東北大学大学院 山本 啓介
64. 霧箱で撮影した画像解析による α 線の飛跡に沿った線量分布算出の検討
帝京大学大学院 竹内 克
65. 全身用体表面汚染検査装置の性能に関する基礎的検討
東北大学 田辺 真子
- 核医学 (RI 内用療法) 全身, その他
75. 核医学施設における排水設備からの被ばく線量に関する調査
弘前大学 千葉 直樹
76. 核医学施設における排気設備からの被ばく線量に関する調査
弘前大学 叶澤 大河
- 撮影 (単純 X 線) 品質管理
83. 2020 年度診断用 X 線装置アンケート調査報告: 装置管理を中心に
宇都宮脳脊髄センターシンフォニー病院 初田 一稀
84. 2020 年度診断用 X 線装置アンケート調査報告: 撮影装置・線量管理を中心に
NTT 東日本関東病院 矢島 圭祐
85. 多施設間における簡易型線量計と管電流計を用いた回診用 X 線装置の精度管理
東京都保健医療公社大久保病院 松本 裕治
- 撮影 (単純 X 線) システム構築
97. プレシヨット撮影と被ばく線量、再撮影管理・分析システムを用いた検査総線量低減および
プレシヨット画像の評価
東京女子医科大学病院 森田 康介
- 撮影 (単純 X 線) 臨床技術
107. ポータブル X 線撮影時における従事者の水晶体被ばくに関する検討 -臨床データを用い
た研究-
東北大学大学院 今田 聡恵

○ 撮影（血管造影・IVR、透視）画像評価

115. 血管撮影装置の CBCT 撮影時における Grid の有無による撮影線量と画像の評価
東邦大学医療センター大橋病院 平塚 勢哉

○ 撮影（血管造影・IVR、透視）臨床技術, 他

118. PCI における透視保存を用いた被ばく低減効果の実態調査
昭和大学藤が丘病院 橋高 大介
119. 胸部 CT ガイド下 IVR における低管電圧使用による手技線量の低減効果の検証
大阪公立大学医学部附属病院 有田 圭吾

○ 計測（乳房・単純 X 線）

192. デジタルブレストトモシンセシスの乳房内 3 次元線量分布測定法の検討
茨城県立医療大学 中島絵梨華
193. マンモグラフィ領域におけるラジオクロミックフィルムのエネルギー応答特性評価
茨城県立医療大学 林 茉優
194. 診断領域における多機能 X 線測定器の管電圧の校正システムの開発
産業技術総合研究所 田中 隆宏
195. 新たに開発された固体検出器の精度評価
群馬パース大学 齋藤 祐樹

○ 撮影（CT）線量

196. ウォームアップを兼ねた CT スカウトの患者表面における線量評価
千葉大学医学部附属病院 野沢 邦行
197. 異なる撮影プロトコルが被ばく低減機構（Organ Dose Modulation）に及ぼす影響
東京慈恵会医科大学附属病院 城間 祐花
198. CT 撮影における被ばく低減を目的とした管電流変調技術の X 線管回転速度依存性の評価
京都大学医学部附属病院 鈴木健太郎

○ 防護（マルチモダリティ）線量管理, 他

203. 経撓骨動脈 IVR における L 型遮蔽板の配置にマニュアルシートが与える影響—クロスオーバー試験による検討—
浜松医科大学医学部附属病院 山下 勝礼
204. IVR に従事する医療従事者の動線及び滞留時間の測定に用いる赤外線人感センサの性能評価
駒澤大学大学院 日野 稜介
205. 胸部撮影における生殖腺防護の有用性—モンテカルロシミュレーションによる三次元散乱分布の可視化—
中央医療技術専門学校 吉崎 愛結

206. 低線量・低線量率放射線の長期被ばくによる肝臓の酸化ストレス状態の変動
東北大学災害科学国際研究所 石川 諒椰

○ 計測 (透視)

207. 透視装置におけるコリメータを用いた視野移動時の装置表示線量と入射表面空気カーマとの相対値の検証

東京女子医科大学八千代医療センター 中山 径生

208. C アーム機構を有する X 線透視装置の表示線量の精度検証に関する検討

東京慈恵会医科大学附属病院 大塚 郭貴

209. 従事者被ばく測定用新型リアルタイム線量計の電波特性

東北大学大学院 服部 兼進

210. 実用校正場における面積線量計の校正手順の検討

茨城県立医療大学 西片 佑奈

○ 計測 (CT・散乱線)

211. 高速 kV switching 方式 Dual energy CT における高管電圧と低管電圧の出力比率に関する検討

大雄会第一病院 伊藤 祐介

212. タングステンリングを用いた CT 装置におけるビーム幅測定の精度評価

滋賀県立総合病院 林 拓磨

213. 散乱放射線の実効エネルギー計測に対する基礎的検討 - 平均光子エネルギーと実効エネルギーの関係 -

藤田医科大学病院 西原 裕盛

214. 診療用 X 線照射場における散乱線量分布計測システムの開発

茨城県立医療大学 佐藤 斉

セミナー参加の感想

「第11回 簡易線量計作製セミナーに参加して」

医療法人社団 平静会 大村病院

関澤 帆奈美

コロナ禍で開催が見送られてきた簡易線量計作製セミナーがついに開催されました。セミナーのことは以前から知っていて、DRL との比較や日々の疑問を解決する事に役に立つのではと思い興味を持っていました。現在所属している病院は線量計を所有していません。今年こそはと思い申し込みをしました。

会場は私の母校でした。少し早めに到着したので、キャンパスを散策しました。壁や廊下はすっかりきれいになっていましたが、教室に入ると何とも懐かしい光景でした。開始前に講師の小倉先生と根岸先生と思い出話をして学生時代に戻ったような気持ちになり、ワクワクしながら席につきました。

初日は主に半田付けの作業でした。学生時代にも小倉先生の授業で半田付けの作業をしたことがありますが、上手にできたという記憶ではなかったので正直不安で、きっと昼休みも作業するのだろうと覚悟していました。ところが、当時使用したものより半田もコテもかなり細くて扱いやすく、作業を順調に進めることができました。作っているものが「大切な自分の線量計」でしたので、慎重に丁寧に作業しようという気持ちだったこともあるかもしれません。

たくさんのスタッフの方が親身にサポートしてくださり、皆さん予定時刻よりも早く終わることができました。

二日目は校正作業でした。私が作成した乳房領域の線量計を作製したのは二人のみでしたので校正作業をじっくりと行うことができました。

校正作業では短い時間の中で数十回も X 線を出したので、装置の出力管電圧が変わってしまうという現象がありました。そういった時にも、計測部会の先生方がこのまま作業を続けるか、標準線量計の測定からやり直すかなどアドバイスを下さいました。自施設にて一人で作業していたら悩む場面だったと思います。非常に参考になりました。

他にもケーブルの扱い方や線量計の設置の仕方など、テキストだけでは伝わりにくい測定のポイントを学びました。

様々なセミナーがオンライン開催され、自宅から気軽に参加できて便利だと感じる一方、今回のセミナーでは実技によって知識はより深まったと感じますし、また沢山の素晴らしい出会いがあったと感じます。簡易線量計作製セミナーに参加して、私は初めの一步を踏み出すことができたように思います。しまい込んだりせず大切に使います。

セミナーを開催して下さった計測部会の皆様、講師の先生方に、心からお礼を申し上げます。

セミナー参加の感想

「第11回 簡易線量計作製セミナーに参加して」

鹿児島生協病院
前原 邦章

2022年9月10日(土)、11日(日)の2日間、東京都立大学にて、計測部会主催・東京支部共催、第11回簡易線量計作製セミナーに参加しました。新型コロナウイルス感染第7波の影響で、セミナー中止も心配されましたが無事開催されました。私は線量測定に興味がありましたが、自施設で線量計を保有しておらず、線量測定をしたことがありませんでした。撮影パラメータからNDD法を応用して患者表面線量と臓器線量を算出するソフトウェアを使用し、線量把握を試みることもありましたが、やはり自施設装置の線量は実際線量計を用いて測りたいと常々思っていました。2020年4月1日より「診療用放射線の安全管理」における「線量記録及び線量管理」の義務化により、当院でもCTや血管撮影で線量管理を開始しましたが、モニタに表示される数値をRISやPACSに投げ込む作業には疑問を感じました。やはり実際に線量計を使って自分で線量測定できるようになりたいと強く思うようになりました。そこで以前から気になっていた簡易線量計作製セミナーの参加し、自分の線量計を持ち線量測定について学びたいと思い参加を決心しました。

セミナーは、回路作製から線量計の校正までを2日間で実施します。会場に到着すると机の上に並べられた半田ごてや基盤、部品の数々に圧倒されてしまいました。私にできるか不安になりましたが、自分の線量計を持てる期待と心強い講師陣のサポートに幸せを感じながらセミナーに望みました。1日目は簡易線量計の作製、2日目に校正作業を行う日程でした。最初は検出部基板の製作でした。基板は小さく部品もわずかで、意外とシンプルな回路だと感じました。しかし、作製をはじめてみると少し老眼が入った私にとっては、細かい部品の半田付けに非常に苦労させられました。次々と配られる部品に焦りを感じながらも、ルーペを使い慎重に半田付けを行いました。分からないところはサポートの先生方にすぐ確認でき、安心して作業ができました。完成した基板は、なかなかの出来栄えだと感じました。その後、検出部基板と電源を接続し、動作テストを行い完成となりますが、無事動作テストをクリアしホッとしました。

午後からは表示部基板の作製に移りました。検出部よりもやや大きな基板で、回路も少々複雑になりましたが、細かな半田付けにもなれてしまい、スムーズに作業がすすみました。コンデンサやダイオードなどのたくさんの部品をひたすら接続していきました。そして、またどきどきの動作テスト。自信满满で望んだのですが、なんと正常に動作しないことが判明。午前の検出部作製の時よりも半田付けが上手になっていただけに、表示部の回路は動作しないのはショックでした。ぜんぜん間違えがわからず、サポートの先生に回路をチェックしてもらいましたが、

問題はなさそうとのこと。半田付けに問題があるかもと手直しし、再度動作テストに挑戦するも正常に動作せず。その後も何度か半田付け修正と動作テストを繰り返しましたが、正常に動作してくれませんでした。その間、セミナー参加の仲間は、次々と動作テストをクリアし完成させていき、私の気持ちは焦る一方でした。先生方に協力していただき手直ししていただくも虚しく、その後も正常に動作することはありませんでした。結局、事前に準備してあった回路と交換していただくことになりました。気を取り直し、交換してもらった回路をケースに組み込み、電源コネクタと電源スイッチ・LED ランプなどを接続し、最後に検出部と表示部を信号ケーブルで接続していきましました。今度は正常に動作するよう丁寧に進めていきました。完成チェックをしていただき、問題なく完成となりました。参加者の中で最後の完成となってしまいましたが、苦勞した分、完成した時の達成感は格別でした。

2日目は校正作業となります。東京都立大学の工業用 X 線装置での校正を行いました。自作線量計と標準器を比較校正することで、校正定数を算出します。数回の測定を行い、管電圧も数種類変化させ測定を行いました。しかし、なんらかのトラブルで校正定数が定まらず、プログラムの書き換えなども行ってもらいましたが、時間内に校正を終了できず、線量計はお預けとなってしまいました。後日校正証明書つきで配送していただきました。

簡易線量計作製セミナーは、格安の材料代で自分の線量計を持つことができ、しかも校正まで行ってもらえ、非常にお得だと感じました。今回作製した線量計は、自施設の一般撮影の線量管理に活用していきたいです。また、全国 12 箇所にある JSRT 診断領域線量計標準センターで無料にて校正していただけるということで、私もぜひ利用させていただき、今後も継続的に線量管理を行っていきたくと考えています。

今回、新型コロナウイルス感染拡大の中、感染対策を整え準備していただきセミナーを開催していただいた講師の先生方に感謝を述べさせていただきたいと思います。ありがとうございました。



線量計作製の様子



線量計の比較校正時の様子

セミナー参加の感想

「第 11 回 簡易線量計作成セミナーに参加して（東京都立大学）」

（地独）東京都立病院機構 東京都立荏原病院

西形 勝宏

簡易線量計は 2014 年にも 1 台作成したのですが、以前勤務していた病院に置いてきたので自分専用のものを欲しいとかねてから思っていました。しかしコロナの関係で作成セミナーがなかなか開催されず残念な気持ちでいました。

そんなある日、技術学会のホームページを見ていたら、簡易線量計作成セミナー開催案内が掲載されており、すぐに申し込みました。

セミナー当日までに、セミナーの注意事項、線量計開発者である小倉先生の関連論文、配線写真の資料が送られてきたので、当日までにじっくり読んでおきました。

そして当日、東京都立大学荒川キャンパスに向かい会場（教室）に入ると、すでに机の上に作成に必要な部品や作成マニュアルが置いてあり、作成に向けての気分が一気に高まりました。

開会時刻になり開会の辞、部会長挨拶、注意事項、小倉講師より簡易線量計の概要、はんだづけのコツの説明など 40 分ほどの講義（？）の時間が終わってから、さっそく検出部の作成に取りかかりました。

回路など線量計としての構成は 2014 年の時と変わらないのですが、液晶表示器など一部の部品はすでにケースに取り付けてあったり、コネクタ付リボンケーブルが採用されていたりと、初心者でも作成しやすいように改善が図られているように感じました。2014 年の時はコネクタ 1 ピンごとにコードをはんだ付けする必要があったので時間がかかってしまいましたが、今回はその手間が省けたのでとてもスムーズに完成させることができた つもり でした。

意気揚々と完成した基板の動作チェックしてみると残念ながら正常に動きません。どうやら基板をケースにネジ止めする際にショートさせたため、重要な部品であるホットダイオードが破損したようです。スタッフの方に破損したホットダイオードを取り外していただき、新しいホットダイオードを再度はんだ付けしてみるとうまく動作しました。高価な部品なのに壊してしまい申し訳ございません。

つづいて午後から表示部の作成に取りかかりました。表示部は検出部と比べて部品数が多く、基板の穴も多いので配線ミスを起こしそうでしたので、完成見本の写真と何度も見比べながら 1 個ずつはんだ付けしていきました。特に取り付ける向きが指定されている部品は慎重に作業しました。

こちらの方は動作チェックを 1 回でパスして、1 日目の作業はすべて終了しました。

2 日目は作成した線量計の校正を行うスケジュールとなっています。まず班分けをおこない最初の班が校正の部屋に移動しました。その他の参加者は講義室で待機です。

自分の番が来るのを待っていましたが、なかなか最初の班が戻ってきません。しばらくして

校正装置がうまく動かないとの知らせがありました。セミナースタッフの方が何とか復旧に努めたようですが、結局うまくいかなかったようです。

作成した人が校正にかかわるのが、このセミナーの1つのポイントと思いますが、今回は作成した測定器をお預けしてスタッフの方に校正をお任せすることになり、この日はそのまま帰宅してセミナーは終わりました。

しばらくして自宅に宅配便が届き、自分が作成した線量計と相互比較校正結果が入っていました。相互比較校正結果によれば、70kVの校正乗数が1.00と大変良好な結果に大変満足しています。

作成した簡易線量計と市販の測定器 Unfors で比較してみると7%ほど低い値を表示するのが気になりましたが、使用した Unfors も校正していないので正しい値とは限りません。きっと今回校正した線量計の値の方が正しいのだろうと信じています。

同様に2014年に作成した簡易線量計との比較も行ったのですが、今回作成した簡易線量計の方が10%の程度低い値となりました。

セミナー最後の質疑応答で2年に1度程度の校正が必要と言われましたが、定期的な校正が重要であることを実感しました。



セミナーの参加者とスタッフ

セミナー参加の感想

「第3回 サーベイメータ活用セミナーに参加して」

東京大学医学部附属病院 放射線部
齋藤 拓也

今回、日本放射線技術学会 計測部会・教育委員会の主催、近畿支部が共催する“第3回サーベイメータ活用セミナー”に現地参加する機会をいただき、かつ、参加報告書を執筆する機会をいただきましたことをはじめに感謝申し上げます。新型コロナウイルス感染拡大に伴い、本邦では数多の学術集会や研究会などが中止、ないしは Web 方式での開催がここ数年余儀なくされていました。その中での現地開催はチャレンジな試みだったと想像できます。そのような厳しい情勢にもかかわらず、本セミナー開催の準備にご尽力された関係者の皆さまに心より御礼申し上げます。

本セミナーのプログラムは、午前中に4つの講義からなる座学にはじまり、午後からは京都医療科学大学内にある工業用 X 線装置による校正場の見学、および、電離箱式サーベイメータを用いた漏えい線量測定の実習でした。各プログラム内容の詳細は以下に記します。

午前中は4名の講師による講義から始まりました。佐藤齊先生によるサーベイメータの基礎特性等が解説されました。次に、小山修司先生によりサーベイメータの校正場に関する講義で、日本放射線技術学会 診断領域線量標準センターの設立背景から現在の進捗状況まで解説されました。能登公也先生は金沢大学附属病院での実際の漏えい線量測定の解説があり、自施設でも活用できるような内容でした。鯨岡恭輔先生からはサーベイメータに関する JIS 規格と関係法規の解説から、漏えい線量測定にあたってのサーベイメータの線量率モードと積算モードによる測定方法などの解説がされました。サーベイメータに関する基礎から実用まで系統的に学べる本セミナーの講義の構成は、初心者からベテランまで満足いく内容だと思いました。

午後は2つの班に分かれて実習および見学が行われました。まず、工業用 X 線装置による校正場の見学を行いました。リファレンス線量計やその関係機器、照射室内の X 線装置を間近で見学させていただきました。また、本セミナーでは自施設の電離箱式サーベイメータの校正サービスがあります。時間の都合上、線量計の校正作業の見学はできませんでしたが、午前の講義中に自施設の電離箱式サーベイメータを校正していただきました。校正証明書を発行していただき、電離箱式サーベイメータに与えられた校正定数の使用方法を学びました。続いて、電離箱式サーベイメータを用いた漏えい線量測定の実習を行いました。X 線撮影室でファントムが用意されており、自施設でもすぐに実践可能な実習でした。加えて、測定すべき X 線漏えいの可能性が高い場所（鉛遮蔽のない扉の隙間など）は初耳の内容であり、自施設の漏えい線量測定に活用したいと思います。

本セミナーを受講することで、電離箱式サーベイメータを用いた漏えい線量測定について学ぶことができました。実習形式のため、すぐにでも自施設の漏えい線量測定に活かせると思い

ます。また、対面形式でしか得られない醍醐味を久方ぶりに実感することができました。改めて関係各位の皆さまに深く御礼申し上げます。



本セミナー会場 京都医療科学大学の校舎

線量計比較試験証明書

2022年9月25日 作成
公益社団法人 日本放射線技術学会
近畿地区診断領域線量計標準センター
堀井均・齋藤博之

依頼者：東京大学医学部附属病院 放射線部
依頼番号：2022_SS5
線量計：電離箱式サーバイメータ
型式：NHA10002 (富士電機) S/N R1E0167T

試験年月日：2022年9月25日
測定場所：京都医療科学大学
測定担当者：堀井均・齋藤博之・齋藤 祐也


(印影)

試験条件

測定距離 [m]	照射野 (cm × cm)	気温 [°C]	気圧 [hPa]	湿度 [%]
5.0	20 × 20	21.59	998.0	47.1

試験結果

管電圧 [kV]	管電流 [mA]	半価層 [mmAl]	線量 [mSv/hr]	表示値 [mSv/hr]	校正係数
70	1.00	3.00 (33 keV)	7.70	8.41	0.915
120	0.25	5.0 (42 keV)	6.41	5.83	1.098

使用した標準機器類
検出部：DC300 (Wellhofer) S/N 233
表示部：EMF520R (EMF Japan) S/N 0006
X線発生装置：TITAN 225S (島津)

※ 基準となる線量計は、2021年2月1日 (一財)日本品質保証機構によって校正されたものを使用した。なお、校正結果は気温22℃、気圧1013 hPaの状態に換算して求めた。

自施設の電離箱式サーバイメータの校正証明書

セミナー参加の感想

「第3回 サーベイメータ活用セミナーに参加して」

兵庫医科大学病院 放射線技術部

石田 敏久

2022年9月25日(日)に京都医療科学大学で開催された第3回サーベイメータ活用セミナーに参加させていただきました。昨今のコロナ禍により様々な学会やセミナーがオンライン形式になり、私自身3年ぶりの対面方式のセミナーに参加出来たことを非常にうれしく思いました。

セミナーのプログラムとしては、午前は4つの講義、午後はその講義を活かすための実習形式で行われました。セミナー参加者は、1日を通して知見を深めることが出来るとともに、自施設で使用しているサーベイメータ1台を確認校正していただける特典も付いていました。

診断領域 X 線場で用いるサーベイメータの基本特性の講義では、測定対象の放射線によって検出器を選択すること、エネルギー・方向・時定数などの特性を理解して使用すること、空間線量率や汚染状況などの使用目的によっても向き不向きがあることをわかりやすく説明いただきました。また、放射線同位元素等の規制に関する法律が、2023年10月に改正されることを教えていただきました。放射線測定器については、点検及び校正を1年毎に適切に組み合わせることを明記されており、安全を担保するためには正確な測定が重要であり、今後の病院予算の計上を含めていかなければいけないと感じました。

電離箱式サーベイメータ校正の校正場の講義では、校正場の幾何学的配置がどのようなものであるか、日本のトレーサビリティ体系や日本放射線技術学会の診断領域線量計標準センターが何処に所在するかなどを学び、午後からは実際の校正場を見学させていただくことが出来たのでより理解が深まりました。

臨床施設での漏えい線量測定の講義では、装置導入後に自施設のスタッフがどのようにして漏えい線量を測定しているかを教えていただきました。機器やスタッフが多い施設では、測定方法のマニュアル化を行い、結果を共有フォルダにて全員が閲覧可能にすることで、測定方法の統一が出来るとともに管理がしやすいとのことでした。また、当院においては同じ時期に一斉に漏えい線量測定を行うので、空き時間に測定しようと思ってもファントムや線量計が別モダリティーで使用中のため測定できなかつたりすることがあり困っていました。この講義の中で、測定時期を分散することによってこの問題が解決できるとともに業務効率がアップすることも教えていただいたので、さっそく自施設でも提案してみたいと思いました。

漏えい線量測定についての講義では、測定を行う上での関係法規、装置ごとに適したファントムの選択、測定箇所や測定モードの選択やピットフォールについて測定会社の方からお話しいただきました。装置導入時に行っていただく測定会社の方の測定方法を何となくしか見たことが無かったので、何に注意をして何処を測定するべきなのかを学ぶことが出来ました。

午後の漏えい線量測定の一ポイントアドバイスの実習では、午前の講義を実際に体験しながら復習するとともに、施設で抱えている疑問や質問に快く答えていただくことが出来たので、非常に充実した時間を過ごせました。

今後もこのようなセミナーを定期的で開催していただくことで、多くの参加者がより正しい測定方法を習得し現場に持ち帰ることによって、放射線業務従事者の方も安全に業務を行うことが出来ると思います。今回のセミナーで準備、講義や指導をして下さった計測部会関係者の皆様、講師の皆様、セミナー会場を提供して下さった京都医療科学大学の関係者の皆様に感謝申し上げます。



セミナーの参加者とスタッフ

セミナー参加の感想

「第1回診断 X 線領域の線量測定基礎 Web セミナーに参加して」

横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 画像診断部
北沢 紗梨

本稿は、2022年11月12日にオンライン形式で行なわれた第1回診断 X 線領域の線量測定基礎 Web セミナーの参加記です。私は放射線計測分野にあまり自信がなく、基礎的なところから知識を深めたいと思ったのがきっかけで参加しました。

本セミナーは13時から15時に開催され、はじめは新潟医療福祉大学の関本先生による「測定値から入射皮膚線量への導出」という講義でした。入射皮膚線量の導出に必要な測定や算出法を詳しく教えてくださり、知識が曖昧になっていた私でも理解できるとも分かりやすい内容でした。また、配布資料にあったワークシートの実用性がとても高く、ぜひ当院の測定の際に参考にさせて頂きたいと思いました。次は、茨城県立医療大学の佐藤先生による「一般撮影領域に用いられる線量測定機器」の講義でした。計測機器ごとの特性をはじめ、校正についても細かく教えて下さいました。最後に徳島大学大学院の富永先生による「測定動画の説明」でした。動画を鑑賞しながら、測定時の装置の配置方法や片付ける際のコードの巻き方など、測定時の要所を押さえた講義でした。

セミナーの最後には質疑応答の時間が設けられてありました。参加者には、セミナー申込み時に送られたメールにアンケートフォームが添付されており、前に質問ができるようになっていました。講義に対する質問とともに事前に送った質問への回答があり、このシステムによって普段の業務での疑問点を気軽に聞けるという点がとても良かったです。

2時間とわずかな時間ではありましたが、とても濃密で有意義な内容でした。どの講義も技師歴の浅い私でも分かりやすく、放射線計測学への興味が湧き、もう一度学び直してみようという気持ちになりました。

最後に、計測部会で初の試みであった Web セミナーという場の準備と運営をしてくださった計測部会委員のスタッフの皆様と講師の皆様に、この場をお借りして心よりお礼を申し上げます。

2022年度 事業報告

1. 第 59 回計測部会（第 78 回総会学術大会）を開催した
 会期：2022 年 4 月 14 日（木）～4 月 17 日（日）
 会場：パシフィコ横浜（横浜市）
 内容：
 - 1) 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
「シミュレーションによる計測」		
	日本原子力研究開発機構	橋本慎太郎
 - 2) 第 59 回計測部会テーマ「シミュレーションによる計測」

	司会 徳島大学	富永 正英
	金沢大学附属病院	能登 公也

 - ① 「診断用 X 線の線量シミュレーション」

	茨城県立医療大学	佐藤 齊
--	----------	------
 - ② 「CT 撮影における線量シミュレーション」

	放射線医学研究所	古場 祐介
--	----------	-------
 - ③ 「放射線治療におけるシミュレーション」

	熊本大学大学院	大野 剛
--	---------	------
 - 3) 専門部会講座（入門編）

	司会 新潟医療福祉大学	関本 道治
「診断領域検出器のトレーサビリティ」		
	名古屋大学	小山 修司
 - 4) 専門部会講座（専門編）

	司会 徳島大学	富永 正英
「平均乳腺線量」		
	兵庫医科大学病院	源 貴裕
2. 第 60 回計測部会（第 50 回秋季学術大会）を開催した
 会期：2022 年 10 月 7 日（金）～10 月 9 日（日）
 会場：国際ファッションセンター（東京都墨田区）
 内容：
 - 1) 教育講演

	司会 横浜市立市民病院	落合幸一郎
「放射線計測技術の現状と課題」		
	藤田保健衛生大学	浅田 恭生
 - 2) 第 60 回計測部会テーマ「放射線計測技術の現状と課題」

	司会 茨城県立医療大学	佐藤 齊
	新潟医療福祉大学	関本 道治

- ① 「一般撮影領域」
新潟医療福祉大学 関本 道治
- ② 「マンモグラフィ領域」
東京都立大学 根岸 徹
- ③ 「X線 CT 領域」
藤田医科大学 羽場 友信
- ④ 「歯科領域」
創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦
- 3) 専門講部会座（入門編）
「放射線計測の目的と対象」
司会 茨城県立医療大学 佐藤 斉
東京都立大学 加藤 洋
- 4) 専門部会講座（専門編）
「IVR における放射線計測」
司会 新潟医療福祉大学 関本 道治
九州大学病院 宮崎 仁志
3. 第 11 回簡易線量計作製セミナー(東京支部共催)を開催した
会期：2022 年 9 月 18 日（土）～9 月 19 日（日）
会場：東京都立大学荒川キャンパス（荒川区）
参加人数：12 名
内容：
1) 講義「簡易線量計の概要」東京都立大学小倉泉
2) 検出部の作製および動作チェック
3) 表示部の作製および動作チェック
4) 校正施設の説明
5) 線量計の校正
4. 第 3 回サーベイメータ活用セミナー（近畿支部共催）を開催した
会期：2022 年 9 月 25 日（日）
会場：京都医療科学大学
参加人数：8 名
内容：
1) 「診断領域 X 線場で用いるサーベイメータの特性」
茨城県立医療大学 佐藤 斉
2) 「電離箱式サーベイメータ校正の確立」
名古屋大学 小山 修司
3) 「臨床施設での漏えい線量測定」
金沢大学附属病院 能登 公也

4) 「漏えい線量測定の一ポイントアドバイス」

医建エンジニアリング 鯨岡 恭輔

5) サーベイメータ校正

5. 第1回診断X線領域の線量測定基礎セミナー（webセミナー）を開催した

会期：2022年11月12日（土）13:00～15:00

会場：WebEx-Events（webinar）

参加人数：43名

内容：

- 1) 一般撮影領域の測定基礎の講義
- 2) 一般撮影領域の測定に関する質問・疑問と回答

6. セミナー講師の派遣

「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」に講師・関本委員を派遣した

7. 計測部会誌（電子版）を発刊した

1) Vol.30,No.1（通巻59）発刊日：2022年4月1日

2) Vol.30,No.2（通巻60）発刊日：2022年10月1日

8. 計測部委員会全体会議を開催した

対面会議：2022年4月15日（金）、8月24日（水）、10月7日（金）

web会議：2022年6月13日（火）、8月29日（月）、12月21日（水）、2023年2月3日（火）

9. 診断領域線量計標準センター班（班長：小山修司）

1) センターの標準線量計の精度管理を実施（校正業者での校正）

2) 各センターの状況に応じて会員施設の線量計校正を実施

3) サーベイメータの校正場の準備を進めた

4) 本年度の校正実績

診断用線量計13件、マンモ用線量計3件、CT用電箱6件、サーベイメータ56件

（新型コロナウイルスのため、依頼控えがあったり、立入が禁じられていたセンター施設があった）

5) センター班担当者会議を開催した

会期：2022年9月11日（日）

会場：東京都立大学荒川キャンパス

10. 半導体線量計の貸出活動について

一時停止とした貸出活動を再開した

2023年度 事業計画

1. 第 61 回計測部会（第 79 回総会学術大会）を開催する
会期：2023 年 4 月 13 日（木）～4 月 16 日（日）
会場：パシフィコ横浜（横浜市）
内容：
 - 1) 教育講演
司会 横浜市市民病院 落合幸一郎
「回転撮影の線量測定を考える」
藤田医科大学 羽場 友信
 - 2) 第 61 回計測部会テーマ「回転撮影の線量測定を考える」
司会 金沢大学附属病院 能登 公也
九州大学病院 宮崎 仁志
 - ① 「X 線 CT 領域」
東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和
 - ② 「血管造影領域」
虎の門病院 川内 覚
 - ③ 「放射線治療領域」
自衛隊中央病院 柳澤 宏樹
 - ④ 「歯科領域」
愛知学院大学歯学部附属病院 後藤 賢一
 - 3) 専門部会講座（入門編）
司会 九州大学病院 宮崎 仁志
「放射線計測に必要な補正係数」
天理よろづ相談所病院 紀太千恵子
 - 4) 専門部会講座（専門編）
司会 金沢大学附属病院 能登 公也
「漏えい線量測定」
新潟医療福祉大学 関本 道治
2. 第 62 回計測部会（第 51 回秋季学術大会）を開催する
会期：2023 年 10 月 27 日（金）～10 月 29 日（日）
会場：名古屋国際会議場（名古屋市）
内容：
 - 1) 教育講演
司会 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和
「これからの診断透視検査における線量管理を考える」
順天堂大学 坂本 肇

2) 第 62 回計測部会テーマ「X線透視装置の線量測定」

司会 東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和
天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

① 「オーバーテーブル式X線透視装置」

金沢大学附属病院 能登 公也

② 「アンダーテーブル式X線透視装置」

東京慈恵会医科大学附属病院 大塚 郭貴

③ 「Cアーム式X線透視装置」

九州大学病院 宮崎 仁志

3) 専門講部会座（入門編）

司会 金沢大学附属病院 能登 公也

「X線エネルギースペクトル」

茨城県立医療大学 佐藤 斉

4) 専門部会講座（専門編）

司会 徳島大学大学院 富永 正英

「一般撮影における入射皮膚線量」

群馬パース大学 齋藤 祐樹

3. 第 12 回簡易線量計作製セミナー(東京支部共催)を開催する

会期：2023 年 9 月 16 日（土）予定

会場：東京都立大学荒川キャンパス（荒川区）

定員：12 名

内容：

- 1) 講義「簡易線量計の概要」 東京都立大学 小倉 泉
- 2) 検出部の作製および動作チェック
- 3) 表示部の作製および動作チェック
- 4) 校正施設の説明
- 5) 線量計の校正

4. 第 4 回サーベイメータ活用セミナー（東京支部共催）を開催する

会期：2023 年 9 月 23 日（土）予定

会場：駒沢大学

定員：20 名

内容：状況により web 開催に変更の可能性あり

- 1) サーベイメータの講義
- 2) 漏えい線量測定の講義
- 3) 漏えい線量測定の実習
- 4) サーベイメータの校正

5. 第 2 回診断 X 線領域の線量測定基礎 web セミナー（歯科領域基礎編）を開催する

会期：2023 年 6 月 17 日（土）13:00～15:00 予定

会場：WebEx-Events (webinar)

定員：50名

内容：

- 1) 歯科領域の測定（基礎編）の講義
- 2) 歯科領域の測定に関する質問・疑問と回答

6. 第3回診断X線領域の線量測定基礎 web セミナー（歯科領域応用編）を開催する

会期：2023年11月11日（土）13:00～15:00 予定

会場：WebEx-Events (webinar)

定員：50名

内容：

- 1) 歯科領域の測定（応用編）の講義
- 2) 歯科領域の測定に関する質問・疑問と回答

7. セミナー講師の派遣

「デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー」に講師を派遣する

8. 計測部会誌（電子版）を発刊する

1) Vol.31, No.1（通巻61）発刊日：2023年4月1日

2) Vol.31, No.2（通巻62）発刊日：2023年10月1日

9. 計測部委員会全体会議を開催する

対面会議：2023年4月14日（金）、10月27日（金）

Web会議：2023年6月, 8月, 12月, 2月 予定

10. 診断領域線量計標準センター班（班長：小山修司）

- 1) 各センターの状況に応じて会員施設の線量計校正を実施
- 2) 各センターで校正場の維持・向上を図る
- 3) サーベイメータの校正場の準備を進める
- 4) センター班担当者会議を開催する

会期：2023年9月

会場：東京事務所会議室

11. 半導体線量計の貸出活動について

貸出案内を続けて、貸出活動を続ける

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

医療被ばく管理が法律に盛り込まれ、診断参考レベルの活用も進んで来ました。また、多くの医療機関で診断領域用の線量計の導入も進んで来ました。特に、近年、半導体式の線量計が多く導入されているようです。電離箱式、半導体式にかかわらず、通常、線量計の導入時には校正が行われており、あらかじめ校正定数が与えられているものと思えます。線量計自体は、故障や破損がない限りは、校正定数が大きく変化することはありませんが、もしも、何らかの異常があつて、それに気付かないとすると、患者さんの被ばく線量を誤って評価するということになります。そのようなことを未然に検知し、また、経年変化による線量値の誤差を正すためにも、定期的な校正を行うことが重要だと思えます。

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、また一部のセンター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、最寄りの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

(2023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星陵町 2-1 ☎ 022-717-7943	千田 浩一 chida@med.tohoku.ac.jp	稲葉 洋平 inabay@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)	群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部	〒371-0052 群馬県前橋市上沖町 323-1 ☎ 027-235-1211	丸山 星 maruyama@gchs.ac.jp	丸山 星 maruyama@gchs.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	渡邊 雄一 wyuichi@komazawa-u.ac.jp	渡邊 雄一 wyuichi@komazawa-u.ac.jp
6	東京都地区 (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 negishi@tmu.ac.jp	根岸 徹 negishi@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@mh.s.mp.kanazawa-u.ac.jp	松原 孝祐 matsuk@mh.s.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@tokushima-u.ac.jp	富永 正英 tominaga@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.akihiro.858@m.kyushu-u.ac.jp	河窪 正照 kawakubo.masateru.968@m.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。

2022年3月1日より1つ目の専門部会の年会費 2,000円が無料となりました。計測部会への入会を1つ目として登録していただきますと、無料となります。2つ目以降の専門部会への入会登録は、全て1,000円となります。

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. 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 ：一つ目の登録は 無料，2つ目以降は各 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。

編集後記

コロナ禍となり、多くの勉強会やセミナーが Web 開催となり、丸 3 年が経過しました。最初のころは、不慣れで開催の準備に苦勞しましたし、視聴する側も Web 会議システムにうまく接続できず視聴できなかったということをよく耳にしました。もうかなり慣れてこられたのではないのでしょうか。Web ライブ配信の魅力は、興味はあるけど足を運ぶには遠方の勉強会なども自宅で視聴できます。さらに、オンデマンド配信は、いつでも自分の都合の良いタイミングで、しかも期間中であれば繰り返し視聴できるメリットがあります。しかし、Web セミナーはありがたい反面、実際会場に行って他の参加者と一緒に直接講師から講演を聴くときのような、会場全体が一気に集中する臨場感を味わえないのは残念だなと思います。また、他施設の方々と直接お会いできる機会が減ってしまったことも寂しく感じていました。

既に、学術大会やセミナーなどは会場参加型が戻りつつあり、新型コロナウイルス感染症が 5 月の連休明けに「5 類」に引き下げられると、さらに対面型の勉強会が復活してくると思います。コロナ禍で生まれた工夫やメリットは取り入れながら、より多くの方がいろんな形で勉強できる機会が増えていくことを願っています。

計測部会委員 紀太 千恵子 (天理よろづ相談所病院)

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	落合 幸一郎	横浜市立市民病院		
紀太 千恵子	天理よろづ相談所病院		関本 道治	新潟医療福祉大学	
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		能登 公也	金沢大学附属病院	
庄司 友和	東京慈恵会医科大学附属病院		宮崎 仁志	九州大学病院	

計測部会誌 Vol. 31, No. 1, (通巻 61)

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 2023 年 4 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