



Journal of the Measurement Division

# 計測部会誌

Vol.30, No.2, 通巻 60

## CONTENTS

### ○第60回計測部会

#### 教育講演

「放射線計測技術の現状と課題」

司会 横浜市立市民病院 落合幸一郎  
藤田医科大学 浅田 恭生

#### シンポジウム

テーマ「放射線計測技術の現状と課題」

(1) 一般撮影領域の線量測定における現状と課題

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

(2) マンモグラフィにおける現状と課題

新潟医療福祉大学 関本 道治

(3) X線CT領域：CTDIから臓器線量への評価に向けて

東京都立大学大学院 根岸 徹

(4) 歯科領域の線量測定における現状と課題

藤田医科大学 羽場 友信  
創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦

### ○入門講座

「放射線計測の目的と対象」

東京都立大学 加藤 洋

### ○専門講座

「IVRにおける放射線計測」

九州大学病院 宮崎 仁志

# 目次

- 巻頭言 「計測」と「測定」の違い  
(公財) 天理よろづ相談所病院 紀太千恵子・・・ 1
- 第 60 回計測部会  
・ 2022 年 10 月 8 日 (土) 9:00～12:00 第 2 会場 (Room101～103)
- 教育講演 司会 横浜市立市民病院 落合幸一郎
- 「放射線計測技術の現状と課題」  
藤田医科大学 浅田 恭生・・・ 2
- シンポジウム  
テーマ：「放射線計測技術の現状と課題」  
司会 茨城県立医療大学 佐藤 斉  
新潟医療福祉大学 関本 道治
1. 一般撮影領域の線量測定における現状と課題  
新潟医療福祉大学 関本 道治・・・ 4
2. マンモグラフィにおける現状と課題  
東京都立大学大学院 根岸 徹・・・ 6
3. X 線 CT 領域：CTDI から臓器線量への評価に向けて  
藤田医科大学 羽場 友信・・・ 8
4. 歯科領域の線量測定における現状と課題  
創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦・・・ 11
- 専門部会講座 入門編 (計測部会)  
・ 2022 年 10 月 9 日 (日) 9:00～9:50 第 4 会場 (Room109+106)  
「放射線計測の目的と対象」  
東京都立大学 加藤 洋・・・ 13
- 専門部会講座 専門編 (計測部会)  
・ 2022 年 10 月 8 日 (土) 15:00～15:50 第 4 会場 (Room109+106)  
「IVR における放射線計測」  
九州大学病院 宮崎 仁志・・・ 15

○ 第 59 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

「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・・・17

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 齊・・・23

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・・・30

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・・・38

○ 2022 年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・49

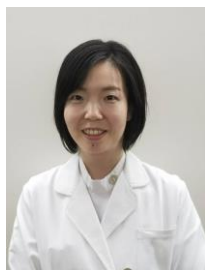
○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・53

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・・・・・・・・・54

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・56

○ 編集後記

## 「計測」と「測定」の違い



(公財) 天理よろづ相談所病院  
紀太 千恵子

この度、ご縁があつて計測部会の委員を務めることになりました紀太千恵子です。よろしくお願ひします。私自身も勉強しながら、部会活動に携わつていこうと思つております。委員就任に当たり、改めて計測部会のホームページを見てみました。計測部会のHPには、「日本放射線技術学会の研究分野の基礎をなす「計測」について研究する部会です」と書かれています。ここでふと、「計測」とは、「はかる」ことですが、「はかる」時によく使う言葉である「測定」とはどう違うのだろうか？という疑問がわいてきました。そこで、「計測」と「測定」の違いを辞書やインターネットで調べたのですが、国語辞典には、どちらも「器械を用いてはかること」とあり違いがないようでした。しかし、インターネットの検索では「JISZ8103による定義」として、「測定」は、ある量を基準として用いる量と比較し、数値又は符号を用いて表すこと。「計測」は、特定の目的をもって、事物を量的にとらえるための方法・手段を考察し、実施し、その結果を用いて所期の目的を達成すること。という記載を見つけました。つまり、「測定」は、数値化することで、「計測」は、目的・方法・実施・結果・考察までを総括したものだということがわかりました。だから、この部会も単に作業する「測定」でなく、技術者として研究する「計測」部会なんだ！調べておいてよかつた～と、胸をなでおろしています。

さて、第50回秋季学術大会での計測部会のテーマは、「放射線計測技術の現状と課題」です。今一度、放射線計測について学び、考える機会となれば幸いです。皆様のご参加を心よりお待ちしております。

最後になりましたが、計測部会では、メールマガジンの配信を行っております。こんな企画があるのか！そんなセミナーをやっているんだ！と知ってもらい、ご参加いただくきっかけとなれるよう、案内や情報をお届けしていきます。この機会にぜひともメルマガ登録をお願いいたします。

「放射線計測技術の現状と課題」

Current Status and Issues of Radiation Measurement Technology

藤田医科大学

浅田 恭生

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

放射線計測の目的として、

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

放射線の関連分野として、

1. 基礎科学分野（核・宇宙・物理・物性研究、化学、生物学等）
2. 医学・医療（X線診断学、核医学、放射線治療等）
3. 放射線管理
4. 産業分野

原子力、工業計測、非破壊検査、化学分析、医薬品、環境科学、遺伝子工学、農業、水産業、放射線照射工業（放射線重合、滅菌）等がある。

放射線に関連する単位・量として、

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

測定の種別としては、

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

測定器・測定法の選択として、

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

検出器，測定器の特性として、

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

放射線検出器及び測定器として、

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

以上の現状を踏まえて、課題は、目的とする測定量に関し得る情報を確定し、測定器・測定法の選択をすると共に測定環境に注意する必要がある。絶対量が必要な場合は、許容された誤差範囲内で比較測定と校正を組み合わせで行うことも必要であるといった手技が煩雑である。また、診断 X 線においては、測定器が高価なこともあるが、線量測定に必要な電離箱線量計を持っていない施設が多い。診断参考レベルが 2020 年 7 月に改訂されたが、もともとは容易に測定ができる量であるが、患者の被ばくではなく、装置の精度管理がメインとなっているのではないだろうか（これができていないと被ばく管理はできないが）。最後に、すべての診断 X 線装置の RDSR（radiation dose structure report）の利用も課題であろう。

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

## 「一般撮影領域の線量測定における現状と課題」

### Current Status and Issues of Radiation Dosimetry - General Radiography -

新潟医療福祉大学 診療放射線学科

関本 道治

一般撮影領域では、検査部位別に求めた入射表面空気カーマを用いて線量評価される。入射表面空気カーマは、X線ビームの中心軸と患者体表面との交点位置（体表面X線入射点）における空気カーマで、後方散乱による空気カーマを含んだ値である。これは空洞電離箱で入射表面空気カーマを直接測定することは困難であるため、半価層の測定および実効エネルギーの算出、線量計校正定数の決定、自由空気中空気カーマの測定、後方散乱係数の決定、と手順に従い評価を行い入射表面空気カーマが導かれる（図1）。つまり実際に測定する項目は、半価層と自由空気中空気カーマの2つになる。

半価層と自由空気中空気カーマは、様々な条件のもとで測定される。普段から測定していれば問題ない内容でも、実は見落としている注意点もある。半価層は連続X線の線質表示法の1つであり、X線を用いるモダリティ全てで測定される。半価層は、主に減弱板にアルミニウム金属等を用いた減弱曲線測定法から算出される。減弱曲線測定は細い線速（narrow beam）にして、減弱板からの散乱線の混入を防ぐ必要がある。また減弱板の純度、厚さや配置箇所などの幾何学的配置により測定値（半価層値）が異なる。

自由空気中空気カーマは、任意の一定距離におけるX線ビーム中心軸上に線量計を配置する。配置の際は、周囲からの散乱線ができるだけ混入しないように注意が必要になる。特に床面に対して水平として、検出器から後方壁までの距離を150 cm以上離す。また照射方向を床面に対して垂直にする場合には、検出器と床面との距離を十分に離すことで散乱線の混入を防ぐ必要がある。一方で照射野のサイズは、一般撮影において評価する体表面位置に入射するX線管焦点と体表面間の距離における照射野サイズと一致するように距離に応じて補正する必要がある。これらが自由空気中空気カーマの測定では注意が必要となるが、実際測



図1. 入射表面線量の算出手順。

①と④は測定を行い、②、③、⑤、⑥は計算から導かれる。



定する際にどの程度注意して実施されているかは不明である。

測定配置以外には、線量計の校正定数を定期的評価しているか、空気減弱補正係数の精度(温度計および気圧計)、などの問題点も考えられる。測定する項目は少ないが、注意すべき点が多い。そのため、啓蒙活動も必要ではないかと考える。いずれにしても、一般撮影領域の線量測定における現状と課題として挙げられる内容と考える。

これまで述べた内容は、「線量測定」のワードで想像されるものであると考える。しかし、半価層、空気カーマおよび適切な線量計の選択が精度良く担保されていたとしても、その測定値は正しいものか判断できない。つまり、X線発生装置は正しく動いているか判断する必要がある。X線発生装置に関するJIS規格はZ 4701とZ 4702が該当する。これら基準を満たしたX線発生装置で放射されたX線が「線量測定」として入射表面空気カーマの評価および管理されることになる。特に半価層は、管電圧およびX線管ろ過で変化する。要は「線量測定」の項目には半価層と自由空気中空気カーマの測定に加えて、装置管理も該当することになる。本講演では、今まで述べた「線量測定」の注意すべき事項を中心に一般撮影領域の線量測定の現状と課題について述べる。



テーマ：放射線計測技術の現状と課題

## 「マンモグラフィにおける現状と課題」

### Current Status and Issues in Mammography

東京都立大学大学院

根岸 徹

#### 1.はじめに

マンモグラフィ領域における線量測定ゴールドスタンダードといえば電離箱線量計となります。この線量計を用いて平均乳腺線量を算出するため、入射空気カーマと半価層を測定していると思います。しかしながら低エネルギーに対応した電離箱線量計を所有している施設は多くないと思われます。近年では精度の向上した半導体線量計も製造販売されており、いままで半導体線量計ではエネルギー依存性が測定値に影響を与えるため半価層測定が煩雑でしたが、複数個の半導体素子と厚さや種類の異なる付加フィルタを用いて求められた測定値から補正係数を求めることで、正確な線量と半価層を表示しています。シンポジウムではその測定原理と現在臨床現場で使用されているマンモグラフィシステムについて説明していきます。

#### 2.電離箱線量計と半導体線量計

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



図1 電離箱線量計



図2 半導体線量計

### 3.我が国で使用されているマンモグラフィ装置の推移

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

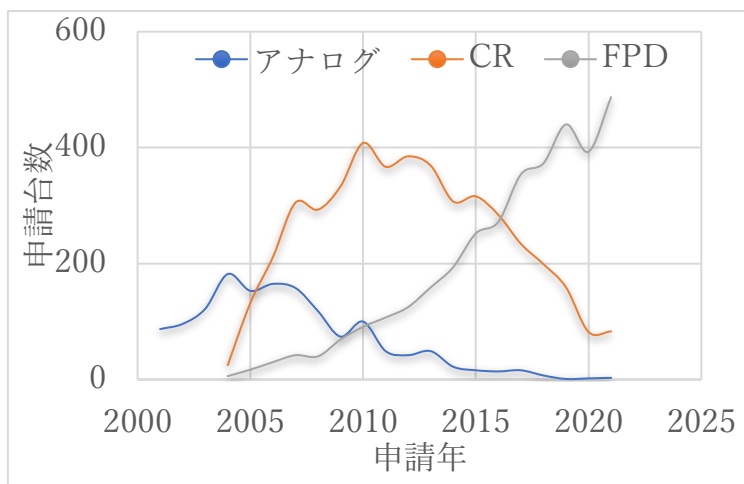


図3 マンモグラフィ施設・画像評価申請システム台数

### 4.おわりに

マンモグラフィを用いている施設ではこれらの線量計を保有していることが望ましいと考えますが、様々な事情により保有していない施設もあると思います。しかし、測定することをあきらめてはいけないと思います。そのような施設の先生方にも少しでも計測してみようと思っただけのヒントとなれば幸いです。是非、計測部会のシンポジウムに参加されて、マンモグラフィ領域だけでなく、一般撮影領域、X線CT領域、歯科領域の簡便な計測方法について理解を深めていただけると幸いです。

### 参考文献

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

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

## 「 X線 CT 領域：CTDI から臓器線量への評価に向けて 」

### Evaluation from CTDI to organ dose in x-ray CT

藤田医科大学 医療科学部  
羽場 友信

#### 1. はじめに

X線 computed tomography (CT) 検査における患者の被ばく線量評価の指標として、volume CT dose index (CTDI<sub>vol</sub>) や dose length product (DLP) が一般的に用いられている。CTDI<sub>vol</sub>は、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) 内に有効電離長 10 cm の CT 用電離箱を挿入し、体軸方向におけるファントム中心部にてシングルアキシアルスキャンを施行する CTDI<sub>100</sub> に基づき算出される。CTDI ファントムの直径は頭部用で 16 cm、体幹部用で 32 cm である。

CTDI<sub>100</sub> は 1980 年代に提案されて以来、CT 検査における線量指標として長らく使用されている。しかしながら、多くの先行研究により得られた知見により、従来の CTDI<sub>100</sub> に基づく CTDI<sub>vol</sub> では患者の被ばく線量を適切に評価できないことが明らかになった。具体的には「体軸方向の散乱線の考慮」や「患者サイズの考慮」である。また、近年では、患者の被ばく線量の評価において「臓器線量の評価の重要性」が議論されている。これらの課題と対応策についての略図を図 1 に示す。本講演では、関連する American Association of Physicists in Medicine (AAPM) report に基づき、CTDI による評価の現状と課題について、網羅的に解説する。

#### 2. 体軸方向の散乱線の考慮 (AAPM report 111,200)

従来の CTDI<sub>100</sub> による測定法では、使用する CTDI ファントムの長さが 15 cm と短いため、体軸方向の散乱線成分による線量の寄与を十分に考慮できていないという課題がある。この解決策として、長さ 45 cm の CTDI ファントムと有効電離長 23 mm の微小電離箱を使用する測定法が AAPM report 111 (2010 年) により提案された<sup>2)</sup>。本測定法により得られる線量値は、寝台移動を伴うスキャン方式 (ヘリカルスキャンなど) では  $D_{eq}$  (平衡線量)、寝台移動を伴わないスキャン方式 (ボリュームスキャンなど) で  $f(0)$  (ピーク線量) と定義される。これにより、体軸方向の散乱線成分を十分に考慮した線量値が測定できる。なお、ビーム幅 40 mm 以下の条件においては、 $D_{eq}$  に対して CTDI<sub>100</sub> は 20% ほど過少評価となることが報告されている<sup>3)</sup>。

2020 年には、AAPM report 111 の理論に従い、新たなファントム (直径: 30 cm, 長さ: 20 cm×3=60 cm) が AAPM report 200 により提案された<sup>4)</sup>。しかしながら、60 cm もの長さのファントムを扱うのは実用的ではないため、日常的な品質管理 (QC) の目的では長さ 20 cm のフ

ファントムの使用が勧められている。

### 3. 患者サイズの考慮 (AAPM report 204,220,293)

体幹部において、 $CTDI_{vol}$ は直径 32 cm の  $CTDI$  ファントムで測定されるため、個々の患者の体型 (サイズ) を考慮できておらず、装置の出力を示しているにすぎない。CT 検査における患者の被ばく線量は「装置の放射線出力」と「患者サイズ」に依存する。この課題を解決するために、AAPM report 204 (2011) では Size-specific dose estimate (SSDE) という新たな線量指標を提唱した<sup>5)</sup>。SSDE は、患者サイズの実効径 ( $D_{eff}$ ) に応じた換算係数に  $CTDI_{vol}$  を乗じて求められる。 $D_{eff}$  は、撮影された CT 画像の横断面の面積と等しい面積を持つ円の直径である。

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

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

### 4. 臓器線量の評価の重要性 (AAPM report 246)

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

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

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

## 5. おわりに

従来の  $CTDI_{100}$  に基づく  $CTDI_{vol}$  では患者被ばく線量を適切に評価できないという課題に対して、SSDE や臓器線量を用いた評価法が提案された。一方で、 $CTDI_{100}$  は装置の放射線出力を測定する標準的でロバストな方法であり、今後も QC 目的で利用されるものと思われる。このような CT 検査における新たな線量指標を使いこなすためには、その源流となる  $CTDI_{100}$  の原理と限界（課題）の理解が重要である。

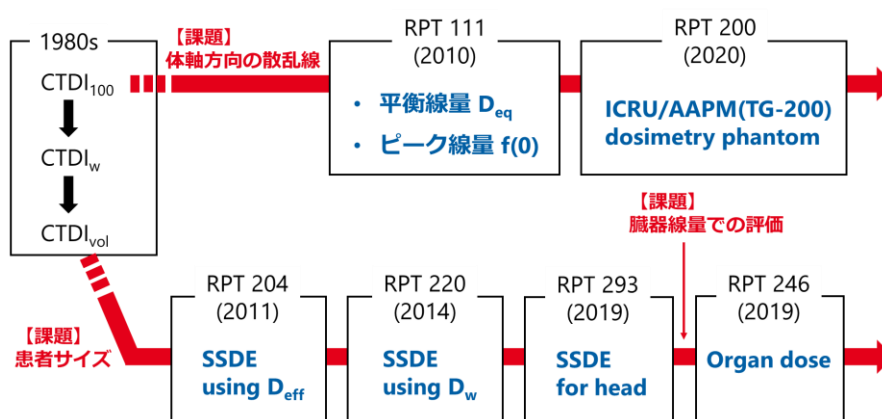


図1 CTDIによる評価の課題と対応策について（AAPM report に沿って）

### 【引用文献】

- 1) T.B. Shope, R.M. Gagne, G.C. Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med Phys 8: 488-495 1981.
- 2) AAPM Task Group 111. Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. AAPM Rep No 111 2010.
- 3) Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). Change Proposals (1077, 1114, 1151, 1160, 1201, 1223, 1254) 2018.
- 4) AAPM Task Group 200. The design and use of the ICRU / AAPM CT radiation dosimetry phantom : An implementation of AAPM report 111. AAPM Rep No 200 2020.
- 5) AAPM Task Group 204. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Rep No 204 2011.
- 6) AAPM Task Group 220. Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT. AAPM Rep No 220 2014.
- 7) AAPM Task Group 293. Size-specific dose estimate (SSDE) for head CT. AAPM Rep No 293 2019.
- 8) AAPM Task Group 246. Estimating patient organ dose with computed tomography: A review of present methodology and required DICOM information. AAPM Rep No 246 2019.
- 9) X. Jia, X. Gu, Y.J. Graves, M. Folkerts, and S.B. Jiang. GPU-based fast Monte Carlo simulation for radiotherapy dose calculation. Phys Med Biol 56: 7017 2011.

テーマ：放射線計測技術の現状と課題

「 歯科領域の線量測定における現状と課題 」

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

創聖健康保険組合診療所  
遠藤 敦

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

口内法 X 線撮影装置

製品安全規格（JIS T 60601-2-65）の国際対応規格である IEC 60601-2-65 が 2021 年に改正された。改正前との大きな違いは、手で保持することを意図した口内法 X 線撮影装置（以下、手持形口内法 X 線撮影装置）の技術基準が明記されたことである。具体的には、負荷状態の X 線源装置からの漏れ放射線の空気カーマは、基準負荷状態（公称最高管電圧）で操作するとき、装置の外表面での放射口を除くあらゆる場所で 1 時間当たり 0.05 mGy 以下と明記された。この基準値は、手で持って撮影する術者の被ばく線量を考慮して、従来の携帯形口内法 X 線撮影装置の 1/2000 となっている。装置の外装表面の測定方法を含め、今後の課題に言及する。

パノラマ X 線撮影装置

現在、有効な受入試験の規格は 20 年ほど前に制定された IEC 61223-3-4 を根拠とした JIS Z 4752-3-4 である。製品安全規格（JIS T 60601-2-63）の国際対応規格となる IEC 60601-2-63 が 2021 年に改正された。今後は、改正された製品安全規格の試験項目と整合した新たな受入試験の規格が制定される予定である。JIS T 60601-2-63 では、空気カーマの測定以外に面積線量（ICRU や ICRP では面積空気カーマ積算値）の表示が必要となる。現状の受入試験における線量測定や今後の課題について言及する。

歯科用コーンビーム CT 装置

現在、有効な受入試験の JIS はない。しかし、昨年、歯科用コーンビーム CT 装置の受入試験と不変性試験を統合した形で IEC 61223-3-7 が制定された。それによると、空気カーマの再



現性及び面積線量の表示が明記された。更に、放射線線量構造化レポート（Radiation Dose Structured Report：RDSR）を作成し、検査終了時にRDSR 転送の機能をもつことが明記された。構造化レポートに記載する線量については、医用 CT 装置と同様の線量を載せてほしいという要望が多い。これは、線量管理システムを導入している施設では、医用 CT 装置と同様に線量情報を管理できるためである。構造化レポートに記載する線量を含め、線量測定の実状や今後の課題について言及する。

表 1 受入試験及び不変性試験と規格の関係

現状

装置名	受入試験	不変性試験	製品安全規格
口内法X線撮影装置	JIS Z 4752-3-4: 2005 (IEC 61223-3-4: 2000)	JIS Z 4752-2-7:2005 (フィルムのみ)	JIS T 60601-2-65: 2019 (IEC 60601-2-65:2012 +AMD 1:2017)
パノラマX線撮影装置		規格なし	JIS T 60601-2-63: 2019 (IEC 60601-2-63:2012 +AMD 1:2017)
歯科用コーンビームCT装置	規格なし		

今後

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



## 専門部会講座(計測)

専門部会講座 入門編(計測)

### 「放射線計測の目的と対象」

#### Purpose and Target of Radiation Instrumentation

東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科

加藤 洋

#### はじめに

放射線は、われわれ人類にとってメリットにもデメリットにもなり得るものであるが、メリットとデメリットを明確に線引きすることは困難である。この不明確さは、人類が放射線を認識したのは19世紀末で、130年弱(2022年現在)しか経過していないことも挙げられる。また、時代・場所・社会情勢などの変化によって、メリットとデメリットは入れ替わることもある。さらに、人間の感覚器(視覚、聴覚、嗅覚、味覚、触覚)は放射線を感じないため、放射線の存在・性質・量を何らかの手段で知る必要がある。

これらのことを踏まえるために、ラジオメトリック量・放射線相互作用係数・ドジメトリック量(表1)の意味を理解し、客観性ある測定値を得て、評価・検討することが肝要である。

表1 放射線に関する量および係数

ラジオメトリック量	放射線相互作用係数	ドジメトリック量
粒子数	断面積	カーマ
放射エネルギー	質量減弱係数	カーマ率
束	質量エネルギー転移係数	照射線量
エネルギー束	質量エネルギー吸収係数	照射線量率
フルエンス	質量阻止能	吸収線量
フルエンス率	線エネルギー付与	吸収線量率
エネルギーフルエンス	放射線化学収率	シーマ
エネルギーフルエンス率	W値	シーマ率

ラジオメトリック量とは、放射線場の量であり、『場』は「放射線が飛来する、ある空間領域内の微小空間または点」を考える。その場に対して、粒子数や放射エネルギー量、または微分形で定義されている。

相互作用係数は、放射線場を乱さずに物体を置いたとき、放射線と物質との相互作用を特徴付ける係数で、物質固有の係数である。ただし、放射線種やエネルギーにより係数値は変化することに注意が必要である。これらの値も微分形で定義されている。

ドジメトリック量は、放射線場に置かれた物質へのエネルギー授受による効果を予測・評価

するための量で、放射線種やエネルギーにより量に変化することに注意が必要である。これらの値も微分形で定義されている。

### 放射線計測に用いる検出器の選択

放射線を計測するには、放射線と物質との相互作用を利用し物理的に評価できる値を取得しなければならない。放射線との相互作用現象は物質によって特徴があり、それらを利用した検出器が開発されているが、飛跡・発熱・化学作用・核反応・発光現象・電離などの現象を利用している。

例えば、被ばくの量を推定したいときに、どの検出器を選択するかということになるが、職業被ばく・医療被ばく・公衆の被ばくなどの目的によって検出器が異なる。

職業被ばくの量を推定するには、個人被ばく線量計や場のモニタ線量計などが用いられる。

医療被ばくの量を推定するには、一般撮影による線量は指頭型電離箱や平行平板型電離箱、CT 検査における線量は長軸の CT チェンバ、IVR などの血管系における線量であれば面積線量計などを選択する。患者を模擬したファントム内での線量測定では、熱蛍光線量計 (TLD)・蛍光ガラス線量計 (FGD)・光刺激ルミネッセンス線量計 (OSL) などの積算線量計、また患者表面での線量計側にはラジオクロミックフィルムが利用されている。

一般公衆への被ばくの有無を測定するには電離容積の大きい電離箱式サーベイメータが選択される。漏洩線量を含めた一般公衆への測定には感度の良いシンチレーション式・GM 管式サーベイメータなどが用いられるが、放射線のエネルギー範囲が判明していなければ、逆に感度は激減する。連続 X 線を対象に考えると、エネルギー領域で感度差があると測定量は正確ではなくなるので、エネルギー依存性の小さな電離箱検出器が利用される。ただし、電離箱の壁厚が放射線のエネルギーに対応した二次電子平衡が成立していなければならない。

一方、核医学では数 10keV~1.0MeV あたりの、しかもほぼ単一エネルギー  $\gamma$  線や消滅放射線であれば、そのエネルギー領域に感度の高いシンチレーション検出器や GM 計数管が利用されている。それらはエネルギー領域に関して感度の低い領域があるので注意は必要となる。

治療領域の放射線については、X 線・電子線・重荷電粒子などの計測には標準測定法によって測定を行っていて、気体・固体・ゲル状などの検出器が多く開発されている。

以上の基本的なことを念頭において、選択すべき検出器の放射線に対する特徴と有効な使用方法について説明したい。ただし、添付されている検出器の成績証明書を熟読し、必要なら目的に応じた校正定数を追加するための校正を各施設で得ることをお勧めする。

### 放射線計測に関わる誤差

放射線の測定には、一次線だけでなく散乱線も含まれることは多々ある。散乱線の寄与を含めた線量が臨床においては一般的といえるが、一次線の線質を明確にしなければ検出器の測定精度を担保することはできない。また同じ幾何学的条件で繰り返し測定することで、統計的な誤差を少なくすることはよく知られている。これらのことについてもできるだけ示しておきたい。

「 IVR における放射線計測 」

Radiation Measurement in Interventional Radiology

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。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 15 cm の点である (図 1)。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。

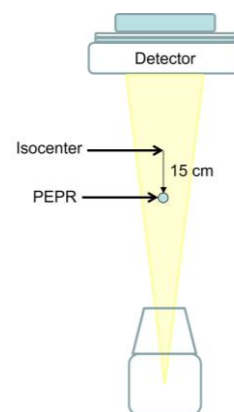


図 1. 患者照射基準点

3. IVR 領域で必要な線量指標

IVR 領域で必要な類似の線量指標が存在し、それらは以下のように定義されている。

① 入射線量 (incident dose; ID,  $K_{a,i}$ )

患者がいることを想定し、その時に必要な照射線量を装置から出力し、規定位置における空気カーマと定義される。被写体からの後方散乱は含まない。また、患者照射基準点における入射線量を基準空気カーマ (incident dose at the PERP;  $K_{a,r}$ ) といい、IVR 用 X 線装置にはこの値が表示される。

② 入射表面線量 (entrance surface dose; ESD,  $K_{a,e}$ )

患者皮膚面位置での後方散乱を含んだ空気カーマ (空気の吸収線量) と定義される。診断参考レベル (diagnostic reference level; DRLs) 2015, 2020 での IVR 領域にて、統一したファントムを用いた幾何学的配置で入射表面線量を測定し、装置・施設間での線量実態調査に基づいた防護の最適化を行う上で重要な線量指標である。

③ 入射皮膚線量 (entrance skin dose; ESD)

放射線皮膚障害が発生していることから、被ばく線量管理には入射皮膚線量を測定することが重要である。後方散乱を含んだ皮膚の吸収線量であり、ICRP Publication 85. 『IVR における放射線傷害の回避』での放射線による皮膚障害への影響を評価するために用いられる線量である。入射表面線量に空気と軟組織の質量エネルギー吸収係数比 (吸収線量変換係数) を乗じることで入射皮膚線量となる。

④ 面積空気カーマ積算値 (air kerma area product; KAP, P<sub>KA</sub>)

面積空気カーマ積算値は一般に面積線量といわれ、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される。面積空気カーマ積算値は空気カーマと断面積の積で表され、後方散乱を含まない。空気によるX線の減弱が無いと仮定した場合、線錐中の距離に依存せず、常に一定の値になる。

4. 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 ( $K_{a,r}$ ) と polymethyl methacrylate (PMMA) フェントム 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 (TF) を求めておくことにより、以下の式を用いて簡便に入射皮膚線量を推定することができる。

$$ESD = K_{a,r} \times TF$$

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。

5. 装置表示値 (面積空気カーマ積算値) から入射皮膚線量の推定

面積空気カーマ積算値から入射皮膚線量への変換は、以下の式にて求めることができる。

$$ESD = \frac{P_{KA}}{SEA} \times BSF \times T \times \frac{(\mu_{en}/\rho)_{tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$$

$P_{KA}$  : 面積空気カーマ積算値 (mGy·cm<sup>2</sup>)

$SEA$  : 皮膚入射面積 (cm<sup>2</sup>)

$BSF$  : 後方散乱係数

$T$  : 検査テーブルのX線吸収に関する補正係数

$\frac{(\mu_{en}/\rho)_{tissue}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$  : 空気と軟組織の質量エネルギー吸収係数比

6. おわりに

IVR領域の線量測定の問題点として、管電圧や付加フィルタの変化に伴い、実効エネルギーが変動し、多方向から照射するため正確な入射皮膚線量を求めることが困難である点などが挙げられる。本講座にてIVRにおける線量測定について整理していただき、日々の線量測定や線量管理に役立てていただければ幸いである。

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

日本原子力研究開発機構

橋本 慎太郎

#### 1. 計測シミュレーションの役割

計測シミュレーションの利点の一つとして、実際に放射線を計測することなく、様々な実験条件における計測結果を予測できる点が挙げられる。通常、放射線の振る舞いを調べるためには、電離箱やGM計数管式サーベイメータ、NaIシンチレーションサーベイメータといった計測機器を使用し、時間と手間をかける必要がある。しかし、シミュレーションを利用することで、これらのコストを大きく低減することが可能となる。例えば検出器開発において、線源のエネルギーや強度、計測機器の種類や位置を変更した場合の計測結果への影響をシミュレーションにより調べることができるため、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、検出器の大きさや内部構造を決定することができる。また、現実には計測することが困難な物理量を評価できることも重要な利点である。例えば、壁などから来る散乱線の成分をシミュレーションで切り分けて評価することで、バックグラウンドの原因を特定することが容易となる。このように、計測にかかるコストを大きく低減し、また放射線に関する様々な情報を得ることが計測シミュレーションの大きな役割であると考えられる。

#### 2. PHITS の特長

日本原子力研究開発機構が中心となって開発を進めている粒子・重イオン輸送計算コード PHITS<sup>1)</sup> (Particle and Heavy Ion Transport code System) は、計測シミュレーションはもとより、放射線に係る様々な条件でシミュレーションを実行できる放射線挙動解析コードである。3次元の任意体系において放射線の振る舞いを模擬することが可能であり、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する。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おり、国内外の7,000名を超える研究者や技術者に利用されている。利用申請書を PHITS のホームページより提出することにより無償で入手可能であり、定期的に講習会を開催している。

PHITS は Fortran 言語で開発されたプログラムであり、Intel Fortran や GFortran コンパイラを用いることで実行ファイルを作成できる。ただし、ユーザー自身が Fortran 言語を理解する必要はなく、英単語を元にした変数に値を設定するだけで良く、汎用のテキストエディタを用いて PHITS 用のインプットファイルを作成することができる。シミュレーションで扱うことができる幾何学形状は面や立体で定義可能であり、それを2次元もしくは3次元で描画するツ

ルも完備されている。PHITS で計算できる量は、粒子フルエンス、吸収線量、粒子生成収率など、一般的な放射線挙動解析で必要となるほぼ全ての量である。出力形式は、数値データやヒストグラムの他、等高線図も出力することができる。PHITS は、Windows, Mac, Linux とほぼ全てのプラットフォーム上で動作可能であり、MPI やオープン MP といった並列計算プロトコルにも対応している。また、1 万並列を超えるようなスパコンでの計算や、Windows で複数 CPU コアを使った簡易な並列計算など、あらゆるコンピュータで最適なパフォーマンスを引き出すことができる。

### 3. PHITS の医療分野における応用例

ここでは、計測シミュレーションに制限せず、医療分野において PHITS を応用した例を紹介する。

放射線診断への応用例として、Web ベースの CT 撮影臓器線量評価ソフトウェア Waza-ari<sup>2)</sup> が挙げられる。CT 撮影は通常のレントゲン診断と比べて臓器線量が高くなることが知られているが、その値は CT 機種や患者の体型に大きく依存するために正確な評価が困難であった。そこで、CT を模擬したシミュレーションを実施することにより、様々な CT 機種や患者の体格毎の臓器線量データベースを構築した。その成果は QST サーバーで公開されており、Web ベースソフトウェアにすることにより誰でも簡単に CT 撮影による臓器線量を計算できるようになった。

次に、粒子線治療の分野では、粒子線治療場の 2 次散乱線の評価<sup>3,4)</sup>に加えて、陽子線や炭素線治療における吸収線量や RBE 加重線量の評価<sup>5)</sup>に利用されてきた。特に、RBE 加重線量の計算においては、PHITS に組み込まれたマイクロドジメトリ機能を利用することで、治療部位における平坦な RBE 加重線量を容易に再現することができる。

ホウ素中性子捕捉療法 (Boron neutron capture therapy: BNCT) にも PHITS が利用されている。BNCT では、がん細胞に選択的に取り込まれるホウ素薬剤を投与した患者に中性子を照射することで対象とするがん細胞だけを殺傷する。中性子のホウ素に対する高い捕捉反応断面積とその反応により発生する 2 次放射線の短い飛程を活かした治療法である。BNCT の研究は日本が世界に先駆けて進めており、国産コードである PHITS も良く利用されている。例えば、PHITS をベースとした Tsukuba Plan<sup>6)</sup>と NeuCure<sup>TM</sup> という 2 つの治療計画システムが開発されており、住友重機械工業が開発した後者は既に医療機器製造販売承認番号も取得済で民間病院での治療計画にも利用されている。

核医学分野で PHITS を利用する際に非常に便利なソフトウェアとして PARaDIM<sup>7)</sup>がある。メッシュ型人体模型を使って核医学用の PHITS 入力ファイルを自動作成することが可能であり、その計算結果を ParaView<sup>8)</sup>により可視化することができる。メモリアル スローン ケタリング病院で開発され、無償で公開されている。

近年導入した飛跡構造解析モードにより、放射線生物学への PHITS の応用が容易になった。本モードを利用することでナノメートルスケールでの電離や励起分布を計算可能となる。特定の範囲内にある電離、励起数を自動集計して DNA 損傷数を推定し、スタンダード DNA ダメ



ージ形式 (Standard DNA damage: SDD) で出力する機能が<sup>9)</sup>開発されており、この機能を応用して中性子や X 線照射に対する DNA 二重鎖切断生成率の RBE を評価する研究<sup>10)</sup>が行われている。

#### 4. シミュレーション例 (診断 X 線照射時の後方散乱)

本節では、シミュレーションによる利便性を示す一例として、診断 X 線照射時の後方散乱をテーマにしたシミュレーションを紹介する。文献<sup>11)</sup>において取り扱われた内容を参考にしたものであり、幾つかの条件でシミュレーションした結果について考察を行う。診断で使われるエネルギー領域の X 線を患者に見立てた散乱体に照射し、その散乱をシミュレーションすることにより、後方散乱係数の評価や関与している放射線と物質の相互作用について分析することを目的とした。

図 1 にシミュレーションで使用した体系を示す。X 線の線源から 50 cm 離れた位置に 100 cm × 100 cm × 20 cm の散乱体を置き、アクリル或いは鉛の場合をそれぞれ計算した。線源の照射範囲は、散乱体の表面において 5 cm × 5 cm の照射野をもつように決定した。後方散乱係数は、この照射野中心部分における空気カーマの値を計算して評価した。また、線源 X 線は 40 と 120 kV の電圧により発生させた場合のエネルギー分布をもつとし、文献<sup>12)</sup>に示された近似式を利用して決定した。

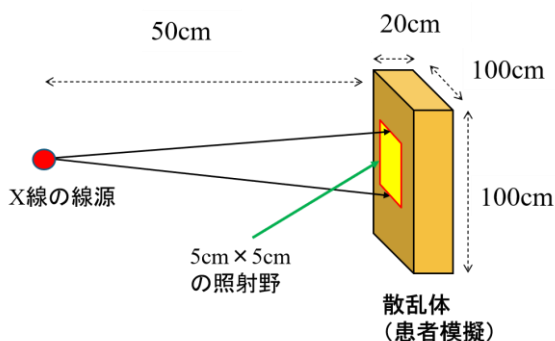


図 1. シミュレーションの体系

図 2 に、シミュレーションにより求めた X 線フルエンスの空間分布を示す。横軸の z に関して  $[0 \text{ cm} < z < 20 \text{ cm}]$  の範囲に散乱体であるアクリルを配置しており、その周辺には空気があるとした。図の中央 ( $x=0 \text{ cm}$ ) にある赤い線が線源 X 線の飛跡であり、 $z=-50 \text{ cm}$  の位置から正の方向に照射され、アクリル表面 ( $z=0 \text{ cm}$ ) において 5 cm × 5 cm の照射野が形成されている。赤い線の周りに広がる緑の領域はアクリルや空気によって散乱された X 線を表しており、アクリルや空気中の散乱の状況を視覚的に確認することができる。

文献<sup>12)</sup>に示された近似式を利用して決定した。

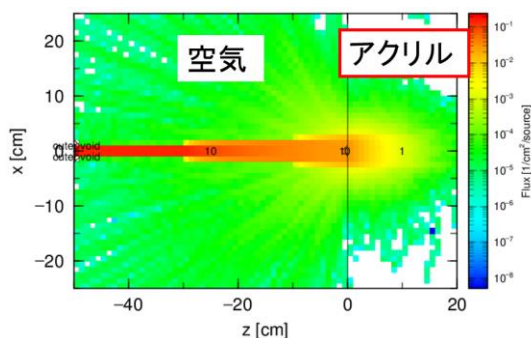


図 2. X 線フルエンスの空間分布

後方散乱係数は、散乱体表面に位置する原点 ( $x=y=z=0 \text{ cm}$  の点) における空気カーマ値から評価した。表 1 に、散乱体を空気、アクリル、鉛に変更した場合の原点における空気カーマ値を示す。40 と 120 kV の電圧で発生した X 線のそれぞれの結果を示した。後方散乱係数は、アクリル散乱体或いは鉛散乱体の空気カーマ値を空気の場合の値で割ることにより求めた。例えば 40 kV でアクリル散乱体の場合は、 $(2.79 \times 10^{-14}) / (2.37 \times 10^{-14}) = 1.18$  となる。同様の計算を



行い、各条件の後方散乱係数を評価した結果を表 2 にまとめた。まず、どの条件の場合でも、散乱による影響が 20%程度あることがわかった。すなわち、散乱体があることによって、その表面における空気カーマ値が 20%程度増加することを意味する。次に、電圧を変えた場合の後方散乱係数の変化に着目すると、アクリル散乱体の場合は高エネルギーの方が 4%増加しているのに対し、鉛の場合は 8%減少している。これらの関係から、単純にエネルギーが増加すれば後方散乱の効果が増加する、といった関係ではないことがわかる。

表 1. 散乱体を空気、アクリル、鉛に変えた場合の散乱体表面における空気カーマ値 [Gy (1 線源あたり)]. 40, 120 kV 電圧の X 線を用いた場合のそれぞれの結果。

空気カーマ値[Gy (1 線源あたり)]	40 kV	120 kV
散乱体=空気の場合	$2.37 \times 10^{-14}$	$1.10 \times 10^{-14}$
散乱体=アクリルの場合	$2.79 \times 10^{-14}$	$1.34 \times 10^{-14}$
散乱体=鉛の場合	$2.96 \times 10^{-14}$	$1.29 \times 10^{-14}$

表 2. 電圧が 40, 120 kV の条件で散乱体をアクリル、鉛に変えた場合の後方散乱係数。

後方散乱係数	40 kV	120 kV
散乱体=アクリルの場合	1.18	1.22
散乱体=鉛の場合	1.25	1.17

次に、これらの傾向の違いを理解するために、散乱 X 線のみをシミュレーションにより求めた。現実には線源 X 線と散乱による X 線を分けて測定することは非常に困難であるが、シミュレーションを利用することで容易に散乱 X 線のみの振る舞いを導出することができる。図 3 に示したのが、40 あるいは 120 kV のそれぞれの電圧でアクリル或いは鉛に散乱体を変えた場合の、散乱 X 線のみのエネルギースペクトルである。上の 2 つのパネルがアクリル散乱体の場合の結果であるが、炭素標的における光子の素過程をふまえるとこの結果が理解できる。文献<sup>13)</sup>にある光子の反応断面積の入射エネルギー依存性を見ると、0.01 MeV から 0.1 MeV のエネルギー領域においてはコンプトン散乱が支配的である。この素過程を起源としているため、散乱線のエネルギースペクトルは図の上の 2 つのパネルに示すようなピーク構造をもつことになる。空気カーマ値はこれらのスペクトルに図 4 に示す係数を掛けて求められるが、その結果として 120 kV の方が 4%

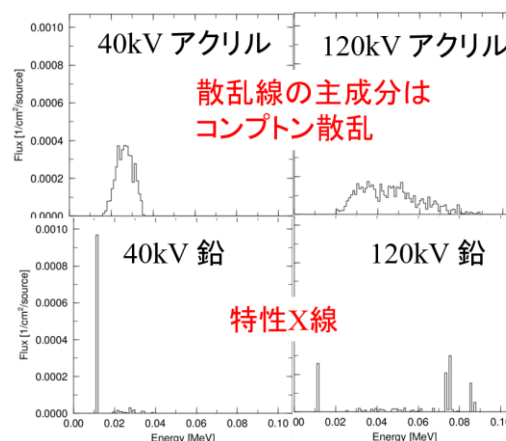


図 3. 散乱体表面における散乱 X 線のエネルギースペクトル

程増加することがわかる。一方、鉛の場合の光子の素過程<sup>13)</sup>を見てみると、今回注目しているエネルギー領域では光電効果 (photoelectric effect: p.e.) が支配的であることがわかる。図3の下の2つのパネルに示したのが、鉛を散乱体とした場合の40, 120 kVの結果である。この結果から、散乱線は特性X線によるものであることがわかる。40 kVの場合(左下のパネル)では0.01 MeV近傍の特性X線が主に散乱されている。これに対し、120 kVの場合(右下のパネル)では他のエネルギー領域にも特性X線のピークを見ることができ、0.01 MeVのX線の強度が相対的に小さくなっていることがわかる。図4の空気カーマ係数のエネルギー依存性を見ると、0.02 MeV以下のエネルギー領域で大きな値を示しており、このエネルギー領域にある0.01 MeVの特性X線が空気カーマ値の評価に大きく影響していることがわかる。すなわち、0.01 MeVの領域に強い特性X線の成分をもつ40 kVの方が空気カーマ値、すなわち後方散乱係数が大きくなることがわかる。

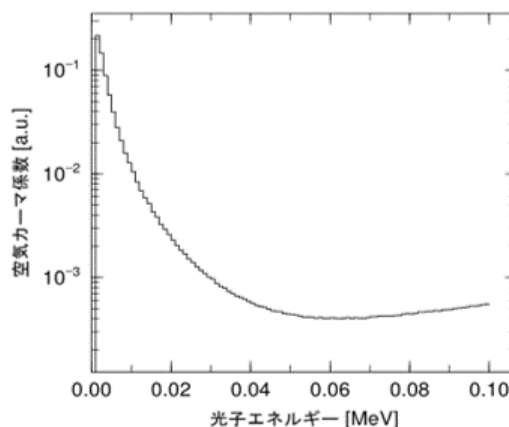


図4. 光子の空気カーマ係数

以上のように、計測シミュレーションを利用することで、様々な実験条件における計測結果を容易に得ることができ、放射線と物質との相互作用についても深く理解することが可能となる。

## 5. まとめ

本稿では、計測シミュレーションの役割に触れ、シミュレーションを行うにあたって強力なツールとなるPHITSコードについて紹介した。また、PHITSの医療分野における応用例を紹介し、様々な利用方法があることを示した。最後に、診断X線照射時のX線の振る舞いを具体的なシミュレーションの一例として紹介し、X線のエネルギー分布や散乱体を変更することにより、後方散乱係数の評価値がどう変化するかについて分析を行った。

計算技術の進展によって、今後更にシミュレーションの役割は大きくなっていくことが予想される。PHITSは無料で入手可能な国産の放射線挙動解析コードである。皆様の研究開発に役立てていただければ幸甚である。

## 参考文献

- 1) T. Sato et al., J. Nucl. Sci. Technol. 55(5-6), 684-690 (2018).
- 2) F. Takahashi et al., Health Phys. 109, 104 (2015); <https://waza-ari.nirs.qst.go.jp/>
- 3) S. Yonai et al., Med. Phys. 39, 5028-39 (2012).
- 4) O. Ploc et al., IEEE Aerospace Conf. (2017).

- 5) T. Sato et al., Radiat. Res. 171, 107-117 (2009).
- 6) H. Kumada et al., Appl. Radiat. Iso. 166, 109222 (2020).
- 7) L. Carter et al., J. Nucl. Med. 60, 1802 (2019).
- 8) <https://www.paraview.org/>
- 9) Y. Matsuya J. App. Phys. 126, 124701 (2019).
- 10) H. Nakano et al., BJR Open, 3, 1 (2021).
- 11) M. Tominaga et al., Radiol. Phys. Technol. 14, 381-389 (2021).
- 12) R. Birch and M. Marshal, Phys. Med. Biol. 24, 505-517 (1979).
- 13) J. H. Hubbell Phys. Med. Biol. 44, R1-R22 (1999).

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

放射線診療における線量評価は放射線測定器による計測が基本である。しかし、診断領域の X 線エネルギー範囲での線量計校正値の不確かさは 5%程度であり、その他に不確かさの要因として線量校正場と実用測定場の線質の違い、測定配置の制限と再現性、X 線装置の出力再現性などがある。これらによ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、診断用 X 線検査では照射位置や照射条件が様々であり、これらを全て実測で評価することは現実的ではない。さらに、人体内部の線量については実用的な計測手段がほとんど無い。一方、放射線防護を目的とした被ばく線量を把握し、線量適正化や防護計画を検討するなどの場合にはそれほど厳密な値が必要になることは少なく、診断用 X 線検査を模擬した線量シミュレーション (モデル計算) が有用な手段となる。

## 2. 診断用 X 線のモデル計算

診断用 X 線検査を模擬したモデル計算による線量評価は、数値計算やモンテカルロ計算、またそれらの結果を係数化するなどにより行われる。

## 1) 数値計算法

図 1 に示したような光子 (X 線) の物質透過についての単純なモデルによる強度の変化について、強度  $I_0$  の X 線が密度  $\rho$ 、厚さ  $t$  の物質を透過したときの強度  $I$  は、X 線エネルギーに対する線源弱係数を  $\mu$  とすると式 1) で示される。管電圧 120 kV の連続 X 線が、付加フィルタのアルミニウム ( $t=0, 1, 2, 3, 4, 5$  mm) を透過した場合の X 線スペクトルは図 2 に示したように変化する。このとき、強度  $I$  の線量を空気カーマ  $K_{\text{air}}$  とすると式 2) で示される。このモデルでは吸収のみの計算であり、散乱は考慮されていないために実際の線量とは異なるが、付加フィルタの効果を簡便に理解・検討するなどの場合に有用な情報となる。

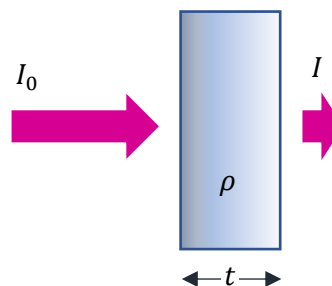


図 1 光子 (X 線) の物質透過モデル

$$I = I_0 e^{-\mu t} \quad 1)$$

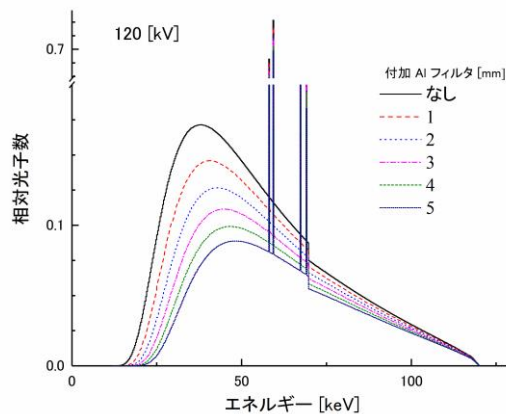


図2 アルミニウム付加フィルタの厚さによる X 線スペクトルの変化

$$I \rightarrow K_{\text{air}} = \int_0^{E_{\text{max}}} E \phi_E e^{-\mu_E t} [\mu_{tr}(E)/\rho]_{\text{air}} dE \quad 2)$$

## 2) モンテカルロ計算法

現在、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ている。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、ある法則を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る。物理工学、原子力工学、医学分野などにおいて、現象の理解と予測・評価などに広く利用されている。モンテカルロ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。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。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。

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。この計算モデルの対象に応じて扱いやすいモンテカルロ計算コードを用いるが、医学分野ではこれまでに EGS5<sup>1)</sup> (Electron Gamma Shower version 5), MCNP5<sup>2)</sup> (Monte Carlo N-Particle Transport Code version 5), Geant4<sup>3)</sup> (GEometry ANd Tracking) などが広く採用されてきた。最近国内では、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<sup>4)</sup> (Particle and Heavy Ion Transport code System) がよく用いられている。

診断用 X 線の場合にモンテカルロ計算で扱わ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る。物質内の光子の位置でのエネルギーと進行方向からそれぞれの現象が発生する確率と、光子の次のエネルギーと進行方向や発生する二次電子等を計算し、光子が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。診断用 X 線の分野でモンテカルロ計算の対象となる線量の計算モデルの例を図 3 に示す。図は、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

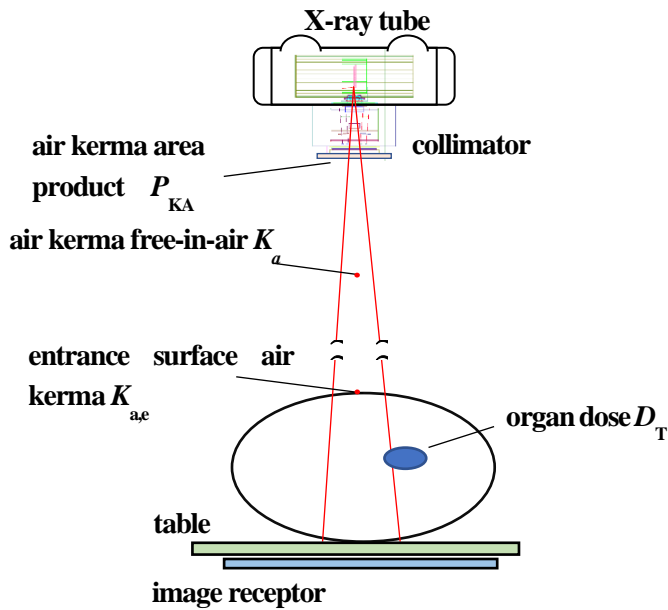


図3 診断用 X 線のモンテカルロ計算モデル例

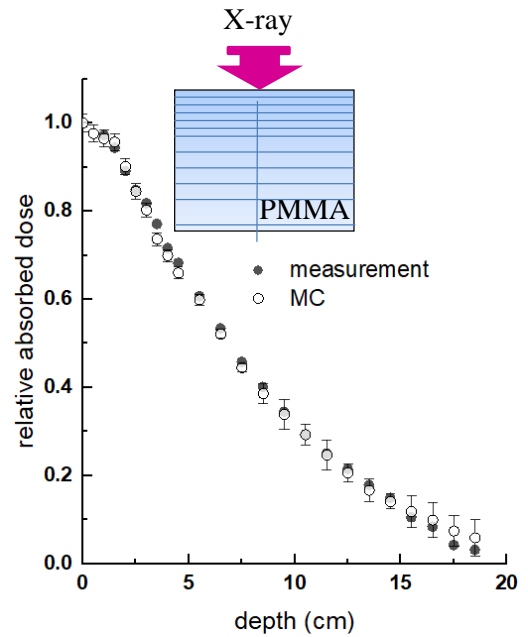


図4 光子エネルギーフルエンスのモンテカルロ計算結果の検討

る線量評価量および幾何学的な配置に関する一部である。図中の X-ray tube は EGS5 により X 線管をモデル化したもので、電子が陽極に衝突して発生する X 線が可動絞から放出される光子のエネルギーフルエンスとその方向が計算される。このモンテカルロ計算により得られた光子エネルギーフルエンスの計算結果の妥当性は、計算した光子エネルギーフルエンスを均一な物質に入射させ、さらにモンテカルロ計算により深度線量分布を求め、電離箱線量計による測定値との一致の程度で検討できる。図4は管電圧 120kV、物質を PMMA で検討した例であり、深い位置まで両者は概ね一致していることから、得られた光子エネルギーフルエンスは妥当と考えられる。

線量評価としては、図3の 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気中空気カーマ  $K_a$ 、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  $K_{ae}$ 、さらに体内の臓器線量  $D_T$  などである。

モンテカルロ計算に用いられる人体を模擬したファントムは、これまで MIRD (Medical Internal Radiation Dosimetry) 型ファントムが用いられてきた。国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection : ICRP) の勧告 74 でも用いられたが、ICRP2007 年勧告では三次元体積要素のボクセルファントムが用いられた。防護量に関する外部被ばくの線量換算係数を与えた ICRP116 でもボクセルファントムが採用されている。

MIRD 型ファントムは数式で人体を定義するため、体形の変化も比較的容易に算出できる。0 歳から成人までの 6 種類の体形を算出した結果を図5に示した。また、図6は (a) MIRD 型、(b) 可動 MIRD 型、(c) NIC ボクセル型、(d) ICRP ボクセル型のファントムを並べて示した。



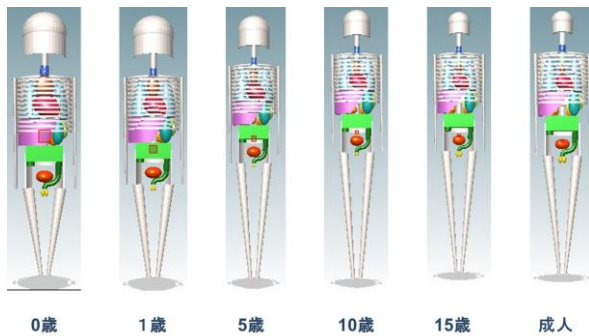


図5 MIRd type phantom

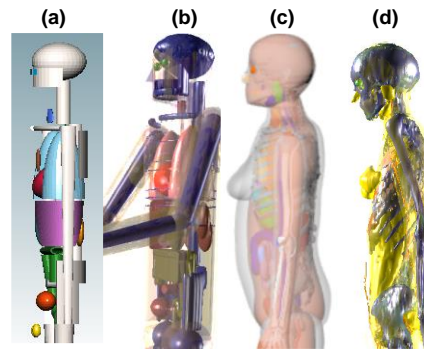


図6 各種 phantom

どのファントムを用いても放射線防護の目的としては合理的に評価が可能であるとされている。

モンテカルロ計算では、臓器線量は臓器別に蓄積された合計エネルギーを臓器の重量で除して、臓器の平均吸収線量として算出される。放射線診療における医療被ばくを評価するような場合は、照射範囲内にどの程度その臓器が含まれるかによって臓器線量が大きく異なることになる。照射位置と照射範囲により臓器線量の算出値がかなり異なることがあるので注意が必要である。このことは、物理ファントムなどによる実測値と比較する場合も同様である。

これらのモンテカルロ計算による線量シミュレーションを行う場合の最大の欠点ともいえるのが計算時間である。評価位置で妥当な結果が得られるように線源粒子数などを調節するが、計算時間は線源粒子数に依存する。以前は大型計算機が用いて計算を実行していたが、今では計算機性能が向上し、パーソナルコンピュータ (personal computer: PC) で用いられることも多い。しかし、モデルによっては、結果を得るまでに1週間程度の計算が必要な場合もある。また、診断用 X 線のモンテカルロ計算モデル化の対象は、線源条件として X 線管電圧、管電流時間積、照射野サイズであり、さらに、照射位置、被照射体となる人体ファントムなど様々である。現段階としてはこれらを全てモンテカルロ計算で評価することは現実的ではない。そこで、代表的ケースでモデル化したモンテカルロ計算を実施し、計算結果を係数化して用いる方法がある。

### 3) 係数化法

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が限られている場合が多く、患者や従事者の被ばく線量をどのように把握して防護方策を検討するかが課題となる。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、得られた測定値やモンテカルロ計算結果を規格化した換算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。被ばく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。



Estimation of patient dose in diagnostic X-ray examination (EPD)

ファイル(F) 編集(E) 表示(V) ヘルプ(H) 設定 トイバー / ※ 三相 / ※ 予備 低減目標値はDRLS2020、JSRT2000などを参照

No.	検査部位	体厚 (cm)	体厚 1/2/3	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (sec)	管電流時間積 (mAs)	FFD (cm)	照射野 X (cm)	照射野 Y (cm)	A <sub>0</sub> 透過 (mmAl)	C <sub>0</sub> 透過 (mmCu)	総透過 (mmAl)	表面線量 (mGy)
1	胸部(正)	18.0	1	130.0	100.0	0.03	3.0	120.0	24.0	28.0	1.5		1.5	0.7246
2	胸部(側)	15.0	1	130.0	100.0	0.06	6.0	120.0	24.0	28.0	1.5		1.5	1.3676
3	胸部(正)	12.0	1	85.0	320.0	0.08	25.6	150.0	24.0	28.0	1.5		1.5	1.6883
4	胸部(側)	12.0	1	75.0	320.0	0.06	19.2	150.0	24.0	28.0	1.5		1.5	0.963
5	胸部(正)	20.0	1	88.0	320.0	0.08	25.6	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	3.4164
6	胸部(側)	30.0	1	78.0	200.0	0.1	20.0	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	2.0378
7	胸部(正)	20.0	1	78.0	200.0	0.1	20.0	200.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.6509
8	胸部(側)	30.0	1	56.0	320.0	0.015	4.8	200.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.0906
9	胸部(正)	18.0	1	46.0	250.0	0.018	4.5	150.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.0972
10	腰部(正)	18.0	1	110.0	250.0	0.09	22.5	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	4.2328
11	腰部(側)	26.0	1	110.0	250.0	0.1	25.0	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	5.5977
12	骨盤(正)	19.0	1	60.0	200.0	0.02	4.0	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.2429
13	股関節(側)	18.0	1	117.0	100.0	0.01	1.0	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.2093
14	大腿部	16.0	1	130.0	100.0	0.016	1.6	120.0	35.0	35.0	1.5		1.5	0.3772

非表示 一般的な撮影部位での日本人平均体型の線量(両性)

線量(mGy)	肋骨	上腕骨	前腕骨	手骨	骨盤	大腿骨	下腿骨	足骨	骨格	筋肉	皮膚	リンパ節	赤色骨髄	実効線量(mSv)
	0.0048	0.0063	0.0083	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.1331	0.0438	0.0469	0.0922	0.0341	0.0329

図7 EPD の算出画面

診断用 X 線の患者線量評価に用いる代表的な係数化法として NDD (Numerical Dose Determination) 法<sup>5)</sup>がある。放射線技術学会茨城県支部・茨城県診療放射線技師会 NDD 研究班 [班長：森 剛彦 (筑波大学附属病院)] が提案した方法で、線量に関わる撮影条件 (管電圧、管電流時間積、濾過、距離) から、係数を用いて入射表面線量を算出する方法で、電離箱線量計による実測値を係数化したものである。3 相 X 線発生方式の照射野 4 切サイズでの計算に限定されたが高精度で簡便に算出できるため、日本国内で広く普及した。

この NDD 法の係数を拡張し、インバータ方式、任意の照射野サイズで用いることができるようにしたソフトウェアが EPD (estimation of patient doses in diagnostic X-ray examinations) である。EPD の算出例を図 7 に示した。撮影部位 (選択)、管電圧、管電流、照射時間、濾過、撮影距離、照射野サイズが入力項目で、表面線量、臓器線量が算出される。臓器線量は、図 8 で示したような日本人標準体型 MIRD 型ファントム (身長[cm]、体重[kg]=成人: 171.4, 63.3, 0 歳: 59.8, 3.4, 3 歳: 74.4, 9.2, 5 歳: 109.1, 19.0) を用いて EGS5 と MCNP により算出した結果を係数化している。胸部 PA 撮影をモデル化して管電圧別に臓器線量を算出した結果の一例を図 9 に示した。図

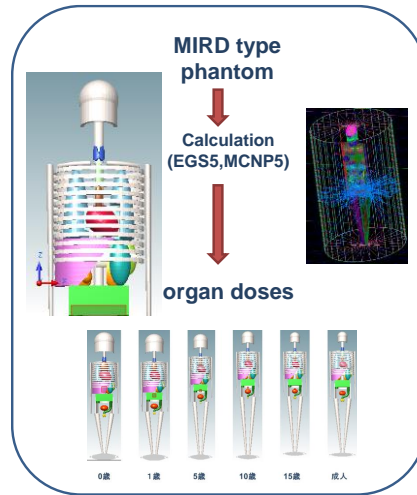


図8 臓器線量のモンテカルロ計算

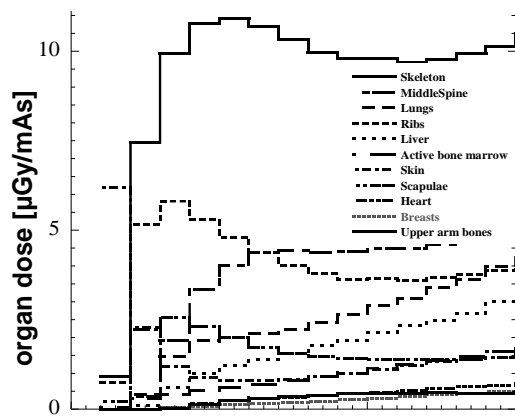


図9 胸部 PA 撮影をモデル化した臓器線量算出例

は総濾過 2.8 mmAl での算出結果である。

EPD では MIRD 型ファントムの日本人標準体型を用い、照射位置と照射野サイズは標準的な X 線検査を想定して、27 種の検査種別にモンテカルロ計算の結果を係数化している。EPD は診療放射線技師が、モデル化した撮影条件を適正化するための検討を行うために利用することを想定しており、詳細な線量評価が必要な場合や他の目的がある場合には別途検討する必要がある。

また、これら計算モデルを係数化する方法は、X 線管装置の設定パラメータから線量を算出する。そのため、X 線管装置の管理状態が算出結果に影響する可能性がある。

茨城県診療放射線技師会被曝低減委員会が 2018 年から 2021 年まで茨城県内 24 施設で実施した非接触型 X 線測定器 (ThinX : Raysafe) による施設の装置管理状況調査結果から、管電圧設定値と実出力との差異を図 10 に示した。図は管電圧 50 kV から 120 kV、照射野サイズ 20 cm×20 cm、焦点-検出器間距離 100 cm で測定して得られた 39 種類の X 線管装置による 2,144 件のデータを要約して示している。施設により X 線管装置の保守管理状況に差があり、管電圧の設定値と実出力にはバラツキがあることが判明している。

入射表面線量の測定値と EPD による算出値の差異を図 11 に示した。X 線出力は、装置の保守管理状況に加え、X 線管装置の使用状況に起因した焦点の劣化等により経年変化することが

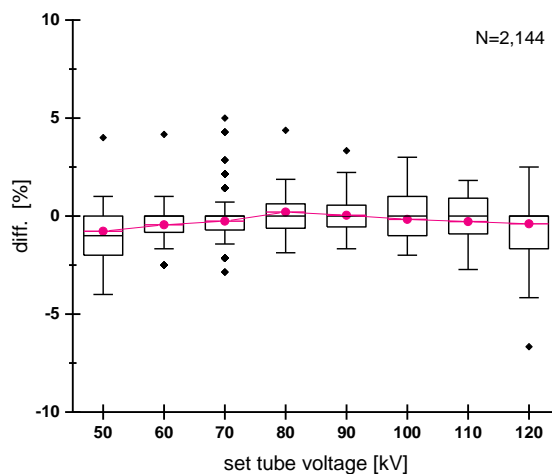


図 10 管電圧設定値と測定値との差異 (赤線：平均値)

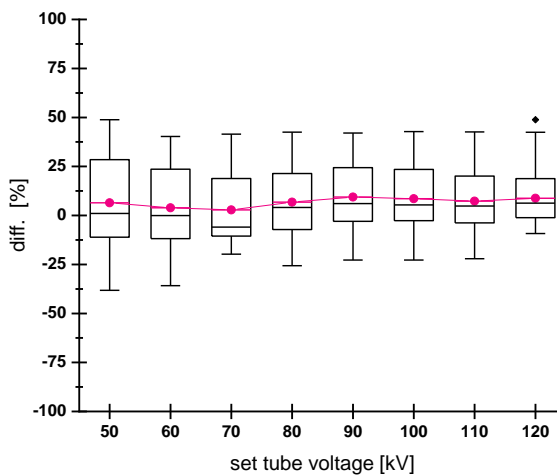


図 11 入射表面線量の測定値と EPD 算出値との差異 (赤線：平均値)

知られている。調査結果から、平均的な表面線量を評価する観点からは概ね妥当な算出結果と考えられる。

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を用いて、得られた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。

### 3. まとめ

診断用 X 線の線量シミュレーションについて、放射線診療における X 線照射を模擬した線量評価手法には数値計算法とモンテカルロ法や、両者の結果を用いる係数化法などがあり、これらを組み合わせて用いることが現実的である。計算モデルの対象と、評価目標を整理し、適切なシミュレーション手法を選択して用いる場合、診断用 X 線の線量シミュレーションは放射線被ばくの防護計画や対策を行うなど、線量適正化を検討するための有用な手段となる。

シミュレーションを実施すると何らかの結果が数値として得られるため、その結果の妥当性や適用範囲などを十分に検討する必要がある。それぞれの手法の特性や特徴を把握し、得られた結果を適切に解釈した上で評価に用いることが重要である。

### 文献

- 1) Hirayama H, Yoshihito N, Alex F. Bielajew, et al.: The EGS5 code system. Stanford, CA: Stanford Linear Accelerator, Stanford University 2008; SLAC-730.
- 2) Jeremy E. Sweezy. MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Los Alamos National Laboratory 2003; LA-UR-03.
- 3) Allison J, Amako K, Apostolakis J, et al. Recent developments in Geant4. Nucl Instrum Methods Phys Res Sect Accel Spectrometers Detect Assoc Equip. 2016;835:186-225.
- 4) Tatsuhiko Sato, Yosuke Iwamoto, Shintaro Hashimoto, Tatsuhiko Ogawa, Takuya Furuta, Shin-ichiro Abe, Takeshi Kai, Pi-En Tsai, Norihiro Matsuda, Hiroshi Iwase, Nobuhiro Shigyo, Lembit Sihver and Koji Niita. Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02, J. 2018; Nucl. Sci. Technol.
- 5) 森 剛彦, 武藤 裕衣, 佐藤 斉, 長谷川光昭. 線診断撮影条件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案. 日本医放会誌 2000; 60(7): 389-395.

## 計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：シミュレーションによる計測

### 「 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所  
古場 裕介

#### 1. はじめに

2015年6月に国内の関連学会や専門家によって構成される医療被ばく研究情報ネットワーク（Japan Network for Research and Information on Medical Exposure; J-RIME）<sup>1)</sup>から我が国初の診断参考レベル（Diagnostic Reference Level: DRL）が発表され、その後2020年7月にはDRLの改訂版が発表されるなど、医療被ばくにおける被ばく線量の評価と最適化に高い関心が示されている。特にCT撮影はその普及率と撮影時の被ばく線量の高さから注目を集めており、各医療機関は自施設の撮影時の線量評価と撮影条件の最適化が求められている。

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。図1に同じ撮影条件時の体型による被ばく線量の違いの例を示す。図1に示されるように、同じ撮影条件時にて異なる体型の患者を撮影した場合、標準体型に比べて痩せ型では約+15%、肥満型では約-30%被ばく線量が異なる場合がある。患者一人一人の被ばく線量の管理し、撮影条件の最適化を行うためには、このように撮影条件、患者体格を考慮した被ばく線量の違いをきちんと把握することが重要である。

本稿ではCT撮影による被ばく線量を評価するWEBシステムWAZA-ARiv2<sup>2)</sup>の概要について説明し、CT撮影時の線量シミュレーションを行うためのCT装置の線源モデルの作成方法と患者の臓器被ばく線量計算手法について解説を行う。

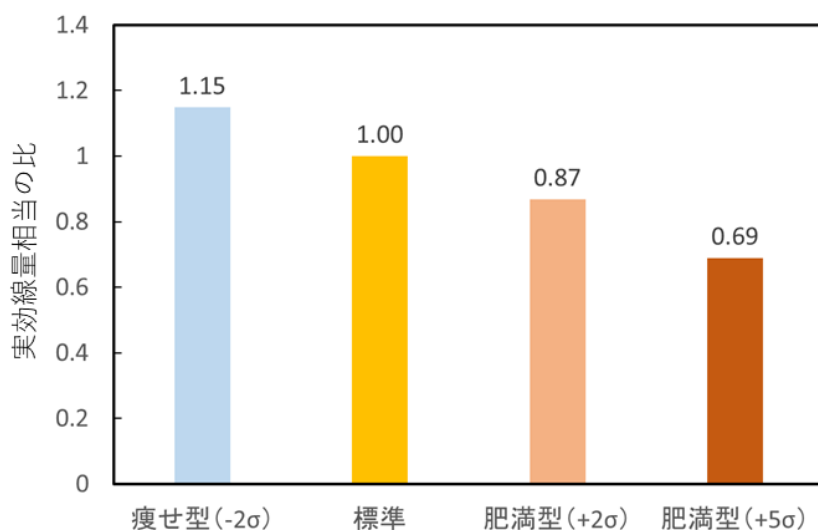


図1. 同じ撮影条件時の体型による被ばく線量の違いの例  
(特定 CT 装置の頸部～骨盤部撮影を想定, WAZA-ARiv2 での実効線量相当の値の比較)

## 2. CT 撮影による被ばく線量を評価する WEB システム WAZA-ARiv2

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. 本発表で紹介する WAZA-ARiv2 は量子科学技術研究開発機構放射線医学研究所 (QST-NIRS) と日本原子力研究開発機構 (JAEA), 大分県立看護科学大学が共同で開発した CT 撮影による被ばく線量を評価する WEB システムであり, インターネットに接続した WEB ブラウザより誰でも無料で利用することができる. また, 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ことがある. 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)<sup>3)</sup> 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 BMI に応じた被ばく線量の補正機能も有している<sup>4)</sup>. 図 2 に WAZA-ARiv2 の線量計算画面を示す. WAZA-ARiv2 には現在, 国内使用されている CT 台数の 70% 以上に対応するモデルが選択可能となっており, 随時新たに発売された CT 装置への対応も進めている. 2022 年 6 月現在, WAZA-ARiv2 の登録ユーザーは 3,500 名以上となっており, 国内外で広く利用されている.

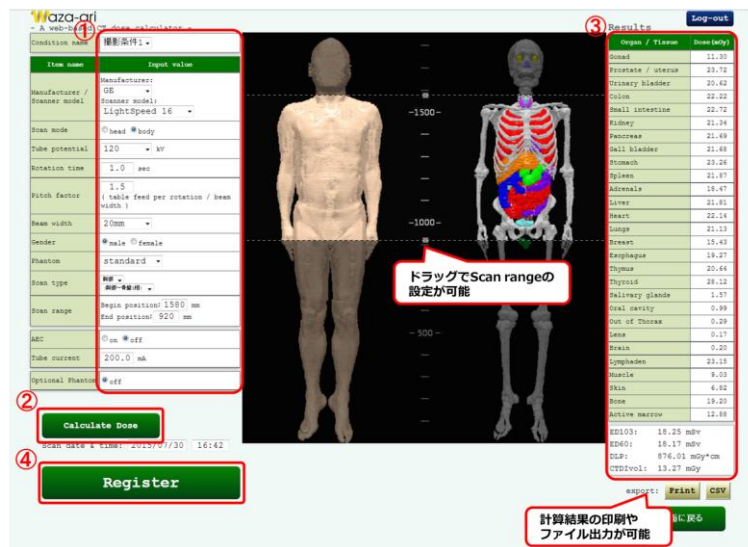


図2. WAZA-ARIv2 の線量計算画面

- ①の欄でCT撮影条件を選択・入力する。[Calculate Dose]ボタンを押すと、
- ②の欄に設定した撮影条件時の各臓器の被ばく線量と実効線量が③に表示される。
- ④[Register]ボタンを押すと計算結果をサーバーに登録することができる。

### 3. CT装置の線源モデルの作成

CT撮影時の線量シミュレーションを行うためにはまず、CT装置のX線管球から発生するX線の線質・分布の情報を取得し、シミュレーションに用いる線源モデルを作成する必要がある。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作成している。

CT装置にはX線管球から発生したX線を人体形状に応じて放射線量を調整するためにボウタイフィルタと呼ばれるフィルタが設置されている。ボウタイフィルタの組成や密度、形状についてはCT装置のメーカーやモデルによって大きく異なり、またその情報も公開されていないため、発生するX線の線質や分布を測定する必要がある。WAZA-ARI開発グループではメーカーや医療施設等の協力を得て、CT装置の線質・分布の測定を行っている。図3にあるCT装置の線質・分布測定の様子を示す。CT装置の管球を上方ゼロ度位置に固定し、ボア中心高さに線量計を設置・移動させて線質・分布測定を行っている。ここでは線量計はRTI社製のPiranhaを使用している。中心位置の線質測定結果と管球ターゲット角度の情報よりエネルギースペクトルを推定し、ボア中心高さの線量分布、管球焦点-ボア中心距離の情報からアルミ材と仮定したボウタイフィルタ形状の推定を行っている。この手法により、真のボウタイフィルタ形状が不明であっても患者に照射されるX線の線質・分布を精度良く再現することが可能となる。図4にモンテカルロ計算コードPHITS<sup>9)</sup>を用いて作成した線源モデルの線量分布を計算した例を示す。また、図5に再現したボア中心位置でのX線スペクトルとボア中心高さでの線量分布の例を示す。



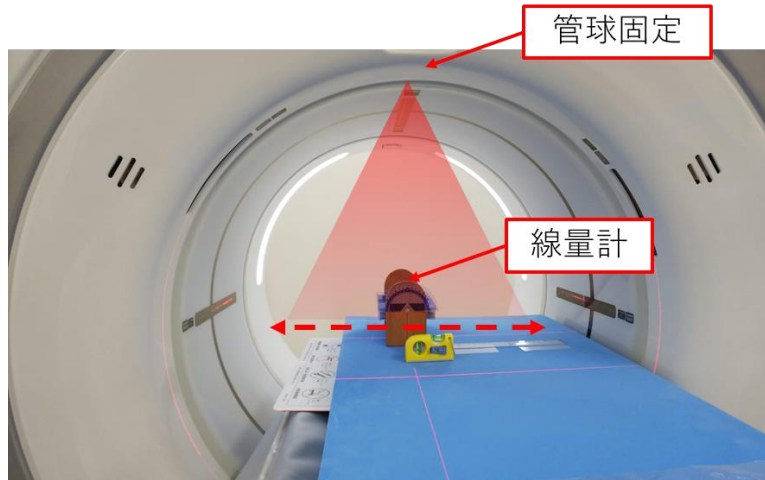


図3. CT装置の線質・分布測定の様子

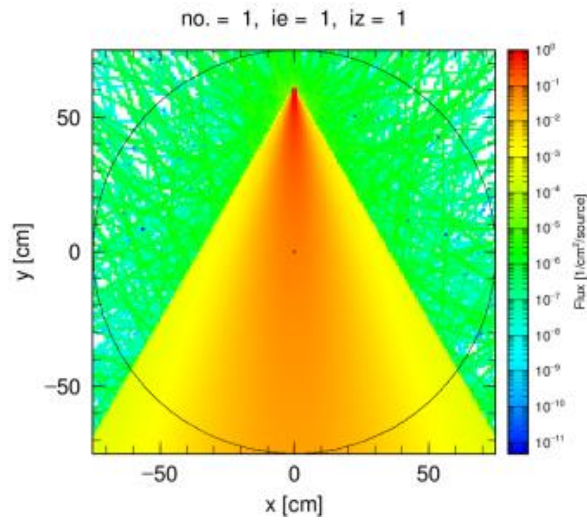


図4. 作成した線源モデルの線量分布を計算した例

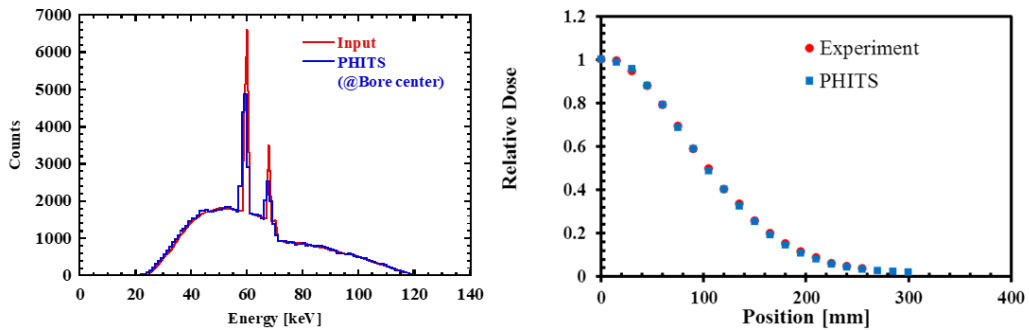


図5. 再現したボア中心位置での X線スペクトル (左) とボア中心高さでの線量分布 (右) の例



#### 4. 患者の臓器被ばく線量計算

様々な放射線被ばく状況において、人体の被ばく線量計算を行う際、モンテカルロシミュレーションコードと人体構造をもった計算用人体ファントムを用いる手法が広く利用されている。計算用人体ファントムとして以前は人体組織・臓器を幾何的な形状で表現した MIRD (Medical Internal Radiation Dose) ファントムが利用されていたが、近年では小さな立方体または直方体で構築されたボクセルファントムや四面体メッシュで構築されたメッシュファントムなどが利用されている。WAZA-ARiv2 ではボクセルサイズが約 1 mm の立方体で構築された精密なボクセルファントムを利用して患者の臓器被ばく線量のシミュレーションを行っている。成人用ファントムで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, High resolution voxel phantom for an average Japanese adult male/female) <sup>9)</sup> を使用し、日本人体型の統計分布から痩せ形 ( $-2\sigma$ )、肥満型 ( $+2\sigma$ ,  $+5\sigma$ ) を含めて 4 つの体型に対応した線量計算が可能である。また、小児の線量計算ではフロリダ大学の開発した 0 歳, 1 歳, 5 歳, 10 歳, 15 歳の 5 つの年齢に対応したファントム <sup>7,8)</sup> を使用しており、適切な体の大きさを考慮して線量計算を行うことができる。図 6 に WAZA-ARiv2 で選択可能なファントムの一覧を示す。また、モンテカルロシミュレーションには PHITS を用いている。

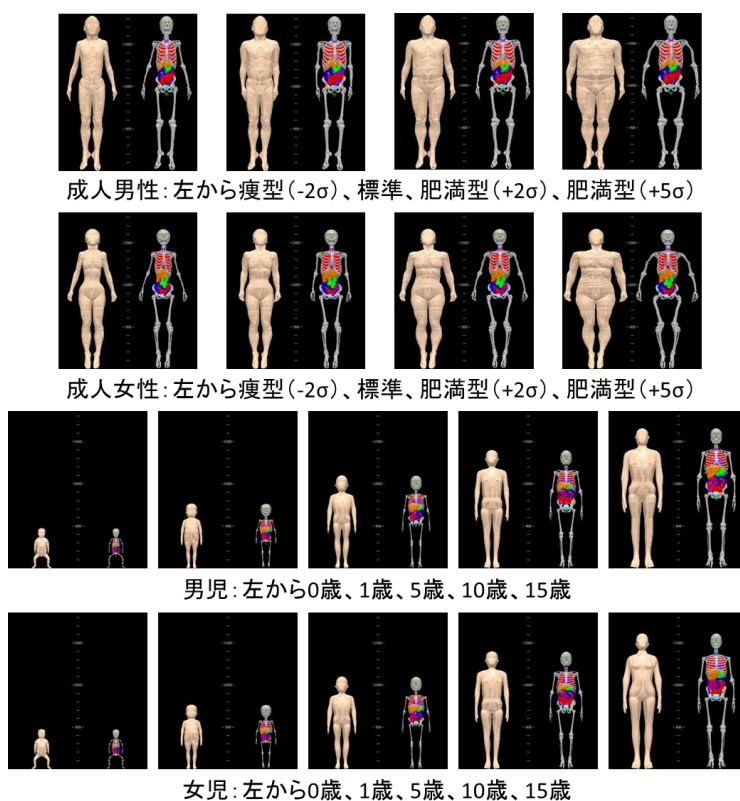


図 6. WAZA-ARiv2 で選択可能なファントム

WAZA-ARiv2 ではファントム上の任意の範囲の CT 撮影時の臓器被ばく線量計算が行えるようにするために、まず 5 mm 幅のビームによるスライス毎の臓器被ばく線量計算を行っている (図 7)。この計算結果として  $k$  番目のスライス位置で発生させたビームに対する発生光子あたりの組織  $T$  の吸収線量  $d(T, k)$  [mGy/photon] とした場合、臓器  $T$  のスライス位置  $k$  から発生した光子による臓器線量  $D(T, k)$  は以下のように計算される。

$$D(T, k) = \frac{d(T, k) \cdot {}_nCTDI_{air} \cdot I_k \cdot t}{qK_{air} \cdot pit}$$

ここで、各パラメータは以下のように定義される。

回転時間  $t$  [sec]

ビームピッチ  $pit$  [-]

計算ビーム幅における中心軸上の光子あたりの空気カーマ  $qK_{air}$  [mGy/photon]

mAs あたりの空気中での CTDI 値  ${}_nCTDI_{air}$  [mGy/mAs]

mAs あたりの Weighted CTDI 値  ${}_nCTDI_w$  [mGy/mAs]

$k$  番目のスライス位置の管電流  $I_k$  [mA]

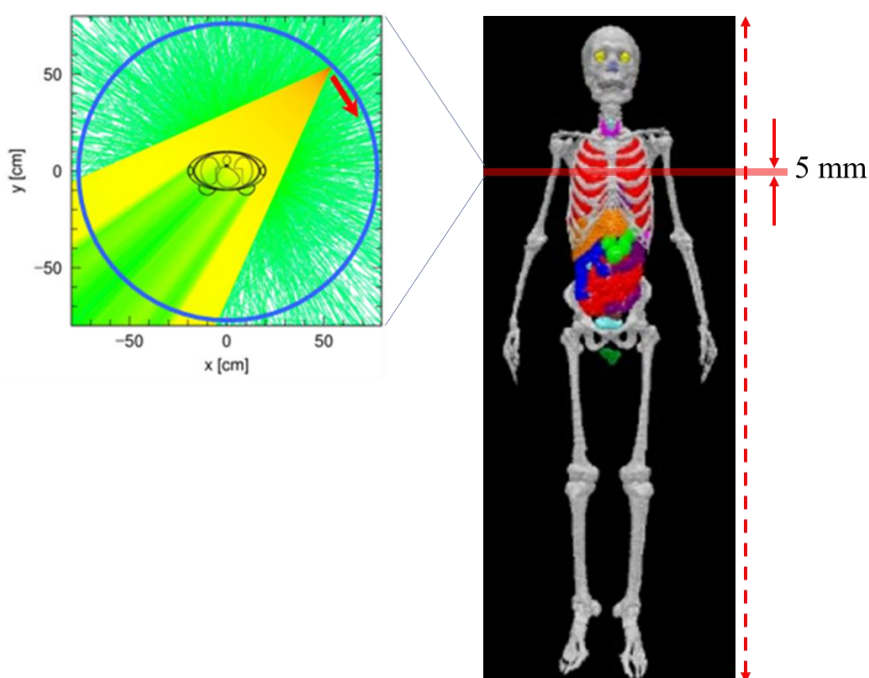


図 7. WAZA-ARiv2 で行っているスライス毎の臓器被ばく線量計算の様子

WAZA-ARIV2ではAECオプションをオンにした場合、管電流  $I_k$  は照射位置の  $z$  座標に応じて図8のように管電流変曲点を境界として線型に変化するものと仮定して計算を行っている。ユーザはスキャン開始  $z_{start}$ 、終了位置  $z_{end}$ 、境界位置（管電流変曲点） $z_a, z_b, z_c(z_{c'}), z_d, z_e$  における管電流値  $I_{start}, I_{end}, I_a, I_b, I_c(=I_{c'}), I_d, I_e$  を指定することができる。この管電流の入力値に基づいて、スキャン範囲内の各スライス ( $\Delta s = 5\text{mm}$ ) の中心の座標における電流値  $I_k$  を算出する。 $k$  番目のスライスの中心の座標  $z_k + \frac{\Delta s}{2}$  が隣り合う境界位置  $z_l, z_m$  の間にある場合、電流値  $I_k$  は以下の式のように線形補間の値で表される。

$$I_k = I_l + \frac{I_m - I_l}{z_m - z_l} \left( z_k + \frac{\Delta s}{2} - z_l \right) \quad \left( z_l < z_k + \frac{\Delta s}{2} < z_m \text{ の場合} \right)$$

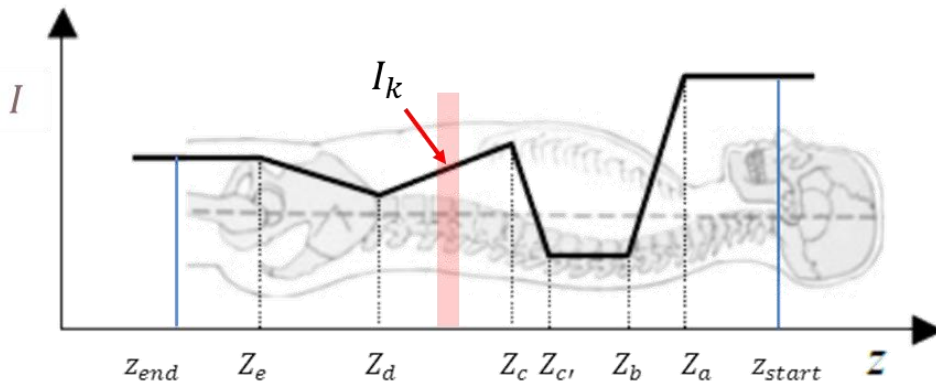


図8. WAZA-ARIV2における管電流変化と管電流変曲点の概要図

図9のように撮影範囲が位置  $z_{start}$  から位置  $z_{end}$  までであった場合、臓器  $T$  の臓器線量  $D_{total}(T)$  は以下のように計算される。

$$D_{total}(T) = \int_{z_{start}}^{z_{end}} \frac{D(T, k)}{\Delta s} dz = \frac{z_{i+1} - z_{start}}{\Delta s} D(T, i) + \sum_{k=i+1}^{j-1} D(T, k) + \frac{z_{end} - z_j}{\Delta s} D(T, j)$$

ここで、計算時のビーム幅  $\Delta s = 5 [\text{mm}]$  である。

WAZA-ARiv2 では上記のように計算された臓器被ばく線量と ICRP Publication 60, 103 に基づく組織荷重係数を用いて計算した実効線量相当の値を計算結果として表示している。また, CTDI volume や DLP (Dose Length Product), SSD (Size-Specific Dose Estimates) といった線量指標についても参考として表示される。

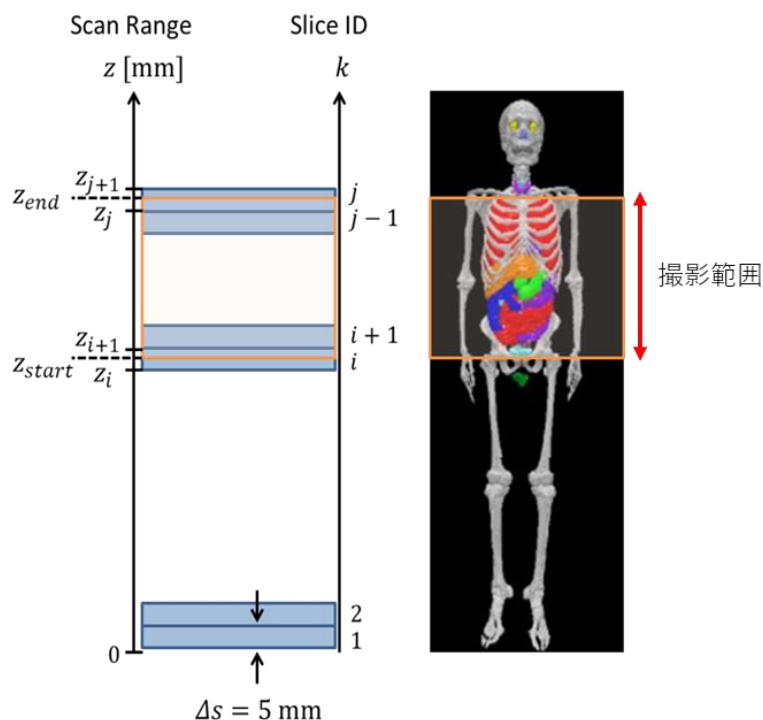


図9. 撮影範囲と線量計算を行っているスライスとの位置関係

## 5. まとめ

近年、医療被ばくの適切な線量評価や管理について高い関心が高まっており、特に CT 撮影はその撮影時の被ばく線量の高さなどから重要となっている。本稿では QST-NIRS 等が開発し、公開している CT 撮影によるの被ばく線量の評価する WEB システム WAZA-ARiv2 の概要について説明するとともに、CT 撮影時の線量シミュレーションを行うための CT 装置の線源モデルの作成方法と患者の臓器被ばく線量計算手法について詳細な解説を行った。WAZA-ARI 開発グループでは随時新たに発売された CT 装置への対応を進めており、また一般撮影や IVR 撮影時などの患者被ばく線量を計算できるシステム開発も進めている。

## 謝辞

WAZA-ARIV2 は以下の WAZA-ARI 開発メンバーの協力により開発を行っている。

(以下敬称略)

QST-NIRS	古場 裕介, 仲田 佳広, 赤羽 恵一, 奥田 保男, 神田 玲子
JAEA	佐藤 薫, 高橋 史明
東京都立大学	張 維珊, 松本 真之介
新別府病院	吉武 貴康
東海大学医学部附属東京病院	長谷川 隆幸
東海大学医学部附属	勝沼 泰
東京医療保健大学	小野 孝二
大分県立看護科学大学	甲斐 倫明 (開発当時の所属, 現所属 日本文理大学)
千葉大学医学部附属病院	笠原 哲治

## 参考文献

1. J-RIME HP; <http://www.radher.jp/J-RIME/>
2. WAZA-ARIV2 – CT 撮影による被ばく線量を評価する WEB システム,  
<https://waza-ari.nirs.qst.go.jp/>
3. 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).
4. 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).
5. Sato T, et al. Features of Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) version 3.02, J. Nucl. Sci. Technol. 55(5-6), 684-690 (2018).
6. Sato K, Noguchi H, Emoto Y, Koga S and Saito K. Japanese Adult Male Voxel Phantom Constructed on the Basis of CT Images. Radiat Pro. Dosim. 123, 337-344 (2007).
7. Lee C, Lodwick D and Bolch W. Hybrid computational phantoms of the male and female newborn patient, NURBS-based whole-body models. Phys Med Biol. 52, 3309-3333 (2007).
8. Lee C, Lodwick D, Hurtado J, Pafundi D, Williams J and Bolch W. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. Phys. Me. Biol. 55, 339-363 (2010).

## 計測部会発表 討論会 後抄録

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 Radiation Therapy

熊本大学大学院 生命科学研究部

大野 剛

放射線治療では、モンテカルロ (Monte Carlo: MC) シミュレーションは線量計算における標準的な手法として扱われている。そのため、MC シミュレーションは治療計画装置 (Treatment Planning System: TPS) における線量計算や線量計測における補正係数の算出など、幅広く利用されている。

とくに、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ており、複雑さが増すとともに、治療領域だけでなく、診断領域や静磁場下での線量計測が必要となっている。

このような背景の中、熊本大学では MC シミュレーションを用いて、放射線治療領域における研究を行ってきた。今回の講演では、過去の研究から 1. 強度変調放射線治療 (Intensity Modulated Radiotherapy: IMRT) の線量分布の検証に関する研究, 2. 画像誘導放射線治療 (Image Guided Radiotherapy: IGRT) における kV-コーンビーム CT (Cone Beam CT: CBCT) の線量計測に関する研究, 3. 静磁場下における線量計測に関する研究を紹介した。

#### 1. IMRT の線量分布の検証に関する研究

IMRT では、治療計画装置の線量計算精度やリニアックに装備された多分割コリメータ (Multileaf Collimator: MLC) の物理特性により、計画された線量と照射された線量に差が生じる場合がある。

そのため、IMRT では、治療前に線量計とファントムを用いた実測による線量検証が行われる。しかし、実測による線量検証においても線量計の不確かさやファントムと患者の違いに起因する誤差を完全に排除することは出来ない。一方、線量計とファントムを用いた線量検証に代わる方法として、MC シミュレーションを用いた線量検証が提案されている<sup>1,2)</sup>。MC シミュレーションを用いた線量検証では、実測による線量検証とは異なり、患者の幾何学的情報を用いた 3 次元での線量検証が可能である。

そこで熊本大学では、MC シミュレーションを用いて、リニアックのモデリングを行った。また作成したモデリングを用いて、IMRT の線量検証を行った。

MC シミュレーションには、汎用 MC コードである EGSnrc/Beamnrc code<sup>3-5)</sup>を用いた。また、リニアックには、Elekta 社製 Synergy と Varian 社製 Novalis Tx を用いた。初めに、EGSnrc/Beamnrc code を用いて、2つのリニアックのモデリングを行った。次に、フィルムを用いて測定を行い、



計算値と測定値の比較から作成したモデリングの妥当性を検証した。その後、TPS に米国医学物理士会（American Association of Physicists in Medicine: AAPM）Task Group-119<sup>6)</sup>で提供されている輪郭情報を取り込み、治療計画および線量計算を行った。また EGSnrc/DOSXYZnrc code<sup>7)</sup>を用いて、同一の治療計画の線量計算を行い、TPS の計算値と比較から、線量検証を行った。

図1に作成した2つのリニアックのモデリングを示す。

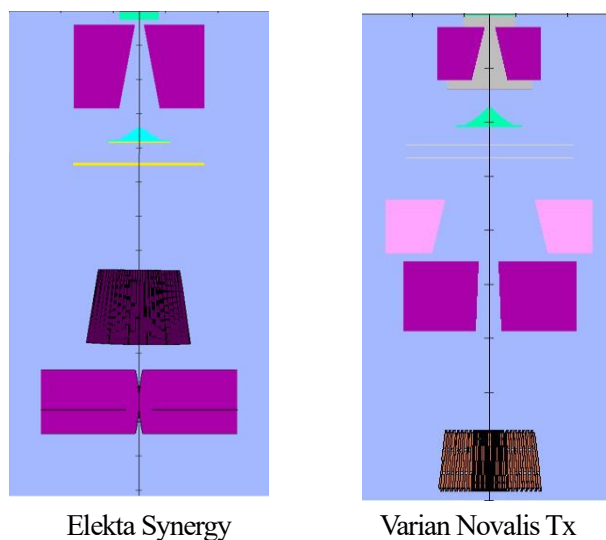


図1 EGSnrc/Beamnrc code<sup>3-5)</sup>を用いて作成したリニアックのモデリング。

図2に作成したモデリングによる計算値とフィルムによる測定値の比較を示す<sup>8)</sup>。

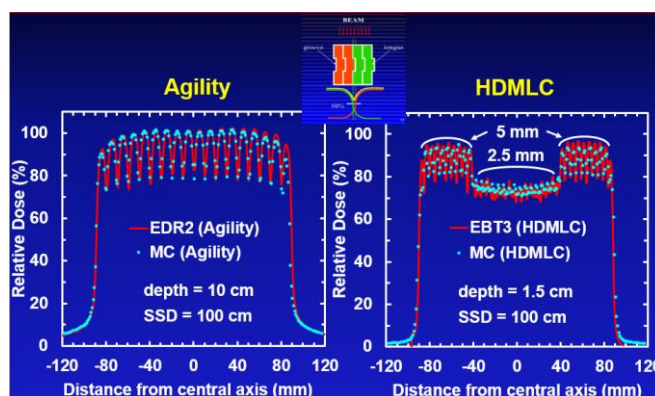


図2 Tongue & Groove Effect の計算値と測定値の比較<sup>8)</sup>。Synergy には Agility MLC が、Novalis Tx には HDMLC がそれぞれ装備されている。

計算値と測定値は良く一致し、リニアックのモデリングの妥当性が確認された。次に、MC シミュレーションおよび TPS から算出した AAPM Task Group-119 の C-shape に対する治療計画の線量分布の比較を図3に示す。

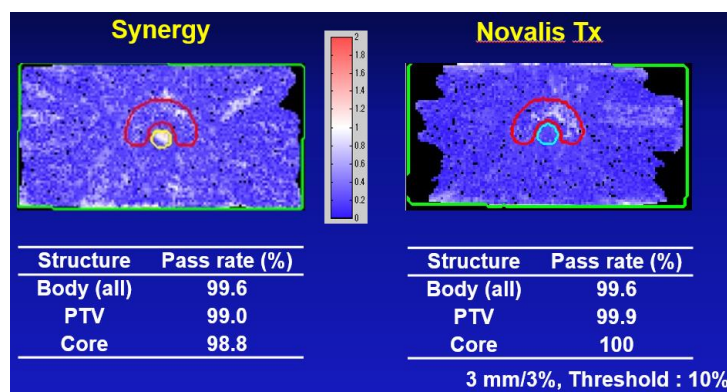


図3 AAPM Task Group-119 の C-shape に対する治療計画の線量分布の比較.

AAPM Task Group-119 の C-shape に対する治療計画では、すべての輪郭における  $\gamma$  解析のパス率も概ね 100%に近い値と示しており、MC シミュレーションおよび TPS から算出した線量分布は良く一致した。

以上の結果から、MC シミュレーションを用いた線量検証は、3次元での線量分布の比較が可能であり、TPS の線量計算精度の検証に有用であると考えられる。

## 2. IGRT における kV-CBCT の線量計測に関する研究

放射線治療では、IMRT に代表される高精度放射線治療の普及により、治療における位置決め精度が重要となっている。そのため、高精度放射線治療では、治療直前に患者画像を取得し、位置合わせを行う IGRT が併用される。現在、IGRT では、3次元での位置合わせの必要性から、kV-CBCT が頻用されている。一方、kV-CBCT の使用は、患者の被ばく線量を増加させ、2次誘発がん等の要因となる可能性があるため、線量を評価・管理する必要がある<sup>9)</sup>。

そこで熊本大学では、MC シミュレーションを用いて、kV-CBCT のモデリングを行った。また作成したモデリングを用いて、kV-CBCT における電離箱線量計の感度変化を明らかにし、kV-CBCT の線量計測法を開発した。加えて MC シミュレーションを用いて、kV-CBCT における患者の線量分布を算出した。

MC シミュレーションには、EGSnrc/Beamnrc code を用いた。また、kV-CBCT 装置には、Elekta 社製 X-ray volume imaging (XVI) と Varian 社製 On Board Imager (OBI) を用いた。初めに、EGSnrc/Beamnrc code を用いて、2つの kV-CBCT 装置のモデリングを行った。次に、作成したモデリングを用いて、kV-CBCT における電離箱線量計の感度変化を明らかにした。そして、自作の円柱水ファントムを用いて線量測定を行った。最後に、治療計画における患者の CT 画像を用いて、kV-CBCT における線量分布を算出した。

図4に作成した2つの kV-CBCT 装置のモデリングを示す。

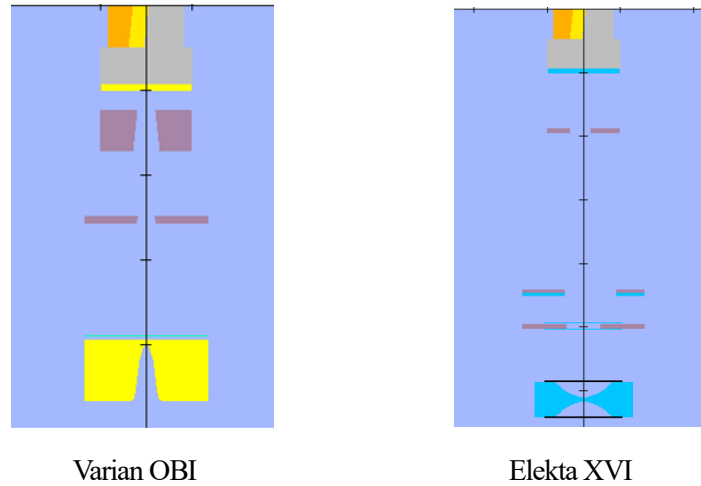


図4 EGSnrc/Beamrc code を用いて作成した kV-CBCT 装置のモデリング<sup>10-11)</sup>.

また，作成した kV-CBCT 装置のモデリングから算出した入射光子スペクトルとアルミニウム (Aluminium: Al) 半価層 (Half-value layer: HVL) を図5に示す。

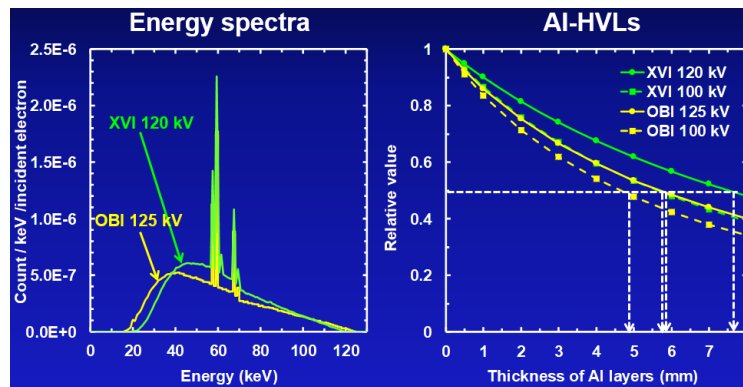


図5 作成した kV-CBCT 装置のモデリングから算出した入射 X 線スペクトルと Al-HVL.

2つの装置間では，管電圧は OBI の方が高いが，スペクトルは全体的に XVI の方が高エネルギー側へシフトしていることがわかる。また，OBI では，X 線ターゲットの材質であるタングステン・ロジウム，XVI ではタングステン・レニウムによる特性 X 線のピークが確認された。半価層は OBI の 125 kV で 5.8 mm，100 kV で 4.8 mm であり，XVI の 120 kV で 7.2 mm，100 kV で 5.9 mm であった。次に，電離箱線量計を用いて測定した自作の体幹部用円柱水ファントムの各測定点における線量を図6に示す。

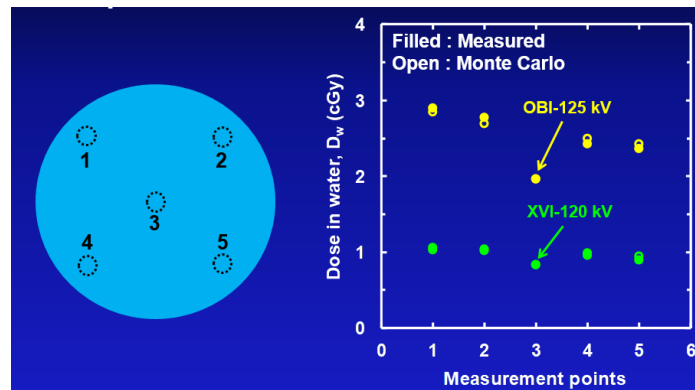


図6 体幹部用円柱水ファントムにおける吸収線量の測定値と計算値の比較<sup>11)</sup>。

測定値と計算値はすべての測定点において、5%以内で一致した。また、OBIはXVIに比べ、2.5倍程度、線量が高くなった。次にkV-CBCTにおける各臓器の平均線量の一覧を表1に示す。

表1 kV-CBCTにおける各臓器の平均線量<sup>12)</sup>。

	Chest		Abdomen		Pelvis	
	OBI	XVI	OBI	XVI	OBI	XVI
Spinal cord	2.39	1.07	1.45	0.66		
Esophagus	3.67	1.49	1.71	0.71		
Lung	3.19	1.34				
Heart	4.13	1.60				
Liver			2.34	1.04		
Stomach			2.56	0.97		
Kidney			1.35	0.68		
Bladder					2.80	1.13
Prostate	IMRT for prostate (38 fraction) :				2.39	0.99
Rectum	2.80 cGy × 38 = 106.4 cGy (Bladder)				2.32	0.97
Testis					3.81	1.41

例として、OBIの骨盤部撮影では、膀胱の平均線量は2.8 cGyであった。これは、撮影1回あたりの線量である。しかし、放射線治療では20-40回程度の分割照射が行われるため、毎回の照射において、kV-CBCTによるIGRTを行った場合、回数に比例した線量が加算されることとなる。そのため、38分割の前立腺IMRTを想定した場合、2.8 cGy × 38回 = 106.4 cGyであり、治療期間全体で1 Gy程度の被ばくを生じることとなる。

以上の結果から、kV-CBCTを用いたIGRTは、1回あたりの線量は小さいが、治療期間全体では、大きくなるため、患者の臓器線量を考慮した撮影条件の設定が必要である。また、治療計画において、リスク臓器の線量が線量制約へ近い場合は、IGRTによる被ばく線量で線量制約の超過などを生じることがあるため、とくに注意が必要である。

### 3. 静磁場下における線量計測に関する研究

現在、3次元での位置照合の必要性から、IGRTではkV-CBCTが用いられている。しかし、kV-CBCTでは、正常組織と腫瘍のコントラストが低い場合がある。そのため、位置照合精度の向上を目的に、磁気共鳴（Magnetic Resonance: MR）装置とリニアックを融合したMRリニアックが導入されている。しかし、MRリニアックでは、静磁場下で荷電粒子が運動するため、荷電粒子に対してローレンツ力を生じる。その結果、荷電粒子が偏向し、線量分布が変化する<sup>13)</sup>。

そこで熊本大学では、MCシミュレーションを用いて、静磁場が患者の線量分布および検出器の感度に与える影響を明らかにした。線量分布に関する研究では、肺腫瘍ファントムに対して、治療計画を作成し、異なる静磁場を設定して線量計算を行った。また検出器の感度に関する研究では、蛍光ガラス線量計と光刺激ルミネセンス線量計をモデリングし、異なる静磁場を設定して線量計算を行った。

線量分布に関する研究では、MCシミュレーションにEGSnrc/DOSXYZnrc codeを用いた。図7に示すCIRS社製Dynamic Thorax Phantomを用いて半径1cmの肺腫瘍を設定し、CT画像を撮影した。

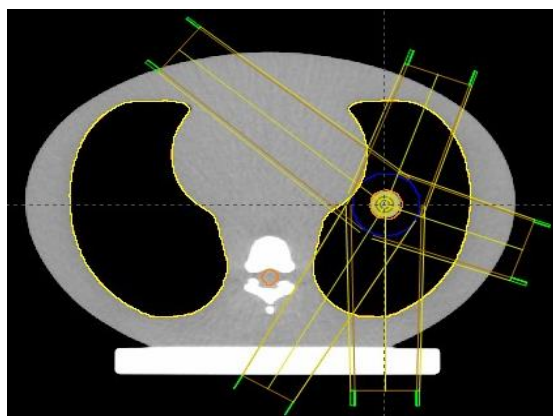


図7 肺腫瘍ファントム CIRS Dynamic Thorax Phantom.

次に撮影したCT画像を用いて、治療計画を行った。治療計画では、腫瘍領域を肉眼的腫瘍体積（Gross Tumor Volume: GTV）に設定し、GTVに1cmのマーヅンを加えた領域を計画標的体積（Planning Target Volume: PTV）に設定した。そして、前方1門照射（Anterior Field: AF）、5門体幹部定位放射線治療（Stereotactic Body RadioTherapy: SBRT）、強度変調回転照射（Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT）の治療計画を作成した。そして、作成した治療計画をEGSnrc/DOSXYZnrc codeのインプットファイルに変換し、0.35 Tesla (T)、1.5 Tの静磁場下での線量計算を行った。検出器の感度に関する研究では、MCシミュレーションにEGSnrc/egs\_chamber codeを用いて、図8に示すように、旭テクノガラス社製GD-302Mと長瀬ランダウエア社製nanodotをモデリングした。そして、0-3.0 Tの静磁場下における線量計算を行った。



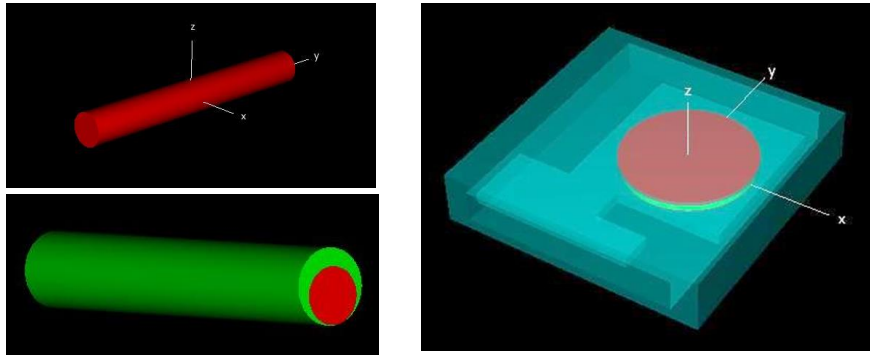


図8 検出器のモデリング. 左図：蛍光ガラス線量計（上図：素子のみ，下図：ケースへの封入を想定し，素子の周りに空気を設定したもの），右図：nanodot 線量計.

図9に静磁場がある場合とない場合の線量分布の差分を示す.

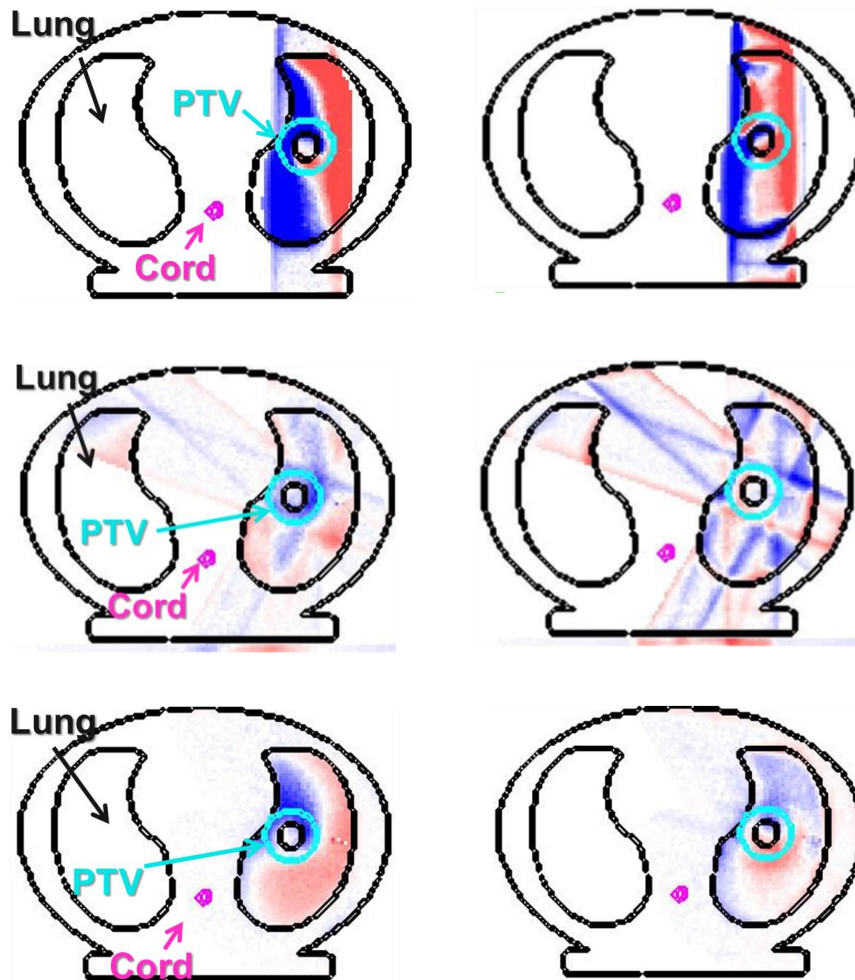


図9 静磁場がある場合とない場合の線量分布の線量差分，左図：0.35 T，右図：1.5 T，上図：AF 治療計画，中図：SBRT 治療計画，下図：VMAT 治療計画.



AF では、ローレンツ力により、電子が偏向し、照射野中心から左右方向に大きな線量差が見られた。一方、SBRT や VMAT では、照射方向が分散することにより、ローレンツ力の向きも分散され、AF に比べ、静磁場がある場合とない場合の差は小さくなった。また、0.35 T と 1.5 T の比較では、0.35 T において、線量変化が大きくなった。これは、0.35 T における電子の回転半径が 1.5 T に比べ大きいことに起因している<sup>14)</sup>。加えて、軟部組織と肺では、肺において線量変化が大きくなった。これは、肺は軟部組織に比べ、密度が低く、電子の飛程が長くなることに起因している。図 10 に、6 MV-X 線での蛍光ガラス線量計の感度変化を示す。

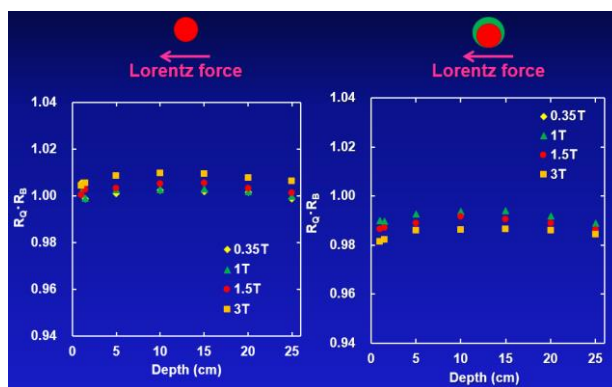


図 10 6MV-X 線における蛍光ガラス線量計の感度変化<sup>15)</sup>。左図：素子のみ，右図：ケースへの封入を想定し，素子の周りに空気を設定したもの。

静磁場下においては、蛍光ガラス線量計の感度は、静磁場強度が大きくなるほど上昇し、最大 1%程度の差が見られた。また、ケースへの封入を想定した場合、静磁場下では、蛍光ガラス線量計の感度は低下し、静磁場強度が大きいほど、感度低下は大きくなった。これは電子が、素子の上部にある空気で円軌道を描き、ファントム内に戻る Electron Return Effect (ERE) を生じるためである。図 11 に 6 MV-X 線における nanodot 線量計の感度変化を示す。

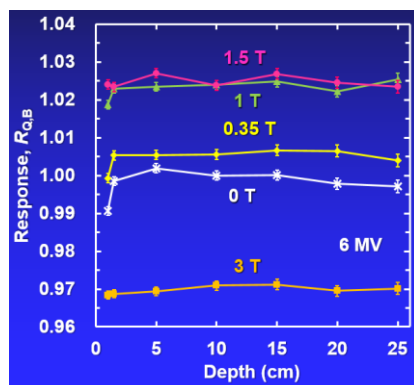


図 11 6MV-X 線における nanodot 線量計の感度変化<sup>16)</sup>。

静磁場下においては、nanodot 線量計の感度は、蛍光ガラス線量計に比べ、静磁場強度に依存して大きく変化した。これは、nanodot 線量計では、有感体積の周辺に空気が存在し、静磁場による ERE を生じるためである。

以上の結果から、肺や空気といった密度の小さい領域では、静磁場の影響が大きくなるため注意が必要である。

本稿では、放射線治療におけるシミュレーションというタイトルで、熊本大学でこれまでに行った研究を紹介した。MC シミュレーションは、その特徴から、現実では測定が難しい領域の測定が可能であり、詳細な分析に有用である。一方で、MC シミュレーションでのモデリングの妥当性は、測定データの比較等から検証を行う必要がある。

本稿の MR リニアックの研究が代表例であるが、MC シミュレーションでは機器や装置の制限を受けることなく、自身の研究を具現化することが可能である。とくに放射線治療では、海外メーカーによる開発が主であること、また日本では薬事の関係から新しい機器の普及までに時間を要することがある。そのため、日本に新しい装置が入ったときには、すでに海外で多くの研究が行われていることが多くある。しかし、MC シミュレーションでは、新しい装置を文献で報告されている測定データからモデリングできるため、我々も自施設では MR リニアックを有していないが、早期から MR リニアックの研究を行うことができた。

このように MC シミュレーションは、研究者の自由な発想で研究を実行するには大変有用である。本稿をご覧頂いた方にとって、本稿がモンテカルロシミュレーションに興味をもつ機会となれば、幸いである。

#### 参考文献

1. Bush K, Townson R, Zavgorodni S. Monte Carlo simulation of RapidArc radiotherapy delivery. *Phys Med Biol*. 2008 Oct 7;53(19):N359-70.
2. Teke T, Bergman AM, Kwa W, Gill B, Duzenli C, Popescu IA. Monte Carlo based, patient-specific RapidArc QA using Linac log files. *Med Phys*. 2010 Jan;37(1):116-23.
3. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport. I. EGSnrc, the new EGS4 version. *Med Phys*. 2000 Mar;27(3):485-98.
4. Kawrakow I, Rogers DWO, Tessier F, et al. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport. National Research Council of Canada Report PIRS-701;2011.
5. Rogers DW, Faddegon BA, Ding GX, Ma CM, We J, Mackie TR. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys*. 1995 May;22(5):503-24.
6. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, Molineu A, Palta JR, Ramsey CR, Salter BJ, Shi J, Xia P, Yue NJ, Xiao Y. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*. 2009 Nov;36(11):5359-73.
7. Walters B, Kawrakow I, Rogers DWO. DOSXYZnrc users manual National Research Council of Canada, Ottawa, NRCC Report PIRS-794revB;

8. Onizuka R, Araki F, Ohno T. Monte Carlo dose verification of VMAT treatment plans using Elekta Agility 160-leaf MLC. *Phys Med*. 2018 Jul;51:22-31.
9. Ding GX, Alaei P, Curran B, Flynn R, Gossman M, Mackie TR, Miften M, Morin R, Xu XG, Zhu TC. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys*. 2018 May;45(5):e84-e99.
10. Kouno T, Araki F, Nakaguchi Y, Oono T. [Dose distribution from kV-cone beam computed tomography in image-guided radiotherapy]. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi*. 2013 Jul;69(7):753-60. Japanese.
11. Hioki K, Araki F, Ohno T, Nakaguchi Y, Tomiyama Y. Absorbed dose measurements for kV-cone beam computed tomography in image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2014 Dec 7;59(23):7297-313.
12. Hioki K, Araki F\*, Ohno T, Tomiyama Y, Nakaguchi Y. Monte Carlo-calculated patient organ doses from kV-cone beam CT in image-guided radiation therapy. *Biomedical Physics & Engineering Express*. 2015 1(2), 025203.
13. Kadoya N. [Current Status of MR-Linac System]. *Igaku Butsuri*. 2017;36(4):229-235. Japanese.
14. Kubota T, Araki F, Ohno T. Comparison of dose distributions between transverse magnetic fields of 0.35 T and 1.5 T for radiotherapy in lung tumor using Monte Carlo calculation. *Med Dosim*. 2020 Summer;45(2):179-185.
15. Ito S, Araki F, Ohno T. Impact of transverse magnetic fields on dose response of a radiophotoluminescent glass dosimeter in megavoltage photon beams. *Med Phys*. 2020 Apr;47(4):1995-2004.
16. Ito S, Araki F, Hoshida K, Ohno T. Impact of transverse magnetic fields on dose response of a nanoDot OSLD in megavoltage photon beams. *Phys Med*. 2020 Feb;70:153-160.

## 2021年度計測分野に関する論文・発表

・ 2021年10月（Vol.77 No.10, 2021）～ 2022年3月（Vol.78 No.3, 2022）

日本放射線技術学会雑誌から掲載しています。

題名	著者	所属施設名	学会誌	雑誌号巻
オーバーテーブル式 X 線透視装置の表示線量の簡易精度検証方法	能登 公也	金沢大学附属病院 放射線部	原著	77 巻 10 号 (1180-1185)
体幹部用個人線量計と X 線遮蔽体による放射線防護眼鏡装着時における水晶体線量の簡易推定方法	小山内 暢	弘前大学大学院 保健学研究科	臨床技術	77 巻 12 号 (1432-1443)
股関節単純 X 線撮影における卵巣の位置に基づく生殖腺防護について	柴田 隼	我汝会えにわ病院 放射線科	原著	78 巻 1 号 (53-61)
CT 撮影時における介助者の被ばく低減を目的とした放射線防護カーテンの開発	諸井 里香	昭和大学藤が丘病院 放射線技術部	原 著	78 巻 2 号 (140-151)
X 線出力アナライザ専用 Pb スリットを用いた CT 装置の簡易半価層測定法の検討	森分 良	川崎医科大学附属病院 中央放射線部	臨床技術	78 巻 2 号 (152-158)

## 第78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

#### ○ 防護（血管造影・IVR）線量管理

77. 東海地区における水晶体の等価線量限度引き下げに伴う対応に関するアンケート調査  
愛知医科大学病院 大澤 充晴
78. 穿刺部位と治療部位の違いにおける EVT 術者の眼の水晶体被ばくに関する検討  
筑波メディカルセンター病院 石橋 智通
79. 人体メッシュファントムを用いた心臓カテーテル検査における臓器線量の評価法の検討  
九州大学大学院 清水 美里
80. 椎間板内酵素注入療法における術者の手指被曝の把握とその低減法について  
岡山旭東病院 松下 明民
81. 鉛アームサポートと従来の放射線防護用具組み合わせた場合における術者被曝低減効果の評価  
滋賀県立総合病院 林 拓磨

#### ○ 防護（マルチモダリティ）防護具

82. 放射線防護メガネのレンズ形状及び鉛当量依存性の検証  
森ノ宮医療大学 今井 信也
83. 新しい頭頸部用放射線防護具による頭部及び頸部の防護効果  
山形大学医学部附属病院 日野 隆喜
84. 新しい遮蔽物質を用いた放射線防護衣の放射線防護効果の検討  
名古屋市立大学病院 吉岡 拓弥
85. 異なる放射線防護手袋の性能比較評価  
昭和大学病院 荘司 学
86. 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

#### ○ 撮影（透視、血管造影・IVR）画像評価

94. PCI における透視パルスレートの低減が視認性と被ばく線量に与える影響  
市立四日市病院 吉田 将人
95. PCI におけるステント強調処理を用いた患者被ばく線量低減の検討  
川口総合病院 森 一也

#### ○ 教育 -2

111. マンモグラフィ受診者の検査における被ばくリテラシーと被ばく線量の理解度の関連性について  
順天堂大学医学部附属静岡病院 中村登紀子

○ 防護 (CT) 線量管理

204. CT 撮影による被ばく線量を評価する Web システム WAZA-ARI の進捗

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 古場 裕介

205. CT 検査における介助者の被ばく低減を目的とした鉛含有アクリル防護板の有用性

東千葉メディカルセンター 伊藤 肇

206. 診断 CT 撮影における患者介助方法の違いが医療従事者の手指線量に与える影響

産業医科大学病院 永元 啓介

○ 防護 (マルチモダリティ) その他

216. 診療放射線技師による介入が医療従事者の隠された被ばくを低減する：前向きクロスオーバー試験

公立南砺中央病院 杉本 嵩

217. Web ブラウザ上での血管造影検査室内の 3 次元散乱線分布表示法の検討

九州大学大学院 中嶋美沙希

218. 深度カメラを利用した術者位置モニタリングによる X 線透視時の被ばく警告システムの開発

九州大学大学院 本井傳健太

219. 画像誘導陽子線治療における被ばく線量評価と安全管理を目的とした線量管理システムの構築

メディポリス国際陽子線治療センター 高嶋 優弘

○ 計測 (CT・単純 X 線) 線量評価・管理・技術

220. Dual Energy Computed Tomography の 3 次元線量分布測定

帝京大学大学院 久保 匠

221. X 線 CT における眼部表層より水晶体深度に至る線量変化：モンテカルロシミュレーションによる検討

名古屋大学医学部附属病院 山崎 健大

222. Flat Panel Detector を用いた半価層測定法の開発

神戸常盤大学 市川 尚

223. 新たに開発された炭素繊維複合材料の有用性について

東京都立大学大学院 根岸 徹

○ 計測 (透視・血管造影・IVR) 線量評価・管理

224. X 線 TV 用 X 線管プロテクタのひび割れ位置が術者の水晶体被ばく線量に及ぼす影響

大隈病院 林 隆太

225. ピンホールカメラによる距離補正を考慮した表面線量分布評価の検討

九州大学大学院 岸田 大典

226. ERCP における基準空気カーマと入射表面空気カーマの乖離に関する基礎的検討

東北大学病院 石井 浩生



227. 補正值を用いた据置型デジタル式循環器用 X 線透視診断装置における線量管理システムの  
検証

聖隷三方原病院 鈴木 千晶

228. 処理時間の短縮を試みた患者皮膚入射線量解析ソフトの検討

埼玉県川口総合病院 眞壁 耕平

229. 散乱体の形状とサイズが散乱線分布に及ぼす影響

大阪市立大学医学部附属病院 阪井 裕治

## 診断領域線量計標準センターご利用案内

診断領域線量計標準センター班長 小山 修司

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

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

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

## 診断領域線量計標準センター利用基準

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

### 追記

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

この利用基準は平成 17 年 4 月 1 日より発行する。

# 日本放射線技術学会 診断領域線量計標準センター

(2022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	交代の予定 (選任中)
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

前巻より、編集担当を仰せつかることになりました九州大学病院の宮崎と申します。よろしくお願  
いいたします。さて、本巻より寄稿していただく先生方には、新しいテンプレートを用いて、ご執筆  
いただきました。おかげさまで、大変スムーズなやり取りが可能となりました。ご協力いただき誠に  
ありがとうございました。

今年から専門部会の年会費が無料となりました。計測部会は魅力的な企画で、たくさんの新入会員  
をお待ちしております。また、編集担当としても、計測部会に入りたいと思っていただけるような、  
会誌づくりに精一杯取り組んでいきたいと思えます。

宮崎 仁志 (九州大学病院)

### 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会委員 (50 音順)

	部会長	落合 幸一郎	横浜市立市民病院		
紀太 千恵子	天理よろづ相談所病院		関本 道治	新潟医療福祉大学	
小山 修司	名古屋大学		富永 正英	徳島大学	
佐藤 斉	茨城県立医療大学		能登 公也	金沢大学附属病院	
庄司 友和	東京慈恵会医科大学附属病院		宮崎 仁志	九州大学病院	

### 計測部会誌 Vol. 30, No. 2, (通巻 60)

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 10 月 1 日

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会  
部会長 落合 幸一郎