

Journal of the Measurement Division

計測部会誌

Vol.30, No.1, 通巻 59

CONTENTS

○ 第59回計測部会

教育講演

司会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎

「PHITSを用いた計測シミュレーション」

日本原子力研究開発機構 橋本慎太郎

シンポジウム

テーマ「シミュレーションによる計測」

司会 徳島大学大学院 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 斉

(2) CT撮影における線量シミュレーション

量子科学技術研究開発機構 量子医学・医療部門 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

○ 専門部会講座（入門編）

「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

○ 専門部会講座（専門編）

「平均乳腺線量の測定」

兵庫医科大学病院 源 貴裕

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 78 回 日本放射線技術学会 総会学術大会

第 59 回計測部会ご案内

会場：パシフィコ横浜 F201+202 会場

日時：2022年4月16日(土) 9:00～12:00



目次

- 巻頭言 「計測部会に入ろう」
九州大学病院 宮崎 仁志・・・ 1
- 第 59 回計測部会
・ 2022 年 4 月 16 日（金） 9:00～12:00 F201+202 会場
- 教育講演 司会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎
- 「PHITS を用いた計測シミュレーション」
日本原子力研究開発機構 橋本慎太郎・・・ 2
- シンポジウム
テーマ：「シミュレーションによる計測」
- 司会 徳島大学大学院 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 斉・・・ 3
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 裕介・・・ 5
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・・・ 7
- 専門部会講座 入門編（計測部会）
・ 2020 年 4 月 12 日（日） 8:00～8:45 416+417 会場
「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・・・ 9
- 専門部会講座 専門編（計測部会）
・ 2020 年 4 月 11 日（土） 8:00～8:45 アネックスホール F201+202 会場
「平均乳腺線量の測定」
兵庫医科大学病院 源 貴裕・・・ 10

○ 第 58 回計測部会発表抄録

教育講演 司会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎

「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理 現場の対応は何かが変わるか」

JIRA 鈴木 真人・・・11

シンポジウム

テーマ：「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える」

司会 名古屋大学 小山 修司

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

1. 一般撮影に求められる精度管理

群馬パース大学 齋藤 祐樹・・・16

2. 歯科撮影

鶴見大学歯学部附属病院 三島 章・・・21

3. マンモグラフィ

慶応義塾大学病院 根本 道子・・・25

4. 法改正に伴う血管撮影装置の安全管理について

兵庫医科大学病院 松本 一真・・・28

5. X線 CT 装置の精度管理を考える

北里大学北里研究所病院 小林 隆幸・・・32

○ 2021 年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・37

○ 2021 年度事業報告・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・41

○ 2022 年度事業計画・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・43

○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・・・・・・・45

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・・・・・46

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・48

○ 編集後記

計測部会に入ろう



計測部会委員
九州大学病院
宮崎 仁志

日本放射線技術学会は、専門部会への入会を促進することを目的とし、2022年3月1日から1つ目の専門部会の年会費2,000円を無料にしました（学会雑誌 第78巻2号掲載）。どの専門部会に入ろうか悩まれている方は、計測部会への入会はいかがでしょう。

計測部会は、平成5年4月に発足した計測分科会を継承するもので、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・超音波などにも共通した多くの基礎的問題を抱えています。計測部会では、これら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はかり、斯界の向上発展に寄与することを目的としています。

また例年、簡易線量計作製セミナーとサーベイメータ活用セミナーを開催しています。簡易線量計作製セミナーでは、実際に1人1台線量計を自作し、自施設の線量管理に利用することができます。自作した線量計の校正の体験もあり、セミナー後も校正の保障付きとなっております。特に線量計をお持ちでない施設の方にとって大変有用なセミナーです。サーベイメータ活用セミナーでは、講義・実習を通じて実用的な散乱線測定の方法を学ぶことができます。今年度は新たな取り組みとして、線量測定基礎Webセミナーを企画しており、ますます会員の皆様にとって有用で魅力的な部会になるよう委員一同努めております。無料化となったこの機会に、多くの方が計測部会に入会されることを願っています。

さて、第78回総会学術大会における第59回計測専門部会のテーマは「シミュレーションによる計測」です。日本原子力研究開発機構の橋本慎太郎先生に教育講演をお願いしております。また、シンポジウムでは、診断用X線、CT撮影、放射線治療におけるシミュレーションについてお話しいただきます。現在活発に研究されている分野であり、皆様と多くの議論ができればと思っております。入門講座では「診断領域検出器のトレーサビリティ」、専門講座では「平均乳腺線量の測定」と、臨床現場ですぐに実践できる内容で企画をしております。皆様のご参加を心よりお待ちしております。

e-mail:miyazaki.hitoshi.036@m.kyushu-u.ac.jp

テーマ：シミュレーションによる計測

「 PHITS を用いた計測シミュレーション 」

Simulation of measurements by using PHITS

国立研究開発法人 日本原子力研究開発機構

橋本 慎太郎

粒子・重イオン輸送計算コード PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System)[1]は、任意の体系における様々な放射線の振る舞いを模擬する汎用のモンテカルロシミュレーションコードである。最新の物理モデルやデータベースに基づいて放射線と物質との相互作用を再現しており、加速器の遮へい設計、医学物理計算、放射線防護研究、宇宙線・地球惑星科学といった幅広い分野で利用されている。

シミュレーションを利用する大きな利点の一つは、実際に放射線を計測することなく、様々な実験条件での計測結果を予測できる点である。線源となる放射線のエネルギーや強度を変更したり、或いは計算体系中の物質を変えたりすることが容易にできるため、設定した様々な条件が計測結果に与える影響を系統的に調べることができる。例えば検出器開発において、実際に検出器を作成し、放射線を計測するコストをかけずに、最適な性能を示す検出器の大きさや内部構造を決定できる。また、現実には計測が困難な物理量を評価することもシミュレーションの利点である。例えば放射線が物質に入射した際の散乱線のみを切り分けて分析することができるため、実際の計測におけるバックグラウンドの原因を特定することが容易になる。このようにシミュレーションコードを利用することで、放射線に関する様々な情報を得ることができ、計測結果に含まれている物理現象を深く理解することが可能となる。

本講演では、はじめに PHITS の特長や医学物理分野における応用例を紹介する。次に、PHITS を用いて診断 X 線照射時の後方散乱の影響を調べた研究[2]を題材にして、具体的なシミュレーションの実行方法や分析方法について解説を行う。文献[2]では、X 線のエネルギーや照射対象物を変更した場合の散乱の影響がまとめられているが、講演ではより簡易な計算体系で同様の観点によりシミュレーションを実行した結果を示し、その分析方法について説明する。

参考文献

[1] T. Sato et al., J. Nucl. Sci. Technol. 55(5-6), 684-690 (2018).

[2] M. Tominaga et al., Radiol. Phys. Technol. 14, 381-389 (2021).

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：シミュレーションによる計測

「 診断用 X 線の線量シミュレーション 」

Dosimetric simulation of diagnostic X-rays

茨城県立医療大学

佐藤 斉

1. はじめに

日常的な放射線診療の場で実施する診断用 X 線の線量計測に関して、診断領域の X 線エネルギー範囲の線量計校正値の不確かさは 5%程度である。校正施設の校正場と実用測定場の違い、測定配置の制限と再現性、X 線装置の出力再現性、各種補正值のあいまいさ等により生ずる不確かさを積み上げると、計測の対象によっては、不確かさ 10%以内程度に収めることも困難なことがあると思われる。また、人体内部の線量については現実的な計測手段がほぼ無い。線量計測の目的を患者や従事者の被ばく線量を把握し、それに基づいて線量適正化や防護計画を検討するという放射線防護に用いることに限ればそれほど厳密な値が必要になることは少ないが、線量計測量の不確かさの程度を含めて線量を把握することは重要なことである。

一方、患者や従事者の被ばく線量を把握する一つ的手段としてシミュレーション（モデル計算）がある。このモデル計算の代表的な手法として、モンテカルロ計算が用いられる。放射線に関わる物理現象の素過程は、それを支配する法則に従い、ある法則は確率で表現することができる。モンテカルロ計算は乱数を用いてその法則が起こる確率を計算して実在を模擬した系の中で全体のふるまいを調べるものであり、物理工学、原子力工学、医学分野などにおける現象の理解と予測・評価などに広く利用されてきた。モデル計算の結果は時として測定器を用いた線量計測量よりも小さな不確かさで多くの情報が得られる場合もある。放射線計測学の分野でも計測値の検証にモンテカルロ計算による確認を求められることさえある。

診断用 X 線（光子）の場合に計算される主な物理現象はレイリー散乱、光電効果、コンプトン効果であり、物質内の光子の位置とエネルギーや進行方向からそれぞれの現象が発生する確率と、光子の次の進行方向とエネルギーや発生する二次電子等を計算し、エネルギーを失い停止したとみなせるまで繰り返し計算する。近年では計算機の性能向上に伴い、モンテカルロ計算を活用した研究や論文数が増加している。これらのモデル計算の特徴と不確かさの範囲、計算の適用限界を良く理解した上で用いる場合には、極めて有用な線量評価手段となる。

2. 診断用 X 線のモデル計算

モンテカルロ計算ではそれぞれの目的に応じて対象をモデル化して計算する。その計算方式はいくつかの種類があり、医学分野で利用されるモンテカルロ計算コードとしてこれまでに EGS5, MCNP5 などが広く採用されてきた。最近では入手方法や取扱方法の容易さ、情報提供

量の多さと解りやすさから日本で開発された PHITS がよく用いられている。

診断用 X 線の分野でモンテカルロ計算の対象となる計算モデルの例を図 1 に示す。図 1(a) は、国際放射線単位測定委員会(International Commission on Radiation Units and Measurements: ICRU) Report74 に定義されている線量評価量および幾何学的な配置の一部である。X 線の出力に関して、電子が陽極に衝突して可動絞りから光子が放出され、X 線管の可動絞り下流側に配置した面積線量計の面積線量 P_{KA} 、自由空气中に配置した自由空气中空気カーマ K_a などが評価対象となる。また、患者被ばく線量として、X 線ビームの中心軸と患者体表面交点位置における入射表面線量 $K_{a,e}$ 、さらに患者体内の臓器線量 D_T が主な評価対象である。図 1(b) は患者に近接した作業者の被曝線量を評価するための MIRD ファントム、図 1(c) は実際の作業を想定して腕の位置を変更したときの MIRD ファントム、図 1(d) は国際放射線防護委員会(International Commission on Radiological Protection : ICRP) Publ.110 のボクセルファントムである。

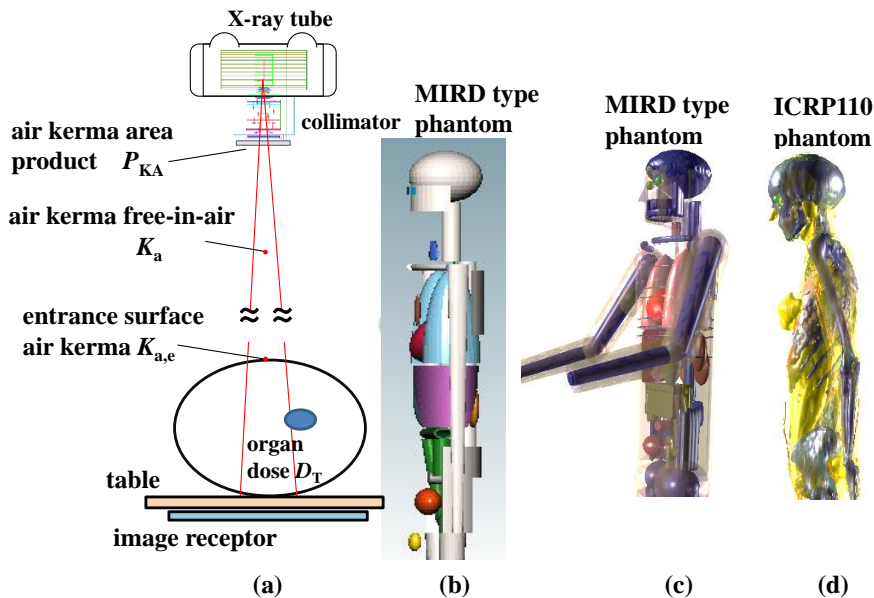


図 1 モンテカルロ計算モデルの例

3. 線量シミュレーション

日常の放射線診療の場における線量評価は、施設によっては費やせる経費やマンパワーなどの制限がある。そのため、実用的な線量評価手法は限られている場合が多く、患者や従事者の被曝線量をどのように把握して防護方策を検討するかが問題となる。日々施行される X 線撮影の患者個々のケースについてそのつど線量計測やモンテカルロ計算を実施することは現実的ではない。そこで、得られたモンテカルロ計算結果を規格化した変換係数を用いて線量評価量を算出する計算ツールがいくつか開発されている。被曝線量の低減方策を検討することや、画像水準の評価と連動させた線量評価を行うなどの目的で、これらの線量計算ツールを積極的に活用することができる。これらの計算ツールを用いる場合の全般にいえることであるが、適切な計算適用条件により計算結果を正しく解釈して利用することが大切といえる。ここでは診断用 X 線に関するいくつかのモデル計算の適用例などについて述べて話題提供とする。

「 CT 撮影における線量シミュレーション 」

Dose Simulation in the CT scan

量子科学技術研究開発機構 量子生命・医学部門
放射線医学研究所 放射線規制科学研究部
古場 裕介

日本国内の CT 装置の台数は世界的にも多く、日本人の CT 被ばく線量は世界的に見ても高いと考えられており、実際の医療現場での撮影の状況や受ける総被ばく線量を適切に評価することが求められている。CT 撮影はその撮影目的によって撮影条件が大きく異なるため、撮影単位の被ばく線量も大きく異なる。また、患者の体格によっても臓器の吸収線量は大きく異なるため患者毎の被ばく線量の推定には、撮影条件と患者体格を適切に考慮する必要がある。

CT 撮影時に患者の被ばく線量を計算するためには患者体型を模した計算用ファントムとモンテカルロコードを用いて、CT 装置から発生する X 線の患者臓器への線量付与をシミュレーションする必要がある。しかし、このシミュレーションを行うためには多くの時間や計算機リソースや技術が必要になり、臨床現場に従事する各人がこのシミュレーションを行うことは現実的ではない。そこで CT 撮影時に患者被ばく線量を計算するためツールがこれまでにいくつか開発され、広く利用されている。これらのツールは対応する CT 装置の種類や計算ファントムの違い、使用料の有無など特徴が異なっている。表 1 に代表的な CT 撮影による被ばく線量計算ツールの比較を示す。本発表で紹介する WAZA-ARiv2 以外は計算ファントムの体格がコーカソイド（欧米人）となっており、比較的体格の小さい日本人の被ばく線量を評価する際、臓器によっては差異が大きくなる可能性がある。WAZA-ARiv2 は日本人標準体型を基に作成された JM/JF ファントム（平均的日本人成人男性/女性精密ボクセルファントム）[1]を使用し、日本人体型の統計分布から痩せ形、肥満型 2 種を含めて 4 つの体型に対応した線量計算が可能である。さらには BMI に応じた被ばく線量の補正機能も有している[2]。図 2 に WAZA-ARiv2 で被ばく線量を評価可能な 18 種類のファントムを示す。

CT 撮影時に被ばく線量の計算では患者のファントム以外に CT 装置の X 線管球から発生する X 線の線質・分布の情報も重要である。WAZA-ARI 開発グループでは、様々な CT 装置に対して線質・分布の測定を行い、これらを再現するような線源モデルを構築している。2022 年 1 月現在、全 52 モデルの CT 装置の線量計算を行うことができ、これは国内に設置されている CT 装置の 70%以上に対応している。本グループでは常に最新の装置の発売動向を調べており、順次新しい CT 装置への対応を行っている。

本発表では WAZA-ARiv2 にて被ばく線量シミュレーションを行う際に利用しているファントムや線源データ構築方法、Web システムへの実装やシステム内の仕組みなどについて詳細な

説明を行う。

[1] Sato K, Noguchi H, Emoto Y, et al. JAPANESE ADULT MALE VOXEL PHANTOM CONSTRUCTED ON THE BASIS OF CT IMAGES. Radiat Pro. Dosim. 123, 337-344 (2007).

[2] Chang, W, Koba Y. Evaluation of the Correction Methods Using Age and BMI for Estimating CT Organ Dose Using a Radiophotoluminescence Glass Dosimeter and a Monte Carlo-based Dose Calculator. Health Phys. 121, 463-470 (2021).

表 1. 代表的な CT 撮影による被ばく線量計算ツールの比較

	WAZA-ARiv2	ImPACT	CT-Expo	ImpactDose	VirtualDose
計算ファントム	Voxel	MIRD	MIRD	MIRD and Voxel	Voxel
ファントムの人種	日本人	コーカソイド	コーカソイド	コーカソイド	コーカソイド
年齢依存	0,1,5,10,15歳,成人	係数で対応	係数で対応	0,1,5,10,15歳,成人	0,1,5,10,15歳,成人
体型依存	○ 標準体型, 瘦型, 肥満型2種	×	×	×	○ 標準,肥満型5種, 妊婦3種
ファントム数	18	1	4	12+2	25
AEC機能を利用した撮影時の線量計算	○	×	×	○	○
計算結果の統計機能	○	×	×	×	×
使用料	無料	有料 (データセット)	有料	有料	有料 (CT装置毎/年間ライセンス)
プラットフォーム	WEBブラウザ	Excel	Excel /iPhoneアプリ	PC	WEBブラウザ
CT装置のパラメータ化	○	○	×	×	?
作成または販売	NIRS, JAEA, 大分看護科学大 (日本)	ImPACT group (イギリス)	Sascrad (ドイツ)	CT Imaging (ドイツ)	Virtual Phantoms Inc. (アメリカ)

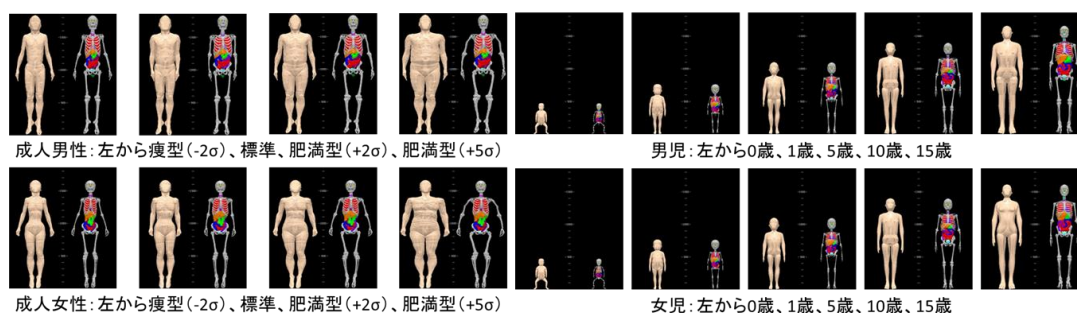


図 1. WAZA-ARiv2 で選択可能な患者ファントム

テーマ：シミュレーションによる計測

「放射線治療におけるシミュレーション」

Simulation in the Radiation therapy

熊本大学大学院 生命科学研究所

大野 剛

モンテカルロ (MC) シミュレーションは、中性子の動態解析を目的に、Ulam, Neumann らによって考案された手法である。MC シミュレーションでは大量の乱数を用いて、シミュレーションを何度も行うことにより、近似解を求める確率的な手法である。

一方、放射線と物質の相互作用はすべて量子力学的な確率分布に従っており、MC シミュレーションの好対象である。放射線の MC シミュレーションでは、Fig.1 に示すようなフローチャートに従い、粒子を一つ一つ発生し、物質中での挙動を物理現象にしたがって順に追跡する。

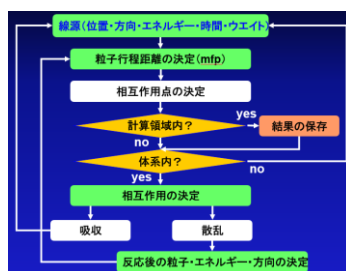


Fig.1 放射線のモンテカルロシミュレーションのフローチャート

近年、放射線治療では強度変調放射線治療や画像誘導放射線治療などの新たな治療法が登場し、複雑さが増すとともに、MV ビームだけでなく、kV ビームや静磁場下での線量計測が必要となっている。

本講演では、熊本大学で過去に行った研究の内、1. 強度変調放射線治療の線量分布の検証、2. 画像誘導放射線治療における kV-コーンビーム CT の線量計測、3. 静磁場下における線量計測について紹介させて頂きたいと思います。

1. 強度変調放射線治療の線量分布の検証

汎用 MC コードである EGSnrc/Bmeanrc code を用いて、Elekta 社製直線加速器 Synergy および付属の多分割コリメータである Agility をモデリングした。また、作成したモデリングを用いて、EGSnrc/DOSXYZnrc code から強度変調放射線治療の線量分布計算を行い、線量分布の比較を行った。Fig.2 に線量分布計算に用いたファントムおよび γ 解析を示す。MC シミュレーションから算出された線量分布は、治療計画装置から算出された線量分布に比べ、測定値との一致が高く、MC シミュレーションでは複雑な照射を高精度に計算可能であった。

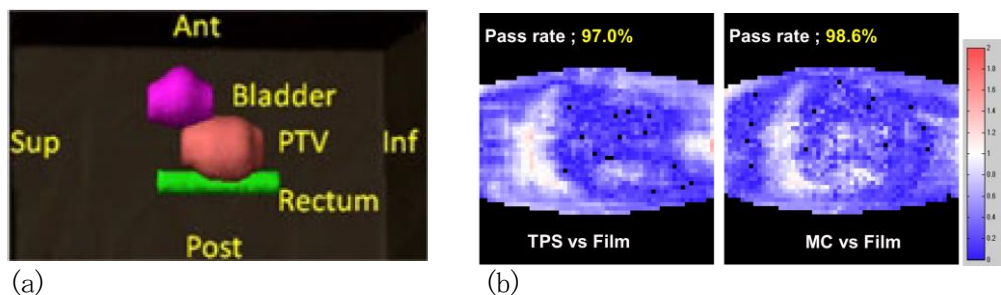


Fig. 2 MCシミュレーションを用いた強度変調放射線治療の線量分布の検証. (a) AAPM TG-119 前立腺ファントム, (b) MCシミュレーション, 治療計画装置, フィルム間での γ 解析

2. 画像誘導放射線治療における kV-コーンビーム CT の線量計測

汎用 MC コードである EGSnrc/Bmeanrc code を用いて, kV-コーンビーム CT である Varian 社製 On-Board Imager (OBI) と Elekta 社製 X-ray Volumetric Imager (XVI) をモデリングした. そして, 患者 CT 画像から作成したボクセルファントムを用いて, kV-コーンビーム CT における被ばく線量分布を算出した. Fig. 3 に算出した線量分布の比較を示す. kV-X 線では, 質量エネルギー吸収係数の違いから, 骨の線量が顕著に増加した.

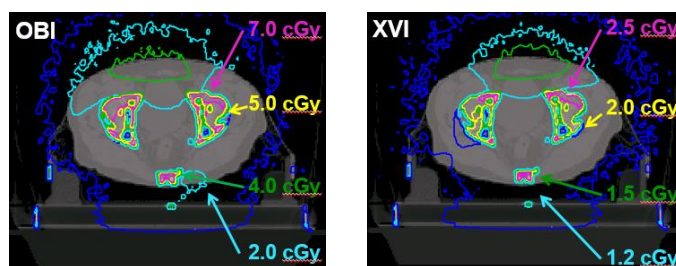


Fig. 3 画像誘導放射線治療における kV-コーンビーム CT の線量分布

3. 静磁場下における線量計測

近年, 臨床応用されつつある MR-Linac では, 放射線場に強力な静磁場が存在するため, 荷電粒子はローレンツ力を受け, 偏向し, 線量分布が変化する. そこで, EGSnrc/DOSXYZnrc code を用いて, 静磁場下での線量分布計算を行い, 静磁場が線量分布へ与える影響を明らかにした. Fig. 4 に計算に用いたファントムおよび算出した線量分布の比較を示す. 入射光子ビームに対して, 垂直方向に静磁場が印加された場合, 水と肺の境界で顕著な線量増加を生じた.

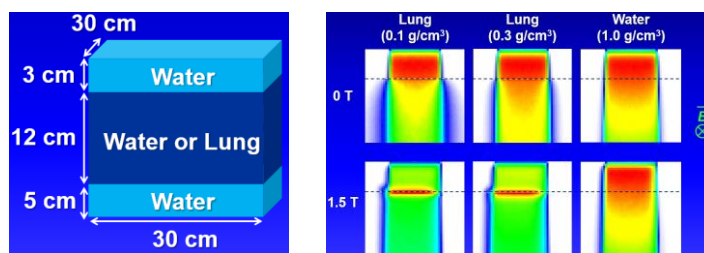


Fig. 4 静磁場下における線量分布の比較

専門部会講座(計測)

専門部会講座 入門編(計測)

「 診断領域検出器のトレーサビリティ 」

Traceability of diagnostic X-ray detectors

名古屋大学 脳とこころの研究センター

小山 修司

トレーサビリティを辞書で調べると「跡を辿ることができること」となると思います。食品においてもこの言葉が使われ、消費者から流通経路を経て、生産者まで辿り着くことができるということになっています。計測器の場合は、途中の経路をたどって、国の標準、さらに国際的な標準に遡って信頼性が確保されているということに、この言葉が使われています。

我が国の線量(場)の標準は、国立開発研究法人産業技術総合研究所(産総研)の分析計測標準研究部門放射線標準研究グループにより供給され、計量法に基づく計量法トレーサビリティ制度(JCSS, Japan Calibration Service System)等に沿って、特定二次標準(JCSS)や二次標準の線量場、すなわち、線量計校正業者により、ユーザーの線量計が校正されるということでトレーサビリティが確保されています。

産総研の標準は、フランスにある国際度量衡局(BIPM, Bureau international des poids et mesures)を参照値として定期的に国際比較が行われ、そのトレーサビリティが確保されています。

日本放射線技術学会は、現在、診断領域線量計標準センターを運用し、会員施設の線量計の校正を行っています。センターは、計測部会の下部組織として運用され、全国各地に12施設を配置して、主に診断領域のエネルギー用の線量計(一般撮影用、マンモグラフィ用、X線CT用など)を、近年ではサーベイメータも対象(一部のセンターのみ)として校正定数を提供してきました。センターの標準線量計も定期的に校正業者による校正を実施して信頼性を維持しています。

本講座では、上記トレーサブルシステムと診断領域線量計標準センターの活動などについて詳しくお話したいと思います。

「平均乳腺線量の測定」

Dosimetry of average glandular dose

兵庫医科大学病院 放射線技術部
源 貴裕

2015年に公表された診断参考レベル(Diagnostic Reference Levels : DRLs)で平均乳腺線量は2.4mGyとなり、2020年には、その改訂版が発行された。平均乳腺線量は、基準点での被ばく線量であり、被験者ごとの被ばく線量ではない。もちろん、DRLsも、あくまでも診療時における線量の目安であり、検査を制限するものではない。しかし、自施設の線量がどの程度なのか把握しておくことは重要である。各施設における患者被ばく線量とDRLsの値を比較する場合は、線量計による測定が基本となる。そのため、測定に用いる線量計やファントムなど、目的に応じて適切に選択し使用できる知識が必要となる。

一般撮影領域では、照射線量を基準とした標準測定法に従って、患者の皮膚線量を測定し評価している。しかし、乳房撮影領域では、乳腺組織は乳房皮膚よりも放射線感受性が高く、乳房内での乳腺の分布が一様でないこと。さらに皮下脂肪の下に乳腺組織が存在し、撮影部位も限局されること。また、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、急激に減少することなどから、乳房撮影における被ばく線量の評価方法としては、皮膚線量に代わって、皮下脂肪による吸収を除外した乳腺に吸収された平均的な線量(平均乳腺線量)として評価される。過去に様々な論文などにより検討され、いくつかの評価方法が提唱されているが、その中で日本においては、EUREF(European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening Diagnostic Services)法をもとに日本放射線技術学会や乳がん検診精度管理中央機構などが、同一の測定方法を定めており、標準化されている。

今回の講座では、「平均乳腺線量の測定」として、EUREFの測定法を基準と考え、線量計の特性や選択、取り扱い時の注意事項、半価層の測定および実効エネルギーの算出、各種の補正係数の持つ意味など、測定全般に関する事項についても概説する。そのなかで、被ばくと画質の最適化のため、平均乳腺線量が身近なものとなれば幸いである。

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ:法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「現場の対応は何が変わるか」

Acceptance and Constancy Test

一般社団法人日本画像医療システム工業会(JIRA) システム部
鈴木 真人

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

医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験は JISZ4752 で定義されており、これは IEC61223 を基にできている。IEC61223 で定義された試験は大きく3種類ある。

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

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

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

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

ここで受入試験、現状試験、不変性試験でユーザが関与する要素に着目すると

(1) 購入仕様の決定 この項目が受入試験の試験項目となる

施設で作成する購入仕様書・加点表などは装置を常用する放射線科が作成することが多いと思われるが、重要項目や加点項目を明確にしておく。導入後の不変性試験項目となる事を念頭に作成する。

(2) 試験や修理部品交換の履歴 試験結果や突発的・定期的部品交換の記録があること

定期保守の履歴、定期交換部品や故障に伴う交換部品の履歴、現状試験や不変性試験の試験項目とその結果が保存されていること、またそれが責任者によって承認されていることが分かる書類が必要(義務)である。

- (3) 施設内の教育や訓練の履歴が残っていること
装置の品質保証計画の一環として必要な教育や訓練の記録があり、それが正当であることが承認されていること。
- (4) 操作に必要な説明書や施設独自の注意書きなどが正しく提供(掲示)されていること
操作卓周辺などに掲示する注意書きや入力が決まりなどが正式に認められ、正しく掲示されて誰でも認識できる状態であること。
- (5) 放射線科全体の品質維持体制があること 責任者やリーダーが決められていること
現状試験や不変性試験の実行役や承認者、問題が起きたときの対応方法やその体制が事前に決められていること。

などがあげられる。例として CT 装置の始業前点検表の例を下記に示す。設置環境(放射線科や救急など)によって試験項目やその頻度は変わるであろうが、要はそれが正式に承認されたもので、異常時には必要な対応がとられ、それらの記録を含めて保存されていることが必要(義務)である。また 法律の改正により一般撮影室や CT 室だけでなく、X 線血管検査室、核医学検査室、PET 検査室、体外照射放射線治療室、小線源放射線治療室なども同様の記録保存が必要となっている。

CT 措置の始業前点検表の例

始業点検		日付
点検者:		曜日
環境・設備	検査室・ 操作室・ 更衣室・ 待合室	温度(17~28℃)が使用条件を満たしていること(指定値があれば従う)
		湿度(40~70%)が使用条件を満たしていること(指定値があれば従う)
		照明等に点灯切れがないこと
		患者用インターホーンが正常に動作すること
		機器の動作範囲内に障害物がなく、各機器の配置が正常であること
		室内が清掃、整理・整頓され、不審物等がないこと
	リネン物品類	シーツ類、タオル、カバー類、検査衣等の交換・補充がされていること
医療ガス設備等	酸素、吸引設備等が正常に機能すること	
医療機器	機器の外観・ 動作	寝台・付属品に危険な破損・変形や、針等の異物・障害物がないこと
		ユニット類が清拭され、血液、造影剤が除去・消毒されていること
		ガントリチルトが正常に動作すること
		寝台の上下動・水平動が正常に動作すること
		ポインターの点灯や左右ずれがないこと
		ガントリ・寝台のインタロックが正常に動作すること*1
		患者周辺部の保護機能(タッチセンサー等)が正常に動作すること
	システム起動	システム電源ON後のコンソールが正常に動作すること*2
		各種表示灯が正常に点灯し、エラーメッセージが表示されていないこと
		検査室の「使用中灯」が点灯していること
異常音や異臭がないこと		

		ハードディスクの残り容量が充分であること
		X線管ウォームアップ動作は正常であること
		ファントムをスキャンし、CT 値/SD 値に異常がないこと*3
		ファントムをスキャンした画像にムラがないこと
		ファントムをスキャンした画像にアーチファクトがないこと
	付属機器	造影剤注入器の動作及び異常音がないこと
		HIS-RIS システムを立ち上げて、異常がないこと
		イメージャ、現像機の動作が正常であること
		その他、検査・治療に関わる関連装置が正常に動作すること
		X 線プロテクターの枚数が揃っており正常使用状態であること
		各固定用補助具・備品を確認すること

(JIRA H.P https://www.jira-net.or.jp/anzenkanri/01_hoshutenken/01-03.html より抜粋)

施設内においても施設内の教育や訓練を実施する・不変性試験の結果を検討対応するなど医療の品質維持体制が必要となるが、一部のメンバーだけが努力するのではなく、関係者全員が意識を持つことの重要性があげられ、教育や訓練も大きな意味をもつ。例えば 個人に対する安全意識の向上に寄与するために下記のようないわゆる 放射線業務の安全の質管理マニュアルを配布し、各人の意識向上を図るのも一例である。

放射線業務の安全の質管理マニュアルの例

放射線部門の安全管理基礎チェックリスト	
1. 個人用 専門チェック項目 (①～⑥ 10項目×4点=40点)	
① 単純X線撮影と移動型X線撮影、マンモグラフィ	
<input type="checkbox"/> 1.使用前または、定期的にファントムを用いた精度管理が行われている <input type="checkbox"/> 2.インプラントやベースメーカー等の人工物がないか確認している <input type="checkbox"/> 3.X線管ならびに撮影台の電子ロックの固定の確認を行っている <input type="checkbox"/> 4.患者移動時に装置や配線(ジャバラ)が接触しない運用や防止策を取っている <input type="checkbox"/> 5.適切な撮影手技や方法とマーカーを使用し検査している <input type="checkbox"/> 6.患者と検査部位ごとに適した撮影条件と線量で検査している <input type="checkbox"/> 7.病棟撮影は看護師の介助とダブルチェックで検査を実施している <input type="checkbox"/> 8.撮影後に画像の付帯情報と画質パラメータの検証を行っている <input type="checkbox"/> 9.シャウカステン、読影用モニタの管理が適切に行われている <input type="checkbox"/> 10.被ばくの低減を考慮し、線量管理が適切に行われている	

(JIRA HP https://www.jira-net.or.jp/anzenkanri/01_hoshutenken/01-02.html より抜粋)

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

結果が試験基準に達している場合は

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

結果が試験基準に達していない場合は

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

などの手順が必要となる。この辺りは従来と変わらない。

これらのほかにも

- (1) 常に最新の規格(JIS や IEC:例 JISZ4752, IEC61223)に注目すること
基本的に医療法などで規定される JIS などの法律は IEC を基にしていることが多く、IEC の定義が変わると JIS も変更されることが多い。JIS 改定に先立って変更点を把握することも重要である。
- (2) 施設全体で装置の品質維持を目指す体制があること
この重要性は上記に述べた。
- (3) DRL など自施設の情報を提供できる体制とコンセンサスを作っておくこと
自施設の DRL を作成することも重要だし、全国的な照射線量調査に参加することも同じく重要である。

などがあげられる。

最後に医療法の 2020 年改正で線量管理が義務付けられたが、これに関して簡単に述べる。この目的の一番目は自施設で行う X 線検査の被ばく量(実際には照射量)を把握することである。まず現在実施している各種 X 線検査でどれほど被ばく(照射)させているのかを数値として認識することが必要である。近年の医療機器は CT 装置をはじめとして RDSR(照射線量報告)機能を持つものが多いので、設定さえ間違わなければ自動的に機器が発した照射線量を PACS に記録することができる。X 線管に高圧電流を流した結果として物理的な発生 X 線の量は mGy で報告される。これは毎回実測される値ではないが、CT 装置が正しく校正されていれば、入力電圧電流に応じて放出された線量が RDSR として報告される。CT の場合 RDSR で示される照射線量はガントリもしくは FOV エリアに均一に放射された X 線の総量であって、CT 装置はその何割が検査されている患者の人体を照射・透過したかは把握していない。RDSR は標準体型の人間に対する標準照射量なので患者体形は非常に重要で、RDSR を広範囲に収集する際に、SSDE が収集される(もしくは標準体型の患者の情報だけを提供する)理由もここにある。

自施設の照射条件をまとめ、統計的な現状を把握し、これを公開されたDRLと比較する。IHEのREMで言えばDIR(DoseInfoReporter)を施設内に構築し、同一検査(例えばDRLの区分)の照射条件を統計処理する。これらを基に、自施設内の各装置のデフォルト設定値を下げるとか低線量オプションを標準にするとか小児専用設定を用意するとか、公開された(自施設より低い)DRLに合わせるなどの処置をして、徐々に低被ばくを目指す事が考えられる。公開されているDRLは各部位・検査での75%タイルの撮影条件であり、これを標準撮影条件(例えば50%タイルとして扱う事)に設定すると期待しない(悪くなる)結果が出るはずなので、装置のデフォルト撮影条件設定とDRLの理論的關係を十分理解する必要がある。

自施設で収集したRDSRを自施設外での統計に提供する、つまり日本DRL-20xxに参加するのは大変有意義なことであるが、この調査では部位・手技などを自施設のそれとは異なった名称・分類方法でまとめてほしい旨要望される。国内全施設で使われている共通検査名称・部位名称などが存在しない現在では仕方がないことであるが、データを施設外に提供するような時に、いろいろな情報の共通化・共有化に目を向けていただければ多くの発展が見込まれると想像する。

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

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「一般撮影装置に求められる精度管理」

Accuracy control required for X-ray equipment for radiography

群馬パース大学 保健科学部 放射線学科
齋藤 祐樹

1. はじめに

2020年4月に医療法施行規則が改正され、管理者の義務に医療被ばくの線量管理と記録が追加された¹⁾。対象装置はX線CT装置、IVR装置、SPECT装置、PET装置であるが、各ベンダーから一般撮影装置も含んだ統合的な管理ソフトウェアが市場に投入され、多くはRISを介して各モダリティで行われた検査、患者の情報を収集し、必要な情報に加工して管理が行われている²⁾。

今回の法令改正は我々にとって急な話のように感じている会員の方も多いと感じている。この取り組みは厚生労働省に2017年から検討会が発足し、2年の歳月を経て今回の改正に至った。実際に我々には2019年1月にパブリックコメントとして意見が求められたのがはじめと認識している。この検討会の議題は厚生労働省のホームページに議事録があるのでご確認いただけたら幸いである³⁾。

検討会の中で日本はUNSCEARのグローバルサーベイ⁴⁾に対応できるツールを持っていないため、医療被曝の実態調査に参加できていない現状が報告されている。一方、WHO-IAEAが声明を出した患者防護に関する国際行動計画「Bonn Call for Actionとして次の10年において医療放射線防護を向上させる10の行動」で、患者被ばく情報として線量管理を行い、適切な説明を行うことで放射線防護の正当化と最適化を推進していくことが挙げられている⁵⁾。今回の流れは国際的な枠組みの中で行われていることが分かる。

今回は医療法施行規則省令改正に伴い、一般撮影装置に求められる精度管理について考えていく。

2. 一般撮影装置の精度管理手法

これまでの装置精度管理はX線出力に影響を与える管電圧、管電流、照射時間、半価層を注視して管理が行われてきた。これらを、長い間、電離箱および直接接続形の管電圧・管電流計を接続して管理してきた⁶⁾。管電圧、管電流を測定するため、X線管から高電圧ケーブルを抜いてブリーダーを接続し、分圧器に接続するので簡単に行えるようなものではなかった(Fig. 1)。近年は高精度な非接続形測定器が開発され、それに代わりつつある⁷⁾。現在、改定中のIEC61223-3-8:受入不変性試験では非接続形測定器の使用を推奨している。このFig. 2の測定器は1shotで線量のみならず管電圧、半価層までも測定できる。何よりもスイッチがなく、箱から出して置くだけですぐに測定できるため操作性が高い。

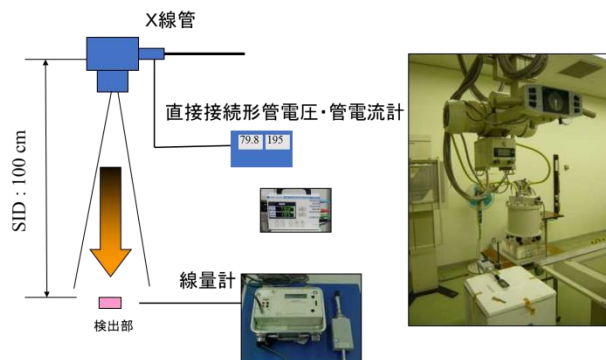


Fig. 1 直接接続測定法



Fig. 2 非接続測定

(<http://mediabank.raysafe.com/>)

3. 非接続形測定器の精度

非接続形測定器の精度を電離箱および直接接続形測定器と比較検討した(Fig. 3). 管電圧特性では診断領域のエネルギーなら 3%以下の精度で直接接続形測定器との相関 ($R^2=0.9997$)も高かった. 半価層特性は 60 kV のとき 5%を超えているが, 診断領域のエネルギーならほぼ数%で測定が行えた. 何回も測定を繰り返す必要がないため有用性が高いと考える. 管電圧の付加フィルタ依存性は測定器のエネルギー依存性を表している. 検出部に複数枚の吸収体を使用し, エネルギー依存性は良好であった. 50 kV のときは 5%程度の誤差率であるが, 光子数が少くなると誤差の影響は大きくなる傾向である. また, 測定下限値が 70 kV で $20\mu\text{Gy}$ であるため付加フィルタに 21 mmAl などを使用する MTF 測定のようなものには使用できない. 管電流を変えたときの管電圧, 線量の誤差率は管電流が小さい時, また, 大きくなる時誤差率が大きくなる傾向があるが管電圧, 線量とも高精度であった.

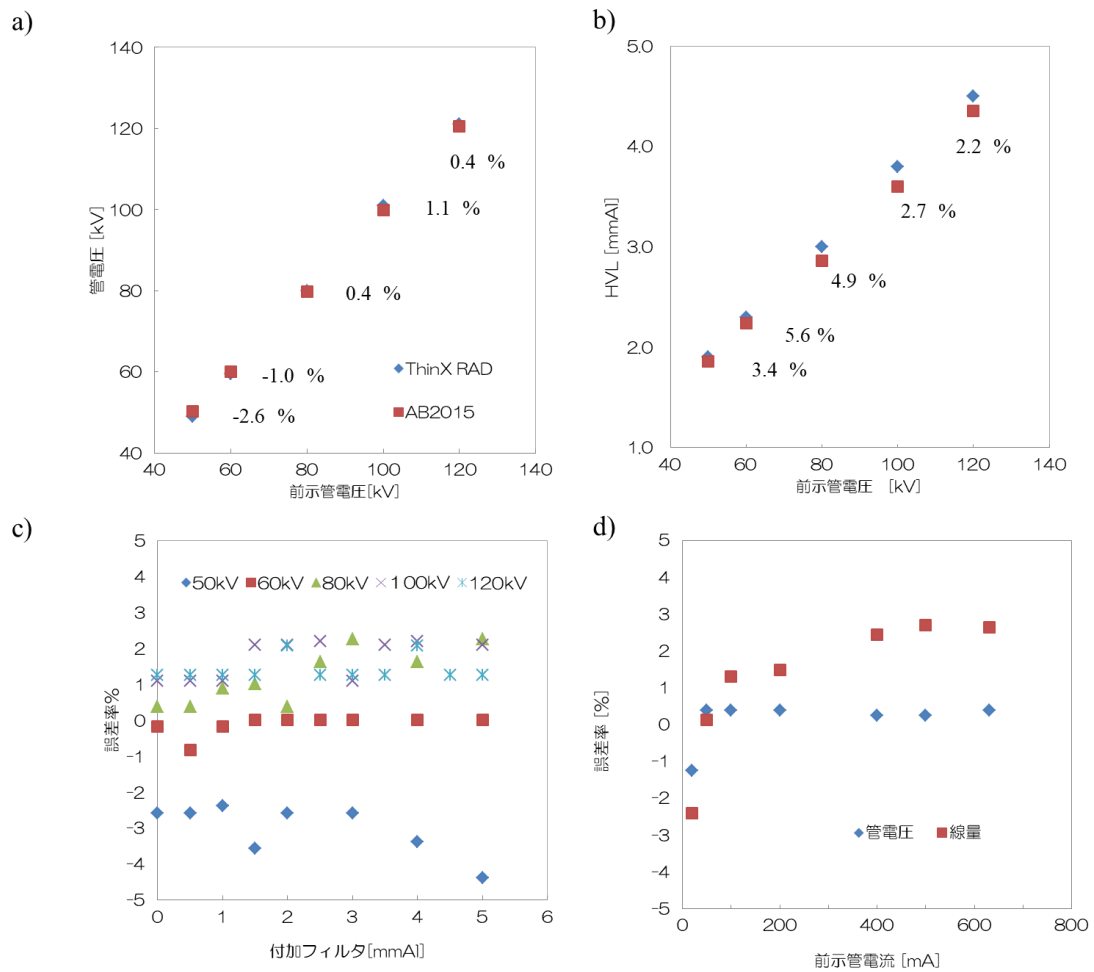


Fig. 3 非接触形測定器の精度

a) 管電圧特性

b) 半価層特性

c) 管電圧の付加フィルタ依存性

d) 管電流特性

4. JIS Z 4751-2-54: 2021 管電圧誤差の変更

2021年に一般撮影装置の基礎的安全を規定しているJIS規格が改定され管電圧誤差が10%から8%に変更になった⁸⁾。審議中、中国から5%の要求があったが今回は見送られた経緯がある。先の非接触形測定器が高精度に測定できることが明らかになったのでここでは管電圧を変えたときの入射表面線量(Entrance surface dose : ESD)への影響を確認する。使用したソフトウェアは加藤氏が開発したSdec_V17で行った⁹⁾。このソフトウェアはとても使用しやすく、ターゲット角、総ろ過にあたる付加フィルタ、撮影条件を変えるとだけで実効エネルギー、後方散乱係数、入射表面線量などが計算できる。75 kV ± 8%、総ろ過 2.5 mmAlで行った結果を Fig. 4 に示す。

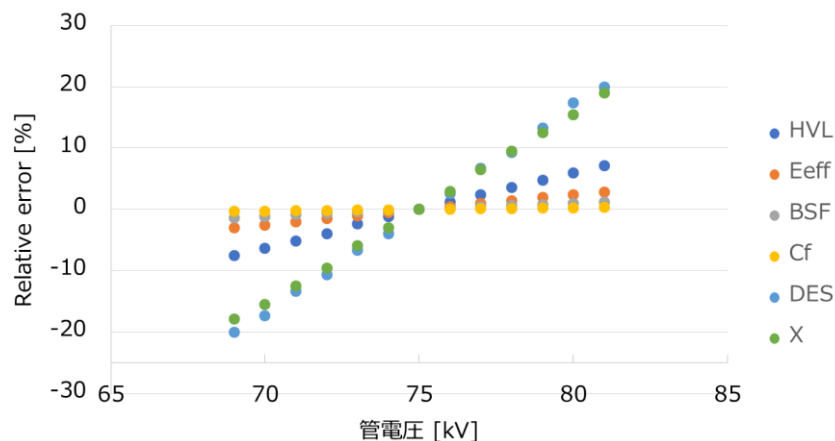


Fig. 4 75 kV ± 8%, 総ろ過 2.5 mmAl のシミュレーション

HVL: 半価層, Eeff: 実効エネルギー, BSF: 後方散乱係数, Cf: 吸収線量変換係数, DES: 入射表面線量, X: 照射線量を表している. 入射表面線量を求める際に乗じる BSF は管電圧誤差の影響は小さく(± 3 %以下)で照射線量の影響が± 20 %以上と DES に影響を与えていることがわかる. このことから, 高精度に線量測定を行わなければならないことを意味しており, 線量計の校正が重要になる. 計測部会では施設の線量計校正場として施設診断領域の線量計標準センターを 12 施設運営し, また, 線量計を持ち合わせていない施設に線量計の貸し出しを行っているのでご利用いただきたい.

5. JIS Z 4751-2-54: 2021 改定における被ばく線量低減の取り組み

今回の改訂の特徴として被ばく線量低減に向けた技術が取り込まれている. 新たに検査プロトコルが制定され, 線量測定を高精度に行う技術である. これは今まで我々が利用してきた解剖学プロトコルのことで検査部位を選択すると自動的に撮影条件が選択される機構である. この撮影条件を使用者が承認, または変更して使用すること, いわゆる検査の標準化のためのツールとして定義されている. 新たに, 検査プロトコルを CSV 形式などのデジタルデータで管理できる品質管理モードを持たなければならない. この目的は装置管理で変更した点を過去との比較などに用いるためである. この改定はもともと National Electrical Manufacturers Association (NAEMA) から発案されている. 2012 年に NEMA の IVR でユーザ品質管理モードの義務化がされた¹⁰⁾. 面積線量計の校正条件を管理していくことが目的である. それを AAPM の面積線量の Task group が制度化し, IEC の方へ取り込まれた経緯がある¹¹⁾. また, 今回の改定では全ての撮影は AEC を使用して行うことが推奨されている. また, 検査プロトコルを成人, 小児用に明確に分け, それぞれ 3 つの体格区分を用意しておくことになる. これに合わせ AEC の体格区分を成人, 小児で分け, それぞれ 3 つの体格区分を設けなければならない. これらの改訂に沿った基礎的安全を取り入れることで, 一般撮影の診断参考レベル (Diagnostic reference level : DRL) の指標である ESD の標準化が推進されることを期待する.

6. 結語

法改正後に一般撮影装置に求められる精度管理として ESD は装置の影響を受けるため線量測定を精度よく行う必要がある。入射表面線量の最適化を推進するためにも撮影線量検査プロトコルを活用, および AEC の体格区分の標準化が重要である。これらの大本となる X 線装置の管電圧, 管電流, 照射時間などの基礎的特性の精度管理が重要になっていく。

7. 謝辞

この内容は第 49 回日本放射線技術学会秋季学術大会の第 58 回計測部会シンポジウムで発表した。

8. 参考文献

1. 日本核医学学会: 「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行等について」, http://jsnm.sakura.ne.jp/wp_jsnm/wp-content/uploads/2019/03/0b991eb1e78fb147b7db007c53e1d308.pdf(2021 年 3 月 31 日)。
2. 陳徳峰, 他: 医療被ばく線量管理システム「FINO.XManage」の開発, Konica Minolta technology report, 2020.
3. 厚生労働省: 「医療放射線の適正管理に関する検討会」, https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/otherisei_436723.html(2021 年 3 月 28 日)。
4. 神田玲子, 他: 『職業被ばくの線量把握に関する国際活動を考える』開催報告, 保健物理, 52 巻 3 号, 212-217, 2017.
5. WHO/IAEA: BONN CALL FOR ACTION 10 Actions to Improve Radiation Protection Medicine in the Next Decade, <https://www.iaea.org/sites/default/files/17/12/bonn-call-for-action.pdf>(2021 年 4 月 18 日)。
6. 宮崎 茂 : X 線装置出力の測定とその意義(教育講演, 第 33 回計測分科会), 日本放射線技術学会計測分科会誌, 17 巻 1 号, 2-5, 2009.
7. Hiroki S, Shinji A, Izumi O : Accuracy evaluation of a non-invasive measuring instrument for diagnostic X-ray equipment, Japan Academy of Health Sciences, 17(1), 43-50, 2014.
8. JIS Z 4751-2-54:2021 医用電気機器—第 2-54 部: 撮影・透視用 X 線装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項, 日本産業規格.
9. 加藤秀起, 藤井茂久, 吉見勇治: 診断用 X 線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日放技学誌, 65(10): 1400-1406, 2009.
10. NEMA XR 27-2013 (R2018) : X-ray Equipment for Interventional Procedures User Quality Control Mode, NEMA.
11. Report No. 190 - Accuracy and calibration of integrated radiation output indicators in diagnostic radiology: A report of the AAPM Imaging Physics Committee Task Group 190 Medical Physics, Vol 42, Issue 12 (2015).

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「 歯科領域 」

Oral and maxillofacial region

鶴見大学歯学部附属病院

三島 章

はじめに

厚生労働省 医療施設動態調査¹⁾によると、2019年10月1日現在で歯科診療所は68500施設が存在する。一方、病院歯科は歯科、歯科口腔外科、小児歯科、矯正歯科の合計で2832が標榜されており、歯科の診療施設のほとんどは歯科診療所であることがわかる。これら歯科の診療施設では口内法 X 線撮影、パノラマ X 線撮影、頭部 X 線規格撮影、歯科用コーンビーム CT 等の画像検査が行われているが、その多くは口内法 X 線撮影とパノラマ X 線撮影である²⁾。

これらの画像検査装置は JIS 規格に定められた不変性試験で精度管理を行うことが望ましいが、JIS で規格化された歯科領域画像検査装置の不変性試験は口内法 X 線装置のみである。その口内法 X 線装置の不変性試験は 2005 年に定められた規格であり、元となった IEC (International Electrotechnical Commission; 国際電気標準会議) 規格は 1999 年に定められた古い規格である。現在、IEC 規格の改訂が行われており、将来的には口内法 X 線装置のほか、パノラマ X 線装置、歯科用コーンビーム CT 装置についても JIS で不変性試験が規格化される予定である。

JIS 規格にある不変性試験の元となる受入試験、基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項の規格に共通する X 線出力の測定について、歯科領域画像検査の診断参考レベル (DRL) の線量指標、線量測定方法と併せて紹介する。

口内法 X 線撮影

口内法 X 線撮影は、コーンと呼ばれる照射筒の先端を患者の皮膚表面に密着させて撮影することが原則であるため、コーン先端での線量が患者に入射する線量と言える。コーン先端での空気カーマの測定は、半導体式線量計や OSL 線量計をコーン先端に密着させて測定する方法が簡便である(図 1)。なお、図 1 に示す半導体式線量計は、計測部会が主催する簡易線量計作製セミナーで作製している線量計であり、口内法 X 線撮影の空気カーマの測定に十分使用可能である。また、面積線量計をコーン先端に密着させ、後方散乱を含まないように面積空気カーマ積算値を測定し、その値をコーン先端の照射面積で除することでコーン先端における空



図1. 半導体式線量計による測定

中空気カーマを求めることも可能である。この後方散乱を含まないコーン先端における空気カーマが口内法 X 線撮影の DRL 量である入射空気カーマである。入射空気カーマと DRL 2015 で用いられていた患者入射線量とは同義である。

口内法 X 線撮影の DRL 量である入射空気カーマと一般撮影の DRL 量である入射表面空気カーマとの違いは後方散乱を含むか否かである。前者は後方散乱を含まず、後者は後方散乱を含む。

日本における口内法 X 線撮影の DRL は成人の上顎、下顎の前歯部、犬歯部、小臼歯部、大臼歯部の計 8 部位について、それぞれ設定された。日本における下顎大臼歯部の DRL 値は 1.5 mGy であるが、イギリスの CR, DR の DRL 値はそれぞれ 1.1 mGy, 1.0 mGy³⁾、インド南部の線量調査結果⁴⁾ではデジタルシステムの 75 パーセンタイル値が 1.0 mGy、ボスニア・ヘルツェゴビナの線量調査結果⁵⁾でデジタルシステムの 75 パーセンタイル値が 1.2 mGy と日本の DRL 値よりも低い値であった。これらのことから、日本における口内法 X 線撮影の撮影線量は低減可能であると考えられる。なお、国や地域によって患者の体格、機器、手技のプロトコールが異なるため、DRL は国や地域ごとに設定されることになっており、他国の値と単純には比較ができないことを申し添える。

パノラマ X 線撮影

パノラマ X 線装置の二次スリット前面、または検出器前面に半導体式線量計や OSL 線量計を設置して空気カーマを測定する方法が比較的簡便である(図 2)。ただし、二次スリット前面での X 線束の幅は半値幅で 4 mm 程度であることから、二次スリット前面に設置する検出器の位置づけが非常に重要となる。近年、普及している歯科用コーンビーム CT との複合機におけるパノラマ X 線撮影時の検出部の X 線束幅は 10mm 程度の装置もあり、これらの装置では半導体式線量計の位置づけも比較的容易である。

パノラマ X 線撮影における DRL 量は線量-幅積と面積空気カーマ積算値であり、両者とも後方散乱を含まない。半導体式線量計等で測定した二次スリット前面、あるいは検出器前面の空中空気カーマに、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である。線量-幅積は二次スリット前面、検出器前面に CT 用電離箱を設置し測定することも可能である。また、同部に放射線着色フィルムを貼付して X 線を照射し、その着色量を線量に換算し線量-幅積、面積空気カーマ積算値を求める方法のほか、X 線管側に面積線量計を設置して面積空気カーマ積算値を測定する方法もある。

日本におけるパノラマ X 線撮影の線量調査⁶⁾は歯学部を所有する大学病院 30 施設を対象に行われた。その結果、線量-幅積、面積空気カーマ積算値ともに最小値と最大値の差は 2.5 倍程度であり、線量-幅積、面積空気カーマ積算値の中央値、75 パーセンタイル値はそれぞれ 77.6, 88.8 mGy mm, 109, 134 mGy cm²であった。これらの値は 10 年前の韓国⁷⁾やブラジル⁸⁾の線量調査結果よりも高い値であり、日本はさらに最適化する必要がある。



図 2. 二次スリット前面に設置した半導体式線量計と同部での X 線束の画像

歯科用コーンビーム CT

歯科領域では限局的で空間分解能が高い画像を必要とする硬組織(歯や顎骨)の疾患が多いことから、小照射野(FOV)ではあるものの空間分解能が高い画像が得られる、小型で比較的安価な歯科用コーンビーム CT が開発された。一般的に、小 FOV で撮影した画像のボクセルサイズは一辺が 0.1 mm 程度であるが、大 FOV で撮影した画像のボクセルサイズは一辺が 0.4 mm 程度と MDCT で歯科領域を撮影した場合と同等である。また、大 FOV の歯科用コーンビーム CT で撮影した際の実効線量は同じ部位を MDCT で撮影した際と同等かそれを超えるとの報告もあり⁹⁾、歯科用 CT 検査では小 FOV で検査目的を果たせるのであれば小 FOV を選択すべきである。

歯科用コーンビーム CT の DRL 量は、面積空気カーマ積算値と患者入射基準点における空気カーマに相当する装置の回転中心におけるビーム軸の空気カーマであり、両者ともに後方散乱は含まない。面積空気カーマ積算値は、パノラマ X 線装置同様に検出器前面の X 線照射範囲中央に半導体式線量計や OSL 線量計を設置して検出器面での空中空気カーマを測定し、その値に検出器面での X 線照射面積を乗じる方法が簡便である。この場合、焦点-検出器間距離、焦点-回転中心間距離から距離の逆二乗則を用いて回転中心の空気カーマを算出することが可能である。このほか、面積線量計を用いて面積空気カーマ積算値を測定する方法、放射線着色フィルムで着色した濃度を測定し、面積空気カーマ積算値に換算する方法等がある。

日本では大中小の FOV サイズ(撮影範囲の直径×高さ)ごとに DRL が設定された。線量調査の結果、面積空気カーマ積算値、回転中心における空気カーマは、小 FOV(直径×高さ ≤ 40 cm²)でも最小値と最大値とにそれぞれ約 9 倍、約 7.5 倍の差が認められた。中 FOV(直径×高さ 40~100 cm²)では約 13.5 倍、約 8 倍、大 FOV(直径×高さ > 100 cm²)では約 19 倍、約 14 倍の差がそれぞれ認められた。

FOV サイズごとに DRL を設定した日本に対し、フィンランド¹⁰⁾やスイス¹¹⁾では検査目的別に面積空気カーマ積算値で DRL を設定している。その検査目的の多くは小 FOV を用いることから、日本の小 FOV における面積空気カーマ積算値の 75 パーセントイル値 841 mGy cm²(中央値 500 mGy cm²)と比較すると、フィンランド(360~550 mGy cm²)やスイス(542~683 mGy cm²)の DRL 値よりも高い値であった。また、日本同様 FOV のサイズごとに DRL を設定しているポルトガルの小 FOV(撮影範囲の高さ ≤ 10 cm)における DRL 値(580 mGy cm²)¹²⁾と比較しても日本の方が高い値であった。したがって、歯科用コーンビーム CT についても撮影条件を見直す必要があると考えられる。

おわりに

歯科領域では口内法 X 線撮影、パノラマ X 線撮影、歯科用コーンビーム CT に DRL が設定された。これらの DRL 量は口内法 X 線撮影が入射空気カーマ、パノラマ X 線撮影が線量-幅積、面積空気カーマ積算値、歯科用コーンビーム CT が面積空気カーマ積算値、患者入射基準点における空気カーマに相当する装置の回転中心におけるビーム軸の空気カーマで、すべて後方散乱を含まない。日本と他国の DRL 値を比較すると、すべての検査において最適化が必要であると考えられた。

参考文献

- 1) 厚生労働省 医療施設動態調査. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/79-1a.html>.
- 2) 厚生労働省 积淀医療診療行為別統計. <https://www.mhlw.go.jp/toukei/list/26-19c.html>.
- 3) Holroyd JR. et al. Dose to patients from dental radiographic X-rays imaging procedures in the UK - 2017 review. PHE-CRCE-51, 2019.
- 4) Jose A. et al. Assessment of adult diagnostic reference levels in intraoral radiography in Tamil Nadu region, India. Radiation protection dosimetry. 189: 452-457. 2020.
- 5) Praskalo J. et al. Intraoral dental X-ray radiography in Bosnia and Herzegovina: Study for revising DRL value. Radiation protection dosimetry. 190: 90-99. 2020.
- 6) 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
- 7) Han S et al. Dose area product measurement for diagnostic reference levels and analysis of patient dose in dental radiography. Radiation protection dosimetry. 1-9, 2011.
- 8) Batista WOG. et al. Effective doses in panoramic images from conventional and CBCT equipment. Radiation protection dosimetry. 151: 67-75. 2011.
- 9) Ludlow JB. et al. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral radiol. Endod. 106(1): 930-938. 2008.
- 10) Tiippana P. Reference levels for the patient's radiation exposure for conventional X-ray examinations of adults. STUK 11/3020/2017.
- 11) Deleu M. et al. Establishment of national diagnostic reference levels in dental cone beam computed tomography in Switzerland. DMFR. 49, 20190468. 2020.
- 12) Trindade H. et al. Extraoral and CBCT dental exposures in Portugal. Radiation protection dosimetry. 190: 283-288. 2020.

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「マンモグラフィ」

Mammography

慶應義塾大学病院 放射線技術室

根本 道子

はじめに

2019年3月の医療法改正で、2020年4月より被ばく線量の管理と記録が義務化された。今回対象となっているのは、CT、RI、IVRの3項目であり、マンモグラフィは対象外であるが、今後義務化される可能性があり、備える必要がある。

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

さらにICRP Pub.135 (2017)にて臨床における実際の患者の線量データを用いることが推奨されたことにより¹⁾、図1に示すようにDRLs2020では、PMMA 40 mmに対する平均乳腺線量に加えて、臨床データに基づく2DマンモグラフィおよびDBT(デジタルブレストトモシンセシス)の平均乳腺線量も明記された²⁾。

このような流れを受け、運用面での注意点や、現時点で取り組むべきことについて考察した。

3.3 マンモグラフィの診断参考レベル

PMMA 40 mmにおける平均乳腺線量 [mGy]	2.4
臨床データに基づく2Dマンモグラフィ平均乳腺線量 [mGy]	1.4
臨床データに基づくDBT平均乳腺線量 [mGy]	1.5

図1 DRLs2020におけるマンモグラフィの診断参考レベル

1. 被ばく線量の管理および記録において注意すべき点

マンモグラフィの精度管理においては、S/Fが一般的であった頃から、撮影条件や圧迫圧などをフィルムに焼き付けるよう推奨されてきた。FPDが普及してからは、加えて被ばく線量や入射線量も表示されるようになった。今回の法改正でマンモグラフィは対象外であるが、管理、記録するのは、被ばく線量であることに注意すべきである。

また、記録だけで管理を省略しないように注意すべきである。管理とは、ある基準から外れない

よう全体を統制することである。装置の導入などを行った際に、受入れ試験や現状試験を行い、管理の基準とする基礎値と管理幅を決め、定期的、日常的な不変性試験で管理幅から極端に外れているものがないか、外れた場合の原因は何か、解決手段は何か、と考えて対応すべきである。

装置に表示される被ばく線量や入射線量は、撮影条件からの推測値であり、精度管理として実測値から求めた値とのずれも把握する必要がある。その際には、校正された線量計を使用する。

2. DRLs2020 について

DRLs 2015 と比較して、精度管理用ファントムである PMMA 40 mm に対する平均乳腺線量 2.4 mGy に変更はないが、今回あらたに臨床データに基づく 2D マンモグラフィの平均乳腺線量 1.4 mGy と、臨床データに基づく DBT の平均乳腺線量 1.5 mGy が追加された。

PMMA 40 mm に対する平均乳腺線量は、図 2 に示すとおり、従来の精度管理と同様の測定方法で行う²³⁾。

2.2.1. PMMA 40 mm に対する平均乳腺線量

被写体厚：
polymethyl-methacrylate:PMMA 40 mm

測定点：
乳房支持台の左右中心、胸壁端から 60 mm 乳頭側、乳房支持台より 40 mm 上方。

測定方法：
撮影条件は AEC 作動時の照射条件と同じ条件をマニュアルモードで設定し、測定器に照射を行った。このとき同じ mAs 値が設定できない場合は、その mAs 値を上回る最も近い値に設定した。

図 2 DRLs2020 における PMMA 40 mm に対する平均乳腺線量の求め方

あらたに加わった臨床データに基づく 2 つの項目では、図 3 に示すとおり、いずれも無作為抽出による 50 名の DICOM 情報から解析した値によって求めることとなっている¹⁾。

2.2.2 臨床撮影データに基づく 2D マンモグラフィの平均乳腺線量

被写体厚・測定点・測定方法：
無作為抽出で 50 名のデータを提出し、DICOM ヘッダーファイル情報より、各撮影条件と平均乳腺線量を解析し DRL 値を求めることとした。

2.2.3 臨床撮影データに基づく DBT の平均乳腺線量

被写体厚・測定点・測定方法：
無作為抽出で 50 名のデータを提出し、DICOM ヘッダーファイル情報より、各撮影条件と平均乳腺線量を解析し DRL 値を求めることとした。

図 3 DRLs2020 における臨床データに基づく平均乳腺線量の求め方

DRL 値の設定にあたり、対象となったシステムにも注意が必要である。PMMA 40 mm に対する平均乳腺線量は、S/F, CR, FPD と言った、現在マンモグラフィで使用されている全てのシステムが対象であるが、あらたに加わった臨床データに基づく 2 つの項目では、いずれも FPD 使用施設からのデータのみを用いて求められているため、FPD にのみ適用すべきであり、S/F や CR で用いると DQE (検出量子効率) の高い FPD とは異なるため、線量不足となり、画質が劣化する可能性が高い。

3. 現時点で取り組むべきことについて

PMMA 40 mm での平均乳腺線量については、従来の精度管理と同様の測定方法で行うことが最適と考える。被ばく線量の記録と管理は、被ばく線量管理ソフトの使用が望まれるが、撮影条件などの DICOM データを出力できる撮影装置であれば、Excel などで行うことも可能である。

臨床データに基づく 2D マンモグラフィの平均乳腺線量、および、DBT の平均乳腺線量については、該当する FPD でのみ行なうことが最適と考える。ICRP Pub.135 (2017)にて臨床における実際の患者の線量データを用いることが推奨されたことを踏まえると、S/F や CR でも行うべき内容ではあるが、線量算出ソフトを用いたとしても現実的ではなく、オペレータの技量まで含めた評価を行うために、臨床における実際の患者の線量データを用いることが推奨されているのであれば、技量は他の手段で評価する方が現実的である。DRL 値も FPD 以外は適用外である。

撮影装置については、日本医学放射線学会の仕様基準を満たす乳房用 X 線撮影装置を使用することが大前提であり、JIS においても、2017 年に「乳房用 X 線装置は、患者への X 線量を入射空気カーマ及び平均乳腺線量の両方で記載する。それらは、製造業者が指定する方法とする。」という内容が追加されていることから⁴⁾、今後購入する場合、撮影装置から平均乳腺線量のデータを抽出することが容易になると考えられ、今後のマンモグラフィにおける被ばく線量の記録と管理の義務化に備えるならば、上記の基準を満たす装置への更新を優先する必要性が高い。

更に取り組むべきこととしては、基準から外れた時の対応について、各施設で構築しておくことが重要と考える。

おわりに

被ばく線量の記録と管理の義務化に向けた取り組みや DRLs への対応は、装置によって異なることに注意する必要があり、記録だけではなく、どのように管理するかを構築することも重要である。

参考文献 1. ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging.

https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_46_1

2. National diagnostic reference levels in Japan (2020)- Japan DRLs 2020-

http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf

3. NPO 法人 日本乳がん検診精度管理中央機構 編集,

デジタルマンモグラフィ品質管理マニュアル第 2 版

4. JIS Z 4751-2-45:2017. <http://kikakurui.com/z4/Z4751-2-45-2017-01.html>

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「法改正に伴う血管撮影装置の安全管理について」

Safety management of angiography equipment in accordance with the revised law

兵庫医科大学病院 放射線技術部

松本 一真

1. はじめに

2019年3月の医療法改正に基づき、2020年4月より、診療放射線に関わる装置を備えている全ての医療機関は放射線診療を受ける者の当該放射線による被ばく線量の管理及び記録、などが義務付けられた。

主な内容としては、安全管理責任者の設置義務、診療用放射線の安全利用のための指針策定義務、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義務、患者被ばく線量の管理及び記録の必要性となっている。

今回は主に法改正に伴う安全管理について、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に言及して述べる。

線量管理について、管理・記録対象医療機器等を用いた診療に当たっては、被ばく線量を適正に管理することが求められており、また、その線量管理は関係学会等の策定したガイドライン等を参考に、被ばく線量の評価及び被ばく線量の最適化を行うものであることとされている。さらに、線量管理の方法は、関係学会等のガイドラインの変更時、医療機器等の新規導入時、買換え時、放射線診療の検査手順の変更時等に合わせて、必要に応じて見直すこととなっている。今回の法改正では、管理・記録対象医療機器等を用いた診療に当たっては、当該診療を受ける者の医療被ばくによる線量を記録することも義務付けられ、診療を受ける患者の被ばく線量を適正に検証できる様式を用いて最適化を行い、過剰な被ばくがあった場合に検証や再発防止に努められるようにすることも記載されている。

以上を受けて、血管撮影装置の安全管理をどのように行っていくべきか、また、正当化や最適化どのようにして管理していくべきか述べたいと思う。

2. 血管撮影装置の安全管理

血管撮影装置の安全管理における被ばく線量の適正管理については、やはり線量管理に尽きると考える。基準線量の測定や装置表示値の精度を確認するための測定が重要になってくる。被ばく線量の評価及び最適化については、何かの指標があつての評価および最適化になるため、自施設のDRLを把握し、DRLs2020と比較したうえで評価を行い、診療科とも情報共有したうえで最適化につなげていくべきであると考ええる。

医療被ばくによる線量記録は装置に表示される P_{KA} (Air kerma-area product)や Ka,r (Air kerma at the patient entrance reference point)、透視時間などを用いるが、その情報が集約されたDICOM規格

の線量レポート(Radiation Dose Structured Report 以下, RDSR)が利用され, それらを RIS や PACS, また線量管理ソフトを用いて記録管理していかれるものと予想する. また, それらすべては先に述べた通り, ガイドラインや機器更新, 検査手順の方法の変更などにより随時更新していくべき事項として理解する必要がある.

3. 基準線量測定および装置表示値の精度確認

日本血管撮影・IVR 専門診療放射線技師認定機構(Japan professional accreditation board of radiological technologist for angiography and intervention: 以下, JAPIR)では, 認定試験を受験するにあたり, 安全管理および品質管理に関する測定データとして, 患者照射基準点での線量率測定データの提出が義務づけられている. JAPIR では, 提出されたデータを毎年蓄積し, そのデータは DRL 決定の指標としても用いられている. 図1に JAPIR が蓄積した, 基準透視線量率のデータを示す. 2013 年は DRLs2015 のデータとして使用され, 2019 年は DRLs2020 のデータとして用いられた. 2021 年のデータはそのどちらと比較しても, 有意差をもって低下傾向となっている. DRLs2020 の公開や, JAPIR が発信するデータが参考にされていくことにより, 線量の最適化に繋がっていると考える.

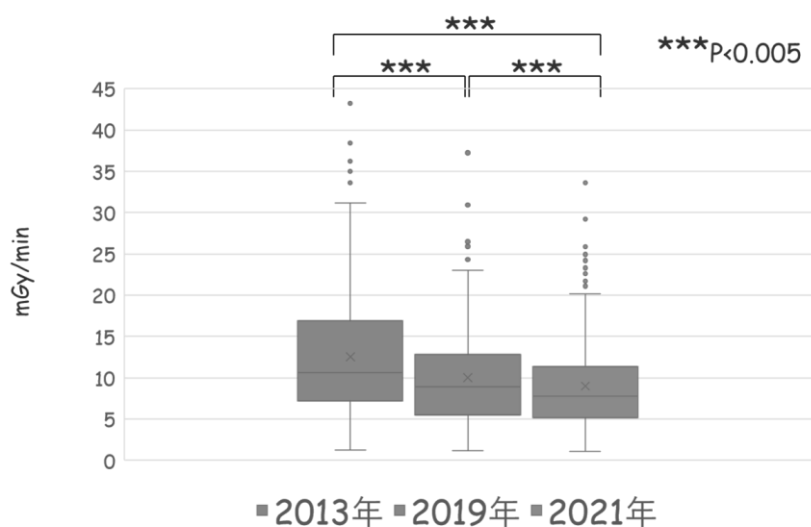


図1 JAPIR が蓄積した, 基準透視線量率のデータ

実際に被ばく管理を行うにあたっては, 症例ごとに装置に表示される P_{KA} や $K_{a,r}$ といった値を, RDSR にて収集し利用されるが, 装置の表示値の特性を理解し, その精度を確認しておくことが必要となる. 装置表示値は, 一般的に装置に内蔵された面積線量計の測定値を表示しているが, 面積線量計の誤差は JIS 規格において $\pm 35\%$ 以内と定められている¹⁾. この誤差は, 被ばく管理に用いるには小さな値とは言えない. われわれが行った研究においても, 各メーカーや装置で JIS の規格内の誤差ではあるが, かなりのばらつきがあることが判っている²⁾.

JAPIR では提出されている装置の面積線量計の精度が担保できているかどうか, また, その特性

を理解しているのかを目的として、基準線量測定時の装置表示値を記録し提出することを義務付けている。

測定時にはテーブルの吸収もあり、電離箱型の線量計を使用すると後方散乱も加味されるため、そこに面積線量計の誤差の許容値である $\pm 35\%$ を考慮しても測定値を表示値で除した値は、おおよそ 0.85 から 1.33 の割合になるはずであるが、図 2 に示す通り、そこから逸脱したデータが、296 装置中 39 装置あった。これらは面積線量計の精度が JIS 規格の範囲外、もしくは提出者の理解不足による収集ミスであることが予想される。

今回の DRLs2020 や昨年 4 月から施行されている改正医療法の中の被ばく管理についてはこの面積線量計からの装置表示値のデータを用いることから、その性質を理解しておくことは重要であり、装置の安全管理という点においても、十分認識しておくべきである。

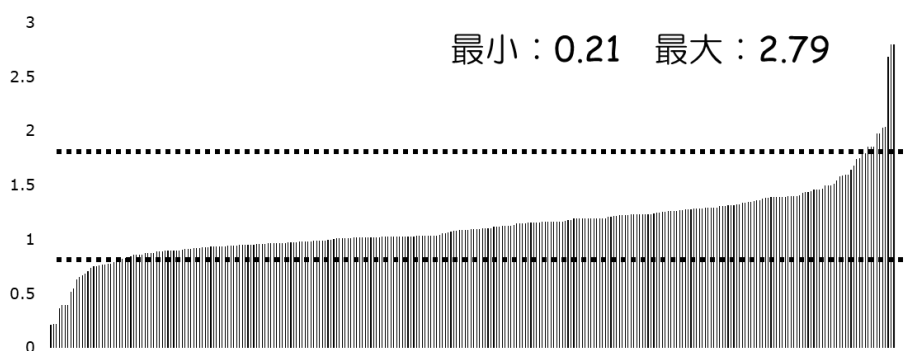


図 2 測定値/装置表示値

4. 被ばく線量の評価及び被ばく線量の最適化

2020 年 7 月に J-RIME は Japan DRLs 2020 を公開した³⁾。J-RIME は、DRL の使用方法について、診断と IVR のための患者の医療被ばくにおいて、防護の最適化を助けるツールとして用いられるべきであると提唱している。また、それぞれの施設で用いている典型的な線量を調査し、その中央値が DRL 値を超えている場合、臨床的に正当な理由がない限り、線量が最適化されているかどうかを判定するための見直しを行う必要があること、CT や IVR については年 1 回、その他の検査については装置等の変更がない限り 3 年に 1 回の線量調査を推奨すること、DRL を活用する目的は、最適化であって、単なる線量低減ではないこと、撮影条件を変更した際には、線量の変化だけでなく、画質や診断能が担保されていることの確認が欠かせないことなどを述べている。

今回、IVR の DRL として、様々な実臨床における DRL 値が初めて公開された。それらは、装置へ表示される P_{KA} と Ka_r を採用している。その実際の診療データである数値を解析し、結果の 75 パーセンタイル値を有効数字 2 桁で丸めた値を DRL としている。これらを採用することにより、手技中に術者にリアルタイムに超過していることなどを提示することができる。この実臨床の数値は、前回の装置の基準線量とは異なり、術者の意向に影響を受ける透視時間や撮影回数など患者被ばくの臨床的因子を加味されているので、術者への説得力も高まり、最終的な患者被ばく線量を反映した量であり、防護の最適化に有用と考える。

5. 医療被ばくによる線量を記録

今回、法改正で対象医療機器等を用いた診療に当たっては、診療を受ける者の医療被ばくによる線量を記録することという文言が加わった。IVR においては先にその重要性を述べた装置表示値を記録するところが多いと予想される。その方法としてはやはり RDSR を用いることが効率的である。しかし、その RDSR を用いた記録についても様々な方法がある。しっかりと予算が取れる施設であれば、線量管理ソフトの導入がいちばん便利である。線量管理ソフトは、色んなベンダーからリリースされており、設定した線量を超過した場合のアラート機能や、個人被ばくのチャートを作成してくれる機能など、かなり有用だが、高価なものもあり、どの施設でも導入できるわけではない。RDSR を MPPS 接続で RIS や PACS に蓄積していく方法があるが、この方法は簡便であり、一般的になると予想する。そのどちらの機能も有していないところは、装置表示値を独自に作成した Excel マクロなどで管理するしかないと思われる。いずれにしても RDSR を記録するのみでは被ばく管理としては不十分なため、患者被ばくとして精度の高いものにするべく、各施設で検討が必要である。ただ、現行では線量を表示する機能を有しないものについては放射線による被ばく線量の記録を行うことを要しないとなっている。

RDSR で被ばく線量を蓄積していく際、過剰照射事例に対しては詳細の報告と、その対策が必要となる。過剰照射の線量値については各施設で取り決めるが、IVR は今回の法改正で対象となる機器の中で、もっとも過剰照射事例が多いことが予想される。

当院では、過剰照射事例に対しては RIS 端末上に報告書を作成し、患者情報以外は大方チェックで済むように簡素化しており、可能な限り取りこぼしが無いように配慮している。被ばく管理ソフトを配備しているご施設は、すでにこういったことも自動化されていると思われるが、そういった施設はまだ少数派であり、各施設で考慮しておくべきである。

6. まとめ

今回、法改正に伴う血管撮影装置の安全管理について述べた。線量の管理については、やはり自施設の出力線量を把握するという意味で、基準線量の測定と、装置表示値の精度確認は必須であり、最適化のためには欠かせない。自施設の線量の評価については、前に述べた基準線量はもちろん、DRL など一般的に公開されている線量指標を自施設の線量と比較することで正当化が図れる。線量の記録については、なかなか費用をかけられる部分ではないが、まずは RDSR をうまく利用し、各施設で蓄積することが適切であると考え。過剰照射事例についても各施設で取りこぼしが無いようにロジカルに収集方法を構築する必要がある。

- 1) 日本工業規格. JIS Z 4751-2-43 IVR 用 X 線装置-基本安全及び基本性能. 2012.
- 2) 池内陽子, 松本一真, 中野伸哉, 他. 血管撮影装置の線量表示値の精度と校正方法に関する多施設調査. 日放技学誌 2019;75(1): 40-45
- 3) J-RIME. 日本の診断参考レベル(2020年版). 2020. http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp.pdf(accessed 2022.1.7).

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える

「X線 CT 装置の精度管理を考える」

Considering the accuracy control of computed tomography

北里大学北里研究所病院

小林 隆幸

1. はじめに

2019年3月に医療法施行規則の一部を改正する省令(以下、新規則)が交付され、2020年4月1日より施行されている。新規則では「管理者が確保すべき安全管理の体制」の1つとして「医療放射線に係わる安全管理」が新たに追加された。そして「管理者が確保すべき安全管理の体制」が着目され、「医療機器に関する安全管理」も注目されることとなった。特にX線CT検査は本邦における医療被ばくの多くの割合を占めており、医療放射線の安全を担保する上で保守・精度管理は重要である。新規則では線量管理・線量記録において「関連学会等の策定したガイドライン等を参考」にすることが明記され、このガイドラインとは日本医学放射線学会により低減されているエックス線CT被ばく線量管理指針(以下、指針)を指す。指針では適切な被ばく線量管理が行えるよう、具体的な管理方法を提示するとして①線量管理体制、②被ばく線量の記録、③被ばく線量管理、④撮影プロトコル、⑤CT装置の品質管理、⑥線量調査への参加の6つを挙げている(Fig.1)。本稿では⑤のCT装置の品質管理について中心に述べる。

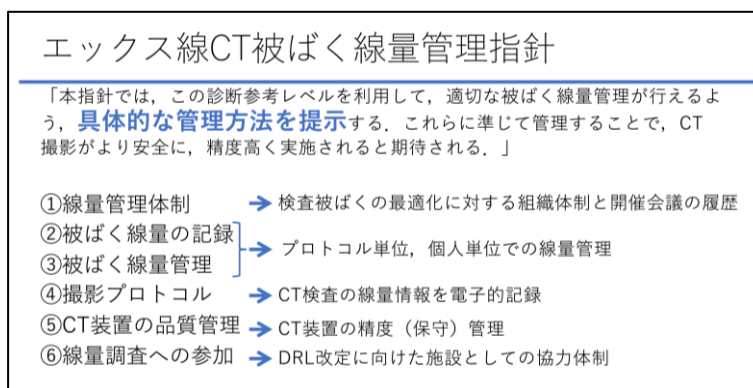


Fig.1 エックス線CT被ばく管理指針

2. 受入試験及び不変性試験

CT装置の品質管理を述べる上で外すことができないものとして標準規格(IEC/JIS)がある。基本的にJIS規格はIEC規格を日本語訳したものであり、その内容により数種類の規格がある。2021年5月に規格改定が行われたが、それまでは基礎安全および基本性能を規定したJIS Z 4751-2-44、試験機器について規定したJIS Z 4923、受入試験について規定したJIS Z 4752-3-5、不変性試験について規定したJIS Z 4752-2-6があった。規格改定により受入試験と不変性試験が

「JIS Z 4752-3-5 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法 - 第3-5部:受入試験及び不変性試験 - 医用X線CT装置」として1つにまとめられ、JIS Z 4752-2-6は廃止された。改正された主な項目は、①個別規格にある技術内容との整合、②画質および線量の撮影条件に小児用試験プロトコルが追加、③管理基準(判定基準、基礎値)および不変性試験の頻度について変更、④低コントラスト分解能およびCT-AECの追加である。なお、低コントラスト分解能およびCT-AECについての試験は規格本文での要求事項ではなく附属書への参考として記載することにとどまっている。

新しくなった受入試験および不変性試験に対する基準と頻度をtable 1に示す。また不変性試験を新旧で比較したものをtable 2に示す。試験項目は基本的に変わらないが適用する基準では絶対値での指定に変更した試験もある。更に、今回の改正では不変性試験の頻度の見直しも行われ、多くの項目で試験頻度が減らされている。この背景には、最近のCT装置の品質が全体的に向上し、試験頻度を減らしても性能は維持されることに加え、小児用試験プロトコルの追加、ならびに画質と線量の試験において管電圧およびスライス厚ごとに試験条件が追加されたこともあり、試験工数や試験の作業時間が増加することを考慮して決定されている。現在、JIS Z 4923に準拠したX線CT装置用ファントムが専用解析ソフト共に発売されている(Fig. 2)。これを用いると簡便に受入試験・不変性試験を行う事が可能となっている。

Table 1 新たなJIS Z 4752-3-5 受入試験及び不変性試験に対する基準と頻度

項目	適用する基準(受入試験)	適用する基準(不変性試験)	頻度
患者支持器(天板)の位置決め	±1 mm 以内	±1 mm 以内(受入試験と同じ)	1年に1回
患者位置位置決め精度(アキシヤル面)	±2 mm 以内	±2 mm 以内(受入試験と同じ基準)	1年に1回
再構成スライス厚(アキシヤルスキャン)	1 mm スライスより小さい場合: ±0.5 mm 1 mm から 2 mm スライスの場合: ±50% 2 mm スライスより大きい場合: ±1 mm	1 mm スライスより小さい場合: ±0.5 mm 1 mm から 2 mm スライスの場合: ±50% 2 mm スライスより大きい場合: ±1 mm	1年に1回
線量	受入基準値±20%または±1 mGy のいずれか大きい値	基礎値±20%又は±1 mGy のいずれか大きい値(受入試験と同じ基準)	1年に1回、またはは主要な保守作業後
平均CT値	成人頭部および小児頭部、小児体幹部は、±4 HU 成人体幹部および選択可能な管電圧での成人体幹部と小児体幹部は±6 HU	成人頭部および小児頭部、小児体幹部は、基礎値から±5 HU 成人体幹部および選択可能な管電圧での成人体幹部と小児体幹部は、基礎値から±7 HU	成人頭部月に1回、その他1年に1回
ノイズの大きさ	すべての試験項目は、公称値の±15% or 0.75 HU のいずれか大きい値	成人頭部、小児頭部および小児体幹部は、基礎値±10% or 0.5 HU のいずれか大きい値	成人頭部月に1回、その他1年に1回
均一性	成人頭部、小児体幹部および小児頭部は4 HU 以下 成人体幹部、選択可能な管電圧での成人体幹部および小児体幹部は8 HU 以下	小(頭部用)ファントムでの成人体幹部、成人頭部、小児体幹部、小児頭部は4 HU 以下 大(体幹部用)ファントムでの成人体幹部は8 HU 以下	1年に1回
空間分解能(高コントラスト)	附属文書による	MIF の 10% と 50% は、それぞれの基礎値の±0.75 lp/cm または±15% のいずれか大きい値	1年に1回

Table 2 新旧不変性試験における試験頻度の比較

項目	頻度(旧:JIS Z 4752-2-6)	頻度(新:JIS Z 4752-3-5)
患者支持器(天板)の位置決め	毎月	1年に1回
患者位置決め精度(アキシヤル面)	毎月	1年に1回
再構成スライス厚(アキシヤルスキャン)	月1回以上	1年に1回
線量	半年に1回	1年に1回, または主要な保守作業後
平均CT値	月1回以上	成人頭部月に1回, その他1年に1回
ノイズの大きさ	月1回以上	成人頭部月に1回, その他1年に1回
均一性	月1回以上	1年に1回
空間分解能(高コントラスト)	3ヵ月に1回	1年に1回



Fig. 2 JIS Z 4923 X 線 CT 装置用ファントム

試験頻度は使用者によって頻度を超えない範囲で行うことは規制されていない。Fig. 2 は始業点検として撮影を行った水ファントムから測定した平均 CT 値とノイズ(SD)を記録したものである。2020年6月中旬～8月中旬にかけて平均 CT 値が日々上昇している。8月中旬にフルキャリブレーションを行い、その後平均 CT 値は安定した。しかし同期間のノイズは変化が観察されなかった。このように日々の始業点検とともに不変性試験を行う事で画質や装置の異常に早く気づきことが可能になる。

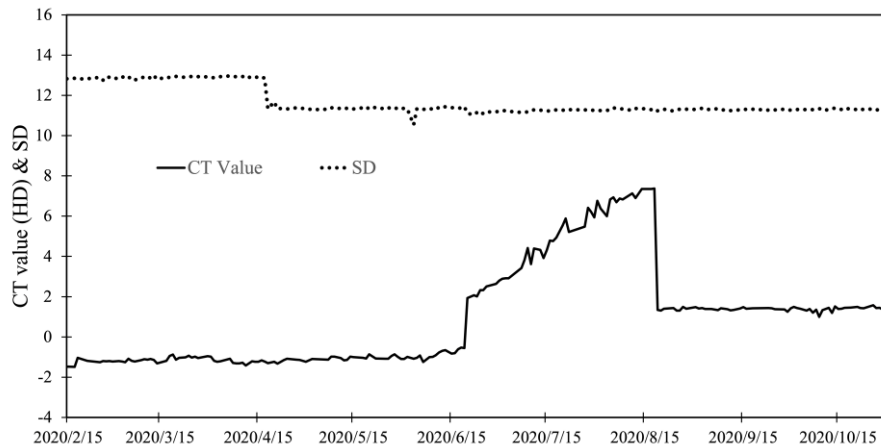


Fig. 3 Daily check of CT value and SD

3. 線量指標

先に規格改正の項目として「個別規格にある技術内容との整合」について述べた。CT装置は、多列化とともにX線ビーム幅(ビーム幅)が拡大され、面検出器を有するCT装置も臨床使用されている。理論上、スキャン条件が一定で、同じスキャン範囲を異なるビーム幅でスキャンした場合、ビーム幅が小さいほど線量指標(CTDI)の値は大きくなる。この原因は、X線管焦点サイズに由来する半影効果でビーム幅が小さいほどz方向における幾何学的効率が低下するためである。この現象は一般にオーバービーミングと呼ばれる。ビーム幅の拡大化への対応として、個別規格ではCT装置のCTDI₁₀₀の定義が順次改正された。IEC60601-2-44 ed2.0では、X線ビーム幅にかかわらず線積分線量を割っていたが、ed3.0ではX線ビーム幅が100mm以下の場合にはX線ビーム幅で、100mmを超える場合は100mmで線積分線量を割ることで対応を行った。IECではed3.1において、さらなるCTDI₁₀₀の定義の変更を行った(Fig.4)。

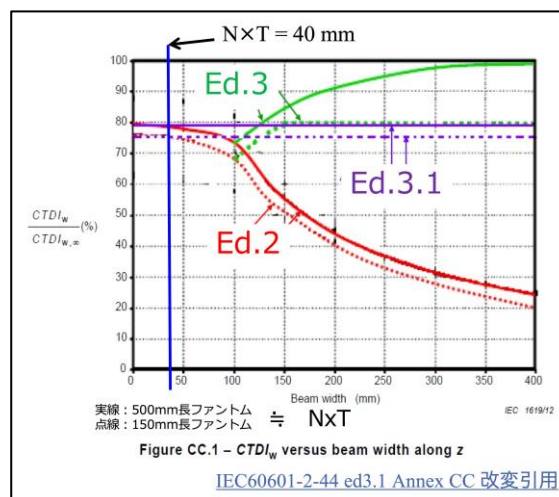


Fig. 4 CTDI₁₀₀の変遷

X線ビーム幅が40 mm 以下の場合はX線ビーム幅で、40 mm を超える場合は式1を適用することとなっている。なおビーム幅が40 mm を超えない場合は ed.3.0 と同じで式2を適用する。

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

$BW_{ref} : BW=20mm$ またはそれ以下で最も近いビーム幅

$$CTDI_{100} = \frac{1}{BW} \int_{-50mm}^{50mm} D1(z) dz \quad (式2)$$

今回の規格改定によりオーバービームングに対する矛盾が解決され、より正確な線量評価が行えるようになっている。

4. 今後

現在 IEC では IEC SC62B/WG30 が発足し spectral CT に係わる精度管理に関するワーキンググループが発足し、その議論が始まっている。中華人民共和国においては YY/T 1766.3 と呼ばれる spectral CT の精度管理に関する国内規格の草案作成が進められており、米国医学物理学会でも spectral CT の精度管理に関するガイドライン検討グループ (TG-299) が活動している。2022年にはサイズ対応 CT 線量 (SSDE) に関する規格 JIS T 62985 が発布される予定である。今後、新たな技術に対応した精度管理が今まで以上に求められることが予想される。

5. おわりに

「エックス線 CT 被ばく線量管理指針」に品質管理の必要性が明記されたことにより、X線 CT 装置の品質管理は今まで以上に重要性が増している。X線 CT 装置の標準規格として JIS (IEC) 規格があり、その中でも受入試験・不変性試験を理解することは品質管理を行うには重要である。2021年に JIS Z 4752-3-5 が「受入試験及び不変性試験」として改訂された。試験内容や頻度に変更されているだけでなく、線量評価に欠かせない $CTDI_{100}$ の算出式もワイドカバレッジに対応し、これまでのオーバービームングに対する矛盾が解決され改訂されている。変更内容を確認いただき品質管理に役立てていただきたい。また今後は、spectral CT など新たな技術に対する精度管理も要求されるようになるのは遠い将来ではないと考える。

2021年度計測分野に関する論文・発表

・2021年度4月（Vol.77 No.4, 2021）～ 2021年度9月（Vol.77 No.9, 2021），

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
小児頭部 CT 検査における organ-effective modulation を用いた水晶体の被ばく低減方法の検討	太田 丞二	千葉大学医学部附属病院 放射線部	臨床技術	77 巻 4 号 (326-334)
肺結節の検出を目的とした CsI-FPD 胸部撮影の最適線質	小田 敝弘	福岡医療専門学校 診療放射線科	臨床技術	77 巻 4 号 (335-343)
マンモグラフィ撮影時の水晶体防護の検討—まぶたおよびフェイスガードによる効果の検討—	関澤帆奈美	千葉大学医学部 附属病院 放射線部	資料	77 巻 4 号 (358-364)
心臓カテーテル検査における術者の水晶体放射線被ばく防護教育の効果	隅 真一郎	現 昭和大学横浜市 北部病院放射線技術部	臨床技術	77 巻 7 号 (710-717)
血管撮影装置のプログラム別のシネ撮影線量および DSA 撮影線量の多施設調査：透視線量との比較	武田 和也	榊原記念病院 放射線科	資料	77 巻 7 号 (718-7125)
一般撮影領域における面積線量計を用いた被ばく線量管理についての検討	中野 伸哉	現 富士フイルム メディカル株式会社	原著	77 巻 8 号 (805-810)

第 49 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

○ 撮影(CT)線量評価, 最適化

10. 頭部 CT 撮影における X 線管の撮影開始角度が水晶体線量へ及ぼす影響
虎の門病院 川内 覚
11. 肺がん CT 検診におけるノイズ低減処理ソフトウェアを用いた撮影線量低減の可能性について
国立がん研究センター中央病院 佐藤 誠也
12. ウォームアップを兼ね備えた位置決め撮影が管電流変調機構に与える影響について
千葉大学医学部附属病院 川上 裕也
13. CT 装置管球アップグレードによる冠動脈撮影条件の検討
札幌白石記念病院 藤井 徳

○ テーマ 小児

34. 小児の画像誘導放射線治療における極低線量 CBCT による水晶体線量低減の試み
京都大学医学部附属病院 寺崎 圭

○ 撮影(単純 X 線)臨床技術, 画質・線量評価

78. 間接変換型 Flat Panel Detector を用いた単純腰椎撮影における線質の検討
純真学園大学大学院 小出 千尋
79. 頭部 X 線撮影における金属フィルタを用いた線量低減の検討
京都大学医学部附属病院 上間 千秋

○ 計測(CT)線量評価

132. CT-AEC におけるモンテカルロ・シミュレーションに基づく臓器線量の評価
川崎医科大学附属病院 森分 良
133. Fast KV Switching 方式の Dual Energy CT に対応した線量計算プログラムの開発および精度評価
金沢大学附属病院 吉川 諒
134. CT 検査室の漏洩線量測定時に使用するファントムの違いによる周辺線量当量の比較
東京慈恵会医科大学附属病院 井坂 杏奈
135. プラスチックシンチレータとデジタルカメラを用いた線量分布測定法の改善と性能評価
九州大学大学院 吉谷 悠

○ 防護(マルチモダリティ)散乱線評価

142. 股関節術中透視における放射線業務従事者の被ばく
川崎医科大学附属病院 松本 博樹

143. 血管撮影検査および IVR における散乱線エネルギースペクトルの測定による個人被ばく線量管理の評価

北海道大学大学院 及川 青亮

144. 血管造影室内の 3 次元散乱線分布の可視化の検討

九州大学大学院 中嶋美沙希

145. 放射線可視化ソフトウェアへの空中ハプティクスデバイスの応用の試み

量子科学技術研究開発機構 藤瀬 大助

146. クロスリアリティによる散乱線挙動可視化教材の放射線教育効果の評価

九州大学大学院 西 和紀

○防護(マルチモダリティ)水晶体被ばく

210. ERCP 術者水晶体被ばくの検討 —視線方向および照射野サイズ依存性の評価—

森ノ宮医療大学 今井 信也

211. 重回帰分析を用いた水晶体線量予測モデルの検討

純真学園大学大学院 千々岩拓夢

212. 心臓・血管系 IVR に従事する看護師の水晶体用線量計装着位置に関する検討

東北大学大学院 山田 歩実

213. 内視鏡的逆行性胆道膵管造影における術者の水晶体被ばく線量と線量計表示値の差異に関する検討

金沢大学 福島光太郎

214. 従事者被ばく測定用新型半導体リアルタイム線量計を用いた IVR 術者の被ばく状況の基礎的検討

東北大学大学院 加藤 聖規

○計測(マルチモダリティ)単純 X 線

223. Internet of Things と半導体検出器を用いた放射線測定システムの開発

東京都立大学 二階堂 満

224. 診断用 X 線エネルギー領域における入射空気カーマに基づく表面線量の推定

熊本大学大学院 田辺 龍輝

225. Bluetooth 対応簡易形線量計の開発

群馬パース大学 齋藤 祐樹

226. Digital Breast Tomosynthesis における被ばく線量管理のための半価層測定法の提案

順天堂大学医学部附属静岡病院 中村登紀子

227. 歯科 X 線撮影領域における線量評価

安城更生病院 江原 勲

○計測(その他)その他

290. CMOS カメラによるリアルタイム散乱線分布モニタリングの基礎的検討

九州大学大学院 岸田 大典

291. UVC カメラにおける放射線の方向依存性の有無
 東京都立大学 吉田 杏香
292. 3 段 MCP を用いたフォトンカウンティングカメラにおける計数率の変動解析
 岐阜医療科学大学大学院 鈴木 悠大
293. シンチレーションサーベイメータの温度特性に関する基礎的検討
 東北大学 古川 未来
294. 新型ハイブリッドサーベイメータの基本的性能評価：X 線検査室等の空間散乱線測定に関する検討
 東北大学大学院 大森 悠斗
- 計測(血管造影・IVR)線量評価, その他
295. 3D-RA を用いた VR 表示方法による血管計測の精度向上に関する検討
 大阪市立大学医学部附属病院 西山 知宏
296. 血管造影装置における装置表示線量値と線量計実測値の誤差検討
 藤田医科大学病院 鈴木 崇宏
297. 水晶体位置における IVR 従事者の被ばく線量に関する基礎的実験
 東北大学大学院 巻 周星
298. 新しい医療スタッフ用リアルタイム被ばくモニタリングシステムの基礎的性能評価
 東北大学大学院 服部 兼進
299. 研究班報告：IVR 装置の皮膚線量計測と線量分布計算による被ばく線量の定量的評価
 熊本大学 荒木不次男
- 防護(血管造影・IVR)防護具
304. TACE における鉛アームサポートを用いた術者被ばく低減効果の評価
 神戸常盤大学 市川 尚
305. 薄型タングステンゴムを用いた CT 透視下 IVR における術者被ばくの低減
 近畿大学大学院 中村 泰典
306. 新型 0.07mm 鉛当量防護眼鏡の放射線防護効果：ファントム実験による基礎的検討
 東北大学 大野 紗耶
- 防護(マルチモダリティ)線量評価, 診断参考レベル
309. 再撮影割合を加味した診断参考レベルの検討
 藤田医科大学大学院 高木 夏楠
310. 最大値 CTDIvol 表示 CT 装置における Optical Character Recognition 機能を用いた線量管理システム構築への試み
 福岡東医療センター 立石 哲士
311. 心臓カテーテル検査における照射条件別臓器線量推定法の検討
 九州大学大学院 清水 美里
312. PCI における透視線量率の施設間差の要因について
 東京医科大学八王子医療センター 藤村 耕平

2021年度 事業報告

1. 第77回総会学術大会：パシフィコ横浜 2021年4月15日(木)～18日(日)

[Web 開催] 4月28日(水)～6月3日(木)

- ・第57回計測専門部会：4月16日(金)

- 1) 教育講演 3 司会 茨城県立医療大学 佐藤 齊
「放射線測定器の昨今から未来」

東京都立大学 加藤 洋

- 2) シンポジウム 座長 稲城市立病院 落合幸一郎
金沢大学附属病院 能登 公也

テーマ：「個人線量計と水晶体被ばく線量測定の昨今から未来」

1. 水晶体被ばく線量測定に用いられる線量計の基礎から応用まで

東京都立大学 眞正 浄光

2. 個人線量計と水晶体被ばく線量計

(株)千代田テクノル 狩野 好延

3. 新しい水晶体用線量計を含む個人線量計

長瀬ランダウア(株) 関口 寛

4. 臨床における水晶体被ばく線量測定 of 昨今から未来

順天堂大学 坂本 肇

- 3) 専門部会講座(計測部会：入門編)4月16日(金)

「光子と物質との相互作用」

徳島大学 富永 正英

- 4) 専門部会講座(計測部会：専門編)4月18日(日)

「スペクトル解析」

茨城県立医療大学 佐藤 齊

2. 第49回秋季学術大会：熊本城ホール + Web(ハイブリッド)開催

2021年10月15日(金)～17日(日)

- ・第58回計測専門部会：10月16日(土)

- 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
「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理」

日本画像医療システム工業会 鈴木 真人

- 2) シンポジウム 座長 名古屋大学 小山 修司

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

テーマ：「法改正後に求められる診療用放射線機器の精度管理を考える」

1. 一般撮影

群馬パース大学 齋藤 祐樹

2. 歯科撮影
鶴見大学歯学部附属病院 三島 章
3. マンモグラフィ
慶應義塾大学病院 根本 道子
4. 血管撮影
兵庫医科大学病院 松本 一真
5. CT
北里研究所病院 小林 隆幸
- 3) 専門部会講座（計測部会：入門編）：10月15日（金）
「放射線場の強さと放射線計測量」
新潟医療福祉大学 関本 道治
- 4) 専門部会講座（計測部会：専門編）：10月16日（土）
「診断領域における入射表面線量」
横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎
3. 第10回簡易線量計作製セミナー
*新型コロナウイルス感染症（COVID-19）拡大防止のため中止
4. 第2回サーベイメータ活用セミナー（Web開催に変更）
日時：2021年9月26日（日）
場所：WebEx-Event(Webinar)
参加数：28名
5. 計測部会誌「Vol.29, No.1,通巻57」「Vol.29, No.2,通巻58」の電子ジャーナル発行
6. 部会委員会全体会議の開催6回
7. 線量計貸出事業
担当者不在のため、一時停止とした。
8. 診断領域線量計標準センターの運営
 (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) 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、立入が禁じられていたセンター施設があった）
 (4) センター班会議（メール会議）を開催した
 会期：2021年11月22日（月）～11月28日（日）

2022年度 事業計画

1. 第 78 回総会学術大会：パシフィコ横浜 2022 年 4 月 14 日（木）～17 日（日）
 + Web（ハイブリッド）開催 2022 年 4 月 14 日（木）～5 月 18 日（水）
 ・第 59 回計測専門部会：4 月 16 日（土）
 - 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
 「PHITS を用いた計測シミュレーション」
 日本原子力研究開発機構 橋本慎太郎
 - 2) シンポジウム 座長 徳島大学大学院 富永 正英
 金沢大学附属病院 能登 公也
 テーマ：「シミュレーションによる計測」
 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 斉
 2. CT 撮影における線量シミュレーション
 量子科学技術研究開発機構 量子医学・医療部門
 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（計測部会：入門編）4 月 17 日（日）
 「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（計測部会：専門編）4 月 16 日（土）
 「平均乳腺線量の測定」
 兵庫医科大学病院 源 貴裕
 - 5) 専門部会に入ろう！—入会無償化特別企画— 4 月 17 日（日）
 「うちの部会に入って自分の専門分野を見つけましょう！」
 (5) 計測部会 横浜市立脳卒中・神経脊椎センター 落合幸一郎

2. 第 50 回秋季学術大会：両国 KFC ホール（東京） 2022 年 10 月 7 日（金）～9 日（日）
 ・第 60 回計測専門部会：10 月 8 日（土）予定
 - 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
 「放射線計測技術の現状と課題」
 藤田医科大学 浅田 恭生
 - 2) シンポジウム 司会 茨城県立医療大学 佐藤 斉
 新潟医療福祉大学 関本 道治
 テーマ：「放射線計測技術の現状と課題」
 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
創聖会健康保険組合診療所 遠藤 敦
- 3) 専門部会講座（計測部会：入門編）：日程 未定
「放射線計測の目的と対象」
東京都立大学 加藤 洋
- 4) 専門部会講座（計測部会：専門編）：日程 未定
「IVR における放射線計測」
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（教育委員会，計測部会，東京支部共催）
日時：2022 年 9 月 10 日（土）～11 日（日）
場所：東京都立大学 荒川キャンパス（東京都荒川区）
参加募集：12 名
4. 第 3 回サーベイメータ活用セミナー（教育委員会，計測部会，近畿支部共催）
日時：2022 年 9 月 25 日（日）
場所：京都医療科学大学（京都府南丹市）
参加募集：20 名
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）
日時：2022 年 11 月 12 日（土）
場所：WebEx-Event（Webinar）
参加募集：50 名
6. 計測部会誌「Vol.30, No.1,通巻 59」「Vol.30, No.2,通巻 60」の電子ジャーナル発刊
7. 部会委員会の開催 6 回予定
8. 診断領域線量計標準センター（班長：小山修司）の運営
 (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
 日程：2022 年 9 月 11 日（日）

診断領域線量計標準センターご利用案内

診断領域線量計標準センター班長 小山 修司

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

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

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

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

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

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

診断領域線量計標準センター利用基準

1. 利用者は下記の内容を診断領域線量計標準センター（以下センターとする）に事前連絡すること。
 - 依頼施設名・住所
 - 依頼者氏名・連絡先(電話番号・FAX番号・メールアドレス)など
 - 当日来られる人の氏名・連絡先(電話番号・FAX番号・メールアドレス)など
 - 線量計の型式
 - 電離箱の型式並びに容積
 - 校正データの有無
 - 相互比較希望日(複数日を記入:第三候補日まで)上記を記載し、郵送・電子メールの件名に必ず、「診断領域線量計標準センター利用依頼の件」などと明記すること。
2. 利用者は、直に線量計を搬入すること（宅急便など一切不可）。また、搬入に関わる旅費・搬入費用などはすべて利用者が負担すること。
3. 利用者は、センター線量計と持ち込み線量計との線量相互比較作業に立ち会うこと。その際、個人線量計を持参し装着して作業を行うこと。
4. 線量計は、事前に動作チェック（電池切れ、コネクタ接触不良、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

(2022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	小倉 隆英 ivan@med.tohoku.ac.jp
3	下越地区 (東北支部)	新潟医療福祉大学 医療技術学部 診療放射線学科	〒950-3198 新潟県新潟市北区島見町 1398 番地 ☎ 025-257-4017	関本 道治 sekimoto@nuhw.ac.jp	関本 道治 sekimoto@nuhw.ac.jp
4	関東地区 (関東支部)	茨城県立医療大学 保健医療学部 放射線技術科学科	〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町阿見 4669-2 ☎ 029-840-2192	佐藤 斉 sato@ipu.ac.jp	佐藤 斉 sato@ipu.ac.jp
5	西東京地区 (東京支部)	駒澤大学 医療健康科学部 診療放射線技術科学科	〒154-8525 東京都世田谷区駒沢 1 丁目 23-1 ☎ 03-3418-9545	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp
6	東東京地区 (東京支部)	東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科	〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10 ☎ 03-3819-1211	根岸 徹 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@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
8	東海地区 (中部支部)	名古屋大学大学院 医学系研究科	〒461-8673 愛知県名古屋市中区大幸南 1-1-20 ☎ 052-719-1595	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp
9	関西地区 (近畿支部)	京都医療科学大学 医療科学部 放射線技術科学科	〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3 ☎ 0771-63-0066	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp
10	中国地区 (中四国支部)	広島大学大学院 医系科学研究科 歯科放射線学	〒734-8553 広島県広島市南区霞 1-2-3 ☎ 082-257-5691	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp
11	四国地区 (中四国支部)	徳島大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻 医用放射線科学講座	〒770-8509 徳島県徳島市蔵本町 3-18-15 ☎ 088-633-9054	富永 正英 tomina@tokushima-u.ac.jp	富永 正英 tomina@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	河蓬 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

長いことこの計測部会誌の作成を担当してきましたが、前号より新しい担当者と交代をしました。以前は紙仕様の冊子で発刊しており、学術大会時にはこの黄色い表紙の冊子を持った皆さまをよくお見かけいたしましたが、2015年春発刊の通巻45号より電子ジャーナル配信とペーパーレス化され、随分と状況が変わりました。そんな計測部会誌も今回で通巻59号になります。

専門部会もこれから1つ目の入会金が無償となり、多くのみなさまに各専門部会誌が届くようになります。また計測部会でもメールマガジンを配信することとなり、学術大会やセミナー、計測に関する様々な情報・ご案内を部会誌だけでなく、webにて配信していきます。ぜひ、メールマガジンの配信をRacNeよりご登録ください。今年度より、「診断X線領域の線量測定基礎セミナー（webセミナー）」を開催いたします。以前より線量測定のご質問など多くいただいておりましたが、線量測定を動画とともに、質問や疑問に答える内容のセミナーとなっております。

このように、計測部会も時代に合わせて大きく変化をしながら、会員の皆さまに情報・技術・知識の提供をしていきたいと思っておりますので、今後ともよろしくお願いたします。

計測部会長 落合 幸一郎（横浜市立脳卒中・神経脊椎センター）

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	横浜市立脳卒中・神経脊椎センター		
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. 30, No. 1, (通巻59)

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 2022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