



Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.23 , No.2 , 2015

CONTENTS

○第46回計測部会

教育講演

司会

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

「モンテカルロシミュレーションの原理と応用」

藤田保健衛生大学 加藤 秀起

シンポジウム

テーマ「シミュレーションを活用しよう」

司会

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

(1) 一般撮影領域におけるモンテカルロ計算ツール

茨城県立医療大学 佐藤 斉

(2) 汎用コードEGS5とX線CTでの応用

名古屋大学 小山 修司

(3) 遮へい計算への応用

金沢大学附属病院 能登 公也

○入門講座3 (計測学)

「放射線計測学概論 -計測の目的と対象-」

藤田保健衛生大学 浅田 恭生

○専門講座1 (計測学)

「放射線業務従事者の被ばく管理」

(株) 千代田テクノル 山崎 和也

公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会

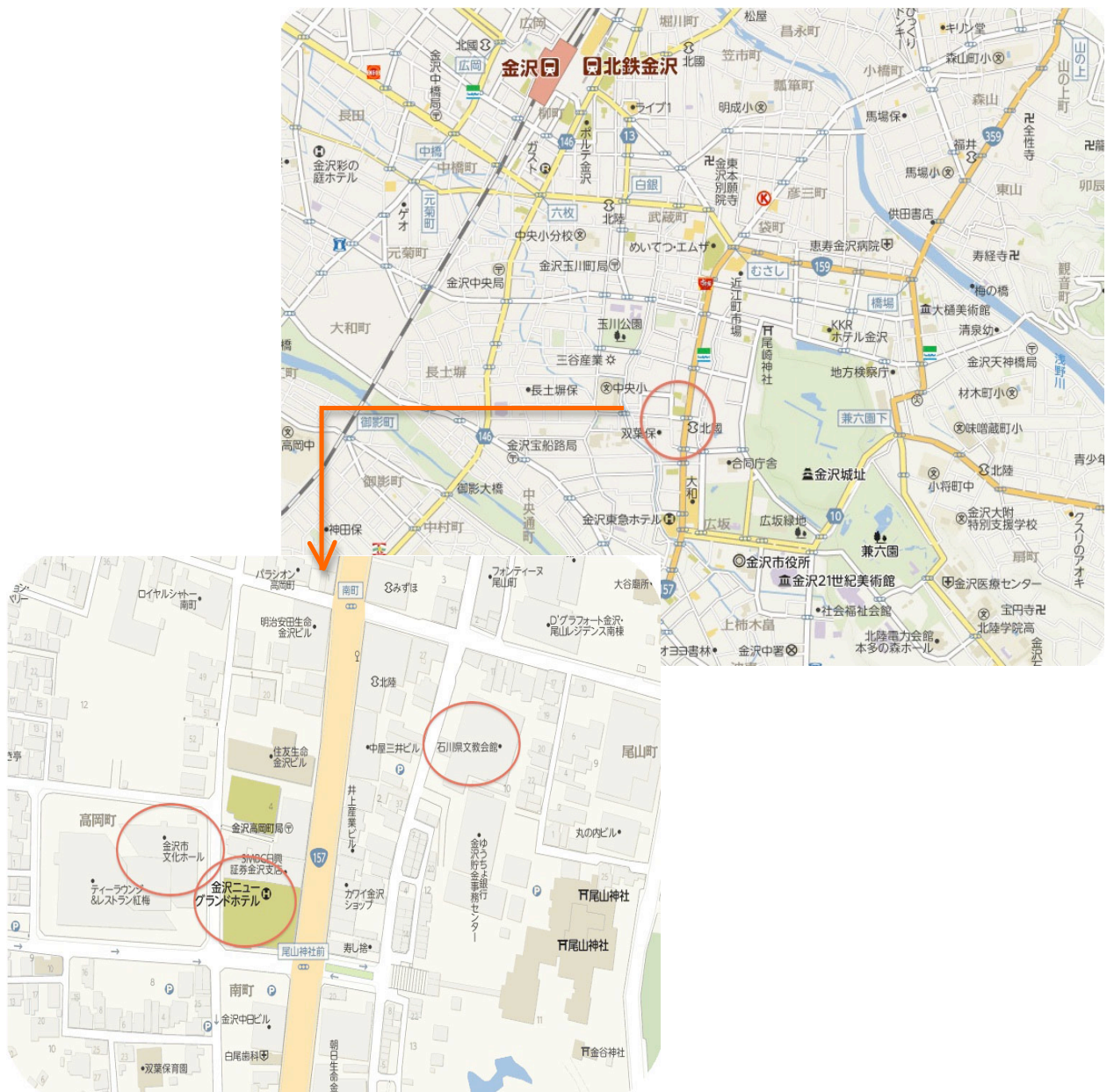
ホームページアドレス <http://www.jsrt.or.jp/data/activity/bunka>

第 43 回 日本放射線技術学会 秋季学術大会

第 46 回計測部会ご案内

会場：金沢ニューグランドホテル (金沢市) 第 7 会場 (銀扇)

日時：平成 27 年 10 月 10 日(土) 9:00～12:00



* 今大会は会場ごとに施設が分かれております。

○金沢市文化ホール：第 1～第 4 会場

○金沢ニューグランドホテル：第 5～第 8 会場

○石川県文教会館：第 9～第 10 会場

目 次

○ 巻頭言 「研究の奨め」

首都大学東京 加藤 洋 . . . 1

○ 第 46 回計測部会

日時：平成 27 年 10 月 10 日（土） 9:00～12:00

場所：金沢ニューグランドホテル 5F 第 7 会場

教育講演 9:00～10:00 司会 東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和
「モンテカルロシミュレーションの原理と応用」

藤田保健衛生大学 加藤 秀起 . . . 2

シンポジウム 10:00～12:00

テーマ：「シミュレーションを活用しよう」

司会 山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

1. 一般撮影領域におけるモンテカルロ計算ツール

茨城県立医療大学 佐藤 斉 . . . 4

2. 汎用コード EGS5 と X 線 CT での応用

名古屋大学 小山 修司 . . . 6

3. 遮へい計算への応用

金沢大学附属病院 能登 公也 . . . 8

○ 入門講座 3

・平成 27 年 10 月 8 日（木） 15:45～16:30 金沢市民文化ホール 3F 第 3 会場

「放射線計測学概論 -計測の目的と対象-」

藤田保健衛生大学 浅田 恭生 . . . 9

○ 専門講座 1

・平成 27 年 10 月 8 日（木） 15:00～15:45 金沢市民文化ホール 3F 第 3 会場

「放射線業務従事者の被ばく管理」

（株）千代田テクノル 山崎 和也 . . . 11

○ 教育委員会企画

・10 月 9 日（金） 13:30～16:30 第 7 会場（銀扇）

「最先端の放射線診断と放射線治療技術の融合 -実践；(IPE)」

(5) Current approach for dosimetry for CBCT

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和 . . . 13

○ フレッシュアップセミナー「寺子屋 金沢 - 撮像と計測の基礎 -」

・10 月 8 日（木） 9:00～9:55 第 9 会場（石川県文教会館ホール）

(1) 放射線計測の基礎

名古屋大学 小山 修司 . . . 14

・10 月 8 日（木） 9:55～10:50 第 9 会場（石川県文教会館ホール）

(2) 診断領域における各放射線計測法

藤田保健衛生大学 浅田 恭生 . . . 15

○ ハンズオンセミナー「寺子屋 金沢 - 撮像と計測の基礎 -」

・10 月 9 日（金） 13:30～15:30 第 10 会場 A（石川県文教会館）

(2) 「医療被ばく測定法（平均乳腺線量；マンモグラフィ）」

兵庫医科大学病院 源 貴裕 . . . 16

・10月9日(金) 13:30~15:30 第10会場B(石川県文教会館)

(7)「医療被ばく測定法(CTDI;CT)」

稲城市立病院 落合幸一郎・・・17

・10月9日(金) 16:00~18:00 第10会場B(石川県文教会館)

(8)「医療被ばく測定法(入射皮膚線量;一般撮影)」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・18

○第45回計測分科会発表抄録

教育講演5

「診断領域の国家標準と線量計の校正」

独立行政法人 産業技術総合研究所 齋藤 則生・・・19

討論会

テーマ:「診断領域標準測定法の確立について」

1. 一般撮影・血管撮影領域

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・30

2. マンモグラフィ領域

藤田保健衛生大学 浅田 恭生・・・33

3. X線CT領域

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和・・・35

○平成26年度計測分野に関する論文・発表・・・39

○セミナー参加の感想

・第1回関東支部学術セミナー(群馬)・・・47

○大学院研究室 紹介

「首都大学東京 加藤洋研究室」

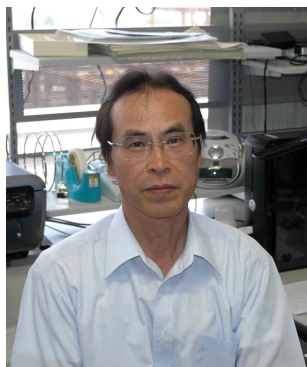
首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 博士課程前期 秋葉保奈美・・・49

○診断領域線量計標準センターご利用案内・・・50

○診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・51

○入会案内・・・53

○編集後記



「研究の奨め」

計測部会会長

首都大学東京

加藤 洋

久々に“ドラえもん”と“サザエさん”を観たが、やはり楽しい番組である。しかし、見方を変えれば我々の研究に通じるものがあると思われる。ドラえもんが登場する色々な便利グッズは、「こうなったらいいな、こんなものがあったらいいな」という願望の産物である。その便利グッズのほとんどは飛躍しすぎた非現実的なものであるが、それがまた楽しいのである。我々に目を向けると、研究の出発点も同様と私は考えているが、ある研究者から「思い付きで研究を始めるのは研究に対して失礼である」と言われた。私はそうは思わない。固定概念にとらわれず、自由な発想力で「こうなったらいいな、こんなものがあったらいいな」と常に考えることは個人の自由であり権利である。次なる目標はこれを具現化すれば良いのであるが、これは大変な労力が必要である。しかし、具現化する過程には楽しさが段々加わってくることが多いことも付け加える。かの Edison TA も「Genius is 1 % inspiration and 99 % perspiration」と言っている。

一方、サザエさんでは、日常の些細な事柄を、あの短い時間枠で起承転結させている。このことは至難の技と感じられる。サザエさんの出発点は4コマ漫画であることから合点がいくが、その構成する能力には敬服するものがある。我々に目を向けると、研究成果を発表する術としては、学術大会での発表や学会誌への論文投稿がある。その際には、限られた時間枠、ページ数で研究成果を起承転結しなければならない。

これら研究を進めた結果、「ポジティブデータが研究成果でネガティブデータは研究成果とはいえない」というのも私は疑問詞をつけたい。研究のスピードを高めるためには、その様な研究も認められるべきと考える。「先人の轍は踏まない」ためにも公表すべきと考える。前述した Edison TA も「I have not failed. I have just found 10,000 ways that will not work」と言っている。

これを最後まで読んだ会員の方、研究を行いましょう。微力ではありますが計測部会もお手伝いさせていただきます。

計測部会発表 教育講演 前抄録

テーマ：モンテカルロシミュレーション

「モンテカルロシミュレーションの原理と応用」

藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科

加藤 秀起

はじめに

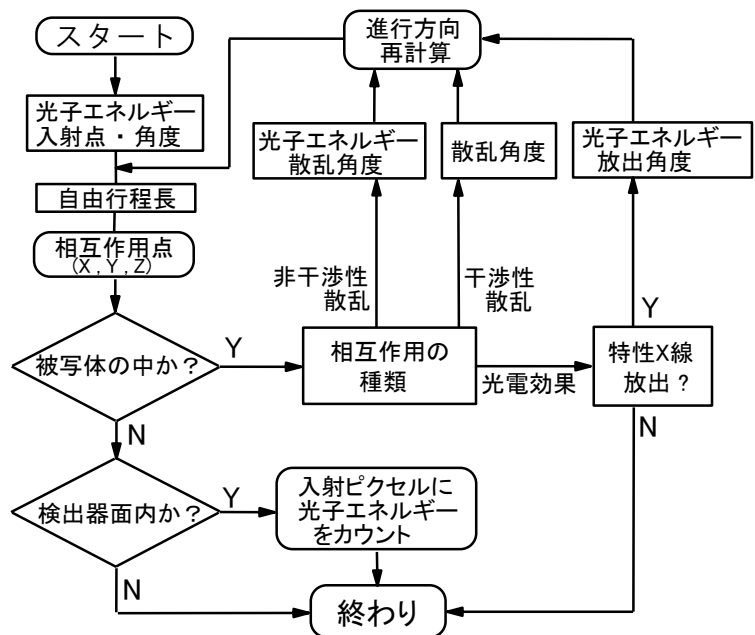
モンテカルロシミュレーションは、確率的要素を含む現象や事象を、乱数を利用してコンピュータ上で再現し解析する方法であり、様々な分野に応用されている。

放射線と物質との間で起こる相互作用はすべて量子力学的な確率分布に従っている。放射線の物質中における振る舞いは、複数の確率的要素を含んだ事象であり、その解析はモンテカルロシミュレーションの好対象となる。ただし、放射線と物質との相互作用の確率密度関数は相互作用の種類それぞれに特異的であり、他分野のモンテカルロシミュレーションとは異なる独特の計算アルゴリズムが必要となる。医用放射線の中にも光子線とさまざまな種類の粒子線があり、それぞれの放射線をシミュレートするための計算アルゴリズムは当然異なったものとなる。

今回の教育講演では、X線（光子線）のシミュレーションの計算処理アルゴリズムの解説とともに、いくつかの応用例、汎用モンテカルロ計算コードを紹介する。

1. モンテカルロ計算処理

右図に、X線撮影時に光子が被写体を透過して検出器へ入射するまでのモンテカルロシミュレーション処理の簡単なフローチャートを示す。図中の四角で囲った項目が乱数サンプリングする箇所である。この場合の「乱数」とは、各相互作用の確率密度関数に従った乱数を意味する。疑似乱数発生ルーチンで発生した一様乱数をそれぞれの確率密度関数に従う乱数へ変換するアルゴリズムこそが、まさにモンテカルロ法の心臓部である。

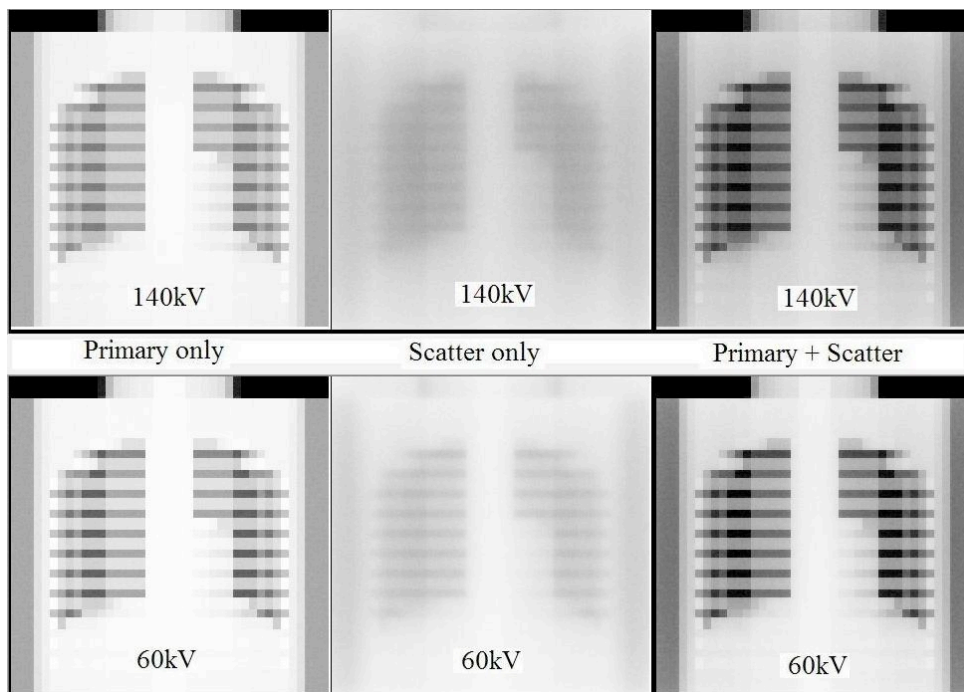


この乱数変換方法には、(1)直接法、(2)棄却法、(3)合成棄却法の3種類があり、図中の各項目に応じて乱数変換法が選択適用され、各項目の乱数サンプリング処理アルゴリズムは、ほぼ確立されている。教育講演では各項目の計算処理アルゴリズムについて解説する。

2. モンテカルロシミュレーションの応用例

教育講演では、いくつかのモンテカルロシミュレーションの応用例を紹介する。

下図は簡単な人体ボクセルファントムの胸部を 140 kV および 60 kV で撮影したときの、被写体を透過し受像器に入射するエネルギーフルエンスの 2 次元分布（被写体コントラスト）を画像化したものである。左が一次線成分のみ、中央が散乱線成分のみ、右が一次線と散乱線を合計した画像である。モンテカルロシミュレーションでは一次光子と散乱光子を分離してカウントすることができるので、散乱線が画像にどのように影響しているのかを、視覚的に観察することができる。



3. 汎用モンテカルロ計算コード

現在、種々の汎用モンテカルロ計算コードが利用可能になっている。

よく利用されている代表的なコードおよびインターネットサイトを下記に記す。

- EGS5 (Electron Gamma Shower)
<http://rcwww.kek.jp/egsconf/>
- Geant4 (Geometry and Tracking)
<http://geant4.cern.ch>
- PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System)
<http://phits.jaea.go.jp/indexj.html>

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：モンテカルロシミュレーション

「一般撮影領域におけるモンテカルロ計算ツール」

茨城県立医療大学

佐藤 齊

放射線診療における放射線防護の目標は、被ばくの正当化と診療目的とのバランスを考慮した線量の最適化である。医療における放射線の利用は、患者に害よりも便益を多く与えるものであるとされているため、診療の現場では被ばくの正当化に関して議論される機会は少なかった。しかし、国際放射線防護委員会(ICRP)の2007年勧告¹⁾に示されているとおり、放射線被ばくにより、その個人が必要とする情報を提供できるかどうか、個々の患者に対して害よりも便益を多く与えるかどうかについて、適時に、あるいは個々に正当化の判断基準を見直すことができる体制が必要とされる。

また、線量の最適化は、ICRPの診断参考レベルの考え方²⁻⁴⁾や国際原子力機関による安全基準⁵⁾などが適用される。診断参考レベルは、特定のX線診断検査による患者線量が適切な範囲であるか、すなわち著しく高線量や低線量であるかどうか、防護が十分に最適化されたかどうかについて検討し、さらに、何らかの是正措置が必要かどうかを決定するために診療の現場で用いるための値である。

これらの考え方に基づき、2000年に森らがガイダンスレベルの値を提案した⁶⁾。また、2000年に日本放射線技師会により被ばく線量低減の目標値が示され、さらに再検討して改訂した値が2006年に示された⁷⁾。日本放射線技術学会等においても新たな診断参考レベルの設定に向けた調査が進められ、2015年6月には、医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)が最新のデータに基づいた診断参考レベル(DRLs 2015)を示した。

診断参考レベルとの比較により、患者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の評価を行うなどの目的で、いくつかの計算ツールが提供されている。人体の被ばく線量評価では、臓器線量が重要な情報となり、また、臓器線量を加重して加算した実効線量は被ばく量のおおまかな比較に役立つ有用な指標である。しかし、ほとんどの臓器では臓器線量を直接測定することが現実的ではないため、計算シミュレーションを用いることが有効な手段となる。

モンテカルロ法によるシミュレーション計算は、物理工学や経済学など多くの分野で現象の理解や予測などに広く利用されてきた。医療分野でも早くからモンテカルロ計算が利用され、多くの研究成果が報告されている。最近の計算機性能の向上に伴い、これまで大型計算機で走らせたような大型ジョブクラスでさえも、移動中の電車の中でノートパソコンにより計算を行い、精度が高い結果を得ることも可能となった。

医療分野でよく利用されている汎用モンテカルロ計算コードには MCNP5(A General Monte Carlo N-Particle Transport Code), EGS5, GEANT4(Geometry And Tracking)などがある

が、これらはコンピュータ操作の習熟と言語開発能力などが要求されることが多い。

計算結果の使用目的が、医療被ばく線量の傾向を把握することや、大まかに線量の比較をするということであれば、モンテカルロ計算結果をさらに係数化して用いることも妥当であると考えられる。グラフィカルユーザインターフェース(graphical user interface : GUI)を利用して直感的な操作によりモンテカルロ計算を実行するソフトウェアや、代表的なモデルでのモンテカルロ計算結果を係数化し、計算に必要なパラメータを設定するだけで放射線診療時の患者被ばく線量を算出するソフトウェアが開発されている。単純 X 線検査や X 線 CT 検査における患者被ばく線量の評価に特化した計算ソフトウェアとして、PCXMC (PC program for X-ray Monte Carlo) , CT dosimetry tool ImPACT (<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)等があり、これらは日常診療の現場で容易に線量評価を行うために、それぞれの利用目的に応じて使用することができる。

これらの使用目的が限定された医療被ばく線量計算ソフトウェアは、内部がほとんどブラックボックスとなっており、計算条件の適用方法や計算結果の解釈には十分な検討を要する。基本的に、放射線の挙動を解析するモンテカルロ計算は、ある条件のもとで測定値とモンテカルロ計算の結果が一致するのであれば、よく似た計算体系であればモンテカルロ計算結果は測定値を再現するであろうという前提で用いることができる。いずれも、それぞれのモデルの特徴と結果の不確かさの範囲や適用限界を良く理解した上で用いることが有用な患者線量の評価手段となる。

ここではこれらのことを念頭に、一般撮影領域の患者線量評価に用いられている、モンテカルロ法を利用したいくつかの計算ツールについて述べる。

- 1) ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103, Ann. ICRP.37(2-4) 2007
- 2) ICRP, 2001b. Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. ICRP Supporting Guidance 2, Ann. ICRP.31(4) 2001
- 3) ICRP, 2004a. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93, Ann. ICRP.34(1) 2004
- 4) ICRP, 2007. Radiological Protection in Medicine. ICRP Publication 105, Ann. ICRP.37(6) 2007
- 5) IAEA. International Basic Safety Standards for Protection Sources, Safety Series 115. STI/PUB/996. International Atomic Agency, Vienna, Austria.1996
- 6) 森 剛彦, 武藤裕衣, 佐藤 斉, 長谷川光昭. X 線診断撮影条件に基づく被ばく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
- 7) 日本放射線技師会 医療被ばくガイドライン委員会. 放射線診療における線量低減目標値－医療被ばくガイドライン2006－. 日放技師会誌 2006; 53(649) :1405-1418

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：シミュレーションを活用しよう

「汎用コード EGS5 と X 線 CT での応用」

名古屋大学 脳とこころの研究センター

小山修司

シミュレーションは、いろいろな学問分野で、実測と合わせて行われてきた重要な技術である。近年、医用放射線技術の世界でも、実測と合わせてこれが行われてきている。放射線の振る舞いは基本的に確率過程に支配されるため、シミュレーションにおいても、確率論に基づくモンテカルロ・シミュレーションが有効である。

モンテカルロ・シミュレーションには、プログラミング・コードを研究者が最初からすべて作成するもの、計算の主要部分が用意されていて研究者が任意の実験状況を書き加えて動作させるもの（汎用コード）、X 線 CT などに特化してある程度のパラメータを入力して計算させるものなどがある。ここでは、我々が使用している汎用コードの一つについて説明し、この X 線 CT での応用について述べたいと思う。

汎用コードにもいろいろなものがあり、有名なものに MCNPX, Giant4, Phits, FLUKA, MARS などが公開されているが、我々は高エネルギー加速器研究機構（KEK）が提供している Electron Gamma Shower ver.5（EGS5）を使用させていただいている。EGS5 は、初期のプロトタイプの開発がスタンフォード大学で 1960 年代から始まり、1980 年代の EGS4 以降、KEK の平山英夫氏、波戸芳仁氏がコードの開発・改良を行ってきている。EGS5 では、取り扱う粒子は、電子、陽電子、光子のみであるが、特に KEK で低エネルギー領域の拡張が行われ、下限は 1keV 程度まで、良好な精度が確保されているため、診断領域エネルギーの X 線の計算には適していると考えられる。

EGS5 では、線源の粒子の種類・エネルギー・射出方向や吸収線量の取得方法などを記述するユーザーコード、使用する物質の組成や状態などを記述する組成ファイル、幾何学的な構造や位置関係を記述する構造ファイルと、各種輸送計算を行う演算部分がある (Fig. 1)。ユーザーは、前者の部分を記述し、演算開始を行うと、後者の部分とコードが合成され、コンパイルの後、実行され計算結果が記録される。EGS5 の記述言語は Fortran であり、コンパイルおよび実行は、Linux 上で行われる。標準的には、Windows 上で cygwin という Linux のディストリビューションをインストールし、これを起動してそのコンソール上で EGS5 を実行する。シミュレーションコードの記述は Windows 上で、適当なテキストエディタを用いて行う。コードの記述は、通常、最初から行うことはなく、いくつか用意されている

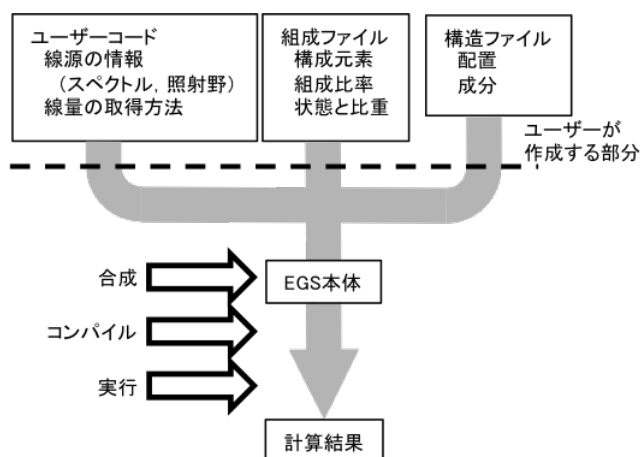


Fig.1 Electron Gamma Shower 5 の構造と実行

サンプルコードのうち自分の求める目的に近いものを選び、それを改変して行く。ユーザーが記述する前述の組成ファイルは、単体元素、化合物（水、アクリル樹脂など）、混合物（空気、乳腺と脂肪の混合組織など）ごとに決まった書式で記述するが、これもサンプルの中に使用したいものがあればそれを用いることができる。また、自身で記載する場合、化合物・混合物について、どのような物質でも記述することが可能である。構造ファイルの記載について、実際には2通りの方法がある。1つは構造ファイルを作成して使用する場合であるが、KEKで用意されたCgviewと呼ばれるアプリケーションを利用して、構造をグラフィカルに表示し作成を行う方法と、もう1つはユーザーコード内に決まった形式で記述する方法である。いずれの方法でも、円筒や球、直方体など数式で記述できる構造を組み合わせることで、複雑な構造を記述して行く。さらに複雑な構造を記述する場合は、空間を細かいボクセルに分割して、それぞれに物質を割り付けて記述する。ユーザーコードの中では、組成ファイルと構造ファイルの中身を引用し、さらに線源の種類とエネルギー、起点と射出方向、物質に付与されるエネルギーの取得方法などを記述する。線源のエネルギーや射出方向は、コード内で乱数を発生させることにより、実測したスペクトルを組み込んだり、X線束による任意の大きさの照射野を作ったりすることが可能である。また、付与エネルギーの取得においては、ある領域のエネルギーを積算するだけでなく、その領域に入射する個々の粒子をエネルギーごとにカウントしてスペクトルを取得することも可能である。さらに、個々の粒子にラベルを付し、直接線と散乱線に分けて数えることもできる。

EGS5を利用した研究例を紹介する。Fig.2は、CT Dose Index (CTDI) を想定したファントム内線量分布を、横断面上でファントム中心を通る軸方向に沿って相対線量で表示したグラフである。直径32cm、奥行き15cmのアクリル樹脂円筒ファントム中に、直径1mmでCT用電離箱の長さと同じ10cmのエネルギー積算領域を設けて、シングルスキャンを行った場合の各深さでの相対線量を表している。想定したX線CT装置は、東芝製Aquilion 64で、線源として、ファンビームX線のファン角 3° ごとに線量と半価層を実測して、半価層からスペクトルを推定し、これらを組み込んだ。図より、最も線量が高くなる場所が表面よりやや深部のところであること、この現象が散乱線によって起こっていることがわかる。このような線量分布は、CTDIで測定される10cm(または、それより広い範囲)の体軸方向線量の積算時に見られ、線量プロファイル頂点を含む部分だけで見ると、このようなビルドアップ様の現象は見られない。これも、付与エネルギーの取得の工夫によって分析できる。詳しい分析については文献¹⁾を参照されたい。なお、当日は、X線CTでのさらなる応用について述べたいと思う。

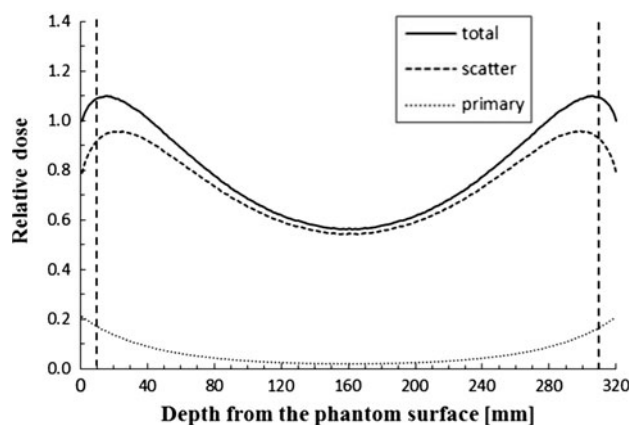


Fig.2 CTDI ファントム内の吸収線量分布

[1] Haba T, Koyama S, Ida Y: Influence of difference in cross-sectional dose profile in a CTDI phantom on X-ray CT dose estimation: a Monte Carlo study, Radiol Phys Technol, 7, 133-140, 2014

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：シミュレーションを活用しよう

「 遮へい計算への応用 」

金沢大学附属病院 放射線部

能登 公也

放射線の物質内での挙動を追跡するためのモンテカルロシミュレーションは理工学・医学の分野で多く利用されている。本項では、モンテカルロシミュレーションの応用例として遮へい計算への応用について紹介する。モンテカルロシミュレーションの遮へい計算利用は実は応用ではなく、最も基本的に利用される分野である。放射線施設を安全に管理するための事前評価としての遮へい計算は重要であり、特に原子炉や大型加速器の高エネルギー放射線に対する遮へい計算に利用されてきた。モンテカルロコードの多くは高エネルギー放射線の挙動追跡をターゲットとして開発されたものであり、医療放射線のような低エネルギー放射線分野での遮へい計算利用はあまりされてこなかった。平成 26 年 3 月 31 日に「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について」の一部改正についてが厚生労働省医政局長通知医政発 0311 第 16 号(以下、通知 331 号)として公表された。これは、全通知である「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について」平成 13 年 3 月 12 日の医薬発第 188 号医薬局長通知(以下、188 号通知)を改正するものである。今回の改正では、近年の X 線診療室の漏えい線量算定評価法の技術的進歩に対応するものである。本発表では、X 線診療室の遮へい計算に重点を置き、モンテカルロシミュレーションの利用について解説する予定である。

入門講座

入門講座 3 (計測)

「放射線計測概論 -計測の目的と対象-」

藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科

浅田 恭生

【はじめに】

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。放射線計測の目的は、

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

(放射線場に固有の放射線量と、各種相互作用係数の関数で表される関係量の測定)

3. 試料中に含まれる放射性核種の同定、定量等

が挙げられる。目的とする測定量に応じて、測定方法、測定器なども多種、多様である。

現在、国際単位系 (SI Unit) が使われておりその体系は、7 個の基本単位、長さ: m, 質量: kg, 時間: s, 電流: A, 熱力学的温度: K, 物質質量: mol, 光度: cd よりなり、これら基本単位の組み合わせで作られる単位を「組立単位」と呼ぶ。組立単位には 2 種類有り①固有名称・記号を持たないもの。例えば、速度、面積などがあり、②重要な単位、あるいは基本単位では複雑になる量には、17 個の固有名称と記号を持つ単位がある。例えば、Hz, J, Pa, 放射線関連では Bq, Gy, ③番目に「補助単位」として 2 個あり、それは平面角 (rad) ラジアンと立体角 (sr) ステラジアンである。更に、10 の整数乗倍を構成する「接頭語」(μ , m, k 等) がある。他方、放射線の分野では、放射線のエネルギーは eV で、断面積は barn で表すことが多い。

放射線の検出は、放射線と検出器物質との相互作用により検出器に吸収されたエネルギーに比例し生じた電荷、光、熱等で測定する。荷電粒子は直接物質を電離・励起しエネルギーを失うと共に、電離により生じた高速電子が更に電離・励起によりエネルギーを失う。光子の場合は光電効果・コンプトン効果、電子対生成により生じた高速電子が物質を電離・励起しエネルギーを失う。このエネルギー吸収過程は、制動放射、特性 X 線、光子の場合は光核反応、重粒子では核反応も起こり、検出器に吸収されるエネルギーはこれらの部分も合わせたものとなる。

測定器の選択、放射線・測定量に関し得る情報の確定は、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の選択，4)測定条件（線源・線束の方向性・形状，測定時間等）の決定・検討，5)測定精度である．

測定には，必ず誤差（真の値との差）がつきまとう．真の値は知るよしも無いが，最確推定値（平均値）は同一条件で多数回の測定で知ることが出来る．誤差の要因としては，①測定原理の不完全さ，②計測器の構成・動作，③測定環境，条件の変動，④測定者の癖，経験等がある．これらの要因による誤差は，系統誤差，偶然誤差，間違いに分類される．

系統誤差は母集団の母平均が必ずしも真値を表している訳では無く，この差を偏りを与える原因に基づく誤差を系統誤差という．系統誤差は，測定装置の校正等により，程度の差はあるものの影響を減少することが可能である．

偶然誤差は，測定を繰り返すとき，測定値がばらつきとなって現れる誤差であり，統計的な性質がある．「偏りの小ささ，系統誤差」を表すのに正確さ（accuracy）といい精密さ（precision）は「ばらつき小ささ，偶然誤差」の程度を表す．

全体の総合的な良さを精度という．

放射線の計数測定では，計数値の分布がポアソン分布をなすことから偶然誤差の扱いが必要となる．

間接測定によって得られた量の組み合わせよりから求めた値は，誤差伝播則に基づきその信頼範囲を決める必要がある．

「放射線業務従事者の被ばく管理」

株式会社 千代田テクノル

山崎 和也

わが国で最初の放射線業務従事者となったのは明治 29(1896)年に東京帝国大学物理学教授の山川健次郎と助教授鶴田賢次らであり、わが国で最初のエックス線発生実験を行った。レントゲンのエックス線発見から 4 か月後の事であった。このほか、同年に第一高等学校教授水野敏之丞、教授山口鋭之助も成功している。島津源蔵(島津製作所)が第三高等学校村岡範為教授とエックス線写真に成功したのは同年 10 月の事であった。

また、最初の診療放射線業務従事者が誕生したのは明治 31(1898)年の事であり、ドイツから輸入したエックス線装置が東京帝国大学及び陸軍軍医病院に設置され医療用エックス線装置として使用された。

1898 年から 1921 年頃まではエックス線装置の国産開発時代で自らの手を蛍光版に写し測定する技術者もいたことなどエックス線障害の知識も非常に低かった時代であり当時の推定年間被ばく線量は 900r(900mSv)にも達していた¹⁾。

その後昭和 2(1927)年に島津製作所が養成所を開設し、エックス線技師学校に昇格して知識が広まるにつれ被ばく線量も下がってきた。昭和 12(1937)年には内務省が診療用エックス線装置取締規則を制定し防護衝立の使用、プロテクターの使用等を定めたことなどにより年間被ばく線量は 240r(240mSv)に下がってきている¹⁾。

一方、わが国で本格的な個人モニタリングサービスが始まったのは昭和 29(1954)年末の事であり、米国から輸入したエックス線フィルムとフィルムバジケース(ランダウア社製)を利用した千代田レントゲン株式会社によるサービスが開始された。

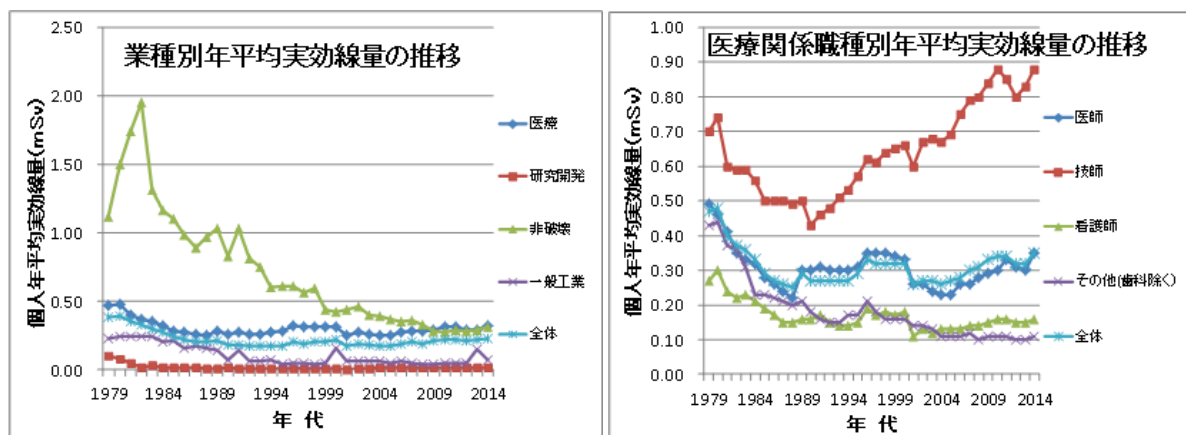
この当時の平均年間被ばく線量は 1.55r(15.5mSv)であり¹⁾、主に非破壊検査関係が主体であった。昭和 33(1958)年にはサービスを受けている人数は 3000 人を超えている。当時の平均年間被ばく線量は約 5.7 mSv であり²⁾、平成 25 年の 0.22mSv と比較して約 25 倍となっている。

昭和 54(1979)年から平成 26(2014)年までの業種別平均被ばく線量の推移をみると、当初は非破壊検査関係が多く、昭和 57(1982)年には 2mSv 近くまで達している。

1980 年代は東北・上越新幹線開業や東京ディズニーランド開園とバブルに向けて加速していたころであり非破壊検査関係で個人線量測定サービスを受けていた人数は毎年 100 人以上の増加を示している。しかしながら増加傾向も 1982 年をピークとして減少に転じ平成 21(2009)年には医療関係と同等の 0.28mSv に下がって、現在もこの水準を保っている。

これに対し、医療関係は 1980 年の 0.48mSv から徐々に減少し 2014 年には 0.31mSv となっている。しかしながら職種別の内訳をみると、技師の方の被ばくが圧倒的に多く年々増

加しているのが判る。



このような個人被ばく線量測定サービスは昭和 40(1965)年代から各社が開始しており，昭和 42(1967)年には一部ガラス線量計のサービスが開始された．このガラス線量計が現在，千代田テクノルがサービスしているガラス線量計の先駆けとなる．

ガラス線量計は他の線量計に比べて多くの利点を持つが，当時のガラス線量計はガラス表面の汚れによる蛍光やプレドーズの多さなどにより保守性の悪さや低線量測定の限界から次第に衰退していった．しかし，1980 年代初めに窒素ガスレーザーによる読み取り方法が開発され再び脚光を浴びるようになった³⁾．これを受けてフィルムバッジ全数をガラス線量計に切り替えたのは平成 13(2001)年 3 月であった．現在では 27 万人以上の方がガラス線量計によるサービスを受けている．

個人被ばく測定器は前述のようにフィルムバッジから始まったが，デジタル化に伴うフィルム供給の不安定化，現像廃液の処理等の問題から現在では使用されなくなっており，蛍光ガラス線量計や OSL 線量計が主流となっている．

蛍光ガラス線量計は個人被ばく測定だけでなく，マンモグラフィ品質管理用や小型にできる特性を活かしてエックス線診断領域の線量測定や放射線治療における放射線品質管理として使用され，更には環境ガンマ線測定用として従来の TLD に代わり使用されている．

また，ビーズ状やシート状に加工した蛍光ガラスを用いて，遠隔から紫外線を照射して励起させ蛍光を高感度カメラで観察することにより線量情報を視覚的に評価する実験も行われている⁴⁾．

参考文献

- 1) 中間光雄 診療放射線従事者の被曝と防護 フィルムバッジニュース No.29 1969-12
- 2) 松本進 個人モニタリングサービスの歴史 FBNews No.435 2013-3
- 3) 大森隆雄 池上徹 阿井孝博 東芝レビュー39(3)1984
- 4) 山本幸佳 飯田敏行 高線量率環境に対応する線量測定方法の実用化開発
平成 24 年度科学技術振興機構 報告

教育委員会企画 抄録

テーマ：最先端の放射線診断と放射線治療技術の融合 -実践:inter-professional education(IPE)-
教育委員会企画（５）

Current approach for dosimetry for CBCT

東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線治療室
庄司 友和

現在 on-board imager (OBI)や cone-beam CT(CBCT)などの X 線イメージング手法は Image-guided radiation therapy(IGRT)として外部放射線治療の重要なツールとして利用されている。特に CBCT を撮影することにより 3 次元の解剖学的情報収集が可能になり、その断面画像を用いて患者の位置補正を正確に行うことができるようになった。しかし高頻度に CBCT を撮影した場合、組織に与える線量は無視できない。また外部照射に伴うリスク臓器は線量体積ヒストグラム (dose volume histogram ; DVH) を用いて評価するのが一般的であるが、DVH に CBCT の線量は含まれていない。よって CBCT を施行する際は、撮影条件の最適化、臓器吸収線量の管理、そして CBCT による線量が DVH にどのような影響を及ぼすか、予め把握しておかなければならない。

そのような現状の中、最近の治療装置の CBCT 操作画面上には CT dose index(CTDI)が表示されるようになった。CTDI とは CT 領域で利用されている線量指標で、装置管理や撮影条件を決定する際に有効な指標である。しかし、近年のワイドビーム化に伴い、ペンシル型 CT 用電離箱（有効電離長 10 cm，電離容積 3 ml）よりもビーム幅が広い装置が開発され、診断用 CT 装置の線量測定法は複雑になっている。これは診断 CT 装置に限らず、治療装置の CBCT でも同様である。

これらの現状を踏まえ、シンポジウムでは診断用 CT 装置の視点から、今日までの CTDI の変遷、ワイドビーム化に伴う CTDI 測定の最近の動向、CTDI の利点と問題点、線量指標の有用性を中心に述べる予定である。

放射線計測の基礎

名古屋大学 脳とこころの研究センター

小山 修司

放射線計測には、診断領域、治療領域、核医学領域など様々な領域がある。取り扱う放射線の種類や量なども異なるわけであるが、その計測は放射線の相互作用を利用している点で共通している部分が多い。ここでは、最も基本的な、気体の電離を用いた測定器、すなわち電離箱を中心に、放射線計測の基礎と応用のお話をしようと思う。電離箱では、空気の電離電荷を測定することで、照射線量を定義通りに計ることができる。照射線量の単位が C/kg ということで、電離箱内の空気の質量 1kg あたりに、何クーロンの電荷が発生したか、すなわち何アンペアの電流が流れ出したかという定義に基づいているからである。

(1A は 1 秒あたりに導線のある断面を 1C が通過するときの電流の量である。)

電離箱での照射線量の考え方においては、二次電子平衡や場の線量といった概念が理解されていないといけない。また、実際の測定においては、空気の密度や電子イオン対再結合といったことも考慮する必要がある。これらについては当日詳しくお話したい。また、それらを理解した上で、線量計の選択や校正の話も行う予定である。

ところで、測定された照射線量は、通常そのまま評価されることは少なく、空気カーマや吸収線量に変換されて評価に使用される。場合によっては、ファントム内に電離箱を配置して照射線量を測り、これを吸収線量に変換したりする。この妥当性はどうだろうか。この辺りの話もさせていただこうと思う。

診断領域における各放射線計測法

藤田保健衛生大学

浅田 恭生

診断領域 X 線による患者が受ける線量を算出するための計測法（一般撮影，乳房撮影，CT，血管撮影）について紹介する．

一般撮影は，入射する最大値を評価するため，入射皮膚線量を線量指標とするため，入射皮膚線量の測定法とし，乳房撮影については，皮下脂肪の吸収を除外した全ての乳腺に吸収された平均線量を指標とするため，平均乳腺線量の測定法とする．CT については，360 度方向から X 線が入射するため，線量プロファイルを積算する CTDI (CT dose index) の測定法とする．血管撮影では IVR 基準点の測定法とする．

測定器としては電離箱線量計を基本とし，トレサビリティのとれている線量計を使用する（線量計の校正定数をもつ）．また，診断領域 X 線エネルギーは，乳房撮影領域で 15 keV 前後，一般撮影領域で 20～40 keV，CT で 50～70 keV である．このエネルギー域ではエネルギーの相違で補正係数が変わるため，各モダリティ用の電離箱を選択する．

X 線質を測定するために，アルミ減弱法による半価層測定を行い，実効エネルギーを算出する．

各モダリティの出力測定については，一般撮影では，空中で，X 線管線量計間距離 100 cm，照射野 10 cm×10 cm の照射線量を測定する．乳房撮影においては，PMMA (polymethyl methacrylate) ファントム 40 mm を AEC (auto exposure control) 撮影し，その撮影条件を記録し，その条件にて線量計を用いて，胸壁より 60 mm，高さ 40 mm にて配置し測定する．CT については，CT 用の PMMA ファントム（体幹部用 32 cm，頭部，小児用 16 cm）を用いて，線量計を中央，4（0，3，6，9 時）方向にそれぞれ挿入しスキャンし，CTDI_wを求める．血管撮影領域では，PMMA 20 cm をテーブル上に配置し，アイソセンターより 15 cm 下に線量計を配置し測定する．

ハンズオンセミナー 抄録

ハンズオンセミナー (2)

平均乳腺線量の求め方

兵庫医科大学病院 放射線技術部
源 貴裕

人口動態統計 2014 年によると 2013 年には 13,148 人が乳がんで死亡しており、一生の内におよそ女性の 12 人に 1 人が乳がんと診断されている。2004 年には厚生労働省が乳がん検診への乳房撮影導入に関する指針を示し、乳がん検診における乳房撮影の必要性が重要視され、その需要が大きく増してきた。一方、医療における情報開示も重要な意味合いを持つようになり、国民の医療被ばくに対する関心も高まってきており、被ばく低減のみならず、被ばく線量評価が我々の重要な業務へと変わって来た。特に今年 6 月に発表された本邦での診断参考レベル (Diagnostic Reference Level:DRL) の導入により、今後、各施設においての線量管理 (測定や検証) が更に重要となってくると思われる。

乳房撮影における被ばく線量評価は一般撮影と異なり、乳がんのほとんどが乳腺組織から発生することから皮膚線量に代わって皮下脂肪による吸収を除外した全ての乳腺に吸収された平均線量 (平均乳腺線量) で評価する。今までは、米国放射線専門医会 (American College of Radiology:ACR) の平均乳腺線量の測定評価法 (ACR 法) が本邦の基準となっていたが、デジタル化が進み Flat Panel Detector を搭載した乳房用 X 線装置も普及し、さらに W ターゲットの使用や付加フィルタの組み合わせも多様化してきたことから、ACR 法では対応しきれない装置も増加した。そのため現在では ACR 法に比べ EUREF (European Organization for Quality-Assured Breast Screening and Diagnostic Services) 法が平均乳腺線量の主流となってきた。

今回のハンズオンセミナーでは、EUREF 法を用いた「平均乳腺線量の求め方」として、線量計の選択、半価層の測定および実効エネルギーの算出、大気補正、照射線量の測定および吸収線量 (平均乳腺線量) への換算について概説したのち、あらかじめ測定しておいた測定値をもとに、それぞれの値を算出する計算実習を行うことで、平均乳腺線量の求め方を理解していただきたいと考えている。なお、日本放射線技術学会 放射線技術学叢書 (25)「医療被ばく測定テキスト (改訂 2 版)」をお持ちの方は、ご持参頂きたい。

ハンズオンセミナー 抄録

ハンズオンセミナー (7)

医療被ばく測定法 (CTDI : CT)

稲城市立病院 放射線科

落合 幸一郎

近年、日本では非常に多くの放射線診療が行われており、他国と比べて医療被ばくが大きいことが指摘されている。なかでも、X線CT装置の保有台数は現在世界第一位と言われており、それに伴いX線CT検査による被ばくの問題も大きく、現場ではより適正な被ばく管理が求められている。こうしたX線CTによる被ばく線量評価は重要であり、International Electrotechnical Commission (IEC) の規格 IEC 60601-2-44 Ed.2 においてX線CT装置にはCT Dose Index(CTDI)やDose Length Product(DLP)を表示することとなっている。X線CTによる患者被ばくは一般撮影や透視などと異なり、スキャンが始まるとガントリの中を移動しながら、患者の周囲360度方向からX線が入射される。ここで患者体内のある一点に注目すると、スキャンが進むに従い、順次線量プロファイルを形成していく。この線量プロファイルを積算する事で、X線CTの被ばくは計測する事ができるが、これを具体的に行う考え方がCTDIである。このCTDIやDLPの測定法や値について理解することは、検査に伴う患者被ばくの評価(臓器の等価線量、実効線量など)や、装置の性能評価・精度管理するために重要なことである。

また今年の6月には、最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベル (Diagnostic Reference Level :DRL) が発表され、今後はますます各施設においてCTDIを考慮した検査が行なわれていく事と思われる。

今回のハンズオンセミナーでは、このCTDIについての解説と、測定値を基に実際にCTDIの算出を行う予定である。より理解を深めるため、日本放射線技術学会 放射線技術学叢書 (25)「医療被ばく測定テキスト (改訂2版)」をお持ちの方はご持参ください。

ハンズオンセミナー 抄録

ハンズオンセミナー（８）

医療被ばく測定法（入射皮膚線量：一般撮影）

山梨大学医学部附属病院 放射線部

坂本 肇

診断領域における標準測定では、多くの施設にて測定が可能であり、精度が担保できる簡便な方法を用いることが要求される。特に、一般撮影領域で患者被ばく線量を評価する場合、X線照射方向が限定され使用するX線の実効エネルギーが25～40keV程度であるため、人体が受ける吸収線量は皮膚面が最も高くなり、測定が比較的簡便である入射皮膚線量が指標となる。今回のハンズオンセミナーでは日本放射線技術学会計測部会が推奨する標準測定法について解説する。

一般撮影領域における入射皮膚線量の標準測定は、各撮影にて使用する撮影条件において空中でのX線出力（照射線量）測定と半価層測定を行い計算にて患者の入射皮膚線量を算出するが、今回のセミナーではX線装置を用いることが出来ないため、実測定部分はスライドを用いて説明し計算過程を中心に実習する。手順としては、線量測定位置から距離の逆二乗則を用いて皮膚表面の照射線量を計算し、後方散乱係数の補正、吸収線量変換係数の補正を行い、空中での照射線量より被写体からの後方散乱線を含んだ皮膚表面での照射線量へと変換し皮膚（軟組織）吸収線量を求める。

また、測定された線量が臨床使用において妥当であるかの評価として、2015年6月に医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）より公表された最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベル（DRL 2015）との比較が重要となる。一般撮影領域のDRLは入射表面線量で既定されているため、実習では入射表面線量の算出も行う予定である。なお、実習での理解を深めるため、日本放射線技術学会 放射線技術学叢書（25）「医療被ばく測定テキスト（改訂2版）」をお持ちの方はご持参ください。

計測部会発表 教育講演 後抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「診断領域の国家標準と線量計の校正」

国立研究開発法人 産業技術総合研究所

齋藤 則生，田中 隆宏，黒澤 忠弘

1. はじめに

計測において、信頼のおける測定結果を得るためには、図1に示した「正確な測定器」、「適切な測定法」、「測定者の技能」の3つの要素が必要である。「正確な測定器」とは、製品規格を満たし、測定目的に合致し、トレーサビリティのとれた校正がなされていることを意味する。「適切な測定法」とは、測定対象に適した測定手法で、かつ、公定法に基づいた測定であることをいう。最後に、「測定者の技能」とは、測定器を適切に取り扱い、得られた測定値を適切に評価できるように教育・訓練を受け、また、作業マニュアルなどにそって測定する技能があることである。放射線の計測においてもこれらの3つの要素を守らなければならない。本抄録では、「正確な測定器」に関連して、①目的に沿った適切な測定器であること、②測定器が適切に校正されていること、を取り上げるとともに、校正について重要なトレーサビリティについて解説する。そして、マンモグラフィ X 線標準標準を中心に、診断領域の国家標準について紹介する。

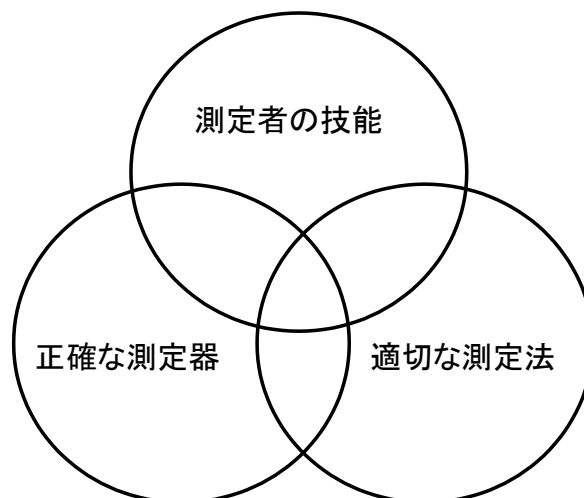


図1 正しい測定の3要素

2. 適切な測定器

適切な測定器を選択するには、測定器の測定対象、エネルギー特性、線量率特性、などを検討する必要がある。

2-1. 測定対象による選択

例えば、X線診断装置の照射線量 (C/kg) や空気カーマ (Gy) を測定するのに、サーベイメータや個人線量計を利用することは適切でない。サーベイメータは空間線量を測定するものであるが、線量当量 (Sv) の単位で表示されるので不適切である。また、個人線量計は小型で使い勝手はよいが、こちらも線量当量を単位とするものであることと、空間線量ではなく個人の被ばく線量を測定するものであるため、不適切である。したがって、通常は、内部が空洞の電離箱と呼ばれる検出器を用いる。近年は、半導体線量計も普及しているが、本抄録では電離箱を中心に記述する。電離箱は、図2に示したようなシャロー（平

行平板) 形, 球形, 指頭型の他に円筒形など, いろいろなタイプがある. シャロー形は主に低エネルギーX線, マンモグラフィX線, ベータ線などに用いられ, 球形, 円筒形は, 環境用から診断用にわたり様々な場面で用いられている. また, 指頭型は治療など高線量率の放射線測定に利用されている.

また, X線診断装置はパルスX線であるため, 線量率ではなく積算線量を測定する. そのため, 線量計に積算線量あるいは電荷の測定機能のある測定器が必要となる.

2-2. 放射線のエネルギーによる選択

電離箱線量計を利用するとしても, ガンマ線用, X線用, 軟X線 (マンモグラフィ) 用など, 測定する放射線のエネルギーによって選択する電離箱が異なる. 図3にガンマ線用 (壁厚 3 mm) とX線用 (壁厚 0.5 mm) の球形電離箱のエネルギー特性を示す. 横軸は実効エネルギー, 縦軸は校正定数の相対値で表した. 壁厚の厚い電離箱は, 低エネルギーX線に対しては, 壁によるX線の吸収が顕著となり, 校正定数が増大 (感度が低下) し, X線の線量を測定するのに適切でない. これに対して, 壁厚の薄い電離箱は 50 keV から 200 keV の間で校正定数の変化は小さく, X線の線量を測定するのに適切である. ただ, ガンマ線のエネルギー領域では校正定数が大きくなり, ガンマ線の線量を測定するには不適切である. これは, ガンマ線のように大きなエネルギーの放射線に対して検出器内で荷電粒子平衡が成り立っていないためである. このような場合にはビルドアップキャップなどを電離箱に装着する必要がある. このように電離箱によって適切なエネルギー範囲があるので注意が必要である.

また, 壁厚が 0.5mm の電離箱でも, 30 keV よりも低いエネルギーのX線に対しては電離箱の壁によってX線が吸収され, 感度が低下している. マンモグラフィのような低エネルギーX線に対しては, さらに壁厚の薄い材料の電離箱が必要となり, シャロー形電離箱が利用されている. シャロー形電離箱は, 入射窓の厚さが例えば 25 μm と非常に薄いタイプの平行平板形電離箱であり, 低エネルギーX線に対して良いエネルギー特性が得られる.

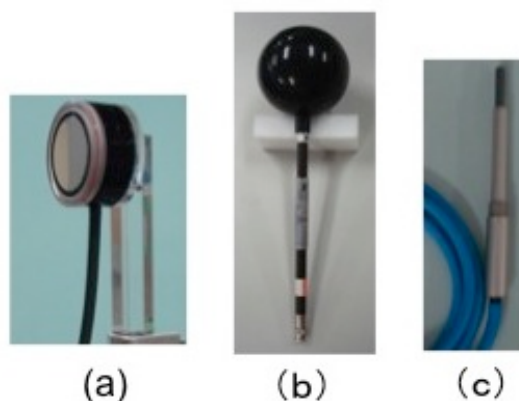


図2 電離箱線量計. (a)シャロー形, (b)球形 (c)指頭型

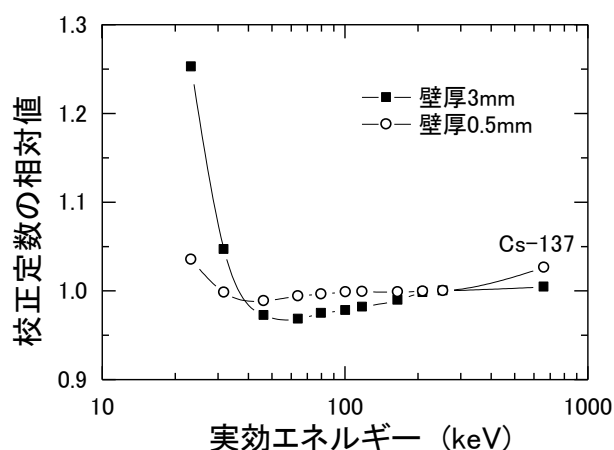


図3 電離箱のエネルギー特性. ○が壁厚 0.5mm, ■が壁厚 3mm の電離箱.

2-3. 線量率による選択

電離箱線量計の信号強度は、線量率と空洞体積に比例する。したがって、線量率が低くなり信号が小さくなると大きな体積の電離箱を選択する。一方、線量率が大きくなると、電離箱内での電荷の再結合が無視できなくなり、正確な測定が難しい。そのため、電離箱の体積を小さくして、電離箱内の電界を強くして、電荷の再結合を小さくする。このような理由で線量率に応じて適切な空洞体積の電離箱を選択する。

3. 校正とトレーサビリティ

図3に示したように放射線測定器にはエネルギー依存性があるため、測定対象と同様の線質で校正することが重要である。極端な例としては、Cs-137のガンマ線によって校正された放射線測定器を用いて、X線診断装置の線量を測定すると正しい線量を評価できない。また、同じ実効エネルギーのX線であっても、管電圧と半価層によって定義される線質が異なると、放射線測定器のエネルギー依存性のために校正定数が変化するので注意が必要である（4-1節、5-1節を参照）。

3-1. 校正とは

校正とは、基準（ここでは線量や線量率の基準）と測定器の指示値との関係を求めることをいい、測定器の点検や目盛りの調整は含まない。例えば、産総研では、図4のように校正対象の電離箱を、国家標準である平行平板形自由空気電離箱とX線場の中で比較することにより校正を行っている。校正機関でも同様に、その機関が持っている標準器と校正対象の線量計を比較して校正を行っている。

3-2. 校正定数

校正を行った結果、線量計には校正定数が付される。校正定数は、基準とする線量の値を、校正する線量計の指示値で除した値である。具体的には次式にて与えられる。

$$N_K = \frac{K - K_{BG}}{(M - M_{BG}) \cdot k_{TP}} \quad (1)$$

ここで、 N_K は校正定数、 K は校正場の基準線量（空気カーマ）の値、 K_{BG} はバックグラウンドの線量の値、 M は指示値、 M_{BG} は指示値のバックグラウンド、 k_{TP} は基準の温度・気圧に換算する補正である。ここでバックグラウンドとは、放射線を照射していない時に指示される値をいい、自然放射線や検出器自身が持つ電氣的なバックグラウンドによるものである。温度・

国家標準器

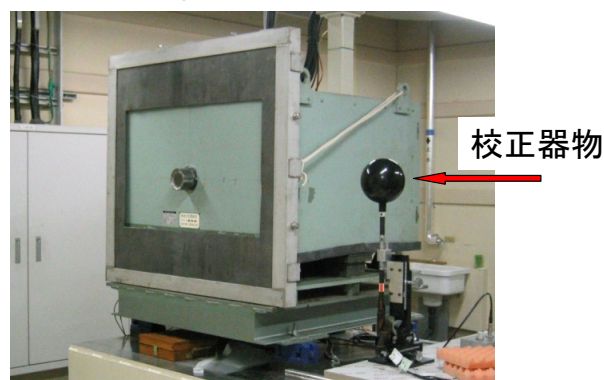


図4 中硬X線標準の国家標準器である平行平板形自由空気電離箱(左側)と校正対象の電離箱(右側)をX線標準場で比較して校正をしている様子

気圧補正は (2) 式によって計算される。

$$k_{TP} = \frac{P_0}{P} \frac{T + 273.15}{T_0 + 273.15} \quad (2)$$

ここ、 T と P は校正時の温度と気圧、 T_0 と P_0 は基準の温度と気圧である。基準の温度と気圧は校正証明書に明示されているが、国内では温度は 22 °C、気圧は 1013.25 hPa とすることが多い。温度については 20 °Cとしている場合もあるので注意が必要である。この補正は電離箱線量計の場合に必要なが、半導体線量計の場合には不要である。電離箱は空洞内の空気の密度によって電離量が変わるため、温度と気圧の補正が必要となる。

校正定数の単位は線量計によって様々である。例えば基準値の量が空気カーマや水吸収線量の場合、基準値の単位は Gy となる。これに対して指示値は線量計によって、線量 Gy、測定している電荷量 C、あるいは線量計のアナログ出力の電圧 V であったりする。これらの場合、校正定数の単位は、それぞれ、線量表示は無次元量 (Gy/Gy)、電荷量表示は Gy/C、電圧表示では Gy/V となる。

3 - 3. 測定値の適切な評価

校正された線量計を用いて得られた指示値から目的の量を評価する場合、指示値に校正定数を乗じるが、その他にも補正が必要である。X 線診断装置から出力される X 線の空気カーマを、電離箱線量計を用いて測定する場合を例にすると、(3) 式によって空気カーマ K を評価する。

$$K = N_K \cdot (M - M_{BG}) \cdot k_{TP} \cdot k_{other} \quad (3)$$

すなわち、校正定数の他に、温度・気圧補正 (k_{TP}) とその他必要な補正 (k_{other}) を行う。その他必要な補正は例えば線質補正などがあげられる。

3 - 4. トレーサビリティ

校正がきちんとして行われていても、校正に用いている基準が国家標準にたどれなければ、その校正は信頼できない。すなわち、校正は国家標準にたどれる校正施設で行うことが、信頼できる測定値を得るうえで不可欠である。そこで、トレーサビリティという概念が重要となってくる。国家機関が標準を確立し、それを用いて校正機関の標準器を校正する。校正機関は、その校正された標準器を用いてユーザの計測器を校正する。そして、それぞれの校正において不確かさの付いた校正証明書を発行することによって、ユーザの計測器の信頼性が国家標準までたどることができる。このように、校正証明書によって計測器の信頼性が国家標準までたどれることをトレーサビリティという。そして、計測器や校正機関の標準器にトレーサビリティが確保されていることを、その計測器や標準器は国家標準にトレーサブルという。

しかし、ユーザが校正を依頼するときに、その校正機関の標準器が国家標準にトレーサ

ブルかどうかを判断するのは難しい．そこで，校正機関の標準器が国家標準にトレーサブルであり，正しく校正を行っているかどうかをチェックする制度である JCSS 制度（Japan Calibration Service System，計量法に基づく校正事業者登録制度）が機能している．JCSS 制度は，校正事業者において校正されたデータの信頼性を確保するために，（独）製品評価技術基盤機構

（NITE）が，国際標準化機構(ISO)および国際電気標準会議(IEC)が定めた校正機関に関する基準(ISO/IEC 17025)に適合しているか審査を行い，適合した校正事業者を登録する計量法に基づく制度である．JCSS 制度の校正機関として登録された機関を登録事業者という．登録事業者の標準器（特定 2 次標準器）を国家標準器（特定標準器）によって校正することを jcass 校正と呼び，登録事業者が校正することを JCSS 校正という．このように JCSS 制度は，校正結果が国家標準にトレーサブルであることを保証するものである．放射線・放射能・中性子の分野の登録事業者を表 1 にまとめた．

医療用線量標準のトレーサビリティ体系の概略を図 5 に示した．図中の塗りつぶした矢印は JCSS 制度に基づく校正，白抜き矢印はそれ以外の一般校正を表している．マンモグラフィ X 線については，（公社）日本放射線技術学会の診断領域線量計標準センターにおいて国家標準にトレーサブルな校正が可能である．図には載せていないが，（株）千代田テクノルは，ガラス線量計によるマンモグラフィ X 線の平均乳腺線量の測定サービスを行っている．ここで用いられているガラス線量計は，産総研においてその特性を評価している（5－2 節参照）．一般撮影などの診断 X 線に関しては，診断領域線量計標準センターから登録事業者である（一財）日本品質保証機構を通して，産総研にトレーサビリティが取れている．治療用線量標準のうち，Co-60 ガンマ線水吸収線量は，

表 1 放射線・放射能・中性子区分の登録事業者（登録番号順）．（独）製品評価技術基盤機構より

事業者名	計量器等の区分
（一財）日本品質保証機構	X 線測定器
（株）千代田テクノル	γ 線測定器
（公社）日本アイソトープ協会	X 線測定器・ γ 線測定器・ α / β 線核種・ γ (X) 線核種
（公財）放射線計測協会	X 線測定器・ γ 線測定器
原電事業（株）	γ 線測定器
（公財）医用原子力技術研究振興財団	γ 線測定器
（公財）日本分析センター	γ 線測定器， γ (X) 線核種
ポニー工業（株）	γ 線測定器

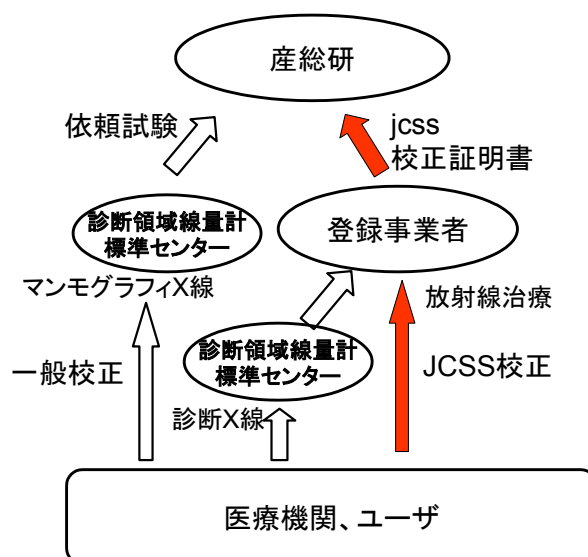


図 5 医療用線量標準トレーサビリティ体系．塗りつぶした矢印はJCSS制度に基づく校正，白抜き矢印は一般校正を表す．

登録事業者である（公財）医用原子力技術研究振興財団が JCSS 校正を行っている。

4. 診断領域 X 線の国家標準[1~5]

標準とは、単位の定義を具体的に実現したものであり、国家標準はその国のトレーサビリティの頂点となっている。産総研では、X 線・ガンマ線・ベータ線の線量の国家標準を開発・維持・供給している。この章では X 線の線量標準を中心に紹介する。

4-1. X 線の線質について

一般撮影などの X 線診断では、タングステンアノードの X 線管から発生する特性 X 線を含む連続 X 線に Al などの金属フィルタを用いてスペクトルを整形して目的にあった線質の X 線が利用されている。したがって、X 線管の管電圧とフィルタの組合せによって線質が異なってくる。線量計はエネルギー依存性があるため、利用する X 線の線質と同様の線質で校正するのがもっとも信頼性のある測定となる。X 線の線質は、一般的に、管電圧と実効エネルギー（半価層）によって表現される。半価層とは、X 線の線量が半分になる Al または Cu の厚さをいう。そして、Al または Cu の吸収係数からその厚さで線量が半分になる単色の X 線エネルギーを実効エネルギーといい、この実効エネルギーを最大エネルギーで割ったものを、線質係数 QI という。図 6 に X 線スペクトルの例を示す。図 6 左図のように管電圧が同じでも QI 値が異なるとスペクトルが大きく変化し、実効エネルギーが変化するのわかる。また、図 6 右図のように実効エネルギーが同じでも QI 値が異なるとスペクトルの幅が大きく変化する。したがって、測定したい X 線と同様の線質を用いて線量計を校正しないと正しい線量を測定することができないことが想像できる。この QI という線質の表し方は日本特有であり、他の国々では用いられていない。他の国では、ISO4037-1 に規定されている 4 つの線質 (Low air-kerma rate, Narrow spectrum, Wide spectrum, High air-kerma rate) や IEC61267 規定されている線質が校正に多く利用さ

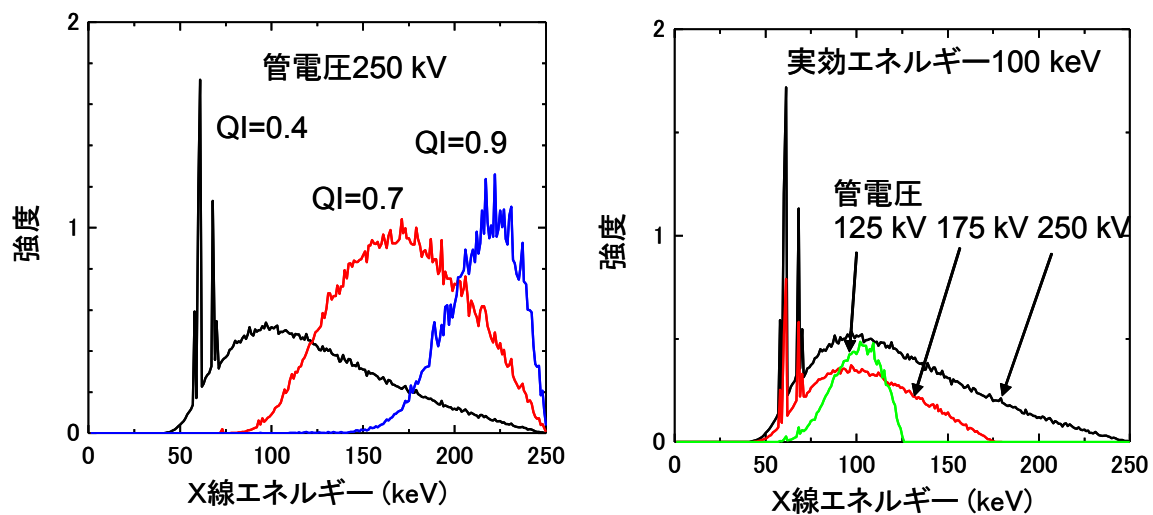


図 6 (左図)線質係数 QI の異なる管電圧 250 kV の X 線のスペクトルの計算例。(右図)実効エネルギー(半価層)はほぼ同じであるが管電圧が異なる X 線のスペクトルの計算例。

れている。

一方、マンモグラフィにおいては、X線管に Mo や Rh のアノードを用いる点や、フィルタに Mo, Rh, Ag などを用いるなど、一般撮影にない組合せが多い。そのため、半価層の他に、アノードの材質とフィルタの組合せも指定する。例えば、Mo のアノードに Rh のフィルタを用いる場合には、Mo/Rh と表記する。

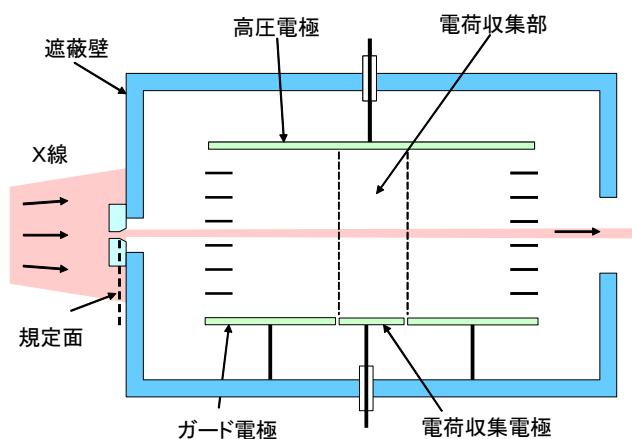


図 7 平行平板形自由空気電離箱の断面概略図

4-2. 平行平板形自由空気電離箱

空気カーマ標準は、平行平板形自由空気電離箱によって実現している。この原理は、マンモグラフィ X 線、軟 X 線、中硬 X 線に共通である。図 7 に電離箱の概略図を示した（外観写真は図 4 を参照）。X 線は入射窓を通り電離箱内の空気に照射される。X 線によって生成された空気構成分子のイオンは、集電極に電界によって集められ、電流として測定される。一方、入射 X 線と相互作用する空気の体積は、入射窓の面積と集電極の長さの積から求め、この体積中の空気の質量が得られる。以上のように求められた電流と質量の比から、空気カーマ率を評価する。実際には、空気による X 線の減衰、電離箱内の電界分布の歪み、イオンと電子の再結合、散乱線の寄与、電子の損失、湿度の影響などの補正を行っている。

4-3. 軟 X 線標準・マンモグラフィ X 線標準・中硬 X 線標準

産総研には、軟 X 線標準とマンモグラフィ X 線標準用の軟 X 線照射室（図 8 参照）と中硬 X 線標準用の中硬 X 線照射室（図 4 参照）の 2 つの照射室がある。軟 X 線標準、マンモグラフィ X 線標準、中硬 X 線標準の管電圧と線質について表 2 にまとめた。以下、各標準について紹介する。

軟 X 線標準が供給している線質は、管電圧が 10 kV から 50 kV の範囲で、

表 2 産総研で供給している X 線標準の線質

標準	管電圧 (kV)	X 線管のアノード材質	線質またはフィルタ
軟 X 線標準	10～50	W	QI: 0.4～0.8 ISO4037-1 の Narrow spectrum 線質 CCRI 線質
マンモグラフィ X 線標準 (注)	20～40	Mo	Mo: 30 μm, 32 μm
		Mo	Rh: 25 μm
		Rh	Rh: 25 μm
		W	Rh: 50 μm
		W	Ag: 50 μm
中硬 X 線標準	30～300	W	Al: 0.5 mm, 0.7 mm
			QI: 0.4～0.9 ISO4037-1 の 4 つの線質 CCRI 線質

(注) 圧迫板(ポリカーボネート 3 mm)の有無を選択可能

線質係数 QI が $0.4 \sim 0.8$ である線質，ISO4037-1 に規定されている線質のうち Narrow spectrum 線質および国際度量衡局で規定されている CCRI 線質である．図 8 は，マンモグラフィ X 線および軟 X 線標準の校正を行う軟 X 線照射室である．線量の絶対値は，写真の左側に位置している国家標準器である平行平板形自由空気電離箱を用いる．X 線管は図中の軟 X 線と示されている容器の中に備え，前面に取り付けている Al フィルタによって，線質を選択している．図中には小さく見

にくい，シャロー形の電離箱を設置していて，国家標準器と交互に X 線標準場の中心に持ってきて，信号を比較することにより校正を行う．

図 8 の軟 X 線の右側にマンモグラフィ X 線と示されている容器内には，Mo，Rh および W アノードの 3 種類の X 線管を装備して，マンモグラフィ X 線の標準場を構築している．校正可能な線質は，Mo/Mo 線質以外に Mo/Rh，Rh/Rh，W/Rh，W/Ag，W/Al 線質が利用でき，マンモグラフィ診断装置の多様な X 線に対応している．マンモグラフィ診断装置には圧迫板があるため，圧迫板に相当する厚さ 3 mm のポリカーボネートの有無の選択も可能である．ポリカーボネートの影響については次節で簡単に紹介する．

中硬 X 線標準は中硬 X 線照射室を利用している．図 4 に中硬 X 線標準の国家標準である平行平板形自由空気電離箱を示したが，構造は軟 X 線用の自由空気電離箱と同じである．X 線のエネルギーが高いため，軟 X 線用よりサイズが数倍大きい．供給している線質は，管電圧が 30 kV から 300 kV の範囲で，線質係数 QI が $0.4 \sim 0.9$ である線質，ISO4037-1 に規定されている 4 つのすべての線質および CCRI 線質である．診断用の IEC61267 で規定されている RQR や RQA などの線質は供給していない．

5. マンモグラフィ X 線標準の利用[4, 5]

5-1. 線量計の校正定数の線質による違い

図 9 にシャロー形電離箱 (PTW 23344) のエネルギー特性を示した．四角はマンモグラフィ X 線の Mo/Mo 線質 (25 kV $\sim$ 35 kV)，丸は CCRI 線質で測定したものである．マンモグラフィで利用されている範囲で，この電離箱の校正定数は 1% 以内の変化であり，エネルギー特性が良いことが分かる．しかし，異なる線質で校正すると，たとえ半価層に近い値であっても，校正定数が異なる．また当然であるが，半価層が大きく異なると校正定数が大きく異なる．図には示していないが，校正定数に対する圧迫板の影響は，この電離箱の場合には 0.5% 程度の影響であった．したがって，エネルギー特性の良い電離箱であっても，測定対象の X 線の線質と同じ線質で校正することが重要である．

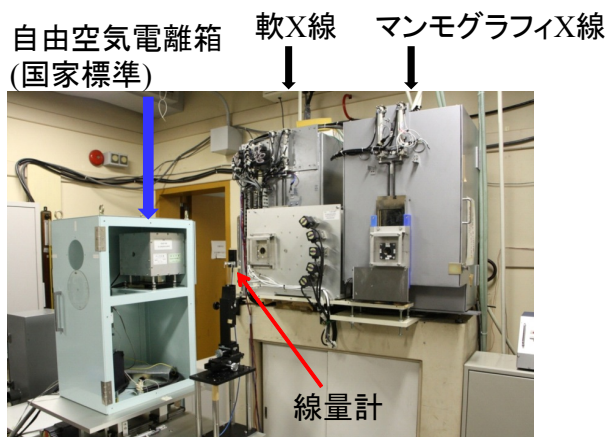


図 8 マンモグラフィ X 線および軟 X 線標準の校正施設

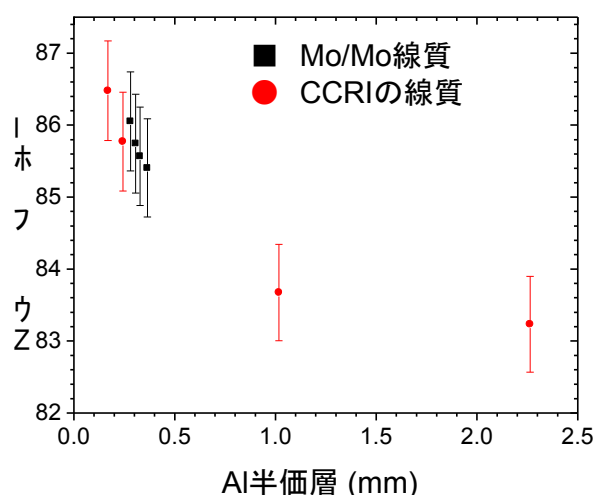


図 9 シャロー形電離箱のエネルギー特性

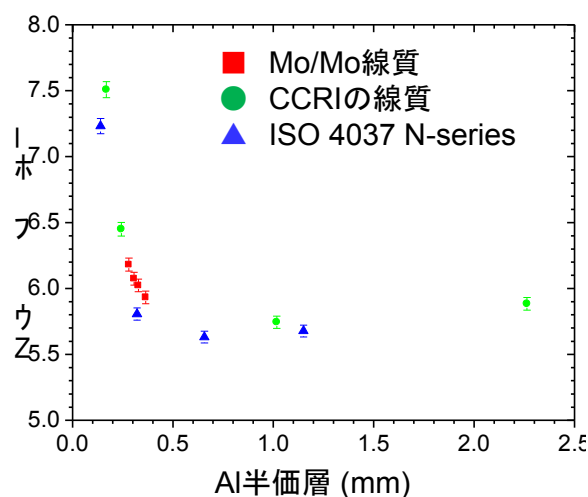


図 10 半導体線量計のエネルギー特性

図 10 に半導体線量計（PTW DIADOS）のエネルギー特性を示した．四角はマンモグラフィ X 線の Mo/Mo 線質（25 kV～35 kV），丸は CCRI 線質，三角は ISO 4037-1 の Narrow spectrum 線質で測定したものである．この結果から，半導体線量計はマンモグラフィで利用されている範囲において，校正定数が 5%以上変化していることが分かる．また測定した範囲においても低エネルギー側で 20%程度の校正定数が変化し，エネルギー特性が電離箱線量計に比べて悪い．また，同じ半価層でも，マンモグラフィ線質と ISO の線質では数%の校正定数のずれがあり，測定対象の線質で校正しなければ信頼できる結果が得られないことが分かる．したがって，半導体線量計を利用する場合には，特に注意が必要である．

5-2. ガラス線量計の評価

ガラス線量計は，ラジオフォトルミネセンス現象を利用した積算型の線量計であり，蛍光ガラス素子には銀活性リン酸塩ガラスが用いられている．マンモグラフィ用のガラス線量計は，蛍光ガラス素子と，素子の表面に 4 種類の厚さの異なるアルミニウムフィルタ（0.3, 0.4, 0.6, 1.0mm）とフィルタのない窓をかぶせた構造となっている．この構造により 1 回の照射で，減弱曲線と空気カーマを測定できる．この減弱曲線から半価層を求め，精度管理に必要な平均乳腺線量の評価ができる．

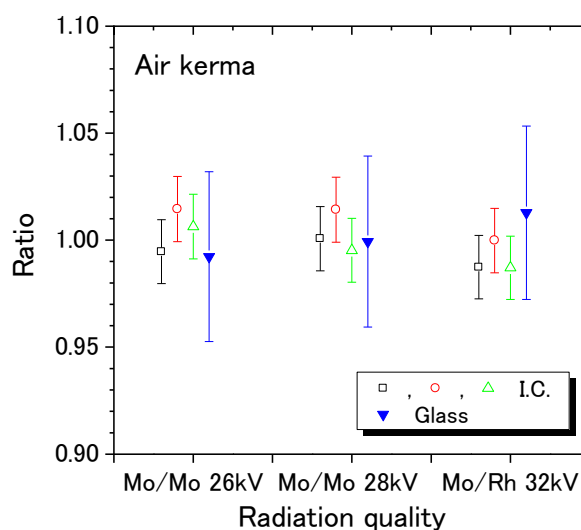


図 11 異なる線量計によるマンモグラフィ X 線の線量評価の比較．▼: ガラス線量計，○，□，△: 電離箱線量計

このガラス線量計の性能評価をこの標準場で行った。このガラス線量計と校正されたシャロー形電離箱線量計を用いて、産総研にあるマンモグラフィ診断装置の線量測定を行い、両者を比較した（図11）。ガラス線量計は逆三角、電離箱線量計

は白抜きのマークで示した。測定したX線の線質は、26 kVと28 kVのMo/Mo、32 kVのMo/Rhである。その結果、ガラス線量計と電離箱線量計で測定したマンモグラフィからのX線の線量は不確かさの範囲内で一致し、ガラス線量計による線量測定の妥当性を確認した。

6. 他の医療用線量標準[3]

産総研では、外部放射線治療および小線源治療に対応する線量標準を開発している。供給中の放射線治療用線量標準と

その開発年度を表3にまとめた。外部放射線治療用の標準として、グラファイトカロリメータを用いたCo-60ガンマ線水吸収線量標準を2009年度から供給を開始した。Co-60ガンマ線水吸収線量の供給開始により、外部放射線治療の線量測定のプロトコルが改定され、「外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法」が2012に刊行された[6]。この改訂により、電離箱線量計の校正が水中で行われるようになり、高エネルギー光子線の線量評価の不確かさは約3%と向上した。さらに、2013年度にグラファイトカロリメータを用いて医療用リニアックからの高エネルギー光子線（6 MV, 10 MV, 15 MV）を直接評価する技術を開発し、高エネルギー光子線の線量評価の不確かさを約2%へと小さくすることに成功した（図12）。産総研において電離箱線量計の校正は可能であるが、この標準に対する校正を行う機関がないため年間の校正可能件数は限定される。現在、外部放射線治療に関して、医療用リニアック高エネルギー電子線水吸収線量標準、粒子線の線量評価技術の開発、水カロリメータの開発による水吸収線量標準の高度化に関する研究を行っている。

小線源を用いた放射線治療に対して、前立腺がん用のI-125小線源の基準空気カーマ標準をおよび目の治療用のRu-106小線源の水吸収線量標準を供給している。また、Ir-192

表3 供給している放射線治療用線量標準

治療手法	線量標準	標準確立年度
外部放射線治療	Co-60 ガンマ線水吸収線量	2009
	医療用リニアック 高エネルギー光子線	2013
小線源治療	I-125 小線源基準空気カーマ	2012
	Ir-192 小線源基準空気カーマ	2015 予定
	Ru-106 小線源水吸収線量	2013

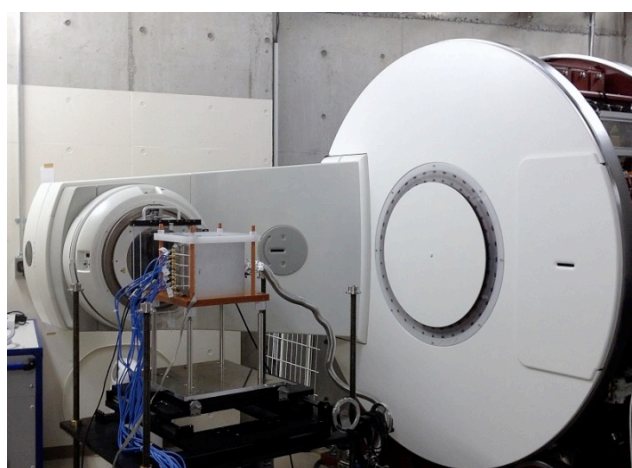


図12 医療用リニアックとグラファイトカロリメータ

小線源治療用基準空気カーマ標準は 2015 年度中に供給開始する予定である。

放射線診断に係る標準として、IVR などの放射線診断における水晶体の被ばく線量の評価として重要な 3 mm 線量当量の評価技術の開発を進めている。医療用放射線以外の線量標準としては、ガンマ線空気カーマ標準、ベータ線組織吸収線量標準を供給している。これらは、放射線防護や産業用などに利用されている。

7. まとめ

診断領域の国家標準と線量計の校正に関し、放射線を正しく測定するために必要な要素、マンモグラフィ X 線標準を中心に診断領域の国家標準を解説した。診断装置の精度管理において、信頼できる測定結果が得られるように、産総研では診断領域の国家標準を開発してきた。また放射線治療に関しても標準の開発を行っている。これらの医療用の標準が利用され、さらに、標準の高度化や新規標準の開発などに、フィードバックされることを期待する。

参考文献

1. 齋藤則生，放射線技術学会計測分科会誌，Vol.14，No.2，P.1 (2006)「医療放射線関連量のトレーサビリティ」
2. 齋藤則生，黒澤忠弘，森下雄一郎，加藤昌弘，計測標準と計量管理，Vol.57，No.3，P.2 (2007)「放射線標準の現状と展望」
3. 齋藤則生，柚木彰，計測標準と計量管理，Vol.63，(3) 68，2013「放射線・放射能の標準と信頼性」
4. 田中隆宏，線量校正センターニュース，Vol.1，P.12 (2011)「マンモグラフィ用 X 線の線量標準について」
5. 田中 隆宏，黒澤 忠弘，齋藤 則生，FBNews No.436，P.1，「マンモグラフィの安全を支える線量計測」
6. 日本医学物理学会編「外部放射線治療における水吸収線量標準の標準計測法」，通商産業研究社(2012)

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「一般撮影・血管撮影（IVR）領域」

山梨大学医学部附属病院 放射線部

坂本 肇

1. はじめに

診断領域において患者被ばく線量を評価する場合、人体が受ける吸収線量が高い部位であり測定が比較的簡便である入射皮膚線量が指標となる。特に、一般撮影領域では X 線照射方向が限定されるため皮膚面照射位置が明らかになり、使用する X 線の実効エネルギーが 25~40keV 程度であるため、入射する皮膚吸収線量が最も高くなる。また、血管撮影領域では確定的影響である皮膚障害を起こした事例が多く報告されていることから入射皮膚線量を評価することは重要である。

2. 入射皮膚線量、入射表面線量、入射線量について

入射皮膚位置での線量評価を行う場合、3種類の類似した入射線量(図1)が存在する。本講座では入射皮膚線量を中心とするが、類似の入射表面線量と入射線量との相違をはっきりさせるため3者の比較を行い明確にする。なお、使用される単位はすべて吸収線量の[Gy]が用いられる。

(1)入射皮膚線量(Entrance Skin Dose):患者からの後方散乱線を含んだ皮膚の吸収線量であり、ICRP publication 85¹⁾など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。特に、IVR 領域では実際の臨床において確定的影響である皮膚障害が発生していることから、日常の被ばく線量管理には入射皮膚線量が重要となる。

(2)入射表面線量(Entrance Surface Dose):患者の皮膚面位置での後方散乱を含んだ空気吸収線量(空気カーマ)であり、最近発表された J-RIME での一般撮影領域の diagnostic reference level(DRL)²⁾や IAEA のガイダンスレベルなどに用いられている線量である。

(3)入射線量(Incident Dose):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より出力しての皮膚表面位置における空気吸収線量(空気カーマ)であるため、患者からの後方散乱は含まれていない。入射線量は IEC 規格³⁾や JIS 規格⁴⁾によりインターベンショナル基準点での基準空気カーマが血管撮影装置へ表示される線量である。

これらの線量の違いを理解し、必要に応じた線量を使用する必要がある。

3 種類の類似する入射線量

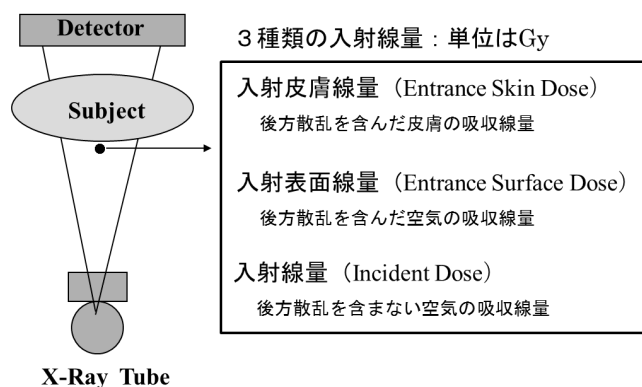


図 1

3. 一般撮影領域における入射皮膚線量測定について

ここでは日本放射線技術学会計測部会が推奨する標準測定法⁵⁾について解説する。この方法は各撮影にて使用する撮影条件において空中での X 線出力(照射線量)測定と半価層測定を行い、

計算にて患者さんの入射皮膚線量を算出する(図2). 測定手順と注意点は以下の通りである.

(1) 正確な照射線量の測定

正しい電離箱プローブ(3~6cc)の選択, 線量計の校正定数, 温度気圧補正により正確な照射線量を測定する.

(2) 半価層の測定

後方散乱係数および吸収線量変換係数を求めるため, 半価層と実効エネルギーを求める.

(3) 焦点-皮膚間距離の補正

患者さんの被写体厚を考慮して焦点-皮膚間距離を求め, 線量測定位置から距離の逆二乗則を用いて皮膚表面の照射線量を計算する.

(4) 後方散乱係数の補正

皮膚表面での照射野サイズ(使用照射野サイズから被写体厚を考慮して表面での照射野を求める)と半価層より後方散乱係数を求め, 被写体からの散乱線を補正する.

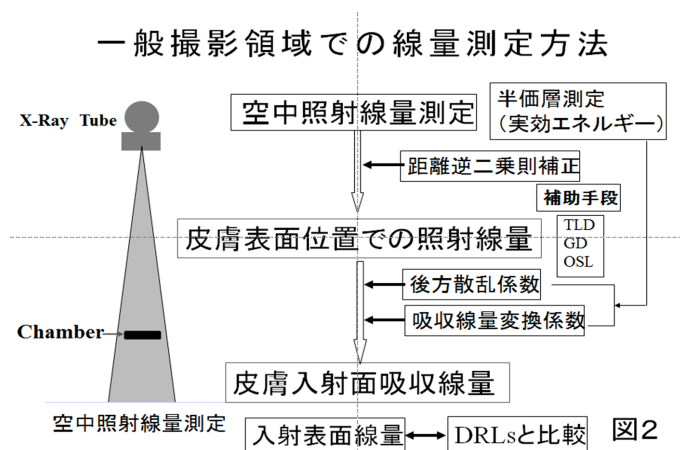
(5) 吸収線量変換係数の補正

(1)から(4)により, 空中での照射線量より被写体からの後方散乱線を含んだ皮膚表面での照射線量へと変換される. ここでは, 照射線量を皮膚(軟組織)吸収線量へ変換する. 変換するための係数は(2)で求めた実効エネルギーが必要になる.

なお, DRLsと比較するために入射表面線量を求める場合は, 空気の吸収線量へ変換するために $33.97[\text{Gy}\cdot\text{kg}/\text{C}]$ を用いる. この変換係数は, 実効エネルギーに関係なく用いることが出来る.

以上の測定手順により患者入射皮膚線量を求めることができる. また, 半導体検出器を用いた非接続形 X 線測定器の精度が向上していることより, これらを利用した簡便な測定も今後は期待できる.

なお, 線量計を使用せず線量推定を行う NDD 法 (Numerical Dose Determination method) や PCX-MC (PC program for X-ray Monte Carlo) を用いる場合には, X 線装置の出力精度が管理されていることが大前提となるので注意しなければならない.



4. 血管撮影領域における入射皮膚線量測定について

血管撮影領域において患者被曝線量を評価する場合は, 障害が最も起こる可能性が高い入射皮膚線量を測定する. 入射皮膚線量を測定する場合, 皮膚積算線量がリアルタイムに測定可能であり, 手技や画像に影響を及ぼさず容易に測定できることが求められる. 入射皮膚線量は患者体型, C アーム角度, 手技内容, 手技時間により大きく変化するため, 他のモダリティに比較し線量測定が難しいと考えられる. 代表的な評価方法は直接測定法, 間接測定法などがある.

直接測定法は検出器を直接患者皮膚面に貼り付けて測定する thermoluminescence dosimeter (TLD), 蛍光ガラス線量計, skin dose monitor(SDM)などである. TLD や蛍光ガラス線量計による測定は, 複数位置において後方散乱を含んだ測定値が得られるため大変有用であるが, リアルタイム性に欠け測定手技が煩雑である. SDM は皮膚線量を簡便に高い精度でリアルタイムに積算線量と

して測定できるが、多方向からの透視撮影において線量が最も高くなる部位への検出器の設定が難しく、皮膚線量が過小評価されることがある。

間接測定法は装置の出力などから入射皮膚線量を推定するNDD法および面積線量計を利用する方法などがある。NDD法にて皮膚線量を推定するためには、X線出力が管理された装置による正確な透視撮影条件と焦点皮膚間距離が必要となり、刻々と変化する透視条件から線量を推定することは難しい。面積線量計は患者に触れることなく簡便でリアルタイムに積算線量を表示可能であるが、測定値は面積線量であるため入射皮膚線量への変換が煩雑である。また、装置に表示されるインターベンショナル基準点⁶⁾における基準空気カーマより入射皮膚線量を推定することが可能⁵⁾である。なお、面積線量や装置表示線量は透視と撮影を合わせた総積算線量であり、推定される線量は総入射皮膚線量となる。頭部や心臓検査時は多方向より透視撮影を行うため、総入射皮膚線量は放射線皮膚障害を回避するために重要となる最大入射皮膚線量と異なる点に注意が必要である。

血管撮影領域における患者被ばく線量の評価は重要であり、可能な限り簡便に多くの施設で入射皮膚線量を測定できる方法の標準化が望まれる。

5. まとめ

本討論会では、入射皮膚線量の基本的測定方法の現状と臨床応用について一般撮影領域と血管撮影領域を中心に解説した。

参考文献

(1) ICRP Publication 85: Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures. Annals of the ICRP, 2000.

(2) 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定

(<http://www.radher.jp/I-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf>)

(3) Medical electrical equipment – Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. 2000; IEC 60601-2-43.

(4) 日本工業規格:IVR用X線装置—安全 2005; Z 4751-2-43.

(5) 放射線医療技術学叢書(25) 医療被ばく測定テキスト(改訂2版)

(6) 坂本 肇,相川良人,池川博昭,他:新しく規格化されたインターベンショナル基準点についての考察.日放技学誌 60(4):520-527. 2004.

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「乳房撮影」

藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科

浅田恭生

【はじめに】

現在、我が国においては世界と同様に乳房撮影の被ばく線量の指標として、平均乳腺線量(Average glandular dose: AGD)を採用している。ただし、標準ファントムを使用し、装置の品質保証、品質管理をすることで被検者全体の被ばく低減につなげることを目的としている。AGD 以外、新しい指標を見出さない限り、AGD を求めるための測定方法に従うしかない。AGD を求めるためには、半価層測定と乳房入射線量測定が必要となる。また、近年ほとんどの施設において、乳房撮影装置はデジタルシステムになっている (Fig.1)。デジタルシステムになるにつれ、Flat panel detector (FPD) 装置の増加が予想される。タングステン(W)ターゲットを有している FPD 装置の導入により、特にターゲット・フィルタの組み合わせが多様化している (Fig.2)。デジタルマンモグラフィ品質管理マニュアルは、作成にあたり European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis, Fourth Edition (EUREF) 法を参考に行っている。

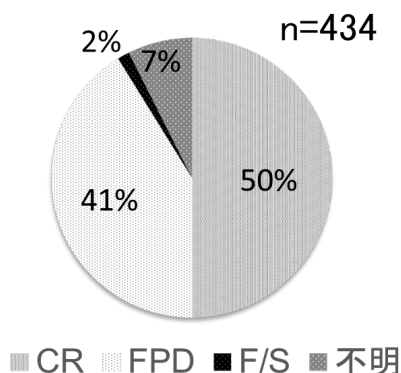


Fig.1 乳房撮影装置

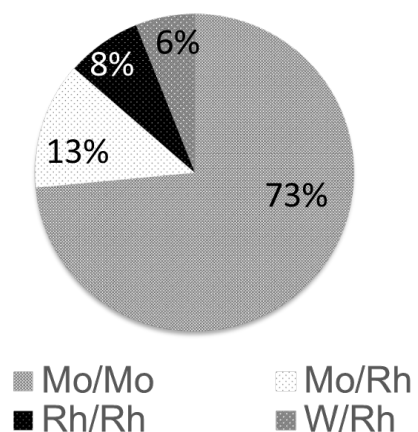


Fig.2 ターゲット・フィルタの組み合わせ

【方法】

1) EUREF 法の半価層測定

AGD を算出するための目的であり、圧迫板は取り付ける。圧迫板はできる限り X 線管側に近づけて配置する。線量計の実効中心を乳房支持台から 40 mm の高さで、胸壁から 60 mm の位置に配置し、アルミニウム減弱法により半価層を測定する。

2) AGD 算出のための乳房入射線量測定

厚さ 40 mm の PMMA(polymethyl methacrylate)を用いて、臨床で使用する照射モードを選択し AEC を作動させ X 線を照射し、撮影条件等を記録する。記録した撮影条件、mAs 値をマニュアルモードで設定して PMMA を取り除き、線量計で測定する。ただし、記録した mAs 値が設定できない場合はその mAs 値を上回る最も近い値に設定する。以下に AGD 算出式を示す。

$$AGD = K \cdot g \cdot s \cdot c$$

K : 入射空気カーマ [mGy]

g : 乳腺含有量 50% に相当する係数 [mGy/mGy]

s : ターゲットとフィルタの組み合わせに関する係数

c : 乳腺含有量 50% から異なる乳腺量を補正する係数

拡大撮影については、第 43 回計測分科会「日本における平均乳腺線量の標準化を考える」において、五十嵐の報告より、Dance らの測定法と整合が取れているので、Koutaloni¹⁾らの報告¹⁾を準拠する。

トモシンセシスについては、第 43 回計測分科会「日本における平均乳腺線量の標準化を考える」において、根本の報告より、EUREF のドラフト²⁾に準拠する。

【まとめ】

ターゲット・フィルタの組み合わせの多様化により、W ターゲット搭載の FPD 装置に対応するためには AGD を指標とする場合、EUREF 法を乳房撮影の標準測定法と考える。

拡大撮影、トモシンセシスについても EUREF 法に準拠する。

参考文献

- 1 M Koutaloni, H Delis, G Spyrou, L Costaridou, G Tzanakos and G Panayiotakis : Monte Carlo generated conversion factors for the estimation of average glandular dose in contact and magnification mammography. *Phys. Med. Biol.* 51(21) 5539-48 (2006)
- 2 European Reference Organisation for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services : Protocol for the Quality Control of the Physical and Technical Aspects of Digital Breast Tomosynthesis Systems. Draft version 0.15 January 2014

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「 X 線 CT 領域 」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部

庄司 友和

2012 年に発行された「医療被ばく測定テキスト 改訂第 2 版」¹⁾は、計測部会（旧計測分科会）が医療被ばく測定セミナーで使用してきたもので、診断領域の測定法をまとめたテキストとして認知されている。しかし、CT 装置の進歩は目覚ましく、操作画面に表示される数値や線量指標は複雑化を帯びている。

シンポジウムでは、「CT 領域における標準測定法の確立」と題し、CT 用電離箱の特性、CTDI 測定、Aluminum 半価層測定について実測データを中心に述べた。そして、これまで報告されている測定法について再確認し、ユーザーにとって簡便で再現性の良い測定法を提案した。

1) CT 領域における標準測定法

本国の標準測定法といえば放射線治療領域における「外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法」²⁾いわゆる標準測定 12 が一般的である。これらは測定の不確かさを軽減するための取り組みとして、X 線、電子線をはじめとする各線種の測定法についてまとめられたものである。一方 CT 領域においては標準測定といわれているものはない。よって今回、医療被ばく測定テキストの内容を再度見直し、JIS^{3,4,5)}規格に記される測定法に準ずることで、CT 領域における標準測定法として提案した。なお現在、体軸方向にビーム幅 16 cm の CT 装置が普及しているが、本シンポジウムではビーム幅 4 cm 以下の装置に限定した。

2) CT 用電離箱の特性

現在、CT に用いられる線量計には図 1 のような線量計が存在する。この中で最も普及している線量計は電離長 10 cm のペンシル型 CT 用電離箱（CT 用電離箱）であろう。図 2a に CT 用電離箱エネルギー特性、図 2b に校正証明書を示す。CT 用電離箱は低いエネルギー帯でエネルギー特性は安定している。しかし、校正証明書には実効エネルギーごとの校正定数が与えられているため、ユーザーは各管電圧の実効エネルギーを把握し、実効エネルギーにあった校正定数を用いる必要がある。



図1

3) CTDI 測定

JIS による $CTDI_{100}$ の定義は、図 3 のようにスライス面に対して垂直な線 (z) に沿った単一アキシアルスキャンの線量プロファイルを一50 mm から +50 mm の範囲で積分した値を、単一スキャンで生成されるスライス数 N と公称スライス厚 T との積又は 100 mm のいずれか小さい方で、除したものとされている。測定法については図 4 に示すように CTDI 線量測定用ファントムを患者支持器 (天板) に設置し、スキャン領域の中央で、かつ、CT 装置の回転軸上に配置しなければならないと記されている。また JIS では $CTDI_{vol}$ の実測値と表示値の誤差は $\pm 20\%$ を許容値としている。しかし、図 5 に示すように同じ位置 ($CTDI$ ファントム中心部) での測定でも天板の吸収や回転開始時の位置の違いが測定値に影響を及ぼすため、測定の際はこれらの偶然誤差を軽減するような努力が必要である。図 6 に異なる装置の $CTDI_{vol}$ の測定結果を示す。この結果からも分かるように、実測値と表示値は必ずしも同じになるとは限らない。

4) Aluminum 半価層測定

半価層測定の目的は第一半価層から実効エネルギーに換算することであるが、一般的には操作画面上に表示される管電圧ごとの線質の違いを把握するために測定されることが多い。加藤ら⁶⁾の報告では幅広いエネルギースペクトルを持つ X 線束と実効エネルギーという単一エネルギー X 線束の物質に対する相互作用などの物理特性は決して同等ではないとし、実効エネルギーはあくまでもエネルギーを示す一つの指標でしかないとしている。しかし、臨床においては撮影条件を構築するために把握しておかなければならない情報であり、装置間の比較や造影剤 CT 値への影響の程度を見るための指標として有効利用されている。医療被ばく測定テキストでは幾つかの

CT用電離箱の特性

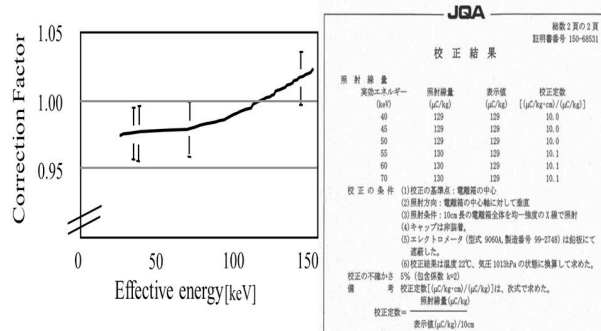
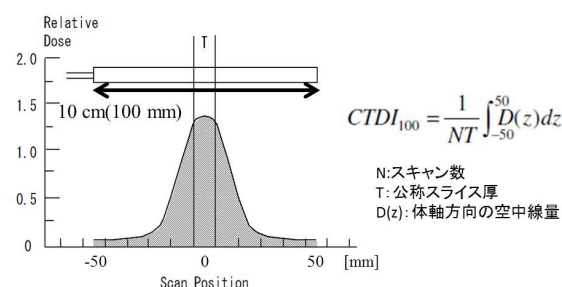


図2 a, b

CT dose index $_{100}$ ($CTDI_{100}$)



100 mm の範囲の積分値を、単一スキャンで生成されるスライス数 N と公称スライス厚 T との積で除したものを

図3

標準測定法

- ファントム設置位置 ⇒ 寝台
- 撮影モード ⇒ Non helical scan
JIS規格に準ずる
- 校正定数
⇒ ビーム幅に見合った校正値
校正証明書に準ずる
- Chamber
⇒ 10 cm chamber
- ビーム幅
⇒ 求めたいビーム幅で測定

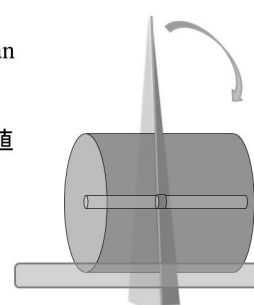


図4

天板の影響

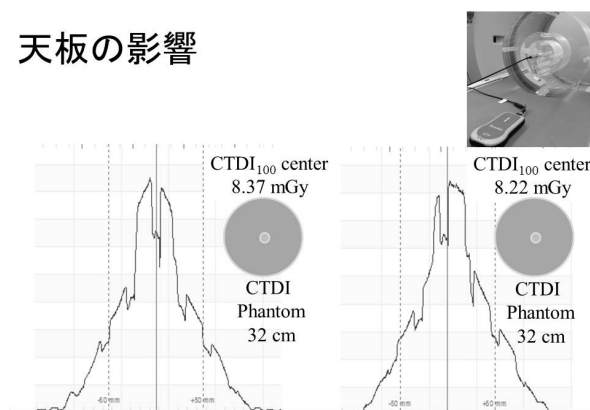


図5

測定方法が掲載されており，これまでも幾つかの論文で測定方法について議論されている^{7,8,9)}．JISでは管電圧の最低，最高および中間の値での，選択可能な各フィルタについてナロービーム条件にて，スライス面の中心の装置のアイソセンタ（回転中心）で，第一半価層を測定するとしている．だが，この記載だけではX線管が常に回転しているCT装置は測定することができない．図7，8に測定テキスト¹⁾に記載されている回転法と固定法の測定図と測定結果を示す．この結果から固定法と回転法に大きな差はなく，鉛ケースを用いた回転法はメンテナンスモードに入りX線管を固定する必要がなく，簡便に測定できる方法と考える．この結果は松原ら^{8,9)}の論文と一致しており，本手法がユーザーにとって最も簡便であると考えられる．ただしこの方法はボウタイフィルタ全体の影響を反映した値ではなく，あくまでもボウタイフィルタ中心部を通過した線質であることを忘れてはならない．図9に回転法にて求めた異なる装置の測定結果を示す．この結果は同じメーカーの装置であっても機種の違いにより値が異なる．よってCT装置を複数台有している施設は各装置の管電圧で実効エネルギーを測定しておくことが必要である．

5) まとめ

シンポジウムではビーム幅4 cm以下のCT装置における標準測定法について述べた．現在，ビーム幅16 cmのCT装置が普及し，様々な測定器具や方法が報告^{10,11)}されているが，今後も既存の測定器具（CT用電離箱やCTDIファントムなど）で測定する方法が標準であると考えられる．

CTDI_{vol}測定結果

Non-helical mode

32 cm CTDI phantom

Filter L, 120 kV, 200 mA, 1 s/rot, 32 mm(4 x 8)

	Console [mGy]	Measurment [mGy]	Error [%]
A装置 120 kV	24.0	23.2±0.94	3.3
B装置 120 kV	20.4	19.5±0.65	4.4

図6

固定法と回転法

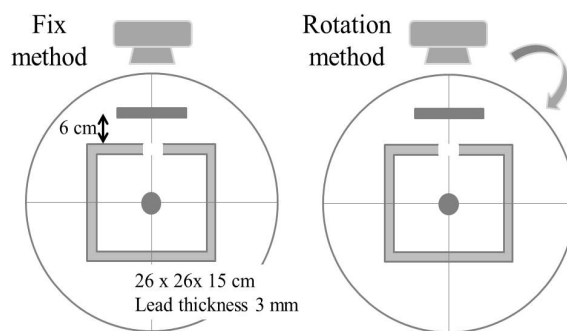


図7

A装置

Rotation method: Filter S, 100 mA, 1.0 s/rot, 32mm

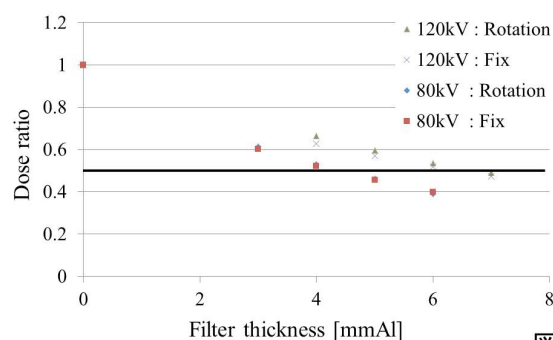


図8

実効エネルギー測定結果

Rotation method

Filter L, 120 kV, 200 mA, 1 s/rot, 32 mm(4 x 8)

	80 kV	100 kV	120 kV
A装置	38.1 keV	43.4 keV	47.8 keV
B装置	41.1 keV	47.2 keV	52.9 keV

図9

参考文献

- 1) 医療被ばく測定テキスト．放射線医療技術学叢書（25）．日本放射線技術学会，京都，2012: 55-72.
- 2) 外部放射線治療における水吸収線量の標準計測法—標準計測法 12. 日本医学物理学会，2012
- 3) JIS Z 4751-2-44 基礎安全及び基本性能，2012
- 4) JIS Z 4752-2-6 不変性試験，2012
- 5) JIS Z 4751-3-5 受入試験，2008
- 6) 加藤秀起 他、診断領域 X 線の線質表現法として用いられる実効エネルギーの問題点日放技学誌 2011; 67(10), 1320 - 1326.
- 7) 長島宏幸 他．X 線 CT 装置の線量 評価に不可欠な実効エネルギーの新たな測定および算出法 の検討．日放技学誌 2005; 61(3): 385-391.
- 8) Matsubara K, et al. Accuracy of measuring half- and quarter-value layers and appropriate aperture width of a convenient method using a lead-covered case in X-ray computed tomography. J Appl Clin Med Phys 2014; 15(1): 4602.
- 9) X 線 CT 装置における簡便化された各種実効エネルギー評価法の比較．日放技学誌 2014; 70 (5) : 453-460.
- 10) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography: Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry. 2010
- 11) Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners : IAEA HUMAN HEALTH REPORTS No. 5. 2011

平成26年度計測分野に関する論文・発表

・平成26年度10月から27年度3月、技術学会誌から掲載しています。

題 名	著 者	所 属 施 設 名	学会誌	雑誌号巻
Optically Stimulated Luminescence (OSL) 線量計のアニーリング装置の製作	中川 滉平	徳島大学医学部保健学科	ノート	70 巻 10 号 (1135-1142)
ポリマーゲル線量計による埋込み材料近傍の線量分布測定	長畑 智政	大阪市立大学医学部 附属病院中央放射線部	ノート	70 巻 10 号 (1160-1165)
頭部 CT 撮影における頭部固定具が画質と線量に及ぼす影響	横町 和志	広島大学病院診療支援部 高次医用画像部門	ノート	70 巻 10 号 (1166-1172)
関心領域および関心値の設定が Exposure Index に与える影響について-胸部臨床画像による解析-	中前 光弘	奈良県立医科大学附属病院 中央放射線部	原 著	70 巻 11 号 (1250-1257)
胸部 CT ガイド下 IVR における逐次近似応用再構成法を用いた CT 透視線量低減に関する検討	長谷川浩章	東京大学医学部附属病院 放射線部	ノート	70 巻 11 号 (1280-1289)
胸部 X 線 CT 検査における局所被ばく低減機構の出力線量の評価	布目 晴香	金沢大学附属病院 放射線部	ノート	70 巻 11 号 (1197-1303)
C 診断用 X 線撮影装置を用いた CdTe 検出器の応答関数の実測とモンテカルロシミュレーションコードの評価	沖野 啓樹	徳島大学医学部保健学科	原 著	70 巻 12 号 (1381-1391)
X 線装置の日常管理を目的とした簡易形測定器システムの開発	小倉 泉	首都大学東京 健康福祉学部放射線学科	ノート	70 巻 12 号 (1403-1412)
Exposure Index 算出における関心領域の影響に関する検討	廣瀬慎一郎	大阪大学医学部附属病院 医療技術部放射線部門	原 著	71 巻 1 号 (7-11)
X 線 CT における線量評価を目的とした蛍光ガラス線量計の特性および使用方法の検討	廣澤 文香	金沢大学大学院医薬保健学 総合研究科保健学専攻	原 著	71 巻 1 号 (12-18)
新生児特定集中治療室回診撮影における被ばく線量解析ソフト PIETAIL の開発	庄司 友和	東京慈恵会医科大学 付属柏病院	ノート	71 巻 3 号 (194-200)

第 71 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

○ CT Head CT / CT 検査頭部

54. 頭部 CT 撮影における CT DIvol 最大値表示からの CT DIvol 平均値推定についての検討

山梨大学医学部附属病院 相川良人

○ X-ray Protection (physician) / X 線検査防護(術者)

67. CT ガイド凍結治療における術者の被ばく線量評価

群馬大学医学部附属病院 関 優子

68. 面積線量計前面に鉛製マスクを使用した血管造影従事者の被ばく低減の試み

産業医科大学病院 藤本啓司

69. 脳血管内手術における cone beam CT や 3D rotational angiography による水晶体被ばく線量の検討

虎の門病院 川内 寛

70. 脳血管内手術における被ばく線量管理を目的としたサーバーの開発

虎の門病院 川内 寛

○ Radiation Protection Radiation, protection (physician) / 放射線技術概論・管理被ばく・防護(術者)

80. リアルタイム個人線量計の基礎的評価

大阪市立大学医学部附属病院 高尾由範

81. X 線透視検査における術者水晶体被ばくの基礎的検討

札幌医科大学附属病院 虻川雅基

82. 脳神経領域 IVR における術者水晶体線量の実態調査

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

83. IVR-CT を用いた術者被ばく線量の検討

山梨大学医学部附属病院 木内琢也

○ Radiation Protection Radiation (angiography) / 放射線技術概論・管理被ばく(血管撮影)

89. 当院における小児心臓カテーテル検査での被ばく線量について

大阪府立母子保健総合医療センター 告野真奈

90. 心臓 IVR における最大入射皮膚線量と乳房線量に関する基礎的検討

秋田県成人病医療センター 加藤 守

91. 循環器領域における放射線線量構造化レポートを用いた被ばく線量可視表示の試み

鹿児島大学病院 川原 浩

92. 心筋焼灼術における CBCT 時の被ばく低減法の検討

秋田県成人病医療センター 松本和規

93. 脳血管検査における被検者皮膚線量の推定

川崎医科大学附属病院 人見 剛

94. 血管撮影装置におけるシンチレーション光ファイバ線量計とエアカーマ値およびOSL線量計との比較

札幌医科大学附属病院 加藤駿平

○ X-ray Exposure Index/X線検査Exposure Index

139. 回診用FPDにおける条件設定精度及び機器精度管理へのDI値経時的变化観察の応用検討

高知大学医学部附属病院 明間 陵

140. デバイスと線質の違いがTarget Exposure IndexとDeviation Indexに与える影響

北海道大学病院 森 静香

141. 算出方法変更前後でのExposure Index変化の検証

北海道大学病院 宮本佳史子

○ CT Chest CT/CT検査胸部

176. 胸部CT撮影におけるDose Modulation機構を用いた乳腺被ばく線量低減法の検討

京都大学医学部附属病院 馬淵 龍

178. CTの位置決め画像の撮影方向による乳房被ばく線量の比較

山形大学医学部附属病院 齋藤之寛

○ CT Management radiation dose/CT検査線量評価

179. An Evaluation of the SSDE in 320-row ADCT Scanning

札幌医科大学附属病院 溝延数房

180. The Measurement and Precision of the Area in the SSDE (Size-specific Dose Estimates) Calculation

岩手医科大学附属病院循環器医療センター 千葉工弥

181. Patient Radiation Dose from CTA and DSA Cerebral Vessels Examinations

Bangkok, Thailand Yutthana Netwong

182. Experience on Computed Tomography Dosimetry on Wide Cone Beam Scanner at King Chulalongkorn Memorial Hospital

Medical Imaging Program, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand Anchali Krisanachinda

○ CT Dose reduction (management radiation dose)/CT検査被ばく低減技術(線量評価)

197. 選択的被ばく低減機能における低減率測定方法の比較

自治医科大学附属病院 江崎 徹

198. Exposed Dose Simulation Analysis for X-ray Computed Tomography According to Age and Body Type

弘前大学大学院 辻口貴清

199. Fundamental Examination of Evaluation Method for the Computed Tomography Automatic Exposure Control Response Characteristics

川崎医科大学附属病院 森分 良

200. Challenge of Double Dose Reduction Using New Iterative Reconstruction Technique with Low Tube Voltage

(GE ヘルスケア・ジャパン (株) 一番ヶ瀬敬

201. A Basic Study of CNR-based Automatic kV and mA Select Function

京都第一赤十字病院 澤 悟史

○ CT Dose reduction/CT 検査被ばく低減技術 Z 軸

202. Evaluation of Effect of Active Collimator to Z-axis Dose Profiles

高岡市民病院 上野博之

203. 高速二重らせん撮影におけるオーバーレンジング除去のための自作放射線防護板の有用性

東海大学医学部附属病院 柳 賢佑

204. X線CTにおけるオーバービーミングを考慮した被ばく線量の測定

東北大学病院 石黒彩菜

205. A Basic Study on a Region-setting Micro-CT System: Development of the 6-channel Active Collimators System

藤田保健衛生大学大学院 橋本二三生

○ Radiation Protection Radiation, protection (CT)/放射線技術概論・管理被ばく・防護(CT)

206. Dose Estimation from CT Examinations in 2014 via Questionnaire

名古屋共立病院 松永雄太

207. The Experimental Study of Using Bismuth Shielding in Head and Neck MDCT

Beijing Tongren Hospital, Capital Medical University, Beijing, China Zong Rui Zhang

208. 小児頭部CT 検査時の水晶体被ばく低減効果に最適な寝台位置の検討

茨城県立医療大学 野口和希

209. Size-Specific Dose Estimates(SSDE)による小児CTの被ばく線量評価

大同病院 大塚智子

210. 大腸癌術後患者におけるCT 被ばく線量評価

群馬大学医学部附属病院 小野絵理

○ Radiation Protection Dosimeter, evaluation/放射線技術概論・管理線量計・評価

214. Evaluation of a Customized Real-time Semiconductor Dosimetric System in Diagnostic X-ray

九州大学病院 村崎裕生

215. Angular Dependence of NanoDot (OSL) Dosimeter in Diagnosis Domain

徳島大学 沖野啓樹

216. Basic Study on the Directional Dependence of a Scintillator with Optical Fiber Dosimeter

札幌医科大学 赤石泰一

217. A Fluorescence Analysis to Evaluate Materials Used in Semiconductor Dosimeters
筑波大学 関本道治
218. モンテカルロ法による X 線スペクトルの計算
浜脇整形外科病院 丸石博文
- CT Cardiac CT/CT 検査心臓 CT
278. Motion Coherence 解析を用いた心臓 CT における線量低減の検討
神戸大学医学部附属病院 谷和紀子
- CT Cardiac CT (perfusion)/CT 検査心臓 CT (パーフュージョン)
280. 造影ダイナミック CT を用いた心筋パーフュージョン定量イメージングのための低線量撮影プロトコルの検討
藤田保健衛生大学大学院 今井豊大
- CT Ultra high resolution CT/CT 検査超高精細 CT
286. 0.25mm*128 列の超高精細 CT を用いた胸部 CT 撮影の被ばく線量の検討
国立がん研究センター東病院 野村恵一
- Medical Information Radiology information system, radiation therapy information system
/医療情報 RIS・治療 RIS
290. 線量計を搭載していない装置における胸部撮影での RIS を用いた皮膚面被ばく線量の管理
虎の門病院 田野政勝
- CT Radiation dose (optimization)/CT 検査被ばく低減技術(最適化)
322. An Evaluation of Automatic Exposure Control Dose Distribution for Computed Tomography
Considering Organ Sensitivity
東京大学医学部附属病院 坂田健太郎
323. A Phantom Study of CT Radiation Dose Reduction by Using Organ-based Tube Current Modulation
広島大学病院 木寺信夫
324. X 線 CT で実測によって得られた管電流変調データを用いた人体ファントムの表面線量の評価
名古屋大学大学院 井上政輝
325. 放射線遮蔽紙を用いた水晶体被ばく低減の可能性
磐田市立総合病院 神谷正貴
326. Estimation of Patient Organ Dose and Effective Dose in Abdominal MDCT
Medical Imaging, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University,
Bangkok, Thailand Khanittha Chanudom
- X-ray Breast imaging (dose reduction. etc)/X 線検査乳腺(被ばく低減・他)
405. デジタルマンモグラフィ装置における PRIME モードの基礎的検討
杏林大学医学部附属病院 榎本裕美

406. Image Quality Evaluation of Full-field Digital Mammography Mounted with Low-dose Technology: Physical Imaging Properties
嬉野医療センター 村岡亜友美
407. Image Quality Evaluation Obtained Using Full Field Digital Mammography Mounted with a Low-dose Technology: X-ray Scatter Removal with Gridless Acquisition and Software-based Scatter Correction
嬉野医療センター 田中智美
408. A Study on the Possibility of Using a Super-high Contrast Ratio Monitor for Soft-copy Reading in Digital Mammography
岐阜医療科学大学 篠原範充
- X-ray Breast imaging (average glandular dose) / X線検査乳腺(AGD)
409. An Expedient Method of Average Glandular Dose in Different Breast Thickness on Mammography Quality Control
東京都立広尾病院 小林 剛
410. Effect of Filters on Average Glandular Dose in Digital Mammography
Medical Imaging, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand Chatsuda Songsaeng
411. IAEA QA プログラムにおける SDNR と MGD の関係
川崎医療短期大学 荒尾圭子
412. Glandularity Estimation from Full Field Digital Mammograms by Utilizing Pixel Value and X-ray Photon Fluence Spectrum
近畿大学医学部附属病院 山田佳名子
- Radiation Protection Radiation dose / 放射線技術概論・管理被ばく線量
419. Estimation of Patient Exposure in General Radiographic Examinations from a 2014 Questionnaire
藤田保健衛生大学 浅田恭生
420. X線検査における患者被ばく線量算出ソフトの精度評価
茨城県立医療大学 中島絵梨華
421. 人工ルビーを使用した IVR 時における被ばく線量測定システムの開発臨床条件における検討
東北大学 松本健希
423. OSL 線量計を用いた BSF の実測
徳島大学大学院 竹上和希
- Imaging Scattered radiation correction processing (application) / 画像工学散乱線補正処理(応用)
429. 物質の違いが散乱線補正処理に与える影響についてコントラストの違い
東京大学医学部附属病院 山田裕貴

430. ファントムの違いが散乱線補正処理に与える影響について～視覚的描出能の違い～
 東京大学医学部附属病院 佐藤 良
431. 救命救急センターにおける散乱線除去ソフトを用いて線量低減を目的とした撮影条件の基礎検討
 日本大学医学部附属板橋病院 比内聖紀
432. 救命救急センターにおける散乱線除去ソフトを用いて線量低減を目的とした撮影条件の臨床検討
 日本大学医学部附属板橋病院 檜村太陽
433. 胸部ポータブル画像におけるデジタル散乱線除去処理を用いた被ばく線量低減の試み
 大阪府立急性期・総合医療センター 檜山和幸
434. デジタル散乱 X 線除去処理の腹部骨盤領域への応用
 大阪府立急性期・総合医療センター 船橋正夫

モニタ質疑応答

○ CT Abdominal CT (technique)／CT 検査腹部(撮影技術)

1062. 腹部 3D-CT 検査における管電圧自動選択技術及び逐次近似応用再構成を用いた造影剤と被ばく線量低減への検討
 滋賀県立成人病センター 北野哲哉
1063. 体幹部スクリーニング CT 撮影(胸腹骨盤部)における実効線量調査
 山形大学医学部附属病院 佐藤俊光
1064. 腹部 CT 検査における逐次近似画像再構成法による被ばく低減効果の検討
 伊勢崎市民病院 宇梶智人

○ Radiation Protection Management, others／放射線技術概論・管理管理他

1084. ハイブリッド手術室における散乱線の空間線量測定
 札幌医科大学附属病院 須藤洋平

○ X-ray DR, etc／X 線検査 DR・他

1133. 慢性完全閉塞性病変における低フレームレート透視使用時の線量低減効果について
 埼玉石心会病院 庄谷宗嗣
1134. リアルタイム被ばく線量測定システムを用いた ERCP 時の看護師被ばく低減
 秋田大学医学部附属病院 篠原俊晴
1142. 頭蓋内ステント描出における CBCT の被ばく線量の低減について
 先端医療センター 栗山 巧
1143. シンチレーション光ファイバー線量計の特性評価と血管撮影における入射皮膚線量の検討
 鳥取大学医学部附属病院 田中拓郎
1144. 脳血管内治療における水晶体被ばく評価と防護について
 仙台医療センター 高橋大樹

○ CT Dose reduction (tube voltage)／CT 検査被ばく低減技術(管電圧)

2011. A Study of Automatic kV Selection Tool for Radiation Dose Reduction in Hip Joint CT

横浜栄共済病院 江上 桂

2012. 臨床データにおける被ばく低減技術の動作特性に関する基礎的検討

大久保病院 小野良太

○ CT Dose reduction (optimization)／CT 検査被ばく低減技術(最適化)

2021. CNR を担保して被ばくを低減させる CT 撮影の基礎検討

東京大学医学部附属病院 青木 淳

2022. 小児撮影における位置決めスキャンを用いた被ばく線量の検討

千葉大学医学部附属病院 入江亮介

2023. X 線 CT 検査における被写体サイズを考慮した被ばく線量の実態調査

東北大学病院 平栗彩加

2024. 自動露出機構の特性についての検討-設定 SD 値とファントムの違いによる影響について-

豊田地域医療センター 柴田和宏

セミナー参加の感想

第1回 関東支部学術セミナー「医療被ばく測定セミナー」に参加して

群馬大学医学部附属病院 放射線部

板橋 佑典

今回、一般撮影領域、乳房撮影領域および X 線 CT での被ばく線量評価の実際ということで、線量評価を行うために必要な基礎的知識から測定方法まで学ばせていただきました。被ばくに対する関心は、福島原発事故以来、医療従事者だけでなく国民全体に広がってきました。そのことから、医療の現場でも放射線を用いた検査による被ばくを気にする患者の声が多くなってきたことを実感しています。自施設ではどのような条件を用いており、その条件が診断参考レベル(Diagnostic Reference Level; DRL)と比較して、どの程度のレベルにあるのかを確認するためにも、今回のようなセミナーに参加し、知識を身に付けておくことが非常に重要であると感じました。

セミナーは、午前に講義を行い、その知識をもとに午後は測定実習というカリキュラムでした。参加者は3班に分けられ、測定実習では一般撮影、乳房撮影、CTの3つのモダリティに分かれて行い、各モダリティで照射線量および半価層測定を行いました。

一般撮影領域では、管球部分に計測部会お手製の器具が取り付けられており、半価層測定が簡単に行える工夫がなされていました。測定は、面倒だと感じてしまうものの1つだと思いますが、少しの工夫をすることによって手間を省くことができ、取り組みやすくなるのだと、改めて勉強させられました。また、曝射時には Ready 状態から3~5秒後に曝射することによって、曝射量が安定するなど、細かい注意点なども教えていただきました。

乳房撮影領域では、一般撮影領域とは異なり、PMMA と呼ばれるアクリル樹脂を用い、平行平板型の電離箱を使用しました。PMMA は $10\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ 精度の物を使用し、半価層測定に用いる Al 板も純度 99.9%以上の物を使用することが望ましく、それらを扱う際は手袋を着用し、不純物が付着しないよう努めていました。乳房撮影領域は管電圧が低いため、微細な変化であっても大きな影響を受けてしまうので、機器の品質管理はもちろんですが、測定に際しても十分注意しなければならないのだと感じました。

X 線 CT 領域では、前者の2つとはまた違い、ペンシル型電離箱を使用し、ファントムの中心および周辺4点の計5点の線量を測定し、そこから CTDI を算出しました。また、半価層の測定では、てっぺんにスリットの入っている鉛板に覆われた箱(計測部会お手製)を使用し、測定法は回転法を採用して測定を行いました。この箱も一般撮影領域の時と同じで、スリット部分に Al 板を乗せるだけで簡単に半価層を測定できる仕組みになっており、工夫をするとこんなにも簡便になるのだと、実感させられました。

今回は自施設の群馬大学病院にてセミナーが開かれたためとても参加しやすく、実際に自施設の被ばく線量がどのレベルにあるのかを知ることができ、良い勉強になりました。また、被ばく線量を評価したことがなかったため、測定まで実際に行うことができ、良い経験になりました。講師の坂本先生、根岸先生、庄司先生、また、このような機会を与えて下さった関東支部・計測部会の皆様、本当にありがとうございました。今後もこのような活動を引き続き行っていていただき、これらの知識を広めていただければ幸いです。

セミナー・実習風景



セミナー開始時の様子



講義の様子



X線CT装置の実習



一般撮影装置の実習



乳房撮影装置の実習



半導体検出器を使った測定

加藤研究室 紹介

首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 博士前期課程
秋葉 保奈美（都立駒込病院 勤務）

○研究室構成

先生：加藤 洋 准教授

学生：D 2 人，M 5 人，B 7 人

○現在の研究テーマ，指導可能な研究テーマ

加藤研究室は計測について研究を行う研究室です．研究内容は計測関係であれば特に制限はありません．現在の研究テーマとして CT，マンモグラフィ，環境測定等があります．各々自分の興味のある分野の研究をしています．

○研究成果の発表先

東京部会，関東部会，春秋の技術学会総会学術大会など．

○活動内容

学部生対象および院生対象のゼミが月 2 回ずつ開催され，各自の進行状況を報告，研究内容について討論しています．また歓送迎会，ゼミ合宿などのイベントも行われます．

○研究室の特色

首都大学東京には様々な X 線発生装置と線量計があります．また線量計の校正場もあり放射線計測を極めるには非常に恵まれた環境にあります．また先生だけではなく，先輩方からの熱心な指導もあり，研究においても恵まれた環境であると思います．



診断領域線量計標準センターご利用案内

計測部会長 加藤 洋

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

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

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

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

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

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

診断領域線量計標準センター利用基準

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

追記

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

この利用基準は平成 17 年 4 月 1 日より発行する。

診断領域線量計標準センター：平成27年2月20日

設 置 施 設 名	住 所 (電 話)	責任者名	取扱担当者名
北海道大学医学部附属病院 放射線部	〒060-8648 札幌市北区北14条西5丁目 TEL 011-716-1161	上田 俊一 tueda@huhp.hokudai.ac.jp	上田 俊一 tueda@huhp.hokudai.ac.jp
東北大学医学部 保健学科放射線技術科学専攻	〒980-8575 仙台市青葉区星陵町2-1 TEL 022-717-7943	千田 浩一 chida@med.tohoku.ac.jp	小倉 隆英 ivan@med.tohoku.ac.jp
茨城県立医療大学保健医療学部 放射線技術科学科	〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町阿見4669-2 TEL 029-840-2192	佐藤 斉 satoh@ipu.ac.jp	佐藤 斉 satoh@ipu.ac.jp
金沢大学医薬保健学域保健学類 放射線技術科学専攻	〒920-0942 金沢市小立野5-11-80 TEL 075-265-2500	越田 吉郎 kosida@kenroku.kanazawa-u.ac.jp	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.kanazawa-u.ac.jp 能登 公也 knoto@med.kanazawa-u.ac.jp
名古屋大学大学院医学系研究科	〒461-8673 名古屋市東区大幸南1-1-20 TEL 052-719-1595 Fax 052-719-1509	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp	小山 修司 koyama@met.nagoya-u.ac.jp
駒澤大学医療健康科学部 診療放射線技術科学科	〒154-8525 東京都世田谷区駒沢1丁目23-1 TEL 03-3418-9545, 9548	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp	佐藤 昌憲 masasato@komazawa-u.ac.jp
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 TEL 0771-63-0066	堀井 均 hhorii@kyoto-msc.jp	堀井 均 hhorii@kyoto-msc.jp
広島大学大学院医歯薬保健学研究院 (歯学放射線学)	(略称) 広島大学大学院医歯薬学総合研究科(歯科放射線学) 〒734-8553 広島市南区霞1-2-3 TEL 082-257-5691	谷本 啓二 kg@hiroshima-u.ac.jp	大塚 昌彦 otsuka@hiroshima-u.ac.jp
徳島大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻 医用放射線科学講座	〒770-8509 徳島市蔵本町3-18-15 TEL 088-633-9054	富永 正英 tominaga@medsci.tokushima-u.ac.jp	林 裕晃(徳島大学医学部保健学科) hayashi@medsci.tokushima-u.ac.jp 山田健二(徳島大学医学部付属病院)
九州大学大学院 医学研究院保健学部門	〒812-8582 福岡市東区馬出3-1-1 TEL 092-642-6722	納富 昭弘 nohtomi@hs.med.kyushu-u.ac.jp	吉田 豊 yuta-ysd@hs.med.kyushu-u.ac.jp
協力施設			
首都大学東京健康福祉学部 放射線学科	〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10 TEL 03-3819-1211	加藤 洋 kato@tmu.ac.jp	加藤 洋 kato@tmu.ac.jp

*H19年度より1施設、設置施設が変更になっています。診断領域線量センターをご利用される場合は、今一度施設と担当者を確認してください。

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。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. 部会セミナーの開催

〈入会方法〉

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

郵送の場合、年会費は指定の郵便振替口座へ振り込んで下さい。

また、学会ホームページからも簡単に入会申し込みができます。

下記 URL にて受付けています。

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

〈入会申込書送付先〉

〒600-8107 京都市下京区五条通新町東入東鋸屋町 167

ビューフォート五条烏丸 3 階

公益社団法人 日本放射線技術学会 部会会計係

〈郵便振替口座〉

01050 5-47803

公益社団法人 日本放射線技術学会

部会会計係

編集後記

本誌の電子化も2号目となります。会員への利便性と経費有効活用を兼ねたサービスとなりますが、いかがでしょうか。電子化のメリットは何といても、保存性の良さと検索が可能なことだと思います。近年は、文書スキャナもどんどん良くなってきて、あらゆるものが電子化できて、コンパクトに保存することができます。私も、古くからためてきてしまった大量の雑誌を片端から電子化する毎日ですが、データは次々にハードディスクに溜まってきます。ずぼらな私は、今までにデータのバックアップをこまめにしないまま何度もハードディスクを壊してきています。今データを飛ばしてしまうとまずいので、バックアップはこまめにしようと思っています。話は逸れましたが、本誌も内容を充実して皆様に検索していただけるような内容にしてゆきますのでご期待いただければ幸いです。

計測部会委員 小山 修司 (名古屋大学)

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

計測部会誌 Vol. 23, No. 2, 2015

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 2015 年 10 月 1 日

発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会
部会長 加藤 洋