



Journal of the Measurement Division

計測部会誌

Vol.31, No.2, 通巻 62

CONTENTS

○第62回計測部会

教育講演

司会 東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 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

シンポジウム

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葛飾医療センター 庄司 友和
天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

(1) Cアーム式IVR用X線装置

九州大学病院 宮崎 仁志

(2) 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

(3) アンダーテーブル式X線透視装置の線量測定を考える

東京慈恵会医科大学附属病院 大塚 郭貴

○入門講座

「X線エネルギースペクトル」

金沢大学附属病院 能登 公也

○専門講座

「一般撮影における入射皮膚線量」

帝京大学 齋藤 祐樹

目次

- 巻頭言 サステナブルな部会を目指して
東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 庄司 友和・・・ 1

- 第62回計測部会
・ 2023年10月28日(土) 14:40～17:40 第6会場(会議室232+233)

教育講演 司会 東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 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

シンポジウム
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葛飾医療センター 庄司 友和
天理よろづ相談所病院 紀太千恵子

1. Cアーム式IVR用X線装置
九州大学病院 宮崎 仁志・・・ 4

2. 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・・・ 7

3. アンダーテーブル式X線透視装置の線量測定を考える
東京慈恵会医科大学附属病院 大塚 郭貴・・・ 8

- 専門部会講座 入門編(計測部会)
・ 2023年10月27日(金) 13:30～14:20 第6会場(会議室232+233)
「X線エネルギースペクトル」
金沢大学附属病院 能登 公也・・・ 9

- 専門部会講座 専門編(計測部会)
・ 2023年10月28日(土) 8:40～9:30 第6会場(会議室232+233)
「一般撮影における入射皮膚線量」
帝京大学 齋藤 祐樹・・・ 10

- 第61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

「回転撮影の線量測定を考える」
藤田医科大学 羽場 友信・・・ 11

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・・・ 16
 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・・・ 21
 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・・・ 28
 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・・・ 29
- セミナー報告
- ・ 第 2 回診断領域の線量測定基礎 Web セミナー
獨協医科大学病院 福住 徹・・・ 32
 - ・ 第 2 回診断領域の線量測定基礎 Web セミナー
横浜市立市民病院 落合幸一郎・・・ 33
- 2022 年度計測分野に関する論文・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 34
- 2023 年度計測分野に関する発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 35
- 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・・・・・・・ 39
- 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・・・・・ 40
- 入会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 41
- 編集後記

「サステナブルな部会を目指して」



東京慈恵会医科大学葛飾医療センター
庄司 友和

2023年4月より計測部会長を拝命致しました。未だ前任の落合幸一郎様をはじめ歴代の計測部会長の皆様の手厚いご指導・ご支援を頂いている段階ですが、一日も早く部会長業務に慣れ、学会員の皆様から更に必要とされる部会に育て上げたいと考えております。恥ずかしながら部会長の御役目を初めて自分事として目の当たりにし、前任の皆様のご尽力に深く感謝の意を感じるに至りました。私がここまでの役割を果たせるか甚だ不安ではありますが、精一杯務めて参りますので、今後ともお力添えの程宜しくお願い申し上げます。

さて2023年の干支である癸卯（みずのとう）は、飛躍と物事の終わりと始まりという意味が組み合わさっています。2020年4月に医療法改正により、X線装置などを持つ全ての医療機関において医療被ばく時の線量を管理・記録することが義務付けられました。それと同時に新型コロナウイルス感染症の流行に見舞われ思うような活動ができていませんでした。しかし2023年5月から新型コロナが5類に移行され、学会の方針はもちろん我々計測部会の活動も時代に見合ったサステナブルな部会を目指していきたくと考えています。

以下に部会の活動方針をまとめました。是非ご一読ください。



・達成するために、部会セミナーや関連教材を充実させ部会活動を推進します



・達成するために、これまでの測定技術の英知を結集させ、新しい切り口で新しい活用法を目指します



・達成するために、他の専門部会や地方支部と連携し、計測部会の普及と高額な診療機器をつかう責任を果たします

最後になりますが、昨今のような不確かな時代に持続可能な部会を実現するには、強いものが生き残るのではなく、環境変化に対応できるものが生き残るという概念が重要と考えます。そのためには個の力の追求に加えて、多様な結び付きから生じる放射線計測ならではのイノベーションが必要になってくると考えます。その実現に向けて、計測部会としても他の専門部会や地方支部と連動し、多くの課題解決に向けて役割を果たすべく一層の検討を進め、実行する年にしたいと考えています。

「 診断透視検査における線量管理を考える 」

Considering dose management in diagnostic fluoroscopy

順天堂大学保健医療学部 診療放射線学科

坂本 肇

1. はじめに

X 線透視を利用した診療は、診断から治療への応用など幅広く臨床現場で活用されている。特に、血管撮影・IVR (interventional radiology) 領域、非血管系での内視鏡を利用した逆行性胆管膵管造影などでは手技の高度化・複雑化に伴い、透視時間が長く撮影回数も増え、皮膚の組織反応(確定的影響)が発生する事例が報告されている¹⁾²⁾。また、循環器用 X 線透視診断装置では、医療法施行規則の一部が改正され医療放射線に係わる安全管理のために線量管理と線量記録の実施が義務化された³⁾。X 線透視検査における線量の記録を行い、その記録を基に線量管理を行う場合、記録される装置表示線量の精度管理が重要となる。装置に表示される線量は JIS Z 4751-2-54 「撮影・透視用 X 線装置-基礎安全及び基本性能」に評価方法および表示値精度 ($\pm 35\%$) が記載されているが⁴⁾、これは装置出荷時の表示値の精度であり現状の使用されている装置での表示精度を確認する必要がある。

2. 日常的な X 線透視検査における線量管理

日常的な X 線透視検査における線量管理は医療用放射線に係る安全管理が重要となり、診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) を活用した線量管理による放射線防護の最適化が求められる。日本の DRL は「日本の診断参考レベル (2020 年版)」(Japan DRLs2020)⁵⁾ が報告されており、X 線透視検査に関わる領域として血管撮影・IVR 領域と診断透視領域があり、DRL 量として基準点における空気カーマ ($K_{a,r}$) [mGy] ならびに面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) [Gy \cdot cm²] が採用されている。ここでの基準点における空気カーマ ($K_{a,r}$) は装置に表示される線量であり、JIS Z 4751-2-54 で規定されている。

X 線透視装置での基準点は患者照射基準点 (patient entrance reference point : PERP) と呼ばれ、装置により以下の位置となる。

- 1) C アーム式 X 線装置 : アイソセンタから焦点方向へ 15 cm
- 2) X 線源装置が患者支持器の上にあるオーバーテーブル装置 : 患者支持器から 30 cm 上
- 3) X 線源装置が患者支持器の下にあるアンダーテーブル線装置 : 患者支持器から 1 cm 上

各形式の X 線透視装置での装置表示線量は、患者照射基準点での自由空気中の空気カーマが表示され、その線量を記録し線量管理を行うことから、使用装置の表示線量精度を把握することが必要となり、JIS Z 4751-2-54 で測定方法 (図 1) が規定されている。しかし、測定位置と評価位置が異なるなど、線量測定方法が煩雑であるため簡便で精度が担保されている測定法が望まれることから、本講演では測定方法を検討し報告する予定である。

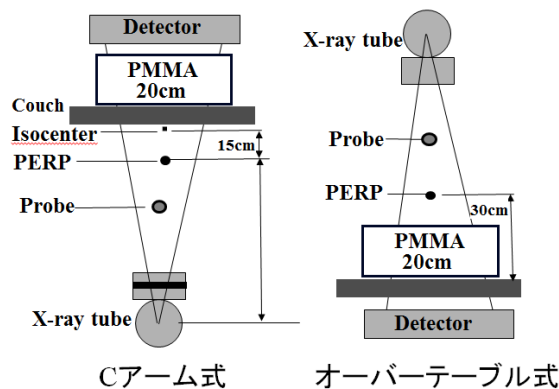


図1 線量測定時の幾何学的配置

3. 線量表示に用いられる面積線量計の特性について

装置に表示される基準空気カーマ ($K_{a,r}$) は、X線管コリメータ内に装備され面積線量計を基に算出される装置とX線出力から計算される装置があり、JIS Z 4751-2-54 ではどちらの装置も認められており、面積線量計を搭載しない装置は面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) も計算によって求められている。

面積線量計から算出される基準空気カーマは面積線量計の基本特性による誤差を含むことに注意する必要がある。面積線量計は電離箱線量計の一種であるが、形状が大型の平行平板型であるため通常の電離箱線量計とは基本特性⁶⁾が異なる。線量特性、線量率特性は良好であるが、形状が大きな平行平板型の面積線量計は線量計自体でのX線吸収が大きく線質依存性が大きな線量計であり、低管電圧側において表示線量は高値になる傾向があることに注意が必要である。

本講演では、日常的な線量管理に必要な線量測定法と問題点、線量表示に用いられている面積線量計の特性などについて述べる。

参考文献

- 1) Koenig TR, et al : Skin injuries from fluoroscopically guided procedures : Part 1, Characteristics of radiation injury. AJR 177 : 3-11 , (2001)
- 2) Stephen B, et al : Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair. Radiology,254,326-341, (2010)
- 3) 厚生労働省. 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, 厚生労働省令第 21号 (平成 31 年 (2019 年) 3 月 11 日)
- 4) JIS Z 4751-2-54: 2021. 医療用電気機器-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. 2021
- 5) 日本の診断参考レベル (2020 年版) (Japan DRLs 2020) , 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) ホームページ (http://www.radher.jp/J-RIME/report/JapanDRL2020_jp_1st_revise.pdf)
- 6) 坂本 肇, 他 : 面積線量計による患者被曝管理の検討. 日放技学誌 2000;56 (10) :1256-1265.

テーマ：X線透視装置の線量測定

「 Cアーム式 IVR 用 X線装置 」

C-arm X-ray Equipment for Interventional Procedures

九州大学病院医療技術部放射線部門

宮崎 仁志

1. はじめに

Interventional radiology (IVR) は、画像下治療と訳され、X線透視やX線CTなどのイメージガイド下に、カテーテルや針などを用いた治療の総称であり、vascular (血管系) IVR と nonvascular (非血管系) IVR に分類される。一般に、血管形成術や血管塞栓術などの vascular IVR にはアンダーテーブルX線管型透視装置、膿瘍ドレナージや消化管領域などの Nonvascular IVR にはオーバーテーブルX線管型透視装置が使用されている。IVR は外科手術に比べて低侵襲な治療であることに加えて、外科手術と同等の治療成績が期待できることから、その件数は増加している。一方で、1993年ごろから vascular IVR による放射線皮膚障害が報告されるようになった。このような放射線による組織反応(確定的影響)の発生を防止するためには、術中の患者被ばく線量をモニタリングすることが重要である。

2. 患者照射基準点

IVR 領域の線量測定では、患者照射基準点 (patient entrance reference point; PERP) の理解が必須である。患者照射基準点は、成人の心臓カテーテル検査での代表的な皮膚位置であり、アイソセンタを持つシステムにおいて、アイソセンタからX線管焦点側へ15cmの点である(図1の左)。以前はIVR基準点と言われていたが、名称が変更になった。患者照射基準点の線量を測定することによって、患者の入射皮膚線量を推定することが可能となる。

また、JISZ4751-2-43において、vascular IVR で使用されるCアーム型IVR用X線装置では、前述の通りだが、nonvascular IVR で使用されるシステムでは次のように定義されている(図1の中央、右)¹⁾。

- ・ X線源装置が患者支持器の下にあるIVR用X線装置では患者指示器の1cm上
 - ・ X線源装置が患者支持器の上にあるIVR用X線装置では患者指示器の30cm上
- システムによって患者照射基準点は指すポイントが異なるため、注意が必要である。

3. 面積線量計

面積線量計は大型の平行平板型の電離箱線量計であり、X線管の可動絞りの射出側に装着されている。面積空気カーマ積算値(P_{KA})を計測し、患者照射基準点における照射野の面積にて除することによって、基準空気カーマ(K_{air})を算出している。IVR用X線装置には基準

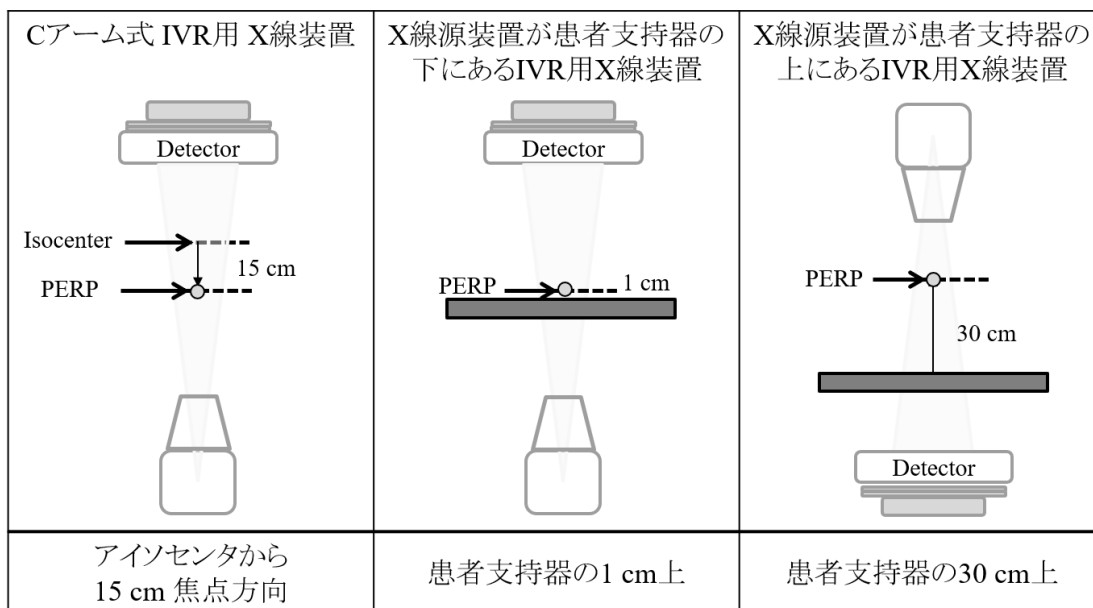


図 1. システムによる患者照射基準点の示すポイントの違い

空気カーマが表示されているが、表示も JIS によって規定されている。なお、表示に関しては実測、又は計算でもよいことになっており、面積線量計が未装着の IVR 用 X 線装置もある。照射中は基準空気カーマ率 (mGy/min) を表示し、未照射時は透視と撮影の空気カーマの合計の積算基準空気カーマ (mGy) を表示することになっている。表示精度の許容誤差は±50% (2000 年規格) から以下の通り、±35% (2010 年規格) へと精度が向上した。

- ・ 基準空気カーマは 6 mGy/min, 100 mGy 以上で、±35%の誤差を超えてはならない。
- ・ 面積線量は 2.5 Gy・cm² 以上の積算面積線量の誤差は 35%を超えてはならない。

自施設の面積線量計が正しい線量を表示しているか確認する必要がある。ユーザーにて施行可能な方法が、JISZ4751-2-43 の線量情報の試験という項目に記載されており、そちらを参照していただきたい¹⁾。

4. 入射表面線量測定

入射表面線量 (K_{ae}) は DRLs2020 での IVR 領域の線量指標であり、被写体の X 線入射面での後方散乱を含んだ空気カーマを測定する²⁾。実際の測定は以下の通りである。

- ① 焦点検出器間距離を 100 cm にする。
- ② リファレンス線量計のプローブを患者照射基準点に配置する。
- ③ 被写体となる PMMA20 cm をプローブの直上に配置する。
- ④ リファレンス線量計から得られた測定値 M に校正定数と大気補正係数を乗じる。

半導体検出器にて測定した場合は、検出部の前面以外が遮蔽されているため、後方散乱線の測定ができない。そのため、後方散乱係数を 1.3~1.4 として、測定値へ乗じる。また、半導体

線量計を患者照射基準点にセットする際は、自動露出機構の外へ検出部を配置する。これは、関心領域内へ入ると自己吸収により透視条件が高くなり、測定線量も高値を示すためである。

5. 装置表示値（基準空気カーマ）から入射皮膚線量の推定

IVR 用 X 線装置表示値の基準空気カーマ (K_{ar}) と polymethyl methacrylate (PMMA) ファントム 20 cm を用いて、リファレンス線量計により求めた入射皮膚線量 (ESD) を比較し、変換係数 (transformation factor; TF) を求めておくことにより、簡便に入射皮膚線量を推定することができる。変換係数 TF は装置表示線量の補正、検査テーブルの影響、後方散乱線の影響、皮膚吸収線量への変換、距離補正を含んだ係数である。変換係数 (TF) の求め方は以下のとおりである。

臨床に即した幾何学的配置にて、ファントムとリファレンス線量計を用いて、以下の式にて、入射表面線量 $K_{a,e}$ を求める。

$$K_{a,e} = M_{ref} \times N_{ref} \times k_{TP}$$

M_{ref} : リファレンス線量計の測定値
 N_{ref} : リファレンス線量計の校正定数
 k_{TP} : 大気補正係数

補正した入射表面線量 $k_{a,e}$ は空気カーマなので、皮膚吸収線量に変換するため質量エネルギー吸収係数比 (1.06) を乗じて入射皮膚線量 ($ESD_{phantom}$) を求める。

$$ESD_{phantom} = K_{a,e} \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_{tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$$
$$= K_{a,e} \times 1.06$$

ファントムを用いて求めた入射皮膚線量 ($ESD_{phantom}$) を装置表示値 $K_{a,r}$ で除することによって、変換係数 TF を求める。

$$TF = ESD_{phantom} / K_{a,r}$$

繰り返しになるが臨床では、装置表示値 $K_{a,r}$ に、ファントムを用いて求めた変換係数 TF を乗じて入射皮膚線量 ($ESD_{patient}$) を算出することができる。

$$ESD_{patient} = K_{a,r} \times TF$$

参考文献

- 1) JISZ4751-2-43:2012 IVR 用 X 線装置—基礎安全及び基本性能
- 2) 診断参考レベル運用マニュアル (改訂第 2 版)

テーマ：X線透視装置の線量測定

「 オーバーテーブル式 X 線透視装置 」

Over-couch-type X-ray Fluoroscopic System

金沢大学附属病院

能登 公也

オーバーテーブル式 X 線透視装置は胃造影などの消化管造影検査から逆行性膵胆管造影のような治療行為を伴う手技まで幅広く利用されている。2019 年の医療法施行規則の一部改正により患者の被ばく線量の適正管理が必要となったが非血管系の透視装置については今のところ求められていない。しかし近年の手技の複雑化により線量の増大も報告されていることから線量管理が重要なモダリティであると考えられる。患者の被ばく線量を適正に管理するためのツールとして診断参考レベル (diagnostic reference level : DRL) があり、2020 年に発表された日本の診断参考レベル (2020 年版) では診断透視部門の DRL が設定された。DRL 量は基準空気カーマ (K_{ar}) [mGy], 面積空気カーマ (P_{KA}) [$Gy \cdot cm^2$], 透視時間 [min], 撮影回数 [回] が採用された。 K_{ar} は JIS Z 4751-2-54 で定められている X 線透視装置の患者照射基準点での後方散乱を含まない入射線量である。オーバーテーブル式 X 線透視装置の患者照射基準点は患者支持器 (カウチ) から 30 cm 上と定義されている。 P_{KA} はその位置における照射面積を乗じた線量である。 K_{ar} , P_{KA} は検査ごとに装置に表示される値であり、線量管理を行うためにはその表示精度を定期的に検証する必要がある。JIS Z 4751-2-54 では装置に表示される線量情報の試験方法が記載されており、JIS 法における配置例を図 1 に示した。

本シンポジウムでは、オーバーテーブル式 X 線透視装置に表示される線量表示値がどこの位置の何の線量が表示されているかを整理する。そして JIS 法での線量情報試験方法の問題点を紹介し、臨床現場で簡易的に精度確認するための測定方法について解説する。装置に表示される線量表示値は、メーカーにより面積線量計を搭載し実測する装置や計算値を表示するものがある。数社の装置における線量表示値の精度検証結果や特徴、また表示値から皮膚線量への求め方についても述べる予定である。



図 1 JIS 法における線量表示精度検証のための測定配置

テーマ：X線透視装置の線量測定

「アンダーテーブル式 X 線透視装置の線量測定を考える」

Considering dose measurement of under-couch X-ray fluoroscopic systems

東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部

大塚 郭貴

2020年に医療法施行規則が改正され、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た。この規定では、医療被ばくが比較的多い放射線診療用の医療機器に対して、被ばく線量の適正管理と線量記録が義務化された。また、2015年に診断参考レベル(DRLs: diagnostic reference levels)が初めて日本で設定され、2020年には改訂版のDRLs2020が制定された。このように、日本における線量管理の必要性和重要性はますます高まっている。

診断透視の領域に焦点を当てると、改正医療法施行規則では線量管理の対象に挙げられていないが、DRLs2020で新たに診断透視のDRLが設定され、患者の被ばく線量管理が重要視され始めている。

診断透視で用いられるX線透視装置は、日本産業規格(JIS: Japanese Industrial Standards)において、オーバーテーブル式、アンダーテーブル式、Cアーム式に分類されている²⁾。その一方で、現行のDRLs 2020では装置分類毎のDRLの設定は行われていない。この背景として、DRLs 2020の設定に使用したデータの90%以上は、オーバーテーブル式の装置であったことが挙げられる³⁾。しかし、各施設で患者の線量管理を正確に行うためには、自施設のX線透視装置の分類に応じて、適切な線量測定が不可欠である。

本講演では、アンダーテーブル式X線透視装置の患者照射基準点や、基準空気カーマの線量測定の方法についてJISに沿って解説する。また、JISで規定されている詳細な測定条件についても述べ、それらの条件のポイントを抑えるとともに、実測時の注意点や、実測値に与える影響についても取り上げる予定である。

- 1) 厚生労働省. 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. 医政発
- 2) 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 2021.
- 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 2023.8.3)

「 X線エネルギースペクトル 」

X-ray Energy Spectrum

金沢大学附属病院

能登 公也

X線管の照射口から放出されるX線を物理学的に表現するには「線束の大きさ」、「X線量」、「X線質」の情報が必要である。線束の大きさは照射面積であり、X線量は線量計により測定される照射線量や空気カーマである。診断領域X線の線質を間接的に表現する方法として、実効エネルギーが用いられているが、X線管から放出されるX線はさまざまな連続したエネルギーを光子(すなわちX線スペクトル)が含まれることから一つの数値でもってX線質を表現することは難しい。X線を用いた放射線技術分野の研究においてX線スペクトルを理解することは、画質評価・放射線検出器・被ばく評価のどの分野においても全ては光子と物質との相互作用であるため重要である。X線がなぜスペクトル形状を示すのかを理解するにはX線の発生メカニズムを知る必要がある。X線は加速された電子がターゲット(タングステンなどの重金属)に衝突することで発生する。ターゲットに入射した電子は非弾性散乱(電離・励起)、放射損失により失うエネルギーが制動X線や特性X線として放出される。医療で用いられるX線はこのような制動X線や特性X線成分を含んだスペクトル形状を有している。

X線スペクトルを実際に計測するためにはエネルギー分解能に優れたHpGe検出器が用いられるが、医療現場の測定には取扱いがより簡便なCdTe検出器が多く用いられている。いずれの検出器も観測されるX線スペクトルは検出器内の素子の吸収エネルギー特性や信号処理過程に起因する波形の歪みの影響を受けるため、入射X線スペクトルとは異なる。そのため、ストリッピング補正やアンフォールディング補正と呼ばれる歪みを補正する処理をすることにより正確なスペクトルを得ることができる。図1にCdTe検出器による観測スペクトルと補正後スペクトルの例を示した。本講座ではX線スペクトルに関する基礎的な項目から種々のX線装置のスペクトル測定例や近似計算により得られるスペクトルと実測スペクトルとの比較等について解説する予定である。

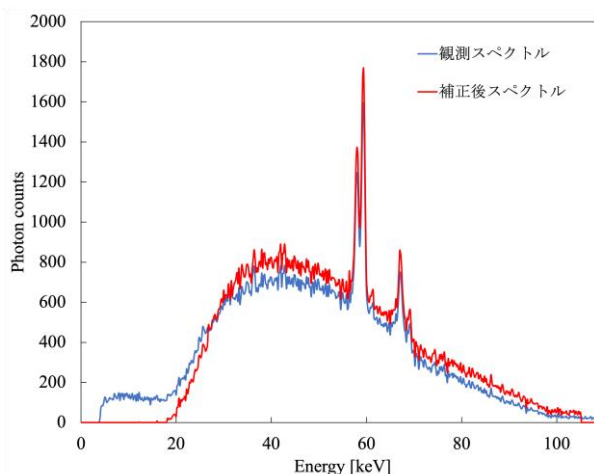


図1 CdTe検出器によるX線スペクトル

「一般撮影における入射皮膚線量」

Entrance Skin Dose in General Radiography

帝京大学医療技術学部診療放射線学科

齋藤 祐樹

医療法施行規則改正により患者被ばく線量の管理が義務化された。一般撮影装置は対象になっていないが取り組まれている施設も多いと思う。患者被ばく線量は診断参考レベル (Diagnostic reference levels: DRLs 2020) によって検討されている。一般撮影の DRLs は入射表面線量 (Entrance Surface Dose : ESD) で管理されているが、類似した用語で入射皮膚線量 (Entrance Skin Dose : ESD) がある。その他、医療被ばくに関して、様々な線量指標があり、一部の論文では誤って用語を引用されていることが見受けられる。入射皮膚線量は確定的影響である皮膚障害を制御するために重要な線量指標である。今回は「一般撮影における入射皮膚線量」と題し、その定義及び測定方法について解説する。

入射皮膚線量の測定方法は直接、間接法に分けられる。直接法は電離箱での測定をゴールドスタンダードとしている。我々は線量の大小によって医療被ばくの意思決定をしていかなければならない。線量計が国家標準につながる、トレーサビリティが重要であり、それにあたるのが電離箱である。X 線出力を測定し、いろいろな補正係数を求めるために半価層測定を行い、入射皮膚線量を算出し、IAEA ガイダンスレベルとの比較を行い、撮影条件を検討するという切れ目のないサイクルで行われる。

今回の講座では電離箱を用いた測定方法の手順を示し、様々な補正係数を紹介する。その中で、特に幾何学的配置における注意点、実効エネルギー、後方散乱係数を求める際、プログラム言語である python を使用した補間方法など、実用的な内容になる。また、多くの論文では固体素子の Thermoluminescent dosimeter, Radiophotoluminescence dosimeter, Optically stimulated luminescence dosimeter を使用した報告がされている。それらを用いた場合の評価方法を紹介する。特に固体素子は空気中で ^{60}Co や ^{137}Cs で校正されているため測定値は照射線量、空気カーマであることを強調したい。最後に簡便に入射皮膚線量を評価するツールであるソフトウェアや計算式を紹介する。

この講座により、医療被ばく低減に向けた取り組みに弾みをつけることができれば計測部会としても有意義である。

テーマ：回転撮影の線量測定を考える

「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・歯科領域などの様々な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した。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」を述べた。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した。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」について解説した。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した。最後に、回転撮影にはCone-beam CT (CBCT) というスキャン方式も存在するため、「③ CBCTの線量評価」についても解説した。

2. CTDIの原理

現在、CT検査における線量測定の詳細となるのはCTDIである。CTDIは1980年代にShopeらによって提案され、「一連のCTスキャンにおいて、中心部でのスキャンにおける体軸方向の平均線量 (=1点の線量)」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。右側のイラストにおいて、1スキャンで得られる線量はオレンジ色の面積に一致する。CTDIは1点の線量を示すので、すなわち、面積の高さに相当する。そのため、CTDIの算出式は、1スキャンの線量をビーム幅 (nT) で除している。

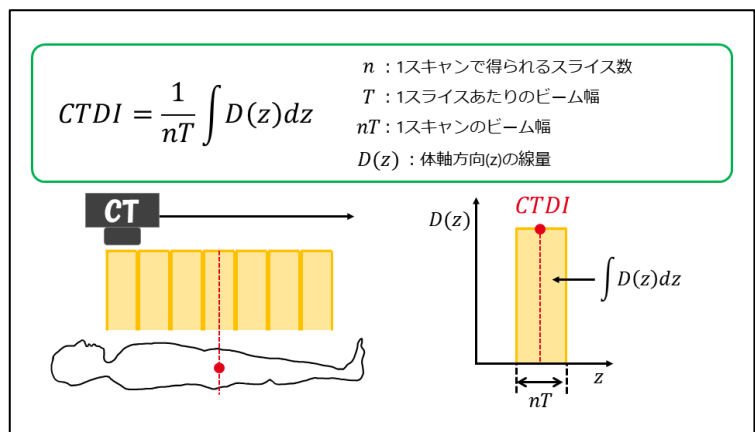


図1 CTDIの定義の概念図

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 10 cm の CT 用電離箱」と「長さ 15 cm のアクリル樹脂製円柱型ファントム（以下、CTDI ファントム）」を使用して、CTDI₁₀₀ を測定することが一般的である。CTDI₁₀₀ は、ファントム中心部（CTDI_{100,c}）とファントム辺縁部 4 箇所（CTDI_{100,p}）の平均値（CTDI_{100,w}）を求める。

測定された CTDI₁₀₀ から、以下の式に基づき CTDI_w、CTDI_{vol} が算出される。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p}$$

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch}$$

CTDI_w は、「CTDI ファントムのアキシャル断面の平均線量」を評価するために、1990 年代に Leitz らによって提案された²⁾。CTDI_w の加重係数は (1/3, 2/3) が広く用いられているが、その由来を図 2 に示す。Leitz らは、CTDI ファントム内における線量の減弱量を線形で定義した。

あとは、円 (= CTDI ファントム断面) 内の平均線量 ($D_{ave} \equiv CTDI_w$) を表す式を整理していくことで、加重係数を算出することができる。

CTDI_{vol} は、ヘリカルスキャンにおけるピッチの影響を考慮した CTDI 指標である。こちらは多くの教科書で詳細に記載されているため、本稿での説明は省略する。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。

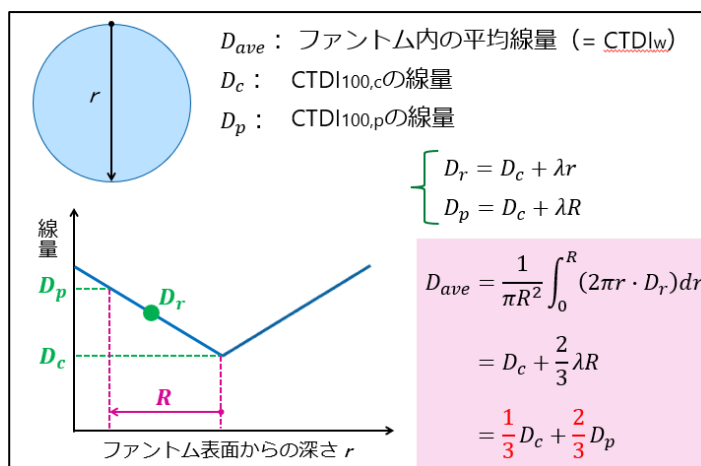


図 2 CTDI_w の加重係数の由来

3. CTDI の限界：SSDE と臓器線量

CTDI₁₀₀ 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。CTDI による評価の各課題と対応策について、AAPM レポートに沿って時系列で整理したフローチャートを図 3 に示す。本項目については、「計測部会誌 Vol.31, No.1, 通巻 61」にて「X 線 CT 領域：CTDI から臓器線量への評価に向けて」というタイトルで詳細に解説しているので、御覧頂ければ幸いです。

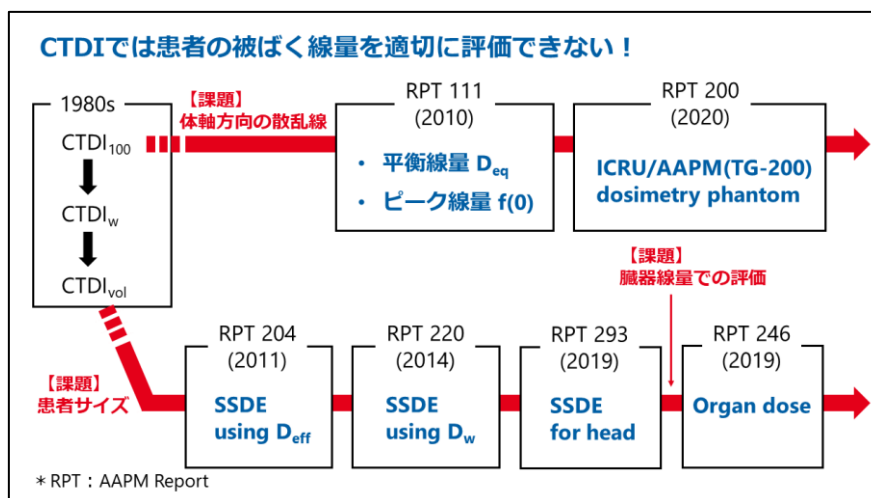


図3 CTDIによる評価の各課題と対応策について（AAPM レポートに沿って）

4. CBCT の線量評価

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・歯科領域などの様々なモダリティで使用されている。CBCT は根本的には CT の形式の一つであるため，その線量評価法は CTDI がベースとなっていることが多い。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」「②360° 回転ではなく，部分回転スキャンとなる（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。

AAPM からは，CBCT における線量指標として「ピーク線量 (f (0))」の使用を提案している³⁾。ピーク線量についての説明は，上述の「計測部会誌 Vol.31, No.1, 通巻 61」で記載しているので，本稿では省略する。ピーク線量による評価は，ICRP Publication 129 でも推奨されている評価法である⁴⁾。

IEC から提案されている線量指標を以下に示す⁵⁾。本稿では便宜上，「modified CTDI₁₀₀」と称する。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{(nT)_{ref}} \int_{-50}^{50} D_{ref}(z) dz \cdot \frac{CTDI_{nT}^{free-in-air}}{CTDI_{ref}^{free-in-air}}$$

modified CTDI₁₀₀ についての式の詳細と測定手順を図 4 に示す。modified CTDI₁₀₀ は，リファレンスとなる狭いビーム幅 (20 mm) で従来通り CTDI₁₀₀ を測定し，リファレンスビーム幅と CBCT スキャン時のビーム幅 (ワイドビーム) の自由空気中での線量プロファイルの積算値の比を乗ずることで，ワイドビームの線量評価を達成するというコンセプトである。modified CTDI₁₀₀ は，従来と同じ CTDI ファントムと CT 用電離箱があれば測定できるため，簡便な測定法である。

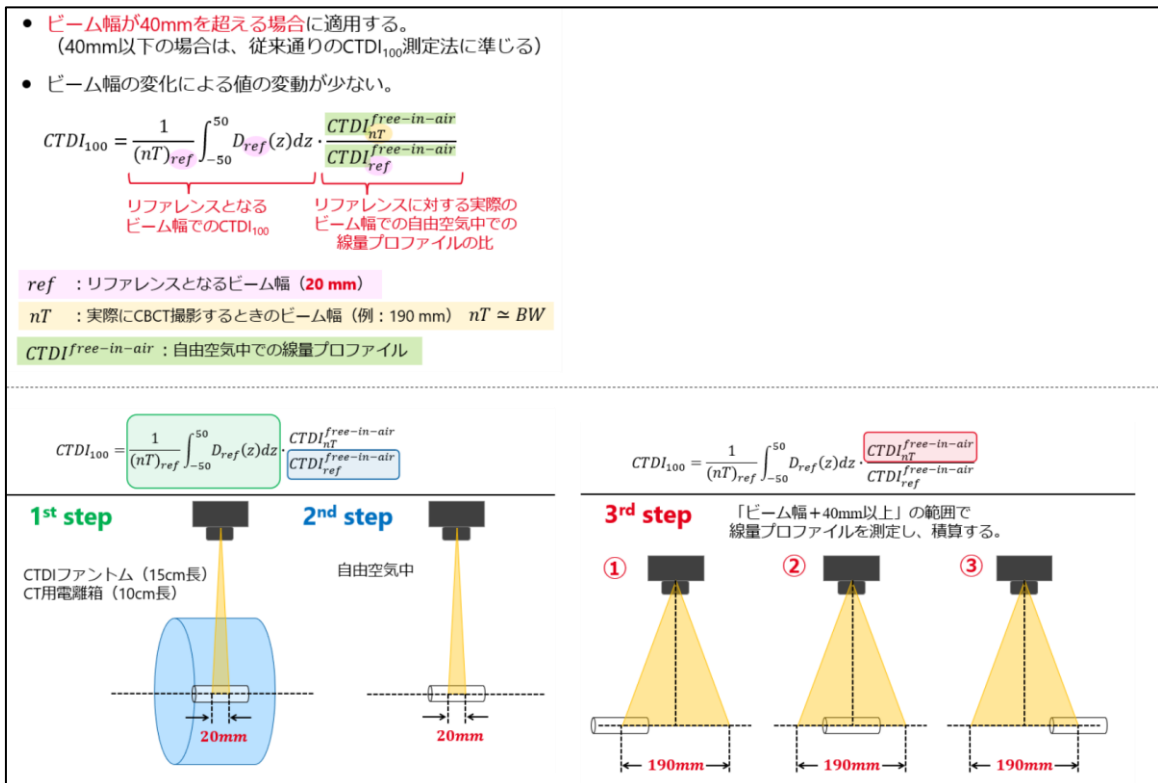


図4 modified CTDI₁₀₀ について

最後に、ICRP Publication 129 で述べられている「CBCT の線量評価の今後の課題」として、筆者が共感する事項を以下にまとめる。

- CBCT における線量測定 of 標準化という問題は、ほとんどが未解決である
- CBCT のための DRL を確立する必要がある
- 血管撮影などの場合、CBCT のみならず透視・撮影も含めた、個々の患者に実施される手技全体の総線量を把握することが重要である
- CTDI などの線量指標だけでなく、患者線量 (臓器線量) を推定することも重要である

5. おわりに

本講演では、回転撮影の基礎である CT で用いられている線量指標 (CTDI) の原理と限界について解説した。また、CBCT における線量指標として、AAPM と IEC の 2 つの団体から提案されている手法を解説した。CBCT における線量指標は統一 (標準化) されておらず、様々なモダリティで使用されていることも標準化を一層困難にしている要因である。モダリティを越えた CBCT における線量指標の統一は長年議論されているが、筆者としては必ずしも統一しなくても良いと考える。モダリティ毎の線量測定事情は当然異なるので、各モダリティでの線

量指標（CTDI, 面積空気カーマ積算値など）は装置の精度管理などで使用し, 各線量指標からの換算係数をもって, 患者線量（臓器線量）に結び付けることも解決案の1つであると考えらる。

【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.
- 3) AAPM Task Group 111. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. 2010.
- 4) ICRP Publication 129. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). 2015.
- 5) IEC 60601-2-44 Ed.3.1. Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. 2012.

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 40mm 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葛飾医療センター

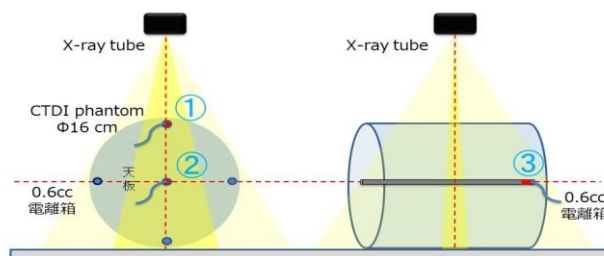
庄司 友和

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¹⁾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。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¹⁾。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²⁾。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 2021 年に改定された JIS Z 4752-3-5 : 2021³⁾に記載されている測定理論の解釈は難しく、測定方法について相談を受けることが多い。討論会では、公称ビーム幅が 40mm を超える場合の測定法を中心に、実際の測定方法と注意点を中心に述べた。

1. モダリティ別線量測定と比較

今回のシンポジウムの内容に合わせ各モダリティの被ばく形態を把握するために、頭部検査を想定し、直径 16 cm の CTDI ファントムと 0.6 cc の電離箱を用い図 1 に示す 3 点で測定した。測定点①は CTDI ファントムの上部の孔でファントム長の中心、測定点②は CTDI ファントムの中心部の孔でファントム長の中心、測定点③は CTDI ファントムの中心部の孔でファントム長の端、で測定した。

測定方法および測定箇所



Slide 1 Dept. of Radiology, The JIKEI Univ. Hospital

図 1 測定方法および測定箇所

各モダリティの撮影条件および測定結果は図2に示すとおりである。本来であれば各モダリティで推奨される一般的な測定法で比較すべきだが、今回はシンポジウムに合わせ、各モダリティとも同様の測定法で比較した。まず各モダリティの被ばく形態を比較するために、測定点①のCTDIファントムの上部の孔でファントム長の中心の値で他の測定点を正規化してまとめた。測定結果より、測定点①に対し、測定点②の値が最も高かったのはCTであった。これはCT装置の管電圧が高いことと、実効エネルギーが高いことが要因と考える。また測定点①に対し、測定点③の値が最も高かったのは放射線治療装置であった。しかし、放射線治療装置と血管撮影装置は撮影時の照射野の大きさがCTDIファントム長の15cmより大きいため、測定点③の値が高くなったと考える。一方で、Z軸方法の照射野（ビーム幅）が最も小さいCTでは、放射線治療装置に次いで、2番目に高い値であった。これはCTの場合、ビーム幅が狭いとしてもビーム幅以上にZ軸方向への散乱線が多く発生していると結果といえる。

撮影条件および測定結果

	撮影 プロトコル	撮影条件	辺縁線量 ①	中心線量 ②	外側線量 ③
一般撮影	頭部 正面	120 kV, 20 mAs, 100cm 照射野4つサイズ	1	0.25	0.20
CT	頭部	120 kV, 20 mAs, ビーム幅: 3.86 cm	1	0.71	0.43
放射線 治療	頭頸部	100 kV, 10 mA, 33s	1	0.69	0.55
Angio	頭部	70kV 3D-DSA 5s	1	0.38	0.27

Slide 2 Dept. of Radiology, The Jikei Univ. hospital

図2 各モダリティの撮影条件および測定結果

図2より、CTの被ばく形態は他のモダリティと比べて特殊であると認識する必要がある。特にCTは他の装置と異なり、照射中はX線管が回る、寝台が動く、実効エネルギーが高いなどの特徴がある。図2の結果より、CTはファントム入射表面だけでなくファントム内部の線量も高いことからファントム中心部の線量評価も行う必要がある。また散乱線の発生によりファントム内部だけでなくファントム端も評価する必要があるといえる。つまりCTの線量測定はファントム辺縁、中心、端までカバーする線量評価が必要になってくるといえる。この特性を満たす評価法としてCTDIファントム、長尺のCTチェンバを用いたCTDI測定法が従来より行われている。

2. CTにおける線量管理

CT領域における線量測定は大きく分けると3つに分けられると考える。一つ目がCT装置のコンソールに表示されるCTDIなどの線量指標の表示値の精度を確認する測定、二つ目がCTDIを測定する際のZ軸方向の散乱線の数え落としを補正する測定、三つ目が被検者の被ば

く線量を評価する測定が挙げられる。CT 装置を扱う上ではそれぞれの測定法や評価方法については整理しておく必要があるが、ここでは紙面の都合上割愛する。

特に Z 軸方向の散乱線の測定に関する問題については、以前より議論されており現在、一般的に用いられる CTDI ファントムと長尺の CT チェンバの組み合わせの測定では検出器の長さが足りず、全線量を捕らえることができないことやファントムの長さが足りず、散乱線を発生しきれないなどの問題を抱えている。これらの問題を解決するために The Cone-Beam Dose Index (CBDI)⁴⁾、IAEA Human Health Report No. 5⁵⁾、AAPM Task Group 111 Report⁶⁾、AAPM Task Group 200 Report⁷⁾などの方法が提案されている。それぞれの測定法は文献を参考に各自確認していただきたい。

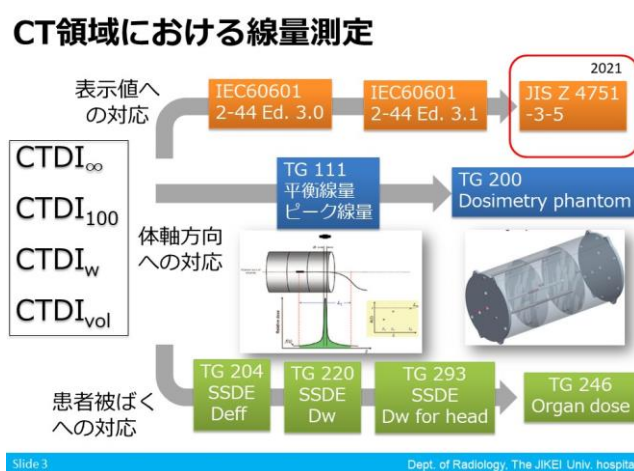


図3 CT 領域における線量測定

3. 公称ビーム幅が 40 mm を超える場合の定義式について

2021 年に JISZ 4751-3-5 が発表され、公称ビーム幅 (NxT) が 40 mm 以下の場合と 40 mm を超える場合の二通りについて定義分けされた。NxT が 40 mm 以下の場合には従来の CTDI の定義式の積分範囲が -50 mm から +50 mm の合計の 100 mm の幅に限定されている。一方、NxT が 40 mm を超える場合の CTDI₁₀₀ の定義式は、(NxT)_{ref} に対する位置 Z における空気カーマ D(z) を (NxT)_{ref} で除した値を -50 mm から +50 mm まで積分した値に求めたい特定の NxT に対する CTDI free air を乗じ、更に (NxT)_{ref} における CTDI free air で除した値が CTDI₁₀₀ と定義され、測定・計算することができる。ここで (NxT)_{ref} は 20 mm の NxT または 20 mm を超えないうちで最も大きな NxT とされる。

JIS Z 4752-3-5 : 2021

□ビーム幅が40mm以下の場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{N \times T} \int_{-50mm}^{50mm} D(z)$$

□ビーム幅が40mmを超える場合

$$CTDI_{100} = \frac{1}{(N \times T)_{ref}} \int_{-50mm}^{50mm} D_{ref}(z) \times \frac{CTDI_{free\ air, N \times T}}{CTDI_{free\ air, (N \times T)_{ref}}}$$

(NxT)_{ref}: 20 mmまたはそれ以下で最も近いビーム幅

Slide 4

Dept. of Radiology, The JIKEI Univ. hospital

図4 JISZ4751-3-5 で示される定義式

4. 実際の測定手順

例 頭部単純検査 公称ビーム幅 160 mm の $CTDI_{100\ center}$ を測定する場合

手順①

CTDI ファントムと長尺の CT チェンバを用い、CTDI ファントムを寝台の上に配置し、(NxT) が 40mm 以下の場合の測定法で $CTDI_{100\ center}$ を測定. この時の (NxT)_{ref} は 20 mm の NxT または 20 mm を超えないうちで最も大きな NxT とされるが、ここでは 20 mm で測定することとする.

手順②

次に CTDI free air, (NxT)_{ref} を測定するために、長尺の CT チェンバをアイソセンターに配置し測定を行う. この時、CT チェンバの鞘は可能な限り外すことが望ましい. またこの時の (NxT)_{ref} は①で用いた NxT 同様、20 mm の NxT または 20 mm を超えないうちで最も大きな NxT とされるが、ここでは 20 mm で測定することとする.

手順③

次に CTDI free air, NxT を測定するために、長尺の CT チェンバをアイソセンターに配置し測定を行う. この時、CT チェンバの鞘は可能な限り外すことが望ましい. しかし、NxT が 160 mm であるため、電離長 100 mm の CT チェンバでは 160 mm の範囲をカバーできない. JIS では測定範囲は NxT + 40 mm の範囲が必要としているため、今回の測定における測定範囲は 160 mm + 40 mm になることから 200 mm の範囲を網羅できる配置にする必要がある. よって図に示すように X 線管に対し陽極側と陰極側の 2 回に分けて測定を行い、得られた測定値を合計することで CTDI free air, NxT として扱うことができる.

④最後に、手順①, ②, ③で得られた値を用い、NxT が 160 mm の $CTDI_{100\ center}$ を得ることができる.

⑤ $CTDI_{100\ peripheral}$ については、①と同様の手順にて測定し、手順②, ③で既に得られた値を用いることで、4 か所の $CTDI_{100\ peripheral}$ の値を求めることができる.

測定配置図

$$CTDI_{100} = \frac{1}{(N \times T)_{ref}} \int_{-50mm}^{50mm} D_{ref}(z) dz \times \frac{CTDI_{free\ air, N \times T}}{CTDI_{free\ air, (N \times T)_{ref}}$$

Slide 5 Dept. of Radiology, The JIKEI Univ. hospital

図5 測定配置図

5. まとめ

本シンポジウムでは、CT検査における被ばく形態の特徴と JISZ 4751-3-5 に示される公称ビーム幅が 40 mm を超える場合の測定法を中心に述べた。2020 年 4 月の法改正により、放射線診療を受ける者の被ばく線量の管理及び記録が義務付けられているため、装置に表示されている線量指標の持つ意味や測定法を理解しておくべきと考える。本シンポジウムが CT 領域の測定技術向上の一助になれば幸いである。

参考文献

1. 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（診療用放射線に係る安全管理体制等）
2. JIS Z 4751-2-44:2018 X 線 CT 装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項
3. JIS Z 4752-3-5:2021 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—X 線 CT 装置
4. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. Br J Radiol.2007;80:476–482.
5. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners. Vienna: International Atomic Energy Agency;2011.
6. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. Report AAPM Task Group. 2010;111:20740–23846.
7. The Design and Use of the ICRU/AAPM CT Radiation Dosimetry Phantom: An Implementation of AAPM Report 11. Report AAPM Task Group. 2020;200:20740–23846.

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

本稿では、血管撮影における回転撮影の線量測定について解説を進めるが、現時点での実情として各施設で線量測定・線量評価、そして線量管理は進んでいないかと推測される。その原因として、

1. 血管撮影には線量指標が多くあって複雑であること
2. 撮影条件が、メーカーや装置毎に異なっており、比較が難しいこと
3. 透視や撮影に関しては、透視線量率や基準空気カーマなどの線量の測定方法が定められているが、回転撮影には存在していないこと
4. 他の施設ではどのように測定や管理が行われているか不明なこと

が原因として挙げることができる。そこで、回転撮影が頻回に行われる脳血管撮影にフォーカスを当てて、回転撮影の線量測定・線量評価はどうあるべきか、ということを考えてみたいと思う。

2. 臨床で用いられる色々な回転撮影

血管撮影で用いられる回転撮影は、3D-rotational angiography (3D-RA) とコーンビーム CT (cone-beam CT: CBCT) に分けることができる。

3D-RA は、X 線管が回転してプロジェクションデータを取得する撮影方法になる。造影剤の使用により血管の3次元画像が作成可能となり、動脈瘤のネック径、ドーム径、最大径の計測等が可能になる (図 1)。また、血管内治療を想定した場合には、ワーキングアングルを確認するために必須の撮影である。

対して、CBCT も X 線管が回転してプロジェクションデータを取得することは同じであるが、頭部 CT のように脳実質を評価して手技後の合併症の有無を評価したり (図 2)、頭蓋内に留置したステントの apposition を評価したり (図 3)、微細血管、穿通枝の評価を行うことができるという点では、3D-RA とは撮影目的が大きく異なってくる。しかし、両者とも脳血管撮影においてとても重要な撮影であるということは、変わりがないと思われる。

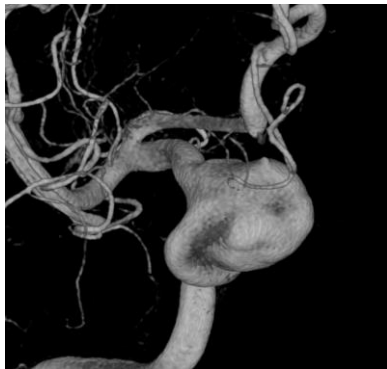


図1 未破裂動脈瘤症例の
3D-RA 画像

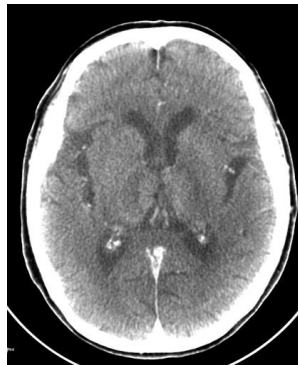


図2 CBCT 画像

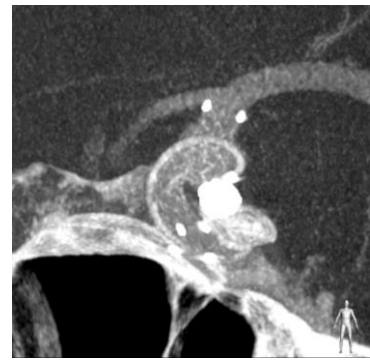


図3 頭蓋内ステント留置後の
高分解能 CBCT 画像

一方で被ばくに関しては、どのような影響を与えているかということを考えてみる。我々は、脳血管内治療症例における患者水晶体線量を実測して、CBCT撮影に伴う水晶体被ばくが、手技全体の水晶体線量に占める割合を評価したり、その結果、水晶体が受けた線量のうち、右水晶体で: 25.4 %, 左水晶体で 19.1 %が、CBCT が寄与していることを明らかとした。この研究では水晶体の被ばくにフォーカスを当てているが、日常診療の中で回転撮影の価値が高まっている分、患者被ばくに与える影響も大きくなっており、きちんとした線量測定が必要となっている。

3. 血管撮影における線量指標

3.1 入射線量

被写体があることを想定して、必要な照射線量を装置から出力した時の、規定位置における空気カーマと定義されている。被写体からの後方散乱は含まれていない。患者照射基準点における入射線量が、基準空気カーマとして規格化されており、IVR 用 X 線撮影装置には、この基準空気カーマが出力線量として表示されている。

3.2 入射表面線量

患者の皮膚面位置での後方散乱を含んだ空気カーマと定義されている。厚さ 20 cm のアクリルを用いて測定した、患者照射基準点における入射表面線量率は、日本の IVR 領域の診断参考レベルとして採用されている線量指標である。

3.3 入射皮膚線量

患者からの散乱線を含んだ皮膚の吸収線量とされており、放射線障害を評価するために重要な指標である。入射表面線量に吸収線量変換係数を乗じることにより求めることができる。

3.4 臓器線量

照射野内のある特定の臓器の吸収線量を把握して、組織反応や確率的影響を評価するために

測定される。IVR 領域では、頭部の水晶体や心臓などが対象となるが、臨床においては直接測定することは、通常は困難とされている。

3.5 面積線量

X 線管コリメータ内に配置された面積線量計により測定が行われるが、近年は、面積線量計を搭載せずに計算により値を求めている装置も存在している。利用線錐の空気カーマと断面積の積で表され、線錐中の距離に依存せずに一定の値となる。血管撮影装置にリアルタイムに表示されるため手技中の線量を把握するために利用されている。

このように血管撮影には、多くの線量指標が存在しているが、いずれも被ばく線量の測定と評価のためにとっても重要な指標となっている。一見同じように見える線量指標も、中身は大きく違うものとなっている。

4. 回転撮影の線量測定・線量評価

血管撮影における線量測定において重要なことは、「入射皮膚線量、臓器線量を正しく評価できるか？」ということである。IVR においては、患者の放射線皮膚障害が多く報告されており、組織反応を回避するために手技中の線量をモニタリングする必要がある。また ICRP publication 85 には、皮膚の最大蓄積線量が 3 Gy、繰り返される手技の場合に 1 Gy 以上を超える可能性がある場合には、患者の皮膚線量の記録が必要であると記載されており²⁾、特に入射皮膚線量を正確に評価することが求められている。

4.1 回転撮影の線量測定・線量管理の状況

各施設でどのように回転撮影の線量測定や線量管理を行っているかを把握するために、各メーカーのユーザーにアンケートを行った。

頭部全体を撮影する CBCT のプロトコールと臨床例での基準空気カーマと面積線量については、各装置メーカーで撮影条件は、大きく異なっており、その違いを受けて基準空気カーマや面積線量も大きな違いが生じていた。一番差が大きい施設間では、基準空気カーマで 3.8 倍、面積線量で 5.8 倍の差が存在していた。症例あたりの回転撮影の撮影回数に関しては、3D-RA は施設間でかなり差があり、CBCT も頭部の診断アンギオや脳血管内治療においては、ほぼ必ず撮影されているという状況であった。線量測定に関しては、ファントムと線量計を用いて線量測定を行っている施設もあれば、線量測定を行っていない、測定方法が分からない、といった施設もあり、違いを生じる結果となっていた。回転撮影の線量管理に関しては、線量管理ソフトを導入している、もしくは導入予定といった施設があった。回転撮影単体での線量管理ではないかもしれないが、手技全体の線量管理を行っているのが実情であった。

このように回転撮影の線量は施設間で違いがあること、線量測定や線量管理に関しては、施

設間で対応が異なることが分かり、検討の余地があると思われる。

4.2 CBCT における患者線量の評価

CBCT 撮影の特殊性として、ヘリカルスキャンを行う CT 撮影と比べ、体軸方向にビームが広いこと、CBCT 撮影の X 線管の回転角度が 200 度前後であり、CT 撮影のように全周性ではないことが挙げられる。ICRP publication 129 には、CBCT の線量評価について記載が行われており³⁾、線量測定の標準化という問題は未解決であると明言されている。Fahrig らは、CTDI_w の計算に適応されたものと同様の、平均化によるファントムの中心面の平均線量を表す指標 $D(0)$ を提案している⁴⁾。また、ICRP publication 129 では、CBCT における線量測定のための統合的アプローチとして、ポイントタイプの線量計と複数個の CTDI ファントムを使用してピーク線量 $f(0)$ を測定する方法を提唱している (図 4)。このように CBCT に関してはいくつかの線量指標が存在しているが、こうして求めた $D(0)$ や $f(0)$ は、血管撮影において重要な入射表面線量や入射皮膚線量とは、直接結び付けることはできない。またこれらは、被ばく線量の指標であり専門的な知識を持たないと解釈の難しさが残ると考えられる。従って、CBCT において $D(0)$ や $f(0)$ を日常的な線量管理指標として用いる際には、十分に注意を要する必要があると思われる。

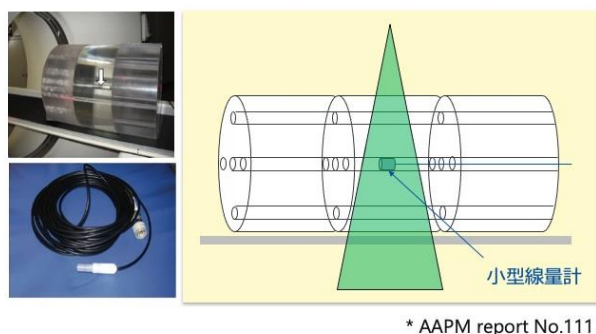


図 4 CBCT におけるピーク線量 $f(0)$ の測定

4.3 回転撮影における入射皮膚線量の測定

血管撮影の線量指標である基準空気カーマ、面積線量からの間接的に入射皮膚線量を推定する方法について考える。この方法は、透視や撮影に対する入射皮膚線量を推定する際には、有用な方法である⁵⁾。しかし回転撮影においては、線量の出力方法や X 線管の回転角度が装置毎に異なること、寝台や固定具による X 線吸収や散乱線の影響を受けること、X 線が入射する皮膚面が常に変化すること、などから入射総線量を反映している面積線量から局所線量を推定することは極めて困難であると考えられる。

次に、被ばく線量の直接測定法として、頭部ファントムと蛍光ガラス線量計を用いて、回転撮影の入射皮膚線量ならびに水晶体線量の測定を行った。撮影プロトコールとして、全脳を撮

影する Whole brain CBCT (WB CBCT) と 撮影視野が 22 cm と限定される高分解能 CBCT (HR CBCT) を使用した (表 1). WB CBCT の基準空気カーマは 71.3 mGy, HR CBCT の基準空気カーマは, 147.7 mGy と約 2 倍の値となっていた. 面積線量は WB CBCT では, 21.9 Gy・cm², HR CBCT では 12.5 Gy・cm²であり, 0.57 倍小さな値となっていた. 最大入射皮膚線量は, WB CBCT では後頭部にて 61.3 mGy, HR CBCT では, 右側頭部にて 44.3 mGy と HR CBCT の方が小さな値となっていた. 水晶体の線量も HR CBCT の方が小さな値となっていた (図 5).

表 1 CBCT 撮影条件

	Whole brain CBCT	High resolution CBCT
管電圧 [kV]	120	80
管電流 [mA]	250 (一定)	256 (一定)
X 線管回転角度 [°]	240	240
撮影時間 [s]	20.7	20.7
付加フィルター	0.4mm Al + 1.0mm Cu	None
フレームレート [fr/s]	30	30
フレーム数 [fr]	622	622
視野サイズ(対角) [cm]	48	22
SID [cm]	120	120
焦点サイズ [mm]	0.7	0.4

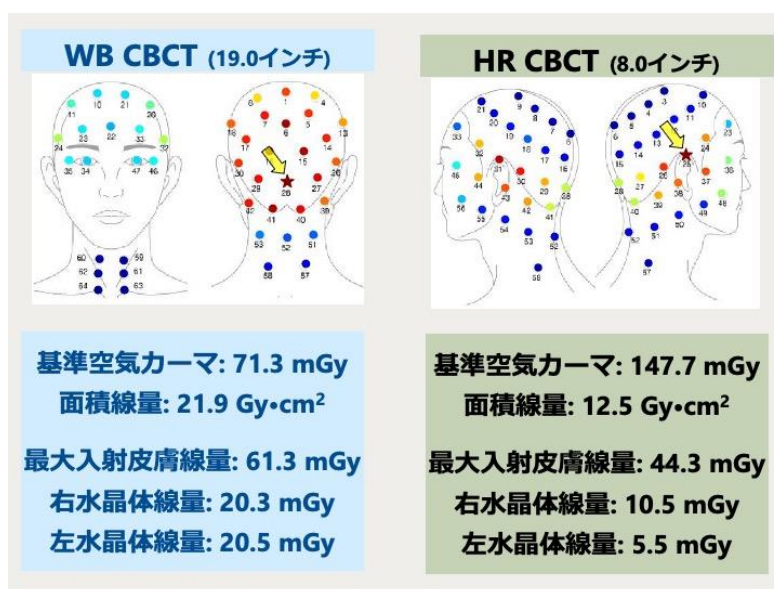


図 5 CBCT 撮影における線量測定結果

同じ装置を使用しているのにも関わらず、プロトコールにより各線量指標の大小関係が異なっていた。基準空気カーマは、管電圧が低く、付加フィルタが使用されていないHR CBCTにおいて、低エネルギー側の光子数が大きく増加することにより値が大きくなったと考えられる(図6)。面積線量は、HR CBCTでは視野サイズが22 cmと小さいため、値が小さくなったと考える。最大入射皮膚線量や水晶体線量は、管電圧、付加フィルタ、視野サイズの影響を相互に受けて、HR CBCTの場合に小さな値になったと考えられる。

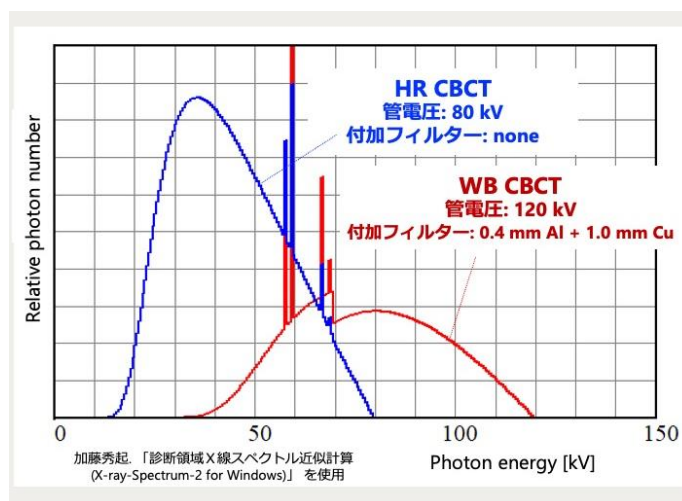


図6 CBCT撮影のX線スペクトル

このようにCBCTの線量特性と線量分布は、撮影プロトコール毎に大きく異なっていたが、これは主に撮影条件の違いに起因しており、基準空気カーマ、面積線量の大小を必ずしも反映していなかった。さらに、実際の臨床では、WB CBCTでは、撮影範囲が頭部全体であるために線量値や線量分布に大きな変化は生じないが、HR CBCTでは、撮影部位が変化すると、皮膚や水晶体の線量分布や線量値が変化することも考えられる。このように、基準空気カーマや面積線量の値が、実際の皮膚線量を反映していない可能性は残るが、現時点で回転撮影の線量測定方法が確立されていない。そのため各施設で回転撮影の線量管理を行う場合には、各撮影プロトコールの基準空気カーマ、面積線量を把握して、可能であれば皮膚や水晶体等の実測を行って実測値の関係を把握することが重要と考える。

5. 今後との課題とまとめ

血管撮影において回転撮影の価値が高まっている分、患者被ばく線量は増加して、線量測定・線量評価の重要性も高まっている。回転撮影の線量測定方法に関しては、定まった方法が存在しないため、標準化が必要である。現在IVR領域の診断参考レベルに関しては、回転撮影に関する項目は存在していないため、次回の改訂の際には、取り入れるか否かということも含め、検討する必要がある。

このように様々な問題が山積しており、結果として回転撮影の線量測定や線量管理が十分に

進んでいないのが実情ではあるが、今後の継続した議論が必要である。

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) ICRP, 2000. Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. ICRP Publication 85. Ann. ICRP 30 (2).
- 3) ICRP, 2015. Radiological Protection in Cone Beam Computed Tomography (CBCT). ICRP Publication 129. Ann. ICRP 44(1).
- 4) Fahrig, R., Dixon, R., Payne, T., et al.: Dose and image quality for a cone beam C-arm CT System. Med Phys 2006; 33: 4541-4550
- 5) 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

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。これら 2 つの測定法は主に QA を目的として行われており、患者線量の把握のためにはシミュレーション等の活用が不可欠である。

シミュレーションはモンテカルロシミュレーションを利用した PHITS などが有名であるが、PHITS を利用するためには PHITS 独自の言語の習得が必要であり臨床での利用は困難な場合が多いと考えられる。

また現在 CBCT の Radiation Dose Structure Report (RDSR) が検討され導入が進められている。RDSR は DICOM 形式の構造化レポートであり、撮影条件等を全て格納している。RDSR をシミュレーションに利用することが新たな患者線量把握の手段になり得ることをシンポジウムで報告した。Python を用いることで RDSR を利用して撮影条件の取得、患者の DICOM 画像の取得を行い、spekpy²⁾ の X 線発生用のライブラリを用いてシミュレーションできる可能性があることに言及した。

文献引用

- 1) Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol. (2019).
- 2) Poludniowski, G., Omar, A., Bujila, R., & Andreo, P. (2021). Technical Note: SpekPy v2.0—a software toolkit for modeling x-ray tube spectra. *Medical Physics*, 48(7), 3630–3637.

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。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)。

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

現在のパノラマ装置は断層域が歯列に合うように回転中心が連続的に移動しながら撮影するスリット撮影であり、単なる一軸の回転撮影とは撮影の軌道が異なるため、CT で使用され

る CTDI のような指標は利用できない。そのため線量指標として線量一幅積 (DWP) および面積空気カーマ積算値 (P_{KA}) が使用される。

DWP 算出のために、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の積算値を測定する (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。多くの装置でビーム幅は 4 mm 程度であり、位置付けは正確に行う必要がある。パノラマ X 線装置用の線量計ホルダ (Raysafe X2 オプション) 等を使用すると位置付けしやすい。

測定された空気カーマに、同部における ビーム幅を乗じた値が DWP であり、照射面積を乗じた値が P_{KA} である。DWP と P_{KA} の関係は以下の式で表せる。

$$\text{測定された空気カーマ積算値} \times \text{ビーム幅} = \text{DWP}$$

$$\text{DWP} \times \text{ビーム高さ} = P_{KA}$$

ビーム幅および高さは、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)。

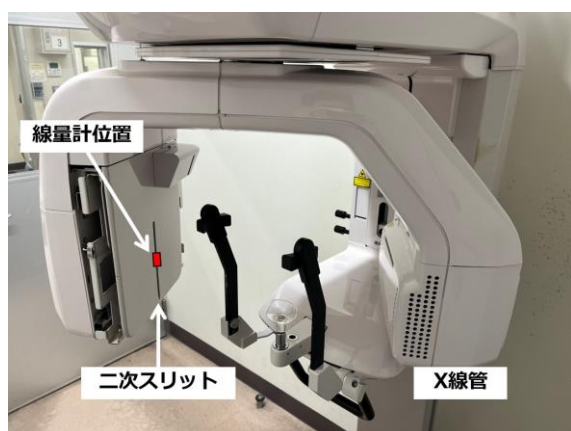


図 1 測定配置図

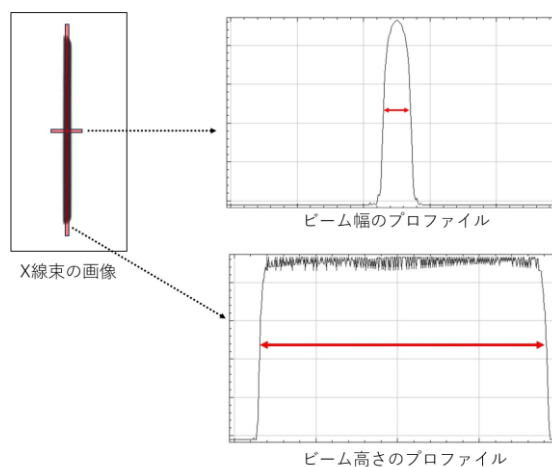


図 2 ビーム幅とビーム高さ

・ 歯科用 CBCT

歯科用 CBCT では、アームの回転中心は撮影部位 (前歯部、犬歯部、臼歯部等) によって大きく異なり、アーム回転中心と患者の中心は一致しない。そのため医科用 CT で用いられる CTDI のような指標は推奨されない。そのため線量指標として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 (K_{iso}) が使用される。

P_{KA} 算出のために、X 線検出器中央において空気カーマの積算値を測定する (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 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 $(FDD/FCD)^2$ を乗じることにより K_{iso} が得られる。

$$\text{測定された空気カーマ積算値} \times \text{検出器面での照射面積} = P_{KA}$$

$$\text{測定された空気カーマ積算値} \times (FDD/FCD)^2 = K_{iso}$$

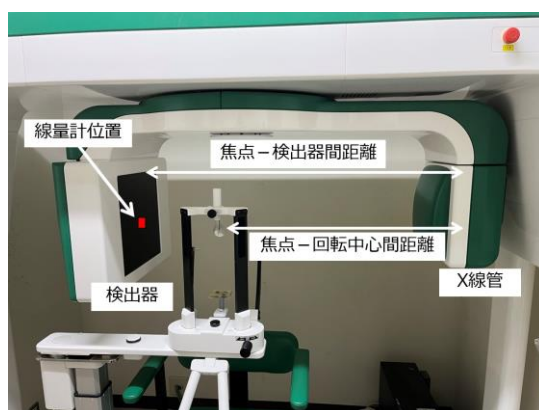


図3 測定配置図

DRL で用いられている P_{KA} 等は線量指標の一つであり患者線量ではない。線量指標が同じであって撮影部位が異なれば患者の線量分布は大きく異なる場合がある。患者線量の評価には各組織・臓器の吸収線量が必要である。他のモダリティにおいては組織・臓器の吸収線量の評価にはシミュレーションが利用されているが、パノラマや歯科用 CBCT はジオメトリが非常に複雑なためシミュレーションが困難なのが現状である。今後の研究が期待される。

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

セミナー参加の感想

「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) に参加させていただきありがとうございました」

獨協医科大学病院

福住 徹

我々技師の中で一般撮影の歯科領域の測定に深く関わる技師はそれほど多くはないのでしょうか。その慣れない分野だけに正しい知識とレクチャーが必要となります。今回の講師である後藤先生のお話は、私のように測定のみならず歯科領域の撮影にすら慣れていない技師にとって非常に有益であり興味深く聴講させていただきました。

DRLs2015 では口内法 X 線撮影のみだったものが DRLs2020 ではパノラマ X 線撮影と歯科用コーンビーム CT の項目が追加されました。そのため歯科領域に慣れていない技師が測定を理解するのはさらに難しくなっていると思います。

本講習で最も興味を引かれたのは半導体線量計における測定の要点についてです。多くの施設では DRLs2020 で用いたガフクロミックフィルムではなく半導体線量計を用いて測定を試みる施設が多いのではないのでしょうか。

ここで重要なのがその測定位置を決めることになるかと思います。パントモ、歯科 CT ではスリット状のビームを使用するので正確にビームを線量計で拾えるかが測定の要になります。焦点位置やビーム中心などを正確に把握することが最も大切であること、そしてその方法についても講義でよく分かりました。

半導体線量計がない場合に CTDI 測定用の電離箱（ペンシル型 3 cc チェンバー）や OSL による暫定的な測定を行う方法も紹介していただきました。しかし、私と同じように計算が苦手な方は電離箱や OSL での後方散乱の値を考えるより計測部会で貸し出しをされている半導体線量計をお借りするという方法でも良いかもしれません。

講義の後半では歯科領域の撮影方法についても説明していただきました。普段、一般撮影をおこなっていないのでとても興味深く聴講できました。

また、実効線量や臓器線量の計算についてランドファントムを用いた実測の説明をされました。個人的には実測定で TLD やガラス素子を用いるのは非常に煩雑であるのでモンテカルロシミュレーションに頼ってしまいがちです（すみません）。そのモンテカルロシミュレーションですが講義の中で簡便ではあるがパノラマの撮影軌道をシミュレーションするのは困難とお教えいただきました。私も個人的に PCXMC で 4 方向に分けて計算したことがありますが軌道による距離の変化を計算に入れてはいませんでした。いつかモンテカルロシミュレーションでも許容できる計算方法などをご教授いただければ幸いです。

今回はご講義いただきありがとうございました。本講習の準備と運営をしていただきました計測部会長の庄司先生、講師の後藤先生、計測部会スタッフの皆様にこの場をお借りして御礼申し上げます。続編の講習も楽しみにしております。

セミナー参加の感想

「第2回診断領域の線量測定基礎 Web セミナーに参加して」

横浜市立市民病院
落合 幸一郎

2023年6月17日(土)にオンラインで開催された、第2回診断領域の線量測定基礎 web セミナー(歯科領域基礎編)に参加したので報告します。

計測部会では昨年度から診断領域の線量測定基礎 web セミナーを開催し、第1回目は線量測定値から入射皮膚線量への導出と測定器の講義、そして一般撮影での線量測定法を動画も含めたオンライン講義でした。第2回目の今回は、DRLs2020で歯科X線撮影において口内法、パノラマ法、歯科用コーンビームCTの診断参考レベルが報告され、多くの施設で線量管理に苦勞をしている歯科領域の基礎編がテーマで開催されました。自分の勤める施設でも歯科領域の装置がありますが、線量測定・管理にはいつも苦勞をしており、DRLとの比較のための測定法に困っていたところで、タイミング良く参加することができました。

今回は歯科領域基礎編ということで、パノラマX線撮影・デンタル撮影における線量測定についての内容でした。講演は愛知学院大学歯学部附属病院の後藤先生が講師で、歯科領域を日々専門で撮影・線量測定を行なっている計測部会委員の先生でもあり、先に配布資料もあったので、事前準備・学習して臨めたセミナーでした。

講演はまず歯科領域の線量評価法についてDRLs2020の評価を中心に、パノラマX線撮影と口内法X線撮影のDRL値について説明がありました。DRLs2015では口内法X線撮影法のみが、DRLs2020ではパノラマX線撮影法と歯科用コーンビームCTの項目が追加されたのが特徴です。次にパノラマX線撮影法の歴史から撮影法、そして線量測定法の内容でした。測定法では様々な線量測定器での説明があり、半導体線量計を中心に、測定器はX線ビーム位置を正確に把握した上で配置する、アームが回転するため測定器のケーブルの取り回しに注意といった使用時の注意点やコツなど、詳しい解説でした。次に口内法X線撮影法について、線量測定法だけでなく撮影の種類とその説明があり、撮影時の特徴なども知ることができ、患者さんの撮影時に役立つ内容でもありました。また、線量指標と患者線量は同じではない、ということ強く話されて、患者線量の推定ということで人体ファントムを使った実測やモンテカルロシミュレーションについての説明もあり、改めて線量管理について考えることができました。最後には事前に募集した質問や、参加者からのチャットでの質問に回答するといった内容のセミナーでありました。

今回の第2回webセミナーは、総合的な病院で歯科専門とは少し離れた業務の自分たちが、疑問を持っている、気になっている、分からないと言った問題を解決する有意義な内容のセミナーでありました。11月には、第3回歯科領域応用編(コーンビームCTなど)を開催するというので、こちらも大いに期待を持って参加できればと思います。

2022年度計測分野に関する論文・発表

・ 2022年10月（Vol.78 No.10, 2022）～ 2023年3月（Vol.79 No.3, 2023）

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	雑誌号巻
線量管理における体幹部 X 線 CT プロトコル再構築	山口 雄貴	倉敷中央病院 放射線技術部	臨床技術	78 巻 10 号 (1149-1157)
低線量肺がん CT 検査における異なる自動臓器線量推定 ソフトウェアを用いた臓器線量と実効線量	福永 正明	倉敷中央病院 放射線技術部	臨床技術	78 巻 10 号 (1176-1186)
核医学領域における Visual Basic for Applications を用いた線量管理ソフトウェアの開発と実投与量の評価	脇田 幸延	大阪公立大学 医学部附属病院 中央放射線部	原著	78 巻 11 号 (1273-1281)
女性の股関節 X 線撮影における生殖腺防護の有効性評価	野副 沙季	京都大学医学部附属病院 放射線部	原著	78 巻 11 号 (1314-1322)
線量管理システムのソフトウェアバージョンの違いが等価線量，実効線量計算に及ぼす影響	竹井 泰孝	川崎医療福祉大学 医療技術学部 診療放射線技術学科	原著	78 巻 11 号 (1323-1332)
マンモグラフィにおける平均乳腺線量の表示値の制度に関する評価	北野 雅子	高知大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門	臨床技術	78 巻 11 号 (1333-1340)
X 線 CT 検査室における CT 専用防護板使用時の空気吸収線量測定	古宮 瞭汰	千葉大学医学部附属病院 放射線部	臨床技術	78 巻 11 号 (1341-1348)
オーバーテーブル式 X 線透視装置の面積線量表示値の精度評価	瀬川 恵子	金沢大学附属病院 放射線部	臨床技術	78 巻 11 号 (1349-1357)
清潔領域を要する X 線透視検査における放射線防護クロスの有効性	竹谷 明	東邦大学医療センター 佐倉病院 中央放射線部	臨床技術	78 巻 12 号 (1425-1435)
ポータブル撮影を行う診療放射線技師の水晶体被ばく	松本 博樹	川崎医科大学附属病院 中央放射線部	臨床技術	79 巻 1 号 (38-45)
DRLs2020 を踏まえた IVR 手技別被ばく防護の最適化の検討	先山 耕史	昭和大学横浜市北部病院 放射線技術部	臨床技術	79 巻 2 号 (160-165)

第79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（血管撮影・IVR, 透視）手技線量

109. DRLs2020 改定のための血管撮影領域における多施設線量調査：線量調整率と DRL 量の影響因子

千葉県救急医療センター 長谷川亮太

110. DRLs2020 改定のための血管撮影領域における多施設線量調査：プロトコル別基準透視・撮影線量率

千葉県救急医療センター 野口 和希

111. TAVI における被ばく線量の基礎的検討

一宮市立市民病院 長谷川謙司

112. 当院における中心静脈注射用カテーテル挿入の手技線量評価

大阪公立大学医学部附属病院 阪井 裕治

113. 整形外科手術における外科用イメージ透視線量, 透視時間基準, 担当者個人差の統計学的検討

JCHO 佐賀中部病院 中富 崇史

○防護（CT）線量評価・管理

180. 小児頭部 CT の標準線量の決定：特定の年齢を代表する年齢範囲の影響

北里大学病院 佐々 亮輔

181. 外傷全身 CT 検査における線量管理システムより得られた患者体格指標の有用性

日本医科大学付属病院 菅谷 正範

182. 診断 CT 撮影における頭部固定患者介助が医療従事者の手指線量に与える影響 - ファントム研究 -

産業医科大学病院 永元 啓介

183. X線検査時における撮影の介助を想定した新たな放射線防護具の試作及び検討

駒澤大学大学院 池田 新

184. 医療用コンテナ CT 室内における観察者被ばく低減の検討

山梨大学医学部附属病院 若尾健太郎

○防護（単純 X 線）線量評価, 防護具

185. 放射線診療で受ける患者と従事者のモンテカルロシミュレーションによる線量解析

環境放射線サポートセンター 鈴木 昇一

186. フラットパネルディテクタを用いた単純 X 線撮影における患者介助時の診療放射線技師の水晶体被ばく

仙台赤十字病院 鈴木 陽

187. 妊婦の胸部単純 X 線撮影における照射野サイズの違いによる胎内被ばく線量の推定

昭和大学病院 牧田隆太郎

188. NICU 病室撮影における放射線防護具の考案
東邦大学医療センター佐倉病院 竹谷 明
- 防護（マルチモダリティ）線量評価・管理
189. 破損した放射線防護メガネの簡易修復後における有効性の検討
大隈病院 林 隆太
190. 小児循環器カテーテル検査での患児の水晶体位置における測定値の検討
土谷総合病院 石橋 徹
191. X線透視における散乱線の飛跡の可視化による適切な防護板の配置方法の検討
九州大学大学院 檜作 響子
192. Mixed Reality による放射線可視化と計測模擬
九州大学 荒川 弘之
193. 頭部定位放射線治療における水晶体被ばく低減についての検討
岡山旭東病院 松下 明民
- 計測（CT）
239. 銀ウェッジフィルタを用いた胸部 CT 検査の臓器吸収線量の評価
藤田医科大学病院 西原裕 盛
240. タングステンリングを用いた CT 装置におけるワイドビーム幅測定の精度評価
滋賀県立総合病院 林 拓磨
241. 頭部 CT 検査における 3 次元線量分布取得
帝京大学大学院 久保 匠
242. CT 検査における介助者の水晶体に対する職業被ばくの測定
東千葉メディカルセンター 伊藤 肇
- 計測（マルチモダリティ）
243. ターゲット／フィルタの組み合わせによるマンモグラフィ用ファントム厚の後方散乱係数の検討
新潟医療福祉大学大学院 瀧澤 知世
244. 胸部単純 X 線撮影の簡易的な実効線量の算出に関するモンテカルロシミュレーションを用いた基礎検討
一宮市立市民病院 大野 晃治
245. フォトンカウンティング技術における統計誤差に基づいた適切なエネルギー帯域の決定
藤田医科大学大学院 内藤 翔太
246. 多機能 X 線測定器の線量標準による校正
産業技術総合研究所 田中 隆宏
247. 水晶体用線量計の基礎特性及び臨床での使用を想定した評価
金沢大学大学院 福島光太郎

248. 線量管理・SDGs 時代における診断領域の線量測定を考える：業務効率向上を目的とした測定法の提案

東京慈恵会医科大学附属病院 庄司 友和

○ 防護（血管造影・IVR）水晶体職業被ばく

269. カテーテルアブレーションにおける Digital Zoom を用いた術者水晶体被ばく低減効果の検討
長崎医療センター 米丸 雄太

270. 水晶体被ばく低減を目的とした新規防護具の有用性の検討
熊本医療センター 日吉 崇文

271. CT ガイド IVR における最適な放射線防護環境の構築に関する検討
大阪公立大学医学部附属病院 有田 圭吾

272. 移動型 X 線透視装置を用いた整形外科手術における術者の水晶体被ばく線量評価
聖隷三方原病院 栗原 英里

273. 放射線防護メガネの散乱線入射方向による遮蔽要因の検討
森ノ宮医療大学 今井 信也

○ テーマ演題 IVR（被ばく）

278. X 線透視を用いた治療時における術者被曝低減を目的に開発した患者用脱着式鉛腕サポートの遮蔽効果
福島県立医科大学 福田 篤志

279. 深度カメラとエッジデバイスで実現するリアルタイム IVR 術者体表面線量マップ可視化システムの開発
成田記念病院 小澤 容平

280. Spot ROI 透視による IVR 術者被ばく低減の検討
那須赤十字病院 増淵 裕介

281. 経橈骨動脈アプローチを想定した術者の水晶体の被ばく線量の検討
愛知医科大学病院 大澤 充晴

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2005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9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)	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	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	東京地区 (東京支部)	東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科	〒116-8551 東京都荒川区東尾久 7-2-10 ☎ 03-3819-1211	根岸 徹 negishit@tmu.ac.jp	根岸 徹 negishit@tmu.ac.jp
7	北陸地区 (中部支部)	金沢大学 医薬保健学域 保健学類 放射線技術科学専攻	〒920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80 ☎ 075-265-2500	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp
8	東海地区 (中部支部)	名古屋大学大学院 医学系研究科	〒461-8673 愛知県名古屋市中区大幸南 1-1-20 ☎ 052-719-1595	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp
9	関西地区 (近畿支部)	京都医療科学大学 医療科学部 放射線技術科学科	〒622-0041 京都府船井郡園部町小山東町今北 1-3 ☎ 0771-63-0066	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp	赤澤 博之 akazawa@kyoto-msc.jp
10	中国地区 (中四国支部)	広島大学大学院 医系科学研究科 歯科放射線学	〒734-8553 広島県広島市南区霞 1-2-3 ☎ 082-257-5691	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp
11	四国地区 (中四国支部)	徳島大学 医学部 保健学科 放射線技術科学専攻 医用放射線科学講座	〒770-8509 徳島県徳島市蔵本町 3-18-15 ☎ 088-633-9054	富永 正英 tomimaga@tokushima-u.ac.jp	富永 正英 tomimaga@tokushima-u.ac.jp
12	九州地区 (九州支部)	九州大学大学院 医学研究科保健学部門	〒812-8582 福岡県福岡市東区馬出 3-1-1 ☎ 092-642-6722	納屋 昭弘 nohtomi.akihiro.858@m.kyushu-u.ac.jp	河窪 正昭 kawakubo.masateru.968@m.kyushu-u.ac.jp

計測部会入会のご案内

計測部会は、1993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 : 1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

5月からCOVID-19の取り扱いが5類に変わり、人々の動きが感染前にほぼ戻ったように感じています。医療従事者として、マスクの着用は日常の一部として受け入れています。猛暑の中、特に新潟では35℃を超える日が例年よりも増えており、外でのマスク着用は厳しいと感じることが多いです。実際、東京での仕事の際には、新潟よりも涼しく感じるほどでした。新潟は冬には災害級の大雪が、夏には災害級の熱波が訪れますが、この地域の美味しい食べ物が魅力です。小山先生が大会長を務める秋季大会と、根岸先生が大会長を務める総合学術大会と、計測部会を支えていただいている先生が中心の学術大会が続きます。計測部会委員として、大会の成功に向けて全力でサポートしていきたいと思えます。さて、今日もビールが美味しい！

関本 道治（新潟医療福祉大学）

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 庄司 友和 東京慈恵会医科大学 葛飾医療センター

石橋 徹	土谷総合病院	紀太 千恵子	天理よろづ相談所病院
後藤 賢一	愛知学院大学歯学部附属病院	小山 修司	名古屋大学
齋藤 祐樹	帝京大学	関本 道治	新潟医療福祉大学
富永 正英	徳島大学	能登 公也	金沢大学附属病院

計測部会誌 Vol. 31, No. 2, (通巻 62)

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10月1日

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会
部会長 庄司 友和