



Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.24, No.1, 通巻 47

CONTENTS

○第47回計測部会

教育講演 5

司会 首都大学東京 加藤 洋

「診断領域における線量測定の必要性和診断領域線量計標準センターでの校正」

名古屋大学 小山 修司

シンポジウム

テーマ「自分で計るために線量計について整理しよう」

司会 金沢大学附属病院 能登 公也

兵庫医科大学病院 源 貴裕

(1) 電離箱線量計

茨城県立医療大学 佐藤 斉

(2) 半導体線量計

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

(3) サーベイメータ

京都医療科学大学 堀井 均

(4) 簡易形線量計の制作とその動作特性（臨床現場への普及を目指して）

首都大学東京 小倉 泉

○入門講座 3（計測）

「放射線計測の理論」「不確かさ」入門

首都大学東京 加藤 洋

○専門講座 7（計測）

「放射線計測の実際 1 ―診断領域における入射皮膚線量測定―」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会

ホームページアドレス <http://keisoku.jsrt.or.jp>



第 72 回 日本放射線技術学会 総会学術大会

第 47 回計測部会ご案内

会場：パシフィコ横浜 414 + 415 室

日時：平成 28 年 4 月 16 日(土) 8:50～11:50



目 次

○ 巻頭言 「腹八分目」

首都大学東京 加藤 洋・・・1

○ 第 47 回計測部会 Measurement Subcommittee

日時：平成 28 年 4 月 16 日（土）8:50～11:50

場所：パシフィコ横浜 414 + 415 会場

教育講演 5 8:50～9:50

司会 首都大学東京 加藤 洋

「診断領域における線量測定の必要性和診断領域線量計標準センターでの校正」

名古屋大学 小山 修司・・・2

シンポジウム 9:50～11:50

テーマ：「自分で計るために線量計について整理しよう」

司会 金沢大学附属病院 能登 公也

兵庫医科大学病院 源 貴裕

1. 電離箱線量計

茨城県立医療大学 佐藤 齊・・・3

2. 半導体線量計

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和・・・4

3. サーベイメータ

京都医療科学大学 堀井 均・・・5

4. 簡易形線量計の制作とその動作特性（臨床現場への普及を目指して）

首都大学東京 小倉 泉・・・6

○ 入門講座 3

・平成 28 年 4 月 16 日（土）12:00～12:50 414 + 415 会場

「放射線計測の理論 「不確かさ」入門」

首都大学東京 加藤 洋・・・9

○ 専門講座 7

・平成 28 年 4 月 16 日（土）8:00～8:45 414 + 415 会場

「放射線計測の実際 1 ー診断領域における入射皮膚線量測定ー」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・10

○ シンポジウム 2

・平成 28 年 4 月 15 日（金）15:50～17:50 503 室

テーマ：「インターベンションの診断参考レベルの確定にむけて」

2. DRLs2015 の活用に向けての課題

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・13

○ シンポジウム 3

・平成 28 年 4 月 15 日（金）8:50～10:50 503 室

テーマ：「DRL の臨床的効果と課題」

2. 線量評価法における課題

首都大学東京 加藤 洋・・・14

○ JIRA ワークショップ

・平成 28 年 4 月 17 日(日) 8:50～10:50 F201+F202 室

テーマ：一般撮影における患者被ばく線量管理の実際」

1. X 線検査の患者線量推定法

茨城県立医療大学 佐藤 斉・・・15

○ 第 46 回計測部会発表抄録

教育講演

「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・・・16

討論会

テーマ：「シミュレーションを活用しよう」

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・・・25

2. 汎用コード EGS5 と X 線 CT での応用

名古屋大学 小山 修司・・・30

3. 遮へい計算への応用

金沢大学附属病院 能登 公也・・・34

○平成 27 年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・・・・・38

○ セミナー報告

・ 第 1 回簡易形線量計作成セミナー（北海道）

医療法人社団我汝会 えにわ病院 柴田 隼・・・44

・ 第 1 回簡易形線量計作成セミナー（北海道）

社団法人北部地区医師会病院 関口 智子・・・45

○ 平成 27 年度事業報告・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・47

○ 平成 28 年度事業計画・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・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・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・52

○ 編集後記



「腹八分目」

計測部会会長

首都大学東京

加藤 洋

我が家では、お餅を年末の 28 日か 30 日につくことになっています。言葉の綾ではありますが、29 日は“苦持ち”につながるため控えることになっております。また 31 日は一夜飾りになるため縁起が悪いとされています。言葉の綾、縁起が悪いと昔から言われていますが、年老いた両親に従うことも大事である。さて、実際の餅つきですが、今は石臼と杵はお蔵入りして、餅つき機でついているが、一回で 2 升ついています。これを厚さ 4 分、縦 1.5 寸、横 2 寸の大きさに切るのですが、約 50 枚出来上がります。したがって 1 枚あたり 0.4 合に相当します。通常のご飯では 1 合で茶碗約 2 杯分です。つまり、お餅 1 枚で茶碗 1 杯の 8 割に相当し、腹八分目に通じます。先人はこれを見越して餅きり台を作ったのであろうか？ と昨年の暮れに一人で納得し感心していました。

ここで、8 という数字にまつわる雑学を述べると.... 8 という数字、漢字で書けば“八”で末広がりということで縁起が良いとされ、アラビア数字は 0 が 2 つで角がない、つまり円満に行くという事を指したりします。さらに横に倒せば、 ∞ （無限大）となります。ただし、欧米では忌み数字として避けられることもあります。次に、東洋医学の教科書「黄帝内経」によれば、男性は 8 の倍数、女性は 7 の倍数の年にカラダに変化が現れるといわれています。これらは「節目年齢」といいますが、皆様は如何でしょうか。次に、暦を作る際に、初代ローマ皇帝「Augustus（アウグストゥス）→August（8 月）」が自分と自分の妻「Julius（ユリウス）→July（7 月）」を月の名前に無理矢理入れたそうです。次に虹ですが、日本では 7 色だと言われていますが、アメリカやフランスなどは 5 色、ロシアやインドネシアでは 4 色だと言われています。しかし、アフリカの“アル部族”と呼ばれる人々だけが 8 色だと認識しているようです。紫外域あるいは赤外域まで認識できているかも知れません。

このように 8 という数字を述べてきましたが、研究結果は 10 割でなければならないと思います。研究結果に不確かさが 2 割もあれば研究結果の信頼性・普遍性を保つことは出来ません。ところが、診療放射線技師国家試験の合格基準は 6 割です。裏を返せば 4 割は知らなくても良いということになります。受診者の命に関わる業務の一端を担うには低い基準と思いますが、皆様は如何お考えでしょうか。この二つのことを考えると、研究結果は 10 割でなければいけません。研究を遂行するのは精神的・肉体的負担を考慮して、間を取って 8 割が妥当な基準ではないでしょうか。この 2 割に対して計測部会はお手伝いさせていただきますので、お気軽にお問い合わせ下さい。最後にこの文章を最後まで読んでくれた方は何割でしょうか？ できたら 8 割ぐらいあれば幸いです。

計測部会発表 教育講演 前抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「 診断領域における線量測定の必要性と

診断領域線量計標準センターでの校正 」

名古屋大学 脳とこころの研究センター

小山 修司

2015 年 6 月に、我が国の診断参考レベルが公開された．これにより、各施設で使用している撮影条件が全体と比較して多いのか少ないのかといった判断ができるようになった．

これより、検査を受けた患者や家族からの質問に答えなければならないことも起こり得ると考えられる．診断参考レベルでは、モダリティごとに実際に測定のできる量と単位で値が記されている．例えば、一般撮影では、被験者の X 線入射位置での空気中照射線量に後方散乱係数を乗じて空気カーマ（空気吸収線量）に換算したものになる．近年の装置では、これらの数値が自動的に表示されるようになっているものもあるが、正しい値を示しているか一度は自分で測って確認することは重要である．そこで大事なことは、測った値が正しいかどうかといったことではないかと考える．

学会では、全国 10 箇所の施設に、診断領域用の標準線量計を配置し、診断領域線量計標準センターとして会員施設の線量計を無料で校正させていただいている．本講演では、センターの概要や現在までの状況などについてお話しさせていただく．

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「電離箱線量計」

茨城県立医療大学

佐藤 斉

放射線は直接電離放射線と間接電離放射線に大別され、それらを測定する方法は多種多様である。医療放射線、環境放射線、産業用放射線などの各放射線利用分野で必要とされる多くの線量測定に電離箱線量計が使用されている。ここでは、医療施設での診断領域 X 線の線量計測に用いる電離箱を対象に考える。

放射線の基本評価量として照射線量が用いられており、エックス線・ガンマ線（光子）により空気中に生じた電離電荷を測定する。また、吸収線量やカーマも電離箱内の気体中に生じた電離電荷を測定して評価することができる。これらの放射線量は、測定目的に応じて電離箱を使い分けて ICRU などの定義に従って評価される。

電離箱線量計は、放射線検出部の電離箱と電離電荷を計測する電位計とを組み合わせた計測器であるため、一体として、または個々にそれらの特徴を把握して線量測定を行う必要がある。ここでは医療放射線の線量測定（主として診断 X 線領域）で用いられる主な電離箱線量計の種類や特徴、利用方法などについて述べる。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「半導体線量計」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 放射線部

庄司 友和

2015年6月に医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）から日本初の診断参考レベル（Diagnostic Reference Levels：DRLs）が公表された．現在では，このDRLsを用いて各施設で各モダリティの撮影条件の最適化に向け，様々な取り組みが行われている．その取り組みの一つに，自施設の代表的な検査の中から，標準的体格の被検者の線量指標（面積線量，空気カーマ，CTDI，平均乳腺線量など）の平均を算出し，DRLsと比較する方法がある．もし平均値がDRLsを超えている場合は，撮影条件の見直しを行う必要がある．このように各施設でDRLsを用いることにより，施設間における被ばく線量の差を評価でき，適切な線量で検査が行われると予測される．しかし，DRLsの設定を急ぐあまり，使用装置の品質管理や線量指標の精度について評価している施設は決して多くはない．特に測定機器を持っていない場合は，装置に表示される数値を信用しなければならない．

そのような背景の中，2013年より，計測部会では線量計を持っていない施設に対し，測定器メーカー協力のもと，線量計の貸し出しを行っている（貸し出しの詳細は計測部会ホームページ参照，<http://keisoku.jsrt.or.jp/rental.html>）．ここで貸し出している線量計は非接続形X線測定器である（下図参照）．近年，簡便に放射線量や管電圧や管電流などを測定できる非接続形X線測定器が使用されるようになってきた．この線量計のメリットは比較的簡便かつ廉価な点である．特に不変性試験では非接続形X線測定器を使用した精度管理方法が推奨されている．また最近販売されている非接続形X線測定器は測定精度が向上し，トレーサビリティのとれた測定器で精度管理を行っていくことが可能になった．これらの線量計は，1回の照射だけで，線量，線量率，最高管電圧，半価層，総ろ過，照射時間，パルス，パルスレートなどの放射線パラメータを自動的に計測することができ，電離箱では得られない数値を簡便に得ることができる．しかし，半導体線量計には方向依存性やエネルギー依存性があり，正しく使用するためにはその特性を理解しておくことが必要である．

シンポジウムでは，非接続形X線測定器の利点と欠点を中心に，当部会で貸し出している測定器の特性について述べる予定である．



計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「サーベイメータ」

京都医療科学大学

堀井 均

サーベイメータは小型で可搬型の放射線測定器である。計測対象の放射線により、 α 線、 β 線、 γ 線(X線)、中性子線用に分類できる。検出器の種類により、電離箱式、GM管式、シンチレーション式などがある。また、計測内容により空間線量率測定や放射能表面汚染測定の検査に用いられる。

最初にサーベイメータの簡単な原理と利用方法、使用上の注意点、特性などについて述べる。次に診断領域線量標準センター所有、本学で管理する線量計を用いて、空間線量率測定による年間40台程度の電離箱式サーベイメータの比較試験を実施している。その比較試験の具体的方法や比較試験の注意点、算出された校正値に対する各装置メーカーの特長について述べる。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「簡易形線量計の製作とその動作特性 (臨床現場への普及を目指して)」

首都大学東京

小倉 泉

Peripheral Interface Controller(PIC)の普及により、10 bit の A-D 変換機能と液晶表示機能を簡単に利用できるようになった。このため、X 線検出素子であるホトダイオードと組み合わせることで、一般撮影領域での空気カーマ[μGy]と照射時間[ms]を高い精度で測定できる。平成 27 年 11 月現在、全国で 72 台の簡易形線量計が利用されており、その使用施設の内訳は X 線装置研究会関連が 27 台、東京都関連が 26 台、作成セミナーで 19 台となっている。今後作成セミナーによる利用の増加が期待されている。

この講演では、簡易形線量計の回路構成と制御プログラムについて解説し、動作特性である管電圧依存性・管電流直線性・撮影時間直線性について示す。また、作成セミナーでの進行スケジュールと作成および校正の様子を紹介する。

図1は簡易形線量計の回路図である。入射 X 線を検出部のホトダイオード(S2386-8K)で光電流に変換し、82 k Ω の抵抗に流すことで電流－電圧変換を行う。この電圧信号を非反転増幅器(IC1)で 30 倍程度に増幅し、バッファ回路(IC2)を経由して長さ 7 m の同軸ケーブル(1.5D-2V)で計測・表示部に伝達する。この信号をバッファ回路(IC3)で受けた後、線量強度信号として外部端子(WAVE.F OUT)に出力するとともに、さらにバッファ回路(IC4)を経由して PIC の ADC2 端子に供給する。

PIC の制御プログラムはリセットスイッチを押すことで動作を開始する。最初に必要な変数の定義、使用するポートの設定等を行い、液晶表示器(LCD)に”READY OK”を表示するとともに、X 線の立ち上がりを検出するための A-D 変換(10 bit)を開始する。ノイズによる誤動作を防ぐた

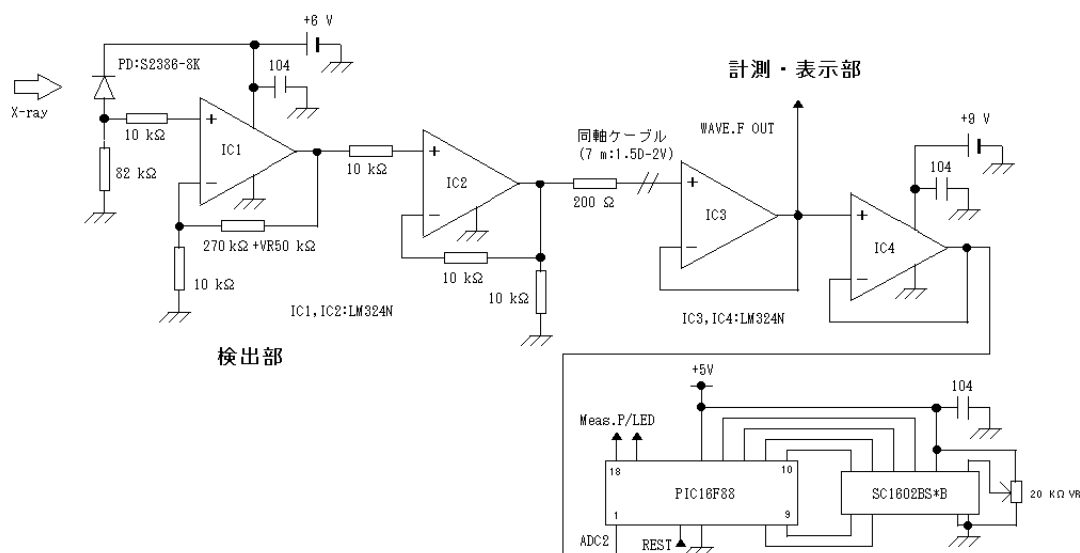


図1 簡易形線量計の回路図

め、A-D 値が 10 を超えたときにX線の入力を示す LED を点灯するとともに、計測パルス端子 (Meas.P)に+5 V を出力し、データ収集のための A-D 変換を開始して毎回の A-D 値を積算する。A-D 変換は最大で 20,000 回行うが、A-D 値が 10 に満たない場合には A-D 変換を終了し、X線の入力を示す LED を消灯するとともに、計測パルス端子 (Meas.P)を 0 V とする。得られた積算値を線量変換係数で除することで空気カーマ[μGy]に変換する。また、A-D 変換の回数をカウントすることで照射時間[ms]を計算し、両者を LCD に表示する。照射時間の時間分解能は 0.11 ms であり、照射時間の最大表示値は 2,200 ms である。

図2に管電圧を変化させたときの電離箱線量計に対する相対値を示した。80 kV にて表示値を校正したため、この値をピークに高域・低域で相対値が低下する特性を示す。日常管理で使用する 60 ～120 kV の範囲では、電離箱線量計に対して最大で-6.9 %の誤差となるが、再現性が良好なため、X 線出力の変動を把握するには有用と考える。

図3は 80 kV, 50 ms において、管電流を変化させたときの線量の関係を示したものである。両者の直線性は良好であり、電離箱線量計に対する相対値は 0.977～1.016 の範囲であった。なお、60、100、120 kV においても同様の傾向を示した。

照射時間[ms]については、設定値 2.5 ms～500 ms において線量との直線性は良好である。ただし、表示される時間は X 線の立ち上がりから立ち下がりまでを示すため、管電流が 200 mA では JIS の定義に比べて 0.7～1.0 ms 多い値を示す。しかし、時間分解能に優れているため、タイマ精度の判定に有用である。また、WAVE.F OUT 端子にオシロスコープを接続することで線量強度波形が観測できるため、管電圧波形の推定も可能である。

作成セミナーは2日間で行われ、1日目に簡易形線量計を作成し、2日目に校正を行う。1日目の午前中は開講挨拶と簡易形線量計の概要説明の後、検出部基板の作成と動作確認を行い、検出部を組み立てる。午後は本体基板の作成と動作確認を行い、本体を組み立て後、最終の動作確認を行う。2日目は校正方法の概要説明を行った後、校正センターにて各自校正を行う。その後、臨床施設での校正定数の利用方法について説明を受けた後、セミナー修了となる。

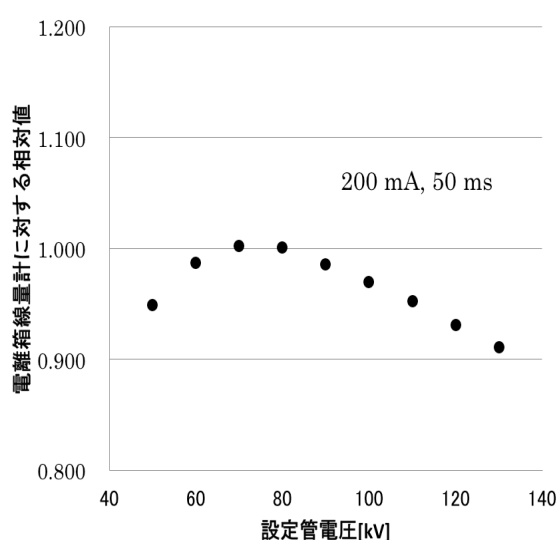


図2 管電圧依存性 (No. 026)

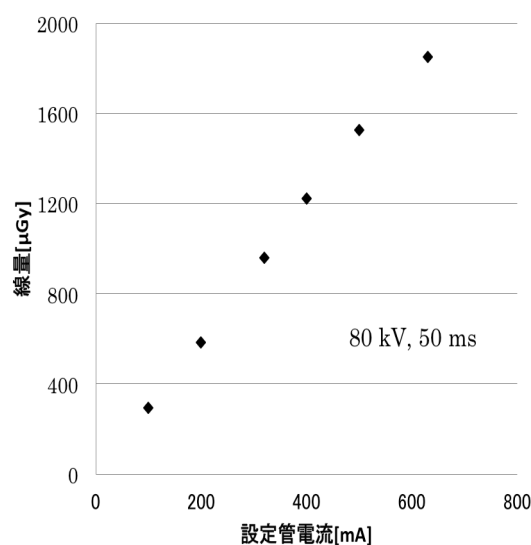


図3 管電流直線性 (No. 026)

我々は対象とする事象の特性を表現するために、いろいろな測定器を用いてその特性値を示そうとします。このとき、その値に対して「どれぐらいの疑わしさがあるか」という“幅”，真の値がこの幅に「どれぐらいの信頼があるか」という“信頼水準”を示す必要があります。“不確かさ”を数量化するには、この2つの数を用いることで表現できます。このとき、“誤差”という言葉と、“不確かさ”という言葉を混同していることがあります。誤差とは、測定しようとするものに対して、測定された値と真の値との差をいいます。不確かさは、測定結果の疑わしさを数値で表したものです。また、“正確さ”も不確かさと同じではなく、正確さは定性的な用語で、不確かさは定量的です。

不確かさを推定する際、考えなければならない要因はたくさんあります。例えば、測定器・測定対象・測定プロセス・外部からの不確かさ・作業者の技能・サンプリング・環境などが挙げられます。これら不確かさ寄与成分はすべて“標準不確かさ”に変換し、同じ信頼水準で表現しなければなりません。標準不確かさは通常 u で表します。または y についての標準不確かさという意味で $u(y)$ と表します。そして個々の標準不確かさは“平方和法”によって有効に合成することができます。この合成されたものを“合成標準不確かさ”とよび通常 u_c という記号で表します。または y についての合成標準不確かさという意味で $u_c(y)$ と表します。

個々の不確かさを推定するには「タイプ A 評価」と「タイプ B 評価」という2つのアプローチの方法があります。ほとんどの測定状況は、両方のタイプの評価が必要となります。タイプ A 評価法は、統計を用いた不確かさの推定で、通常、繰り返した読み取り値から得られます。タイプ B 評価法は、他のすべての情報を用いた不確かさの推定で、測定に関する過去の経験・校正証明書・仕様書・計算・公表情報・常識などから得られるものなどがあります。このように書くと、タイプ A は偶然的、タイプ B は系統的と思われがちですが、完全には正しくはありません。

タイプ A の評価のための標準不確かさ u の計算は次のように行います。複数 (n 個) の繰り返し読み取り値 (x_i) に対して、平均値 $\bar{x}$ ，推定標準偏差 s および平均値の推定標準不確かさ u は次式で表されます。

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n}, \quad s = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}, \quad u = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

従来、平均値の標準不確かさは平均値の標準偏差，または標準誤差と呼ばれていました。

タイプ B によくありがちな情報量が少なく、不確かさの下限 a と上限 b しか推定できない場合は、求める値がその間に同じぐらゐの確率で入る、つまり確率密度関数 $F(x)$ が矩形（一様）分布と仮定されます。確率密度の総和を 1 と決められているので、 $F(x) \cdot (b-a) = 1$ 、つまり $F(x) = 1/(b-a)$ となります。この分布の期待値 $E(x)$ は矩形の面積の総和ですから、 $E(x) = (a+b)/2$ 、分散 $V(x)$ は $V(x) = (b-a)^2/12$ となります。したがって、矩形分布に対する標準不確かさ u の計算は次式の左側となります。ここで b を $+a$ 、 a を $-a$ とした $\pm a$ とすると次式の右側となります。

$$\sqrt{V(x)} = \frac{b-a}{2\sqrt{3}}, \quad \sqrt{V(x)} = \frac{a}{\sqrt{3}}$$

これらタイプ A またはタイプ B 評価法で算出した個々の標準不確かさ $u_i(y)$ は平方和法で合成し合成標準不確かさ $u_c(y)$ を計算します。ただし、各々の標準不確かさは互いに独立でなければなりません。単純なケースである一連の測定値の加減である場合は次式で表されます。

$$u_c(y) = \sqrt{u_1^2(y) + u_2^2(y) + u_3^2(y) + \dots + u_n^2(y)}$$

複雑なケースでは計算を単純化するために、相対または分数不確かさで扱うことが便利となります。例えば面積 A を求めるとき、長さ L と幅 W を掛けて ($L \cdot W$) 求められます。面積の相対不確かさ、または分数不確かさは長さ L と幅 W の分数不確かさから求められます。不確かさ $u(L)$ を持つ長さ L に対しての相対不確かさは $u(L)/L$ 、不確かさ $u(W)$ を持つ幅 W に対しての相対不確かさは $u(W)/W$ です。よって面積における相対不確かさ $u(A)/A$ は次式の左側で与えられます。一般的な乗除である $F = A^a \cdot B^b \cdot C^c \dots$ で算出する場合は次式の右側で与えられます。

$$\frac{u(A)}{A} = \sqrt{\left(\frac{u(L)}{L}\right)^2 + \left(\frac{u(W)}{W}\right)^2}, \quad \frac{u(F)}{F} = \sqrt{\left(a \frac{u(A)}{A}\right)^2 + \left(b \frac{u(B)}{B}\right)^2 + \left(c \frac{u(C)}{C}\right)^2 + \dots}$$

最後に、合成標準不確かさ $u_c(y)$ に“包含係数” k を掛けます。これを“拡張不確かさ”といい、通常 U という記号で表し、次式の左側となります。

$$U = k \cdot u_c(y), \quad v_{eff} = \frac{u_c^4(y)}{\sum \frac{u_i^4(y)}{v_i}}$$

ある特定の包含係数は拡張不確かさについてある特定の信頼水準を与えます。一般的には総合不確かさは包含係数 $k=2$ を使って計算され、これは約 95% の信頼水準を与えます。この信頼水準を持つ区間を定める有効自由度 v_{eff} （上式の右側）に対する t 分布の $t_{95}(v_{eff})$ の値（包含係数 k ）は $v_{eff} > 50$ となる必要があります。

残念ながら紙面がなくなつたので、詳細および例題などは当日にしたいと思います。

「放射線計測の実際 1 -診断領域における入射皮膚線量測定-」

山梨大学医学部附属病院

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。なお、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 (DRLs2015) では、一般撮影、血管撮影領域の線量指標は入射表面線量であることから、入射皮膚線量と入射表面線量の関係も解説する。

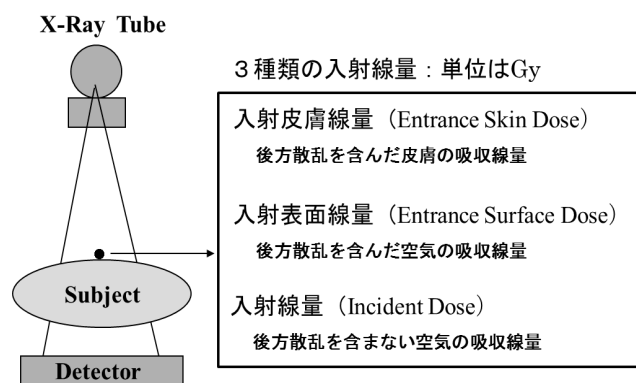
2. 線量指標となる入射線量について

線量評価を行う場合には指標となる線量が存在し、一般撮影・血管撮影領域では類似した 3 種類の入射線量が存在する。本講座では入射皮膚線量を中心に解説するが、類似の入射表面線量と入射線量との相違を理解する必要がある。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 85 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。患者被ばく線量評価に用いられる線量指標であり、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、J-RIME での一般撮影領域や血管撮影領域の DRLs 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 種類の類似する入射線量



(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基準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 規格や JIS 規格により患者照射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.

これらの線量指標の違いを理解し, 必要に応じた線量を使用する必要がある.

3. 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分科会が推奨する標準測定法について解説する. 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. 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) 焦点一皮膚間距離の補正

患者さんの被写体厚を考慮して焦点一皮膚間距離を求め, 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た. 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.

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, DRLs2015 での一般撮影領域の線量値と比較する場合, (5) にて空気の吸収線量へ変換する. 変換するための係数は, エネルギーに関係なく $33.97 \text{ [Gy / (C/kg)]}$ を用いることができる.

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ばく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, 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)**などがある．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．

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，現在の装置では規格（**IEC 60601-2-43**，**JIS Z4751-2-43**）により患者照射基準点における基準空気カーマが表示されるシステムとなっていることから，表示線量より入射皮膚線量を推定することが可能である．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．

5．まとめ

本専門講座では，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講義し，**DRLs**の測定方法についても解説する．また，**CT**領域にて線量指標とされている**CTDIvol**や乳房撮影領域にて線量指標とされている平均乳腺線量（**AGD**）と入射皮膚線量との関係などについても解説する予定である．

シンポジウム 2 抄録

テーマ：「インターベンションの診断参考レベルの確定にむけて」

「 DRLs2015 の活用に向けての課題 」

山梨大学医学部附属病院

坂本 肇

診断参考レベル(DRL)は防護の最適化を推進するため ICRP により推奨され、我が国では「診断参考レベル(DRL 2015)」が公表された。

血管撮影・IVR 領域では日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定機構のデータより、ファントムをアクリル 20cm としてインターベンショナル基準点(現在は患者照射基準点)位置にて透視時の入射表面線量率を DRL として「20mGy/min」と設定された。この透視線量率は患者被ばく線量に大きく関わり、また、装置の品質管理として画質の決定にも重要となる。今回のデータにおいて、最小と最大での線量は約 20 倍の較差が存在しているため、自施設にて測定した線量と DRL を比較し、超えていた場合には画質を考慮しながら線量を低減する方策を実行し、極めて低い線量であった場合には画質を再度検討するなど、DRL を有効に活用して最適化を図ることが重要となる。

シンポジウムでは、DRL を臨床にて効果的に活用するための課題についても言及する。

シンポジウム 3 抄録

テーマ：「DRL の臨床的効果と課題」

「線量評価法における課題」

首都大学東京

加藤 洋

X線 CT では、日医放と技師会調査での標準体格が異なるため日医放に合わせるように補正を行った、とあるがその補正方法が報告書には記載されていない。また、胸部に対する腹部の線量が日本で割高なのは欧米の調査年代が古いので AEC 普及率が低かったためかもしれない、とあるが．．． 一般撮影は入射表面線量で、口内法 X 線はコーン先端自由空中空気カーマで DRL を求めている．．． いずれのモダリティを用いた検査は日常的に臨床で測定することは困難と考える。そのため機器に表示される値から比較するのが通例となるが、実測も極めて重要である。

しかし、線量計の性能はもちろん、測定に必要な PMMA や Al 板などの製造方法や許容差を考慮して結果を導出しなければならない。これらを含め、線量評価法における課題を提供したいと考える。

JIRAワークショップ 抄録

テーマ：「一般撮影における患者被ばく線量管理の実際」

「 X 線検査の患者線量推定法 」

茨城県立医療大学

佐藤 斉

X線検査における患者線量の評価は、ICRU 74 に従った放射線測定器による計測が基本であるが、精度良く計測を実施することが可能な医療施設は少ない。

一方、NDD 法は、X線撮影の技術的パラメータ(管電圧、管電流、照射時間、FSD、ろ過)などを用いて計算により患者線量を推定する方法である。この方法は 1988 年に森らにより提案され、現在多くの医療施設で活用されている。病院内医療情報システムや放射線検査オーダーリングシステムなどに NDD 法を組み込むことにより自動記録することも可能であり、いくつかの施設で運用されている。さらに、X線撮影装置に NDD 法による算出機能を組み込み、X線照射前に患者線量を知ることができるシステムも開発されている。

ここでは患者線量の最適化手法の検討に用いることを目的とした、X線検査における患者線量を把握するための NDD 法と X 線システムへの適用に関して概要を述べる。

テーマ：シミュレーションを活用しよう

「モンテカルロシミュレーションの原理と応用」

Principles of the Monte Carlo simulation and its applications in radiological technology

藤田保健衛生大学 医療科学部

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した。

1. モンテカルロシミュレーション

Fig.1 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。

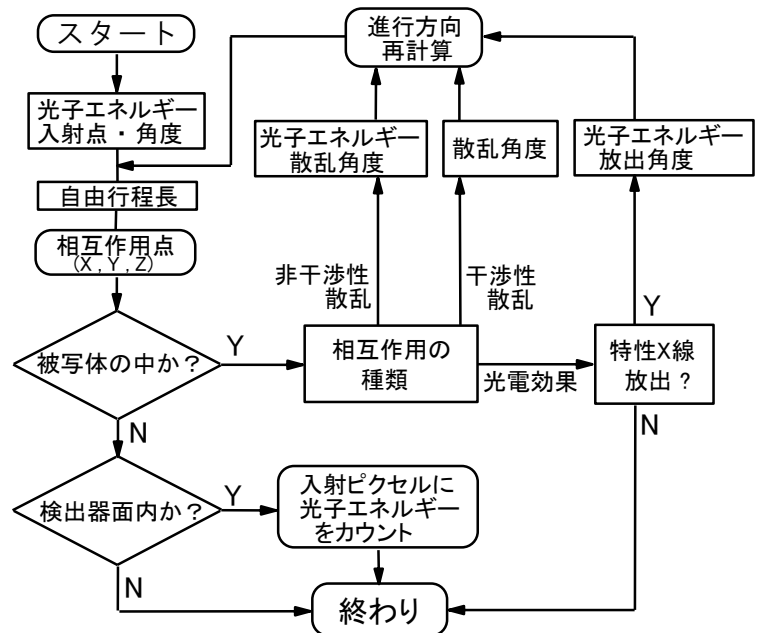


Fig.1 モンテカルロシミュレーションのフローチャート

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る。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。

1.1 光子の自由行程長のサンプリング

被照射体に入射した光子が、次にどこで相互作用を起こすか決定する。

光子の自由行程長 L の確率密度関数 $f(L)$ は、その光子エネルギー E に対する物質の線減弱係数を $\mu(E)$ とすると

$$f(L) = \mu(E) \cdot \exp(-\mu(E) \cdot L)$$

で表される。この確率分布に従う乱数 L は、直接法により

$$F(L) = \int_0^L \mu(E) \cdot \exp(-\mu(E) \cdot l) dl = 1 - \exp(-\mu(E) \cdot L)$$

$$L = -\ln(r) / \mu(E)$$

で計算できる。

ここで r は区間 $[0,1]$ の一様乱数である。

Fig.2 は 50, 100, 150 keV の光子束が水ファントムに入射した時の自由行程長を上記のアルゴリズムで各光子エネルギー束について 10 万回サンプリングした結果を基に、水中における透過率の形でグラフ化したものである。線減弱係数から得られる理論計算値とサンプリング値がよく一致しているのが分かる。

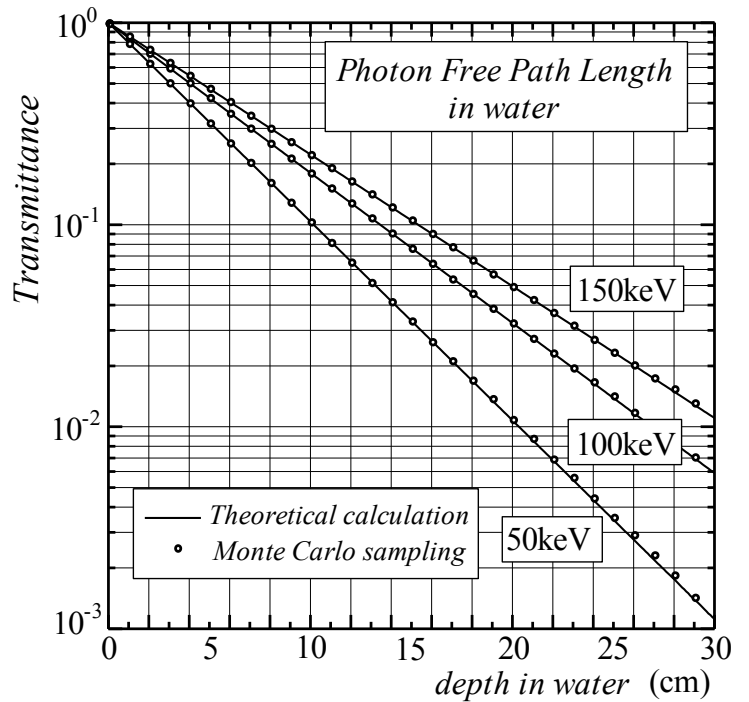


Fig.2 水中における自由行程長のサンプリング結果

自由行程長 L を進んだ光子が次に相互作用を起こす点の座標 (x_1, y_1, z_1) は、

次式で計算される。光子の出発点の座標を (x_0, y_0, z_0) 、入射角度を θ 、方位角度を ψ とする。

$$x_1 = x_0 + L \cdot \sin \theta \cdot \cos \psi$$

$$y_1 = y_0 + L \cdot \sin \theta \cdot \sin \psi$$

$$z_1 = z_0 + L \cdot \cos \theta$$

1.2 相互作用の種類の決定

自由行程長 L を進んで来た光子が、次の相互作用点 (x_1, y_1, z_1) で、どのタイプの相互作用を起こすか、次の方法で乱数サンプリングする。

エネルギー E_0 の光子に対する物質の相互作用の全断面積 $\mu(E_0)$ は

$$\mu(E_0) = \tau(E_0) + \sigma_{coh}(E_0) + \sigma_{incoh}(E_0) + \pi(E_0) \quad \text{で計算される。}$$

ここで $\tau(E_0)$: 光電効果断面積, $\sigma_{coh}(E_0)$: 干渉性散乱断面積, $\sigma_{incoh}(E_0)$: 非干渉性散乱断面積, $\pi(E_0)$: 電子対生成断面積 である.

区間 $[0,1]$ の一様乱数 r を発生させ,

$$r < \frac{\tau(E_0)}{\mu(E_0)} \quad \text{ならば, 光電効果}$$

$$\frac{\tau(E_0)}{\mu(E_0)} \leq r < \frac{\tau(E_0) + \sigma_{coh}(E_0)}{\mu(E_0)} \quad \text{ならば, 干渉性散乱}$$

$$\frac{\tau(E_0) + \sigma_{coh}(E_0)}{\mu(E_0)} \leq r < \frac{\tau(E_0) + \sigma_{coh}(E_0) + \sigma_{incoh}(E_0)}{\mu(E_0)} \quad \text{ならば, 非干渉性散乱}$$

$$\frac{\tau(E_0) + \sigma_{coh}(E_0) + \sigma_{incoh}(E_0)}{\mu(E_0)} \leq r \quad \text{ならば, 電子対生成} \quad \text{が起こるものと決定する.}$$

1.3 光電効果の処理

光電効果は, 光子が原子の軌道電子にその全エネルギーを与えて原子外へ飛び出させ, 光子自身は消滅する現象である. 光電効果に伴って特性 X 線の発生もしくはオージェ電子の放出が起こる.

光電効果が起こった場合の処理を

Fig.3 のフローチャートに示す.

光子エネルギーが K 吸収端エネルギーより大きい場合, K 殻で相互作用が起こり K 特性 X 線が発生する確率は $R_K \times F$ で与えられる. ここで R_K は K 殻で相互作用が起こる確率 (L 殻以下で相互作用が起こる確率は $1 - R_K$), F は特性 X 線が発生する蛍光収率 (オージェ電子が放出される確率は $1 - F$) である. 区間 $[0,1]$ の乱数を発生させ $R_K \times F$ との比較により, この光電効果に伴って K 特性 X 線が放出されるか否かを決定する. K 特性 X 線が放出されない場合, 全光子エネルギーが物質中に吸収されるものとする. K 特性 X 線が放出される場合, K_α , K_β 特性 X 線の相対放出確率 R_α , R_β を用いた乱数サンプリングにより K_α , K_β のどちらが放出されるか決定する. この場合, 最初の光子エネルギーと放出

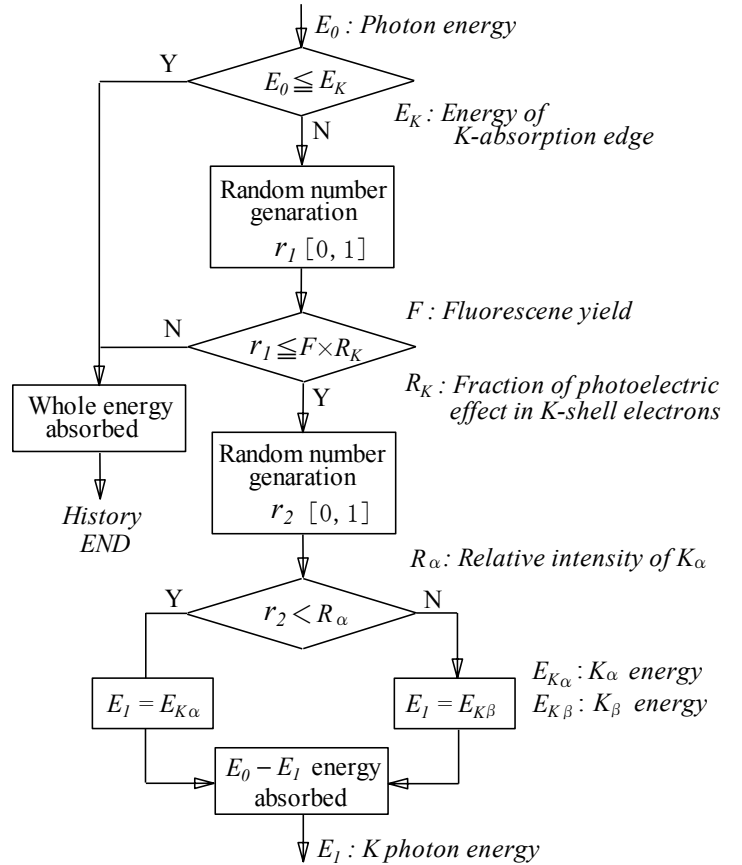


Fig.3 光電効果処理のフローチャート

される特性 X 線エネルギーの差分が物質中に吸収されることになる。特性 X 線の放出角度は全方向等確率であるので、一様乱数を用いて決定する。

1.4 干渉性散乱の処理

光子が核外軌道電子に吸収されてその電子を共鳴振動させ、再び光子を放出する現象であり、散乱前後の光子エネルギーには変化はなく、その進行方向が曲げられる。したがってこの場合、散乱角度のみを乱数サンプリングする。

干渉性散乱の微分断面積は次式で表される。

$$\frac{d\sigma_{coh}}{d\theta} = \frac{d\sigma_{TM}}{d\theta} \cdot F_m^2(x) = \frac{1}{2} r_0^2 (1 + \cos^2 \theta) \cdot 2\pi \sin \theta \cdot F_m^2(x)$$

ここで、 $\frac{d\sigma_{TM}}{d\theta}$: トムソンによる微分断面積

r_0 : 古典電子半径 = $2.818 \times 10^{-13} \text{ cm}$

$F_m(x)$: 物質 m の atomic form factor

x : momentum transfer = $\frac{\sin(\theta/2)}{\lambda}$

λ : 光子の波長 [Å] = $\frac{12.4}{h\nu [\text{keV}]}$

干渉性散乱処理のフローチャートを Fig.4 に示す。

あらかじめ atomic form factor, $F_m(x)$ のデータ表から

分布関数 $\Phi(x) = \int_0^x F_m^2(\xi) \xi d\xi$ を求めておく。

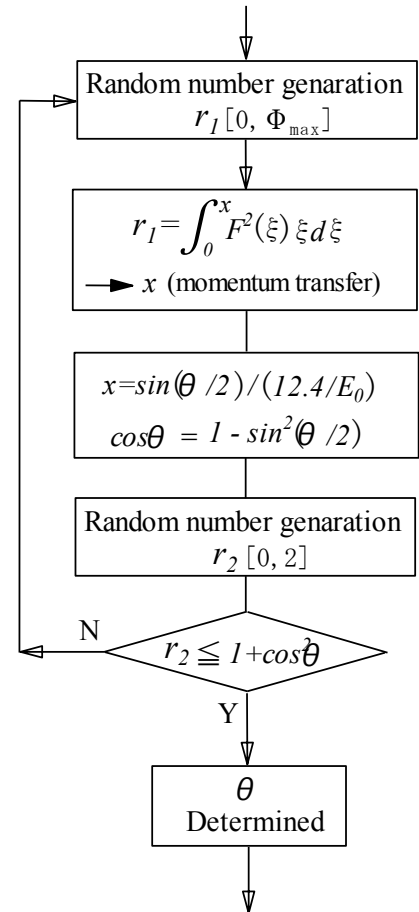


Fig.4 干渉性散乱処理のフローチャート

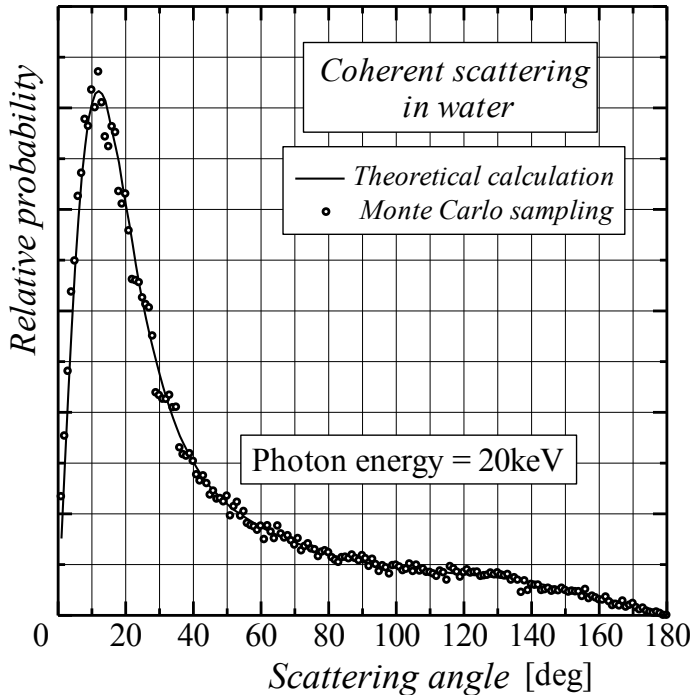


Fig.5 干渉性散乱角度のサンプリング結果

区間 $[0, \Phi_{\max}]$ の一様乱数 r_1 を発生して直接法により **momentum transfer**, x を決定する. この x の値から $\cos \theta$ を求める. 続いて区間 $[0, 2]$ の一様乱数 r_2 を発生させ, $r_2 > 1 + \cos^2 \theta$ ならばこの θ を棄却して初めからやり直す. $r_2 \leq 1 + \cos^2 \theta$ ならばこの θ を散乱角と決定する.

方位角 ψ は等確率なので $\psi = 2\pi \cdot [0, 1]$ で決定する.

上記の方法による 20 keV 光子の水中での干渉性散乱角度のサンプリング結果を Fig.5 に示す. サンプリング回数は 10 万回である. 理論計算による散乱角の確率分布と乱数サンプリングによる確率分布は, よく一致している.

1.5 非干渉性散乱の処理

非干渉性散乱(コンプトン散乱)は, 光子が電子に衝突しその電子に運動エネルギーを与え, 光子自身はエネルギーの一部を失って散乱される現象である. この場合, 散乱角度および散乱光子エネルギーをサンプリングする必要がある.

非干渉性散乱の微分断面積は次式で表される.

$$\frac{d\sigma_{\text{incoh}}}{d\theta} = \frac{d\sigma_{\text{KN}}}{d\theta} \cdot S_m(x)$$

ここで $\frac{d\sigma_{\text{KN}}}{d\theta}$: Klein-Nishina による微分断面積

$$\frac{d\sigma_{\text{KN}}}{d\theta} = \frac{1}{2} r_0^2 \cdot \left(\frac{E_1}{E_0} \right)^2 \left(\frac{E_0}{E_1} + \frac{E_1}{E_0} - \sin^2 \theta \right)$$

E_0 : 散乱前の光子エネルギー

E_1 : 散乱後の光子エネルギー

$S_m(x)$: 物質 m の incoherent scattering function

光子の散乱角度 θ は, まず Klein-Nishina 微分断面積に従う散乱光子エネルギー(散乱角度)を決定し, 次にそれを incoherent scattering function で採用/棄却するという手順で求める. Klein-Nishina の式より散乱光子エネルギー(散乱角度)を決定する方法として Kahn による合成棄却法が用いられる.

Kahn 法による非干渉性散乱処理法のフローチャートを Fig.6 に示す.

散乱光子エネルギーは散乱角度 θ が求めれば自動的に決定する.

上記の方法による 50 keV 光子の水中での干渉性散乱角度のサンプリング結果を Fig.7 に示す. サンプリング回数は 10 万回である.

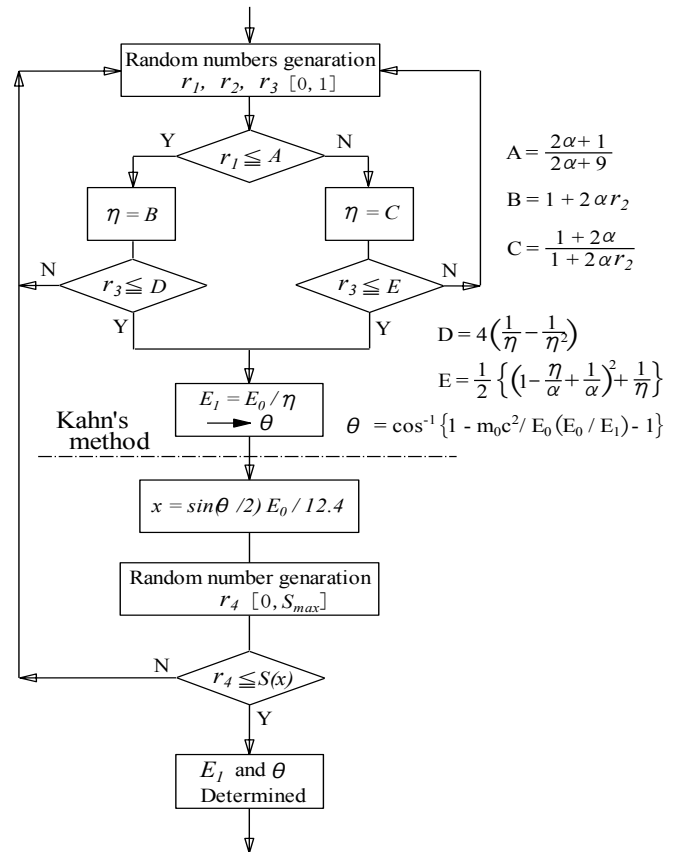


Fig.6 非干渉性散乱処理のフローチャート

理論計算による散乱角の確率分布と乱数サンプリングによる確率分布は、少しバラツキはあるものの、全体的によく一致している。

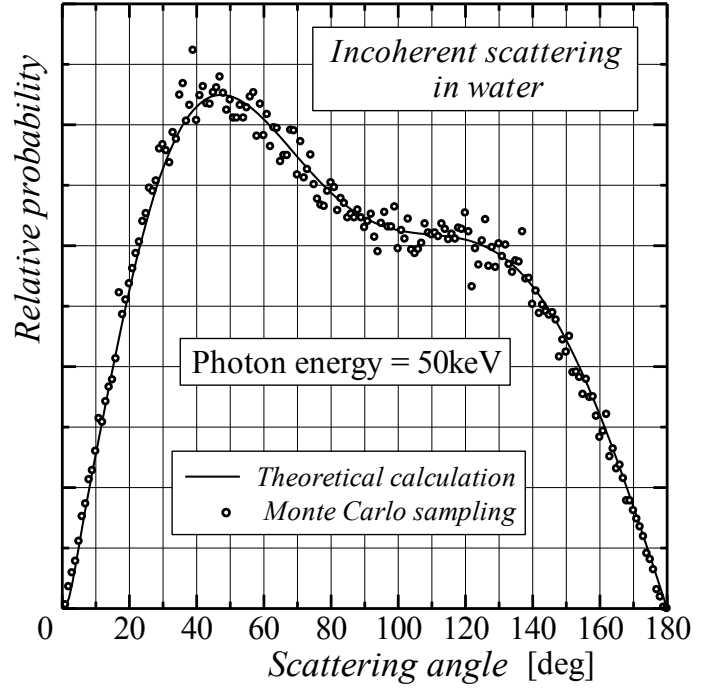


Fig.7 非干渉性散乱角度のサンプリング結果

1.6 電子対生成，三対子生成の処理

電子対生成は，光子が原子核のクーロン場の作用を受けて消滅し，陰・陽の一对の電子が創られる現象である．三対子生成は光子が軌道電子のクーロン場の作用を受けて消滅し，軌道電子を弾き飛ばすと同時に新たに陰・陽の一对の電子が創られる現象である．

陽電子はその後，自由電子と結合して消滅し 0.511 MeV の消滅 γ 線を 2 本，互いに正反対の方向へ放出する．

消滅 γ 線の放出方向は 4π 方向等確率としてサンプリングすればよい．

1.7 散乱後の角度計算

XYZ 空間において，Z 軸に対する極角 θ_1 ，XY 平面上で X 軸に対する方位角 ψ_1 で進行して来た光子 $V_1(\theta_1, \psi_1)$ が相互作用を起こし，進行方向に対して ω ，進行方向と Z 軸を含む平面に対して ϕ の角度で散乱した時，散乱光子の XYZ 空間での進行方向 $V_2(\theta_2, \psi_2)$ を次の手順で計算する．

立体三角の余弦公式を用いて

$$\cos \theta_2 = \cos \theta_1 \cdot \cos \omega + \sin \theta_1 \cdot \sin \omega \cdot \cos \phi$$

$$\sin \theta_2 = \sqrt{1 - \cos^2 \theta_2}$$

立体三角の正弦法則により

$$\sin(\psi_2 - \psi_1) = \frac{\sin \phi \cdot \sin \omega}{\sin \theta_2}$$

再び余弦法則によって

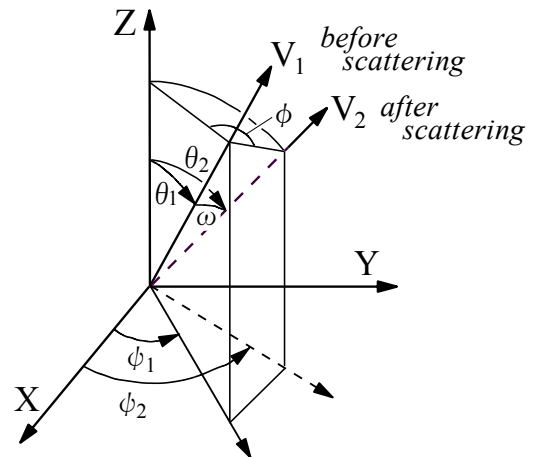


Fig.8 光子進行方向再計算

$$\cos(\psi_2 - \psi_1) = \frac{\cos \omega - \cos \theta_1 \cdot \cos \theta_2}{\sin \theta_1 \cdot \sin \theta_2}$$

これらの公式より

$$\begin{aligned}\sin \psi_2 &= \sin\{\psi_1 + (\psi_2 - \psi_1)\} \\ &= \sin \psi_1 \cdot \cos(\psi_2 - \psi_1) + \cos \psi_1 \cdot \sin(\psi_2 - \psi_1) \\ \cos \psi_2 &= \cos\{\psi_1 + (\psi_2 - \psi_1)\} \\ &= \cos \psi_1 \cdot \cos(\psi_2 - \psi_1) - \sin \psi_1 \cdot \sin(\psi_2 - \psi_1)\end{aligned}$$

以上より、散乱後の角度 θ_2, ψ_2 が算出される。

1.8 カウンタの設置

モンテカルロ計算は、基本的には積算量を求めることである。積算量を求めるためには、目的とする物理量を逐次カウントするカウンタ(検出器)を計算プログラム中に設定する必要がある。

例えば、X線の体内吸収線量分布の計測を計算目的とする場合であれば、被照射体を細かな立方体に分割し、各立方体を光子と物質との相互作用で発生した2次電子から付与されるエネルギー量を積算するためのカウンタとする。

1.9 モンテカルロシミュレーションの目的・対象

モンテカルロシミュレーションは、その特長を生かして

- ・実測が不可能、または実測が非常に困難な物理量の推定
- ・実験を行う前の、実験系・条件等の予備点検、実験結果の予測

などを目的・計算対象とする。

2. モンテカルロシミュレーションの応用例

2.1 モンテカルロ法によって目的とする物理量を直接計算する例

Fig.9 は、簡単な人体ボクセルファントムを設定し、管電圧 60 kV および 140 kV で胸部撮影を行った場合の被写体コントラストをモンテカルロ法で再現した画像である。

モンテカルロシミュレーションでは、被写体コントラストを一次線光子によるものと、散乱光子によるものを明確に分離することができ、散乱線が画質にどのように影響しているのかを、定性的・定量的に分析することができる。

2.2 モンテカルロシミュレーションによって得られたデータを間接的に利用する例

Fig.10 はブロードビームの 100 keV 光子がコンクリート遮蔽体に入射した時の実効線量透過率および実効線量ビルドアップ係数をモンテカルロ法により計算した例である。

遮蔽体透過率を精度よく測定することは非常に困難であり、現在、特に高エネルギー光子束では、モンテカルロシミュレーションで得られた遮蔽体透過率データを基にして遮蔽能力計算が行われている。

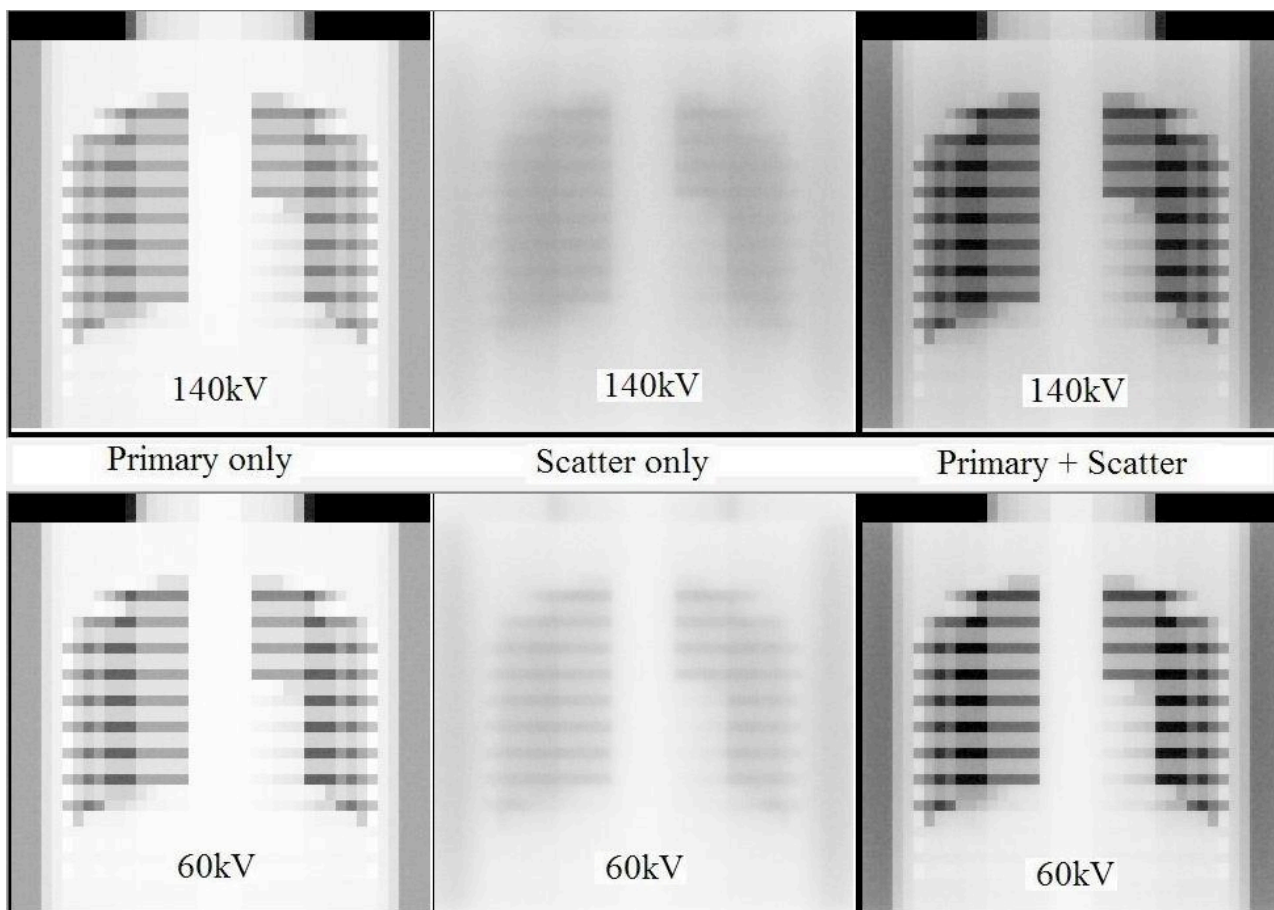


Fig.9 診断X線画像の形成過程 (被写体コントラスト)

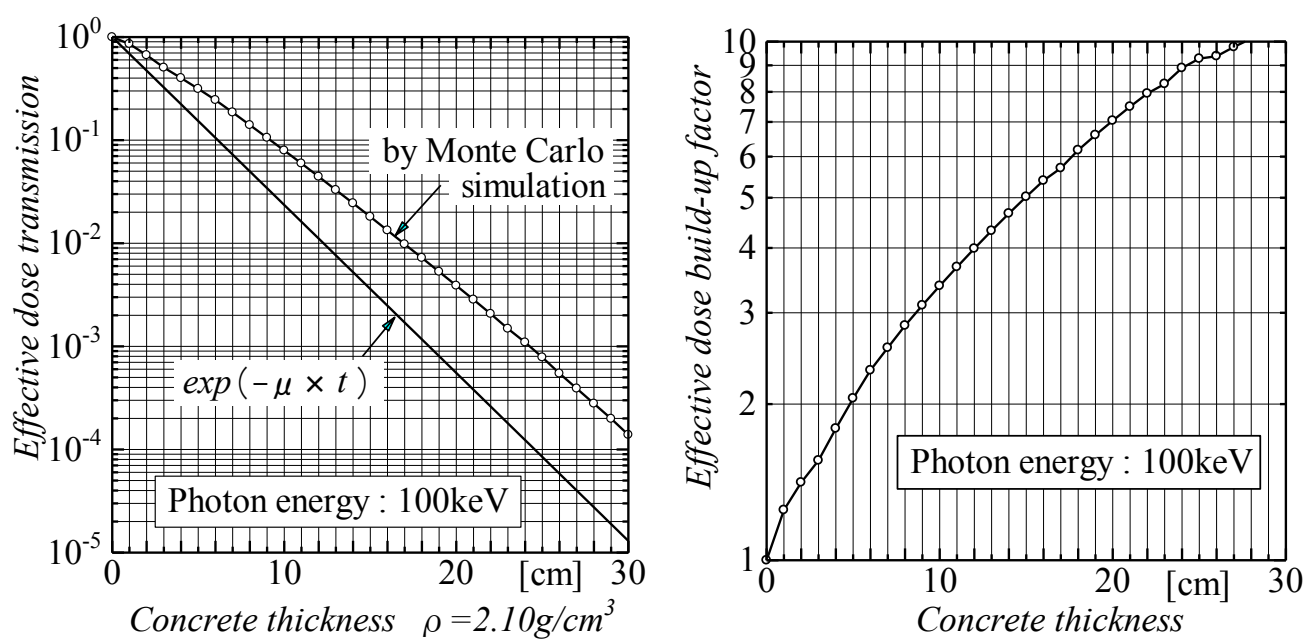


Fig.10 光子束のコンクリート遮蔽体に対する実効線量透過率およびビルドアップ係数

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示す.

- 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>

参考文献およびウェブサイト

- 1) 杉山 治男: モンテカルロ法による高エネルギー電子および光子の物質透過に関する研究 (電子技術総合研究所研究報告第 724 号), 電子技術総合研究所, 1972.
- 2) Raeside DE: Monte Carlo principles and applications. Phys.Med.Biol.1976; 21(2),181 - 197.
- 3) 加藤 二久: Personal computer による Monte Carlo 計算, 日医放物理会誌. 1982;2(1),17 - 29.
- 4) 佐藤 健児, 加藤 二久: 結合エネルギーの効果とコヒーレント散乱について, 日医放物理会誌.1982; 2(1),31 - 47.
- 5) Hubbell JH, Veigele WJ, Briggs EA, et al.: Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections, J.Phys.Chem.Ref.Data. 1975; 4(3), 471 - 538.
- 6) Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, et al.: XCOM ; Photon cross sections database (NBSIR 87-3597), National Institute of Standards and Technology, 1998.
<http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm>
- 7) Hubbell JH and Seltzer SM: Table of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy absorption coefficients from 1 keV to 20 MeV for elements Z=1 to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest (NISTIR 5632). National Institute of Standards and Technology. 1995.
<http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
- 8) Fink RW, Jopson RC, Mark H, et al. : Atomic fluorescence yields, Review of Modern Physics.1966; 38(3),513 - 540.
- 9) Storm E and Israel HI : Photon cross sections from 1 keV to 100 MeV for elements Z=1 to Z=100, Nuclear Data Tables.1970; A7. 565 - 681.
- 10) 加藤 秀起. 放射線技術に関するプログラムソフト, 物理データ
<http://www.fujita-hu.ac.jp/~hid-kato/freesoft.html>
- 11) 加藤 秀起. モンテカルロへの招待
<http://www.fujita-hu.ac.jp/~hid-kato/monte.html>

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：シミュレーションを活用しよう

「一般撮影領域におけるモンテカルロ計算ツール」

Monte Carlo based calculation tool of patient exposure in general X-ray examinations

茨城県立医療大学

佐藤 斉

1. はじめに

医療における放射線の利用は基本的に患者に害よりも便益を多く与えるものであるとされ、診療の場では被曝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(International Commission on Radiological Protection : ICRP)2007 年勧告¹⁾に示されているとおり、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(International Atomic Energy Agency : IAEA)による安全基準(basic Safety Standards : BSS)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。

これらのことから、診療の場で容易に用いるための線量評価手段が必要とされ、いくつかの手法が提案されている。

2. 診断参考レベル

BSS の考え方に基づき、2000 年に森らが全国調査を実施して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曝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、医療被曝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。この診断参考レベル DRLs2015 は、関連学術団体の検討結果を日本で初めて示したものとして意義があり、今後は放射線診療の正当化と最適化の判断基準として広く用いられるものとなる。

診断参考レベルは、患者線量の低減方策の比較検討や、画像水準の検討と連動させた線量の評価基準として用いられるが、医療現場で線量測定をそのつど行うことは現実的ではない。そのため、いくつかの代表的ケースをモデル化して測定や計算により線量を評価することになる。多くの医療施設では実測が困難であることが予測され、そのような施設で利用するための線量計算ツールがいくつか提供されている。

また、人体の被曝線量評価では、臓器線量が重要な情報となり、臓器線量を加重して加算した実効線量は被曝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。

3. モンテカルロ計算

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)⁸⁾、EGS5⁹⁾、GEANT4 (Geometry And Tracking)¹⁰⁾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、医療被曝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曝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曝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)¹¹⁾、CT dosimetry tool ImPACT (<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)¹²⁾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。

4. 一般撮影の患者線量計算

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は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。汎用モンテカルロ計算コードはある程度柔軟にユーザーが意図する計算を実施することができる。一方、計算目的が特化された医療被曝線量計算ソフトウェアは、計算条件などが限定されており、また計算の内部がほとんどブラックボックスとなっている。そのため計算条件の適用範囲や計算結果の解釈には十分な検討を要する。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。

1) PCXPC

国内でよく使用されている PCXMC は、X 線検査モデルを用いて臓器線量と実効線量を算出するモンテカルロ計算ソフトウェアである。フィンランドの Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK)

の M. Tapiovaara 氏らにより開発された。X 線検査をモデル化するために、画面に表示された数学ファントムの任意の位置に X 線ビームの照射方向と範囲を定義し、撮影距離や X 線照射条件などの計算に必要なパラメータを入力することにより臓器線量と実効線量が算出される。

PCXMC のモンテカルロ計算で扱う光子と物質との相互作用は光電吸収、コヒーレント散乱、インコヒーレント散乱であり、X 線エネルギーの上限が 150 keV のために電子対生成は除外されている。人体モデルは Cristy 数学ファントムモデル¹²⁾を応用したもので、0 才、1 才、5 才、10 才、15 才、成人の年齢体格別に任意の身長、体重が定義できる。

まず、設定した人体ファントムに対して単色エネルギーの光子を入射させて、モンテカルロ計算により臓器のエネルギー蓄積量の計算結果をファイルに保存しておく。次に X 線スペクトルを Birch & Marshal の計算式¹³⁾を用いて算出し、保存された単色エネルギーの光子による臓器線量の計算結果を連続 X 線エネルギーの分布割合で分配して臓器線量を算出する。実効線量の算出には ICRP 60(1991)と ICRP103(2007)の組織加重係数が用いられている。

モンテカルロ計算はファントム内の光子エネルギーが 2 keV 以下になるかウエイトが 0.003 以下になるまで、またはファントム外に飛び出すまで光子が追跡されている。ロシアンルーレットで生き残り粒子に与えられるウエイトの初期値は 4 である。

線量へのノーマライズ方法は、X 線ビーム中心軸と体表面の交点における線量(空気カーマ、照射線量、面積線量)または、管電流時間積で与えており、その場合の線量は後方散乱を含まない値が必要である。

2) NDD(numerical dose determination)法

放射線診療における放射線防護の目標は、被曝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。患者線量を計算した結果の利用使用目的が、医療被曝線量の傾向を把握することや、大まかに線量を比較するというのであれば、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。

これまでに国内の多くの施設で X 線撮影パラメータを基に表面線量を算出する NDD(numerical dose determination)法が用いられてきた。簡易に表面線量を算出する MS-EXCEL のアドインソフトウェア NDD-M も公開されている。NDD-M により算出される表面線量は、照射野 4 切りサイズの値であり、使用にあたりいくつかの誤解があった。NDD 法を応用した NDD-M の改良版である EPD(estimated of patient dose)(<http://www.iart-web.org/public/epd.html>)は、5cm から 40cm までの任意の照射野サイズに対応し、表面線量と臓器線量が算出される。EPD は X 線管装置の実測出力と、X 線スペクトルと後方散乱係数や人体内の吸収線量のモンテカルロ計算結果を係数化したものである。

NDD 法は X 線管装置に設定した管電圧、管電流などの照射パラメータを基に表面線量を算出する。しかし、X 線の出力は、装置の設置状態、管理状態、ターゲットやフィラメントの経年劣化など多くの要因で変化することが知られており、同じ装置で同一のパラメータを用いたとしても実際の X 線出力はある程度の出力幅をもつ。NDD-M では実測値にかなり近い値が算出されるが、装置によっては結果として過小評価となる場合がある。そこで EPD では、いくつかの施設における実測調査に基づいて、過小評価となるケースを減らすために想定される出力幅の値を上乗せして算出されるように

係数が設定されている。そのため、時には過大評価となる場合があり、NDD-M に対して EPD の算出値は平均的に約 1.25 倍程度である。実測が可能な場合には補正係数を入力して用いることも可能である。また、表示される臓器線量は、日本人標準体型による、標準的な撮影体位と照射野サイズによるものであるため、臓器線量を用いる場合には注意が必要である。

5. まとめ

被曝線量の低減方策を検討する場合や、画像水準の評価と連動させて線量評価を行うなどの目的で、これらのモンテカルロ計算などの計算ツールが積極的に活用できる。これらの被曝線量を算出するソフトウェアを用いる場合の全般にいえることであるが、計算結果が持つ意味を十分に理解して利用することが重要である。また、現在のいくつかの数値ファントムで求められた線量係数の限界と不確かさを改善するために、より適切にモデル化されたファントムと計算手法を用いる必要性から、ボクセルファントムを用いたモンテカルロ計算手法も開発されており、今後の普及が期待される。

被曝線量の最適化手法を検討するためには画像水準の評価が不可欠である。画像診断システムの高度化と自動化が進む中、日常診療の現場で線量評価と画像評価をベースとした品質保証を容易に実行するための手法の検討がより一層重要な課題となる。

- 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
- 7) 日本放射線技師会 医療被曝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ー医療被曝ガイドライン2006ー. 日放技師会誌 2006; 53(649):1405-1418
- 8) Jeremy E.Sweezy. MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. LA-UR-03. Los Alamos National Laboratory, 2003.
- 9) Hirayama H, Yoshihito N, Alex F. Bielaje w, et al.: The EGS5 code system. Stanford, CA: Stanford Linear Accelerator,Stanford University SLAC-730,2008
- 10)Agostinelli S, Allison J, Amako K, et al. Geant4-a simulation toolkit. NIM A 2003; 506(3):

250–303.

- 11) Tapiovaara M, Lakkisto M And Servomaa A. A PC-based Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations report STUK-A139,FCRS,1997
- 12) ImPACT Group (2007).CT dosimetry tool ImPACT, St.George's Healthcare NHS Trust, London.<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>. Accessed 3 Jan ,2008
- 13) Birch, R.,Marshall M.Computation of bramsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. Phys. Med. Biol 1979; 24: 505-517.

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」

A universal Monte Carlo code EGS5 and the application for X-ray CT

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有用な技術である。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

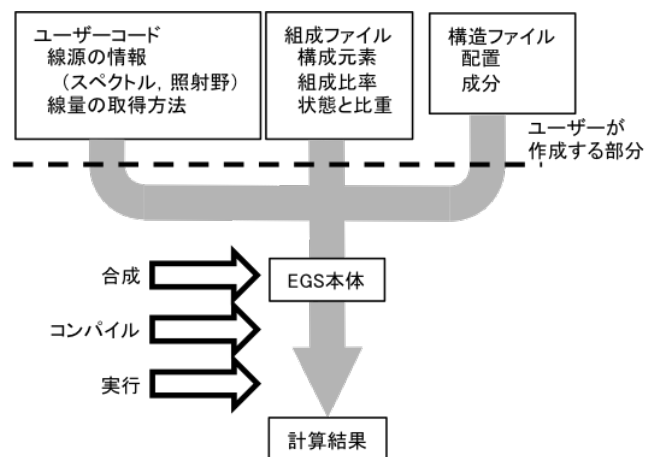


Fig.1 Electron Gamma Shower 5 の構造と実行

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。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、そのまま用いることができる。また、自身で記述する場合、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。構造ファイルの記述について、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定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については、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、領域の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単純に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弁別してカウントし、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計算することも可能である。EGS の詳細については、KEK の EGS 研究会ホームページを参照されたい。

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 のエネルギー取得領域を設けて、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ところが表面よりやや深いところであることがわかる。この様な線量分布は、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一部の部分だけで見ると、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

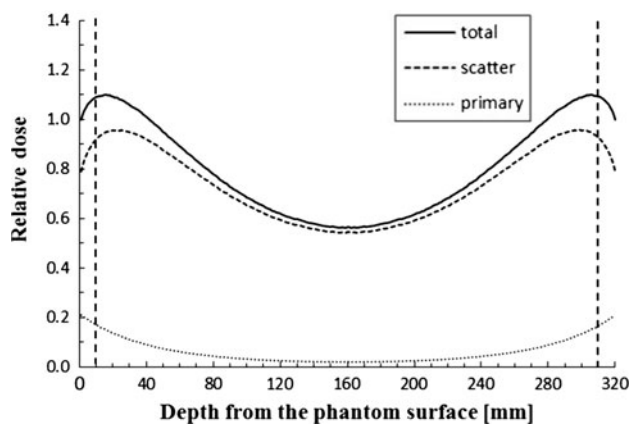


Fig.2 CTDI ファントム内の吸収線量分布

文献¹⁾を参照されたい。

Fig. 3 は直径 32cm, 奥行き 20cm の水ファントム内に, 直径 1cm, 奥行き 0.5cm の小さなディスク領域を多数配置し, 各ディスクに入射する光子のスペクトルを計算する幾何学的配置 (構造) を示すもの²⁾である. X 線 CT 装置は東芝製 TCT-300 である. 先の例と同様, ファンビームのファン角ごとの線量とエネルギーを実測して, シミュレーションコード内の線源データとして, 正確に組み込んだ. 各ディスク位置でのスペクトルから計算で実効エネルギーに変換して表したものが Fig. 4 である. ファントム表面から深部に至る過程で, エネルギーが変化しているように見えるが, そのエネルギー変動幅は 1keV 程度であり, 大きく変化していないことがわかる. これをスペクトルの観点で詳しく調べると, 各深さの点で, 1 次線は低エネルギー成分が削られていくが, 周りから到達するコンプトン散乱線がそれを補う形で, 結果としてスペクトル形状があまり変化しないことがわかった. これにより, 比較的エネルギー依存性が大きい放射線検出器を使用する場合でも, 各深さで画一的な校正定数を使用できることになる.

前述でボクセルファントムについて触れたが, Fig. 5 では, X 線 CT による各スライス横断面の画像データからボクセルファントムを作成するイメージを示す. このファントムを用いて, 近年標準的に使用されている管電流変調 (CT-AEC) を模擬したシミュレー

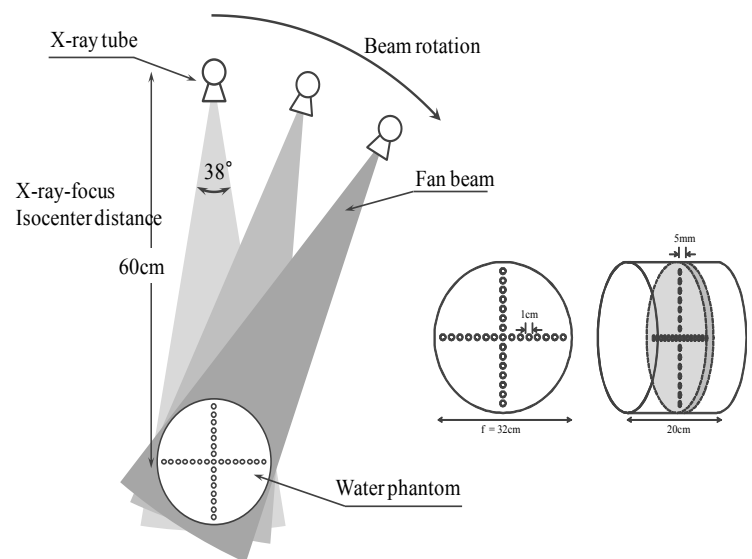


Fig.3 ファントム中各深さにおけるエネルギースペクトルを計算するための幾何学的配置

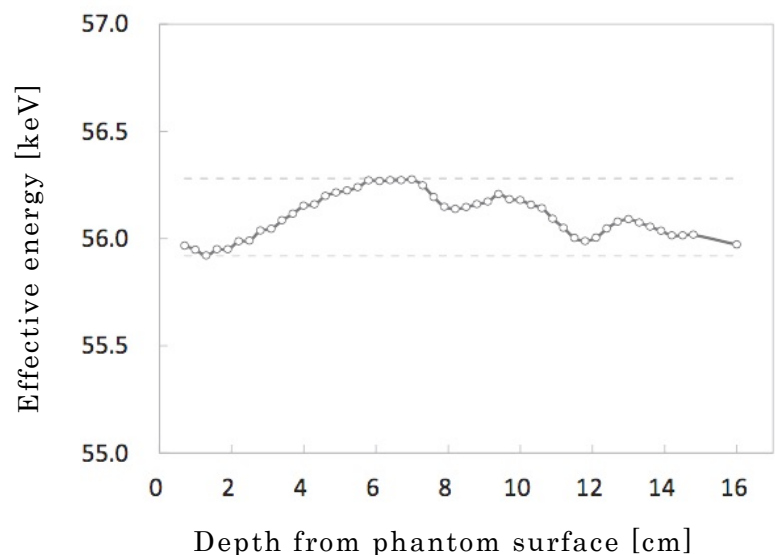


Fig.4 32cmφ 水ファントム中の各深さの点における実効エネルギー

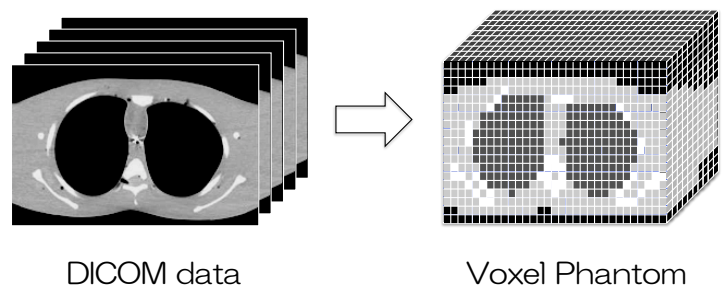


Fig.5 X 線 CT 画像データ (DICOM) からボクセルファントムを作成するイメージ

シモンを行った． Fig.6 は人体ファントムを撮影したときの正面データと側面データに基づく管電流の変化の様子を示し，これをシミュレーションコードの線源データに組み込んだ．この計算結果の一例として，体表面の線量分布をカラースケール（グレースケール）で表したものを Fig.7 に示す．グレイの濃さが線量の高さを表す．CT-AEC を行うことにより，前面の線量の高い部分がなくなっていることがわかる．（頭部については，X線が当たっていないのであるが，カラーコードのグレイへの変換過程で濃いグレイとなっている．）

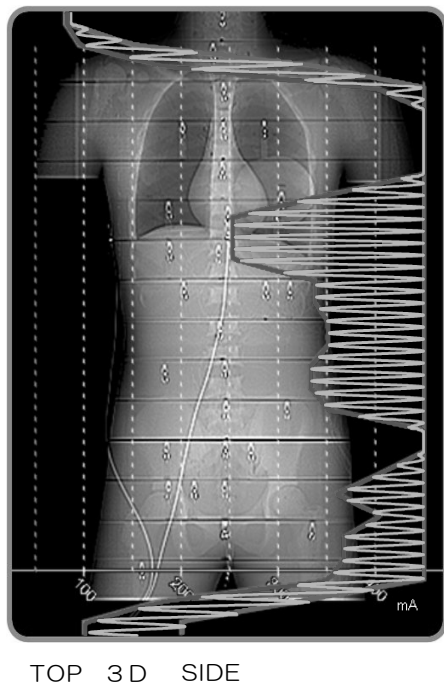


Fig.6 正面と側面の位置決め画像
による管電流変化の様子

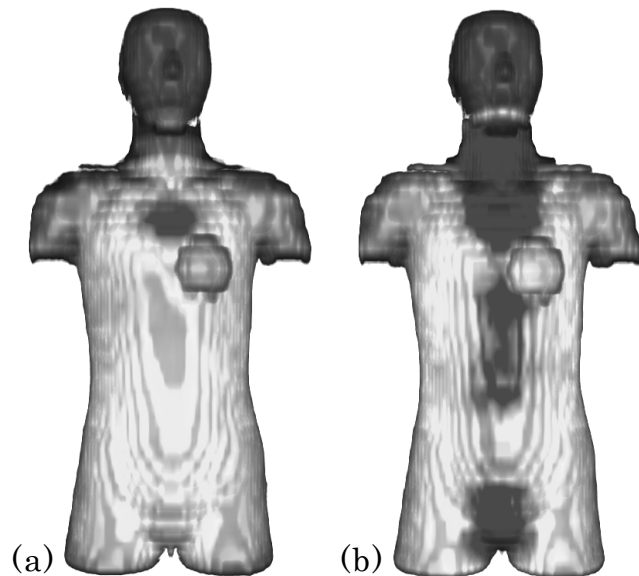


Fig.7 CT-AEC ON 時 (a), と OFF 時 (b) の
体表面線量分布

以上，3つの応用例を示してきたが，モンテカルロ計算では，どのようなコードであれ文法上の間違いがなければ，なんらかの結果が出てきてしまう．正確な計算結果を得るためには，相応の慎重さが必要である．すなわち，正確な物質データ，正確な線源データ，正確な物質の配置（構造）などなどである．また，複雑な計算を行う前に，同様のコードで実測可能な系を組んで，実測値と合うかといったことを検証しておくことも大切である．

モンテカルロシミュレーションにより，実測不可能な状況での線量評価ができたり，実験を行う際，あらかじめ，パラメータを絞り込んだりすることができることがわかっていただけたかと思う．会員諸氏にも有用なツールとしてぜひ活用していただきたいと思います．

- [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
- [2] Kondo S, Koyama S: Estimation of effective energy in phantom in X-ray CT using Monte Carlo simulation, Progress in Nuclear Science and Technology, Vol.3, 82-85, 2012

計測部会発表 討論会 後抄録

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 」

Application to shielding calculation

金沢大学附属病院 放射線部

能登 公也

1. はじめに

放射線を遮へいすることの目的は、そこで働く放射線業務従事者のみならず、事業所内で働く人々および事業所外の一般公衆の線量を法令で定められた線量限度以下にすることである。そのため事前評価としての遮へい計算は、放射線を安全に管理するために重要な評価項目の一つである。本討論会ではモンテカルロシミュレーションの遮へい計算利用について述べた。本稿ではその内容の一部を紹介する。

2. X線診療室の遮へい計算

モンテカルロシミュレーションの遮へい評価への利用は古く、これまで原子力分野での中性子の減速評価など、高エネルギー分野を中心に発展してきた。近年のコンピュータの高速化や技術進歩により、いくつかのモンテカルロ計算コードは低エネルギー光子の挙動を精度よくシミュレーションすることが可能となっている。しかし、一般撮影装置やX線透視、X線CT室のような医療分野の低エネルギー領域の遮へい評価には未だ利用されていない。

現在、本邦のX線診療室の遮へい計算は医療法施行規則の通知である医政発 0331 第 16 号通知（以下、16 号通知）に準拠して行われる¹⁾。16 号通知はX線診療室の漏えい線量の算定評価法の技術的進歩に伴う対応として、平成 26 年 3 月 31 日に公表されたものであり、前通知である医薬発第 188 号医薬局長通知（以下、188 号通知）²⁾を改正したものである。188 号通知では米国放射線防護測定審査会 (National Council on Radiation Protection and Measurements, 以下 NCRP) における Report No. 49 (1976 年)³⁾のデータに基づき遮蔽計算方法や数値が採用されていた。2004 年に Report No. 49 を改定した Report No. 147 が刊行され⁴⁾、遮蔽計算に必要な係数等が見直された。これをうけ 16 号通知では、各種数値の見直しがなされた。遮蔽計算には基準位置における空気カーマ、遮蔽体のX線透過率、人体から発生する散乱線を考慮する散乱係数等が必要であるが、今回は遮蔽体のX線透過率について記述する。

2-1. 遮蔽体の一次X線透過率

NCRP Report No. 49 で示された鉛及びコンクリートのX線透過率曲線は 30 年以上前の単相X線装置でのデータであった。NCRP Report No. 147 では鉛、コンクリートの他に鉄、

石膏，ガラスおよび木材の6種類の遮蔽体に対する空気カーマ透過率が追加された．しかし，コンクリートのX線透過率は整理されたものの基本データは古い装置のものであった．また，コンクリートの密度は 2.35 g/cm^3 のみであった．16号通知では，我が国の画壁等に用いられるコンクリート建材の密度は 2.10 g/cm^3 であるので，この密度における遮蔽体の等価厚さを計算し透過率を求める方法を採用している．X線透過率を正確に計算することは，過大な設備投資や漏洩線量の過小評価を避けるために重要である．ブロードビームにおける遮蔽体のX線透過率は測定による評価が困難である．そこで，著者らはモンテカルロシミュレーションにより，コンクリートおよび鉛のX線透過率データの検証を行った．モンテカルロシミュレーションコードはElectron Gamma Shower ver. 4 (EGS)を使用した⁵⁾．まず，シミュレーションの妥当性を評価するため，コンクリートプレート ($30 \text{ cm} \times 30 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ ，密度 2.10 g/cm^3) のX線透過率と透過後のスペクトルを電離箱線量計，Ge半導体検出器を使用して実測を行った．X線発生装置はインバータ装置でターゲット角度12度，総ろ過 2.5 mmAl を使用した．Fig. 1, Fig. 2に結果を示した．管電圧70 kV未満でシミュレーションの結果が約20%大きくなったが，それ以外では，差は10%未満であった．コンクリート透過後のX線スペクトルもほぼ一致しており，シミュレーションによる評価が妥当であると判断した⁶⁾．

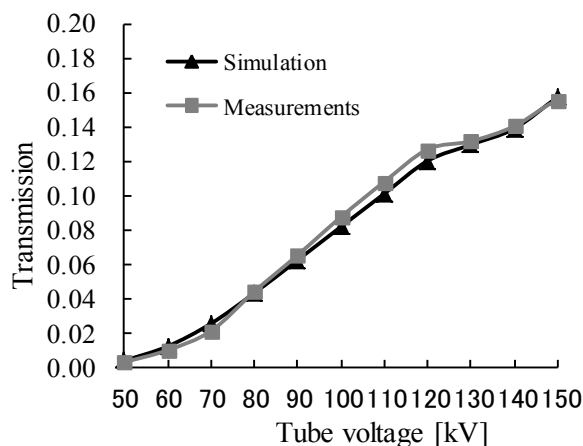


Fig. 1 コンクリート板における透過率の実測とシミュレーションとの比較

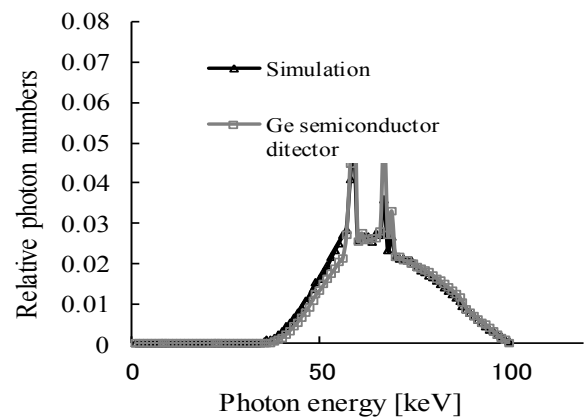


Fig. 2 コンクリート板におけるX線スペクトルの実測とシミュレーションとの比較

次にブロードビームX線に対するコンクリート(密度 2.35 g/cm^3 ， 2.10 g/cm^3)と鉛(密度 11.35 g/cm^3)の計算を行った．シミュレーションに使用したX線スペクトルはターゲット角度12度，総ろ過 2.5 mmAl の定電圧装置を想定し，Birchら⁷⁾の式を利用した．結果の一部をFig. 3に示した．密度 2.35 g/cm^3 のコンクリートに対するX線透過率は，よく利用されるコンクリート厚15~20 cmで16号通知の値より約2.5倍大きくなった．16号通知では数値が改正されたが，我が国で多く使用されている装置では過小評価してしまうことが分かった．密度 2.10 g/cm^3 のコンクリートに対するX線透過率の結果をFig. 4に示した．コンクリート厚15 cmでは，管電圧80 kVでシミュレーションによる値は約7.4倍，管電圧120 kVで約5倍大きくなった．16号通知では値は密度による補正を行う方法を採

用しているが、密度補正を行っても大きく過小評価していることが分かった。これら過小評価については引き続き検討しなければならない。鉛については16号通知の値とシミュレーションの結果がおおむね一致していた。鉛については数値の妥当性を確認することができた。

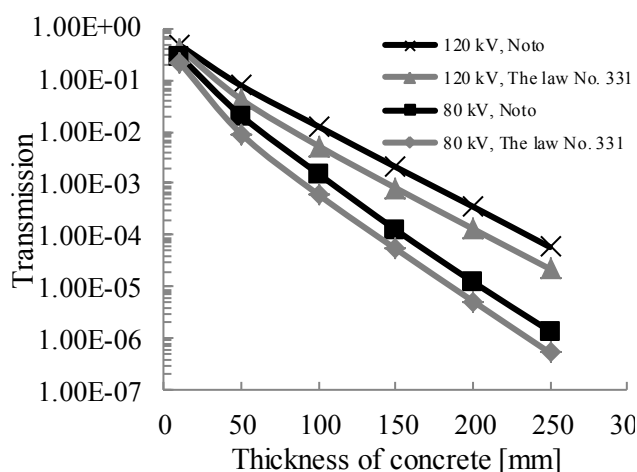


Fig. 3 コンクリート (2.35 g/cm^3) における透過率

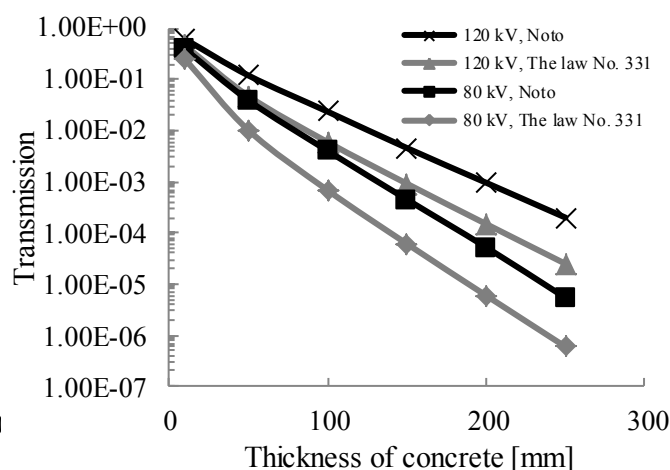


Fig. 4 コンクリート (2.10 g/cm^3) における透過率

2-2. X線CT装置から発生する散乱X線による透過率シミュレーション

一般撮影室では一次X線が直接画壁に入射する可能性があるため、一次X線の透過率データが重要であるが、X線CTでは一次X線はディテクタ及び装置背面の機械部で吸収されるため、画壁へ到達するX線のほとんどは散乱X線である。散乱X線は一次X線とスペクトルが異なるため当然透過率が変化する。Plattenら⁸⁾はモンテカルロシミュレーションによりCT検査を想定したモデルを構築し、人体ファントムから発生した散乱X線スペクトルを求め、鉛の透過率を計算した。散乱X線は一次X線に比べて平均エネルギーが8.7～12.3 keV低い(半価層で1.5～2.5 mmAl薄い)結果となった。鉛の透過率は、散乱X線スペクトルを用いた計算では鉛厚が2.24 mmで透過率が約58%低減したため、一次X線による透過率データでは過大評価し過ぎであると報告している。

著者らは自施設で保有している64列CT装置を使用し、人体ファントムを胸部から骨盤撮影した場合のガントリから45度方向のX線散乱スペクトルをCdZnTe半導体検出器により測定した。その結果をFig.5に示した。一次X線と比較すると散乱X線スペクトルが大きく異なることが確認できた。得られた散乱X線スペクトルを用いてコンクリートのX線透過率をモンテカルロシミュレーションにより算出した結果をFig.6に示した。散乱X線によるX線透過率は一次X線と比較して約2桁も小さい値となった⁹⁾。従って現在の評価法ではX線CT装置の遮へい評価はかなり過大評価している可能性があることが分かった。CT装置はメーカーや世代によりbowtie filterや実効エネルギー、照射野が異なるため、適切な遮へい評価を行うには、今後更なる検討が必要である。

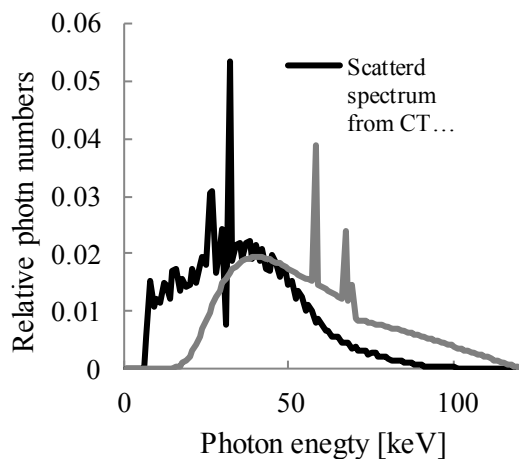


Fig. 5 CT 時に人体から発生する散乱 X 線スペクトル

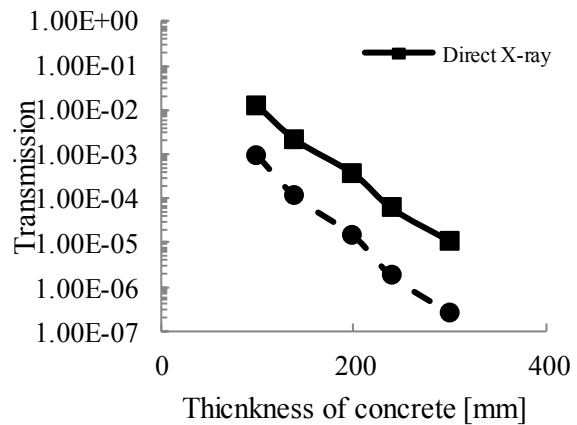


Fig. 6 散乱 X 線スペクトルによる透過率 (2.35 g/cm³)

3. まとめ

第 43 回秋季学術大会の計測部会討論会にて発表した内容の一部を紹介した。事前評価としての遮へい計算は放射線施設の安全において重要であるが、過剰な安全評価は設備投資の増大に繋がるため適切に行われるべきである。モンテカルロシミュレーションは適切に評価するためには最高のツールであり、今後この分野における更なる活用が期待される。

参考文献

- 1) 厚生労働省医政局長．「医療法施行規則の一部を改正する省令の施行について」の一部改正について．平成 26 年 3 月 31 日；医政発 0331 号 16 号．
- 2) 厚生労働省医薬局長．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；医薬発第 188 号．
- 3) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design and evaluation for medical use of X rays and gamma rays of energies up to 10MeV. 1976; NCRP Report No.49.
- 4) National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. 2004; NCRP Report No.147.
- 5) Nelson WR, H Hirayama, Rogers DWO. EGS4 code system. SLAC-report-265, Stanford University, 1985.
- 6) K Noto, K Koshida, H Iida, et al. Evaluation of transmission data of diagnostic X rays through concrete using Monte Carlo simulation. Radiat Prot Dosimetry. 2009; 133 (3): 144-152.
- 7) Birch R, Marshall M. Computation of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li)detector. Phys Med Biol. 1949; 24(3): 505-517.
- 8) D J, Platten. A Monte Carlo study of the energy spectra and transmission characteristics of scattered radiation from x-ray computed tomography. J. Radiol. Prot. 2014; 34, 445-456.
- 9) 能登公也．6.モンテカルロシミュレーションの応用(3)遮蔽計算．2015; 71(2), 111-116.

平成27年度計測分野に関する論文・発表

- ・ 平成 27 年度 4 月から 27 年度 9 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
低線量腹部 CT 撮影におけるアーチファクト低減処理法を用いたダークバンドアーチファクト低減効果の検証	福永 正明	県立広島大学大学院 総合学術研究科 保健福祉学専攻	臨床技術	71 巻 4 号 (316-324)
CT-AEC を用いた低管電圧撮影の被ばくに関する検討	高田 光雄	浅川総合病院放射線部	臨床技術	71 巻 4 号 (332-337)
320 列 CT 装置の X 線スペクトル測定時に使用する円柱カーボン散乱体の適切な長さに関する検討	笠井 洋平	徳島大学医学部保健学科	ノート	71 巻 5 号 (423-427)
医療従事者被ばく管理のためのエネルギー補償型ワイヤレス線量モニタリングシステムの試作と評価	藤淵 俊王	九州大学大学院医学研究院 保健学部門 医用量子線科学分野	速報	71 巻 8 号 (691-696)
頭部診断血管撮影における最大入射皮膚線量の推定	川内 覚	国家公務員共済組合連合会 虎の門病院放射線部	ノート	71 巻 9 号 (746-757)
シャント血管内治療(VAIVT)における炭酸ガス造影用カテーテルによる被ばく低減の検討	塚田 靖憲	石川県済生会金沢病院 放射線部	臨床技術	71 巻 9 号 (758-763)

第 43 回日本放射線技術学会 秋季学術大会 計測分野に関する一般研究発表

口述研究発表

○ X-ray Image processing / X 線検査 画像処理

24. X 線管焦点サイズと画像処理による低線量技術の検討

日本医科大学千葉北総病院 丸山智之

26. 透視撮影システムでの全下肢スロット撮影における被ばく線量低減機能の開発

(株) 島津製作所 豊田敏豪

○ Nuclear Medicine Pediatrics / 核医学 小児

28. 小児腎静態シンチにおけるファントムを用いた画質および定量性評価：さらなる投与放射線量減量に向けた検討

滋賀医科大学医学部附属病院 西園将来

○ Radiation Control Dosimeter / 放射線管理 線量計

42. 診断用 X 線撮影装置を用いた小型 OSL 線量計のエネルギー依存性の実測

徳島大学大学院 竹上和希

43. 中性子線測定用 OSL 線量計の応答特性評価

茨城県立医療大学 山崎彩乃

44. EGS5 を用いた高エネルギー光子線照射に対する小型 OSL 線量計の吸収線量の算出に向けた基礎研究

徳島大学大学院 沖野啓樹

45. マンモグラフィ撮影のエネルギー領域における OSL 線量計の特性

トヨタ記念病院 川口 愛

○ Radiation Control Radiation exposure of lens / 放射線管理 水晶体被ばく

46. ICRP ソウル声明に伴う水晶体等価線量管理の課題

順天堂大学医学部附属順天堂医院 礪邊 哲

47. OSL 線量計による IVR 術者の水晶体線量測定値補正法の検討

茨城県立医療大学 佐藤麻知子

48. 脳動脈瘤塞栓術における術者水晶体線量、装置表示値の実態調査

虎の門病院 川内 寛

49. 班報告：非血管系 IVR における医療従事者の水晶体被ばく線量評価に関する多施設共同研究

金沢大学 松原孝祐

○ Medical information 1 / 医療情報 医療情報 1

51. RDSR および放射線オーダ情報を用いた被ばく線量管理の解析精度向上に関する研究

大阪警察病院 植田昂志

○ Radiotherapy Dose distribution verification / 放射線治療 線量分布検証

61. ポリマーゲル線量計における線量校正法の検討

広島平和クリニック 小野 薫

62. 自作ポリマーゲル線量計のMRI シーケンスに対する評価

自治医科大学附属病院 大江 歩

63. Dual energy CT を利用したポリマーゲル線量計の信号取得の評価

名古屋大学大学院 宮地貴之

64. ポリマーゲル線量計における温度履歴の影響

広島平和クリニック 藤本幸恵

○ X-ray Angiography (system) / X線検査 血管 (システム)

87. 血管造影用 X 線装置間の空間散乱線量の比較

東北大学大学院 根本まなみ

88. 成人心血管撮影検査の被ばく線量低減におけるエアギャップ法の有用性-散乱 X 線除去率とコントラスト改善効果-

榊原記念病院 武田和也

○ X-ray Cone beam CT (image quality) / X線検査 CBCT (画質)

100. 当院の新旧血管造影装置に搭載されたコーンビーム CT の撮影プロトコル間における被ばく線量と画質の検討

愛知医科大学病院 大澤充晴

○ Radiotherapy Dosimetric evaluation / 放射線治療 線量評価

192. Field-in-field 法による全身照射における物理量の線量検証

順天堂大学医学部附属順天堂医院 山本英男

193. Radiochromic film を用いた乳房接線照射における enhanced dynamic wedge と physical wedge の表面線量評価

旭川医科大学病院 佐々木駿

195. 大腸内に残留する硫酸バリウム造影剤が陽子線の飛程に与える影響

筑波大学附属病院 吉村洋祐

○ Radiotherapy Dosimetry QA QC / 放射線治療 線量計測 QA QC

200. 10MVX 線照射時における β 線放出放射化検出器を用いた中性子フルエンス率推定

平成柴川会小倉記念病院 岡田ちひろ

201. 実測ベースによる陽子線治療の小照射野特性に関する考察

筑波大学附属病院 森祐太郎

202. ラジオクロミックフィルムを用いた陽子線のビーム幅の測定方法の検討

岐阜医療科学大学 小松史明

203. フィルムを用いた画像誘導放射線治療における kV-CBCT の被ばく線量分布の評価

富山大学附属病院 白崎展行

204. 放射線治療領域における小型 OSL 線量計の繰り返し読み取りによる計測値の評価
徳島大学大学院 松本晃範
- Radiation Control Radiation dose evaluation /放射線管理 線量評価
238. 胃がん検診車に搭載された上部消化管透視撮影装置における放射線量の装置間比較
宮城県対がん協会 星 千春
239. 物質の違いによる後方散乱の影響
藤田保健衛生大学 中林夏音
240. 歯科 X 線 CT 検査で患者の受ける線量評価
藤田保健衛生大学 鈴木昇一
241. 臨床施設における X 線装置日常管理システムの検討
首都大学東京 安部真治
242. 診断用 X 線撮影装置を用いた二次標準場の構築のための空気カーマに対する散乱線含有率の高精度測定
徳島大学 前畑伊採
- Radiation Control Angiography /放射線管理 血管撮影
243. 血管撮影用 X 線装置の日常点検を目的とした簡易型線量計の検討
首都大学東京 小倉 泉
244. MOSFET リアルタイム線量計の測定精度に関する基礎検討
東北大学 佐藤文貴
245. 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-多数点同時計測に向けての検討-
東北大学 松本健希
246. IVR-CT 装置の CT 透視時における空間散乱線分布の測定
東北大学 村上 巧
247. 放射線防護シールドを用いた CT fluoroscopy における術者線量の低減
静岡県立静岡がんセンター 滝口京佑
248. FPD 搭載型血管撮影装置を用いたコーンビーム CT のプレキャリブレーションによる患者頭部の被ばく低減への試み
国立循環器病研究センター 山田雅亘
- Radiation Control Computed tomography /放射線管理 CT
249. CNR を考慮した AEC モードが散乱線線量に与える影響
社会医療法人大雄会総合大雄会病院 伊藤祐介
250. 当施設における冠動脈 CT 線量と診断参考レベルとの比較検討
秋田県立脳血管研究センター 加藤 守
251. 乳児, 小児に対する k-factor 算出プログラムの開発
藤田保健衛生大学 小林正尚

252. 小児頭部X線CT検査における管電圧と患者位置の違いによる水晶体被ばく低減方法の検討
茨城県立医療大学 野口和希
253. 班報告：CTの吸収線量測定法の確立と患者臓器線量の定量的評価
熊本大学大学院 大野 剛
- Imaging Observer evaluation etc. /画像工学 視覚評価他
257. 小型OSL線量計の臨床応用に向けた基礎研究 - 線量計を医用画像上で識別できない撮影条件の推定 -
徳島大学大学院 竹上和希
- X-ray Breast imaging (image quality, other) / X線検査 乳腺 (画質, 他)
266. 拡大乳房撮影における被ばく線量低減のための線質の検討
産業医科大学病院 河野千恵
267. マンモグラフィ装置におけるDQE算出時の光子数の検証
名古屋大学大学院 大谷菜月
- Radiation Control Measuring instrument, Other /放射線管理 測定器・その他
275. SPECT装置への応用を目指した新しい化合物半導体検出器の開発
東北大学大学院 人見啓太郎
277. 診療放射線技師不在の医療機関における一般撮影入射表面線量の調査および最適化
伊勢赤十字病院 林奈緒子
- Collaborative session 2 Mammography quality control /コラボセッション2 乳腺品質管理
284. マンモ兼用半導体検出器の検出能の評価
藤田保健衛生大学 安斎早紀
285. 日常管理用簡易形線量計の検討
首都大学東京 安部真治
286. 簡易形線量計を用いた乳房X線装置の出力および平均乳腺線量の日常管理の検討
東京都立広尾病院 小林 剛
287. Digital breast tomosynthesis systemにおける非接続形X線測定器の性能評価
東北大学病院 千葉陽子
- Radiotherapy Dosimetry /放射線治療 線量計測
304. 出力係数決定に関するモンテカルロシミュレーションによるヘッド構造物からの散乱線の解析
茨城県立医療大学 ハカニ善
307. Flattening filter free (FFF) リニアックの小型電離箱線量計を用いた相互校正
九州大学病院 廣瀬貴章

○ CT Exposure reduction techniques (optimization) / CT 検査 被ばく低減技術 線量測定最適化

319. ポリマーゲル線量計を用いた CT 装置の線量測定を成功させた 3 つのポイント

千葉大学医学部附属病院 太田 丞二

320. CT 用電離箱を用いた半価層測定における幾何学的配置による影響の評価

総合病院中津川市民病院 吉村 龍也

321. 自動蓄積型被ばく線量管理システムによる頭部 CT 検査の被ばく線量評価

大阪大学医学部附属病院 佐藤 和彦

○ CT Exposure reduction techniques (dose management) / CT 検査 被ばく低減技術 線量管理

331. 自作体幹部ファントムを用いた自動露出機構動作時の size specific dose estimate の評価

東京慈恵会医科大学附属柏病院 栗山 和

332. 高エネルギー外傷時の全身 CT 撮影における被ばく線量評価 - 人体ファントムを用いた臓器線量と実効線量の測定 -

弘前大学医学部附属病院 阿倍 健

ポスター発表プログラム

○ Radiation Control Radiation protection 1 / 放射線管理 放射線防護 1

P1. 小型波高分析器キットによるガンマ線スペクトル測定の学修効果

茨城県立医療大学 竹内 希

P3. 自作箔検電器を用いた初学者の物理教育-電離作用の理解に向けて-

徳島大学大学院 林 裕晃

○ Radiation Control Radiation protection 2 / 放射線管理 放射線防護 2

P38. 2014 年アンケートによる推定した患者が受ける線量の検討

藤田保健衛生大学 浅田 恭生

P39. 2014 年アンケートで得られた CT 検査の臓器線量・実効線量評価

名古屋共立病院 松永 雄太

P40. 皮膚線量測定用フィルムを用いた臨床における患者皮膚線量表示システムの精度評価

厚木市立病院 長谷川 秀一朗

セミナー参加の感想

第1回 簡易線量計作成セミナーに参加して（北海道支部）

我汝会 えにわ病院 放射線科
柴田 隼

きっかけ

「自分の施設で簡単に使用できる My 線量計あったら、良いな」、そんな気持ちから、参加したいと思いました。

参加決定

材料費は、当初、若干高いと思いましたが、作成する簡易線量計を見て納得、むしろ安いという事が、わかりました。簡易と呼べないぐらい、素晴らしい線量計で、学会にも使用できるそうです。



自作簡易線量計

セミナー当日

朝 9 時に集合し、検出部基板の半田付けから作業は始まります。人生で、半田付け 2 回目ぐらいの私は、おそるおそる半田付けをしていきましたが、スタッフの方がほぼマンツーマンで、教えてくれたおかげで、うまくできました。

最終チェック

あれ,,, 動かない。7 時間ぐらいかけて作成した線量計が、動きませんでした。心が折れそうになりながら、色々考えられる原因を探し、スタッフの方のご尽力で、それを直すと、ついに My 線量計が完成しました！！

懇親会

気がつくと、参加者同士、仲間意識が芽生え、先生達とも仲良くなっていました。先生達の貴重なお話も聞けて、楽しい懇親会でした。

研修を終えて

本当に満足度の高いセミナーでした。とても、おすすめです！！

最後に、このセミナーを企画し、ご尽力してくださった、簡易線量計作成セミナー講師の皆さん、本当にありがとうございました！！



セミナー参加の感想

第1回 簡易線量計作成セミナーに参加して（北海道支部）

北部地区医師会病院 放射線室

関口 智子

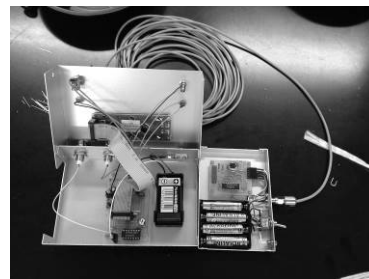
沖縄から9月の札幌へ。天気はぐずついていたが思っていたよりは暖かだった。

はんだ付け初心者の私は、線量計をつくるワクワク感と完成できるのかという不安が入り混じりつつ、セミナーの席に着いた。

部品は一線量計毎にキットになっており、順序良く組み立ててゆく。初めてのはんだ付けはおっかなびっくりだったが、作業を進めていくうちにだんだんと調子が乗ってきた。途中で幾度かの動作チェックがあり、そのたびにきちんと動作するのかと緊張の一瞬が待っている。

組み立ての作業はプラモデルを作っているようで、決してハードワークではない。しかし朝9時から始まったセミナーは、気づくとすでに辺りは暗くなっていた。

組み立て自体は丸一日で完成し、翌日校正が行われる。



撮影装置の線量管理をしている施設はどれくらいあるのだろう。乳房撮影装置では精度管理の項目の中に線量についての記述があるため、低エネルギー用線量計を備えている施設はあるだろう。それでも保有施設は26%と聞く。一般撮影や透視装置はいかがであろうか？年に数度の管理に多額の費用をかけられないのが実状ではないだろうか。当院でも乳房撮影装置に用いる低エネルギー用線量計はあるものの、他のモダリティに使用できるものは有していない。

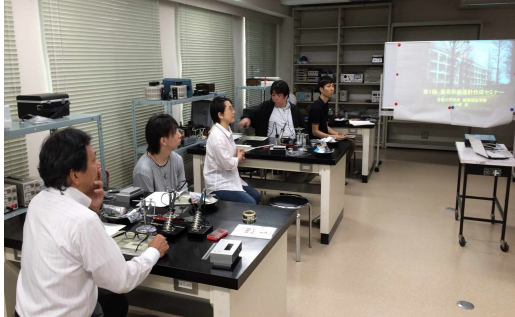
フィルムを使用していたアナログ世代は、フィルムの黒化度で線量の過不足を肌で感じてきた。しかしデジタルになり、線量を気にせずとも画像になるのは非常に便利である反面、『線量』の厳密なコントロールが不要となり、被ばくさせている実感が持てないのではと思うのは老婆心だろうか。

このセミナーに参加して、計測に大いに興味が湧いてきた。また一から学びたいと思い、書籍を新たに求めた。凝り固まった脳ミソにはかなり難解に思えるが、少しがんばってみようと思う。

測定できる項目はシンプルにX線出力[μGy]と照射時間[ms]。校正定数(管電圧 28, 50, 80, 120kV)が与えられているので、翌日から即線量管理が可能である。さて、自らの手で作り上げたこの愛おしい線量計をこれからどのように活用していこう。

最後に、このような機会を与えてくださった首都大学東京の加藤先生、小倉先生、群馬県立県民健康科学大学の根岸先生をはじめ、ご指導くださった講師・スタッフの方々、また参加された受講生のみなさまにこの場をお借りしてお礼を申し上げます。

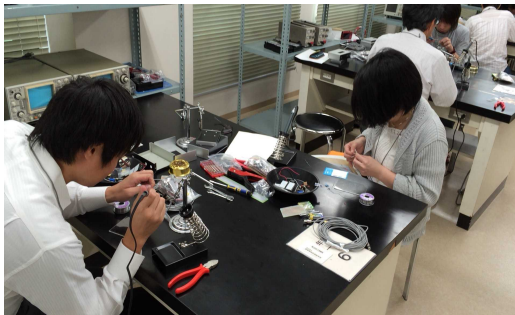
セミナー・実習風景



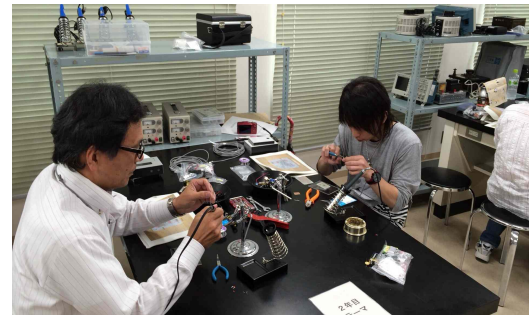
講義の様子



講義の様子



ハンダ付けの様子



ハンダ付けの様子



簡易形線量計のキット



完成した簡易形線量計

平成27年度事業報告

1. 第71回総会学術大会：パシフィコ横浜（4月16日～19日）

・第45回計測専門部会：4月18日（土）

- 1) 教育講演 司会 名古屋大学 小山 修司
「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

- 2) シンポジウム 座長 首都大学東京 加藤 洋
名古屋大学 小山 修司

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

2. マンモグラフィ領域

藤田保健衛生大学 浅田 恭生

3. X線CT領域

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

3) 入門講座5 4月18日（土）

「放射線計測学概論 -計測の目的と対象-」

金沢大学 越田 吉郎

4) 専門講座2 4月18日（土）

「放射線計測の実際と応用3 -X線スペクトル-」

茨城県立医療大学 佐藤 斉

2. 第43回秋季学術大会：金沢市文化ホール（10月8日～10月10日）

・第46回計測専門部会：10月10日（土）

- 1) 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

- 2) シンポジウム 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

テーマ：「シミュレーションを活用しよう」

1. 一般撮影領域

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

- 3) 入門講座 3 10 月 8 日 (木)
「放射線計測学概説 ―計測の目的と対象―」
藤田保健衛生大学 浅田 恭生
- 4) 専門講座 1 10 月 8 日 (木)
「放射線業務従事者の被ばく管理」
千代田テクノル 山崎 和也
- 5) 実行委員会企画フレッシュャーズセミナー 10 月 8 日 (木)
(1) 「放射線計測の基礎」
名古屋大学 小山 修司
(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
- 6) 実行委員会企画ハンズオンセミナー 10 月 8 日 (木)
(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
- 7) 実行委員会企画ハンズオンセミナー 10 月 9 日 (金)
(7) 「医療被ばく測定法 (CTDI ; CT)」
稲城市立病院 落合幸一郎
(8) 「医療被ばく測定法 (入射皮膚線量 ; 一般撮影, 透視)」
山梨大学医学部附属病院 坂本 肇
3. 測定セミナーへ講師派遣
- ・第 1 回関東支部学術セミナー (計測部会後援)
「医療被ばく測定セミナー」 平成 27 年 6 月 7 日 (日)
(計測部会より講師 2 名派遣)
場所 : 群馬大学医学部附属病院 参加者 : 31 名
4. 簡易線量計作成セミナーの開催
- ・第 1 回簡易線量計作成セミナー 平成 27 年 9 月 12 日 (土) ~13 日 (日)
場所 : 北海道大学医学部保健学科, 北海道大学病院
(日本放射線技術学会北海道支部共催) 参加者 9 名
5. 第 5 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー 平成 27 年 8 月 29 日 (土)
(計測部会より講師 1 名派遣)
場所 : 首都大学東京 参加者 : 82 名
6. 計測部会誌「Vol.23, No.1, 2015」「Vol.23, No.2, 2015」の電子ジャーナル発行
7. 部会委員会の開催 3 回
8. 線量計貸出事業
9. 診断領域線量計標準センターの運営

平成28年度事業計画

1. 第 72 回総会学術大会：パシフィコ横浜（4 月 14 日～17 日）
 - ・ 第 47 回計測専門部会：4 月 16 日（土）
 - 1) 教育講演

司会 首都大東京 加藤 洋

 「診断領域における線量測定の必要性和診断領域線量計標準センターでの校正」

名古屋大学 小山 修司
 - 2) シンポジウム

座長 兵庫医科大学病院 源 貴裕

金沢大学病院 能登 公也
- テーマ：「自分で計るために線量計について整理しよう」
 1. 電離箱線量計

茨城県立医療大学 佐藤 斉
 2. 半導体線量計

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和
 3. サーベイメータ

京都医療科学大学 堀井 均
 4. 簡易形線量計の制作とその動作特性（臨床現場への普及を目指して）

首都大学東京 小倉 泉
- 3) 入門講座 3 4 月 16 日（土）
 「放射線計測の理論 「不確かさ」入門」

首都大学東京 加藤 洋
- 4) 専門講座 7 4 月 16 日（土）
 「放射線計測の実際 1 ー診断領域における入射皮膚線量測定ー」

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇
2. 第 44 回秋季学術大会：大宮ソニックシティ（埼玉）（10 月 13 日～10 月 15 日）
 - ・ 第 48 回計測専門部会：平成 28 年 10 月 15 日（土）（予定）
 - 1) 教育講演：テーマ：未定
 - 2) シンポジウム：テーマ：「未定」
3. 第 2 回，第 3 回簡易線量計作成セミナー 開催予定
 日程・場所：調整中
4. 第 1 回（北海道支部共催），第 2 回（近畿支部共催），第 3 回（中国四国支部共催），
第 4 回（関東支部共催）DRL 活用セミナー 開催予定
 日程・場所：調整中
5. 第 6 回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー 平成 28 年 8 月 27 日（土）
（計測分科会より講師 1 名派遣）
場所：首都大学東京
6. 計測部会誌「Vol.24, No.1, 通巻 47」「Vol.24, No.2, 通巻 48」の電子ジャーナル発行
7. 部会委員会の開催 4 回予定
8. 線量計貸出事業について
9. 診断領域線量計標準センターの運営

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

平成 27 年 6 月 7 日に医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) より「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」が公表され、我が国において諸外国より遅れてのオールジャパンによる National DRL (DRLs2015) が設定されました。DRL は放射線防護の最適化を行う上での重要な線量指標であり、各施設にて DRL の線量値と自施設の線量値を比較し、DRL を超えている場合には使用している線量が適正であるか画質 (診断情報) を含め検討することが重要となります。ここで DRL に用いられる線量指標は、どの施設においても容易に測定可能であり、標準的な体型の患者や標準ファントムを用いて測定できる線量と定義されています。DRL の公表により、皆さんの施設においても「線量測定」が必須となり、計測部会にて推奨されている測定方法が参考になります。診断領域での線量の最適化を図るためにも、今一度計測の基本を見直しましょう。第 72 回総会学術大会では DRL 関連の話題が盛り沢山です。

計測部会委員 坂本 肇

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. 24, No. 1, (通巻 47)

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 2016 年 4 月 1 日
発行者 公益社団法人 日本放射線技術学会 計測部会
部会長 加藤 洋