



Journal of the Measurement Division

計測部会誌

Vol.25 , No.1 , 通巻 49

CONTENTS

○第49回計測部会

教育講演

司会 稲城市立病院 落合幸一郎

「医療における眼の水晶体に対する線量評価」

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 赤羽 恵一

シンポジウム

テーマ「面積線量計について学ぼう！」

司会 稲城市立病院 落合幸一郎
名古屋大学 小山 修司

(1) 面積線量計の基礎

トーレック (株) 中澤 洋

(2) 血管撮影領域での面積線量計の活用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

(3) 口腔領域のX線撮影における面積線量計の測定と評価

創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦

(4) 一般撮影部門における面積線量計の活用法

川崎市立川崎病院 三宅 博之

○教育講座入門編 5 (計測)

「放射線計測と単位 1 ― 放射線場の強さ ―」

藤田保健衛生大学 浅田 恭生

○教育講座専門編 1 (計測)

「放射線計測の実践 3 ― CTDI ―」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

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 73 回 日本放射線技術学会 総会学術大会

第 49 回計測部会ご案内

会場：パシフィコ横浜 414+415 室

日時：平成29年4月15日(土) 8:50～11:50



目次

○ 巻頭言 「重力波発見と基礎研究」

首都大学東京 加藤 洋・・・1

○ 第49回計測部会 Measurement Division

日時：平成29年4月15日（土）8:50～11:50

場所：パシフィコ横浜 414 + 415 会場

教育講演6 8:50～9:50

司会 稲城市立病院 落合幸一郎

「医療における眼の水晶体に対する線量評価」

量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 赤羽 恵一・・・2

シンポジウム 9:50～11:50

テーマ：「面積線量計について学ぼう！」

司会 稲城市立病院 落合幸一郎

名古屋大学 小山 修司

1. 面積線量計の基礎

トーレック株式会社 中沢 洋・・・3

2. 血管撮影領域での面積線量計の活用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・4

3. 口腔領域のX線撮影における面積線量計の測定と評価

創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦・・・5

4. 一般撮影部門における面積線量計の活用法

川崎市立川崎病院 三宅 博之・・・6

○ 教育講座入門編5

・平成29年4月15日（土）8:00～8:45 414 + 415 会場

「放射線計測と単位1 -放射線場の強さ-」

藤田保健衛生大学 浅田 恭生・・・7

○ 教育講座専門編1

・平成29年4月14日（金）8:00～8:45 502 会場

「放射線計測の実際3 -CTDI-」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和・・・8

○ 第48回計測部会発表抄録

教育講演

「非接続形測定器の変遷 -蛍光量計から半導体測定器まで-」

群馬県立県民健康科学大学 根岸 徹・・・9

討論会

テーマ：「DRLsを検証するための一手段」

1. 一般撮影：計算による表面線量の評価

茨城県立医療大学 佐藤 斉・・・15

2. 血管撮影・IVR：装置表示値の利用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇・・・20

3. マンモグラフィ：装置の表示値との精度

慶応義塾大学病院 根本 道子・・・23

4. CT：X線CT検査用線量推定ソフトウェアについて

藤田保健衛生大学 小林 正尚・・・29

○平成28年度計測分野に関する論文・発表・・・・・・・・・・・・・・33

○ セミナー報告

・ 第2回診断参考レベルセミナー（広島）

広島県厚生農業協同組合連合会 尾道総合病院 田頭 吉峰・・・39

・ 第2回診断参考レベルセミナー（広島）

広島大学病院 田村 恵美・・・40

・ 第3回診断参考レベルセミナー（大阪）

香川大学医学部附属病院 高橋 弥生・・・41

○ 平成28年度事業報告・・・・・・・・・・・・・・42

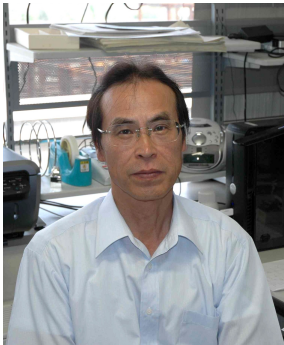
○ 平成29年度事業計画・・・・・・・・・・・・・・45

○ 診断領域線量計標準センターご利用案内・・・・・・・・・・・・47

○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧・・・・・・・・48

○ 入会案内・・・・・・・・・・・・・・50

○ 編集後記



重力波発見と基礎研究

計測部会会長
首都大学東京

加藤 洋

アインシュタインが残した最後の宿題が、100年の時を経てようやく解明されつつある。その最後の宿題とは、重力波の観測である。一般相対性理論に基づく予言の中で、唯一観測できず証明されていなかった。これに対して米マサチューセッツ工科大などの研究チームは、ワシントン州の砂漠地帯につくられた巨大な重力波望遠鏡「LIGO」を用いて、2つのブラックホールが13億年前に合体して発生した重力波を、初めて観測することに成功したと昨年発表した（2016/6/16）。

基礎研究を大事にするアメリカの科学技術の底力といえる。このLIGOの計画がスタートしたのは20年以上前で、500億円をかけて2002年に完成した。世界最高の性能だったが、8年観測しても捉えられないとわかるや、地上の振動の影響を減らすためほとんどの装置を入れ替え今回の成功につなげた。アメリカはこの大改造に建設費の倍の1000億円を投じ、今後もさらなる高性能化を計画している。

アメリカは研究開発の投資額の30%以上が基礎研究中心の政府の予算であるのに対して、日本は19%に留まっている。またアメリカでは政府の予算以外にも、民間からの大学への寄付講座なども盛んで、基礎研究へ多額の投資をしていることがわかる。

今回捉えた重力波が地上の生活にすぐに役に立つわけではないが、宇宙では一体何が起きているのか、知的好奇心を満たしてくれる発見である。

現状を鑑み、我々も細々ではあるが、研究を継続しなければならない。「唯我独尊」に走っては困るが、他の意見を真摯に受け止め、さらに発展するように心がけることが重要と考える。そのお手伝い出来るように、計測部会は門戸を広げているつもりである。計測部会の各委員は、それぞれの分野に長けていると私は自負している。その還元の一環として、3月に「診断X線領域における吸収線量の標準測定法」をオーム社から刊行するに至っている。是非、ご一読いただき、研究の一助になれば幸いと考えている。基礎研究費投資が低くても（実質0）、計測部会は会員の手助けになるよう、日々、計画・立案を提供する所存である。

e-mail: katoh@tmu.ac.jp

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 医療における眼の水晶体に対する線量評価 」

Dose estimation for the lens of the eye in medicine

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構

放射線医学総合研究所 計測・線量評価部

外部被ばく線量評価チーム

赤羽 恵一

国際放射線防護委員会(ICRP)は、最近の疫学的知見に基づき、2011年4月に組織反応に関する声明を出した。その中で、眼の水晶体の職業被ばくに対する等価線量限度が変更された(50mSv/y, 100mSv/5y)。これを受け、IAEAやIRPAなどの国際機関・組織や各国で議論が惹起され、防護の基準等に取り入れられ始めている。職業被ばくとしては、医療従事者、特にIVR術者の被ばくが懸念されている。また、限度の対象ではないが、水晶体防護の観点からは、眼が照射野に入る放射線診療における医療被ばく防護も、改めて見直す必要があるかもしれない。しかしながら、水晶体の線量の測定・評価方法に関しては、明確な標準が定められたとは言い難い。このような状況に対し、線量計測に携わる関係者間での取り組みが求められていることは言を俟たない。面積線量計の利用も含め、合理的な線量評価手法の検討が必要である。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 面積線量計の基礎 」

Basics of Dose-Area-Product Meter

トーレック株式会社 医療機器部

中沢 洋

1895年にX線が発見されて僅か100年余りで、X線画像診断装置は目覚ましい進歩を遂げ、医療に不可欠な存在となっている。一方で放射線障害に対する取り組みは益々重要となり、受診者に対するX線照射線量の把握は大切な確認項目の一つである。

現在、多種多様なX線測定器が販売されており、それぞれの使用目的に合わせた機能と特徴を有している。その中で今回のテーマである面積線量計は、受診者へのX線照射線量を測定する事が可能な平行平板型の電離箱式X線検出器である。

面積線量計は、照射線量に照射面積を掛けた面積線量を測定する線量計であり、照射線量を同時測定する機能を有するものもある。更に、検出器にX線吸収の少ない材質で光照射野を妨げない透明電極を採用する事により、X線画像診断装置に常時設置して使用することが出来るという運用上の大きな利点がある。

今回は、これらの特徴を持った面積線量計の原理、構造、仕組みについて解説する。

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 血管撮影領域での面積線量計の活用 」

Application of DAP in Angiography and Interventional Radiology

山梨大学医学部附属病院 放射線部

坂本 肇

面積線量計は平行平板型電離箱であり、X線透視装置に装着され欧州の国々を中心に広く普及しており、血管撮影領域において本邦では JIS の改訂（IEC 60601-2-43 の取り入れ）に伴い装着率が大幅に上がり、現状では多くの装置に装備されている。

血管撮影領域ではIVRの進歩に伴い患者の被ばく線量が増加する傾向にあり、放射線皮膚障害を起こした事例が多く報告されるようになったことから、手技中の患者被ばく線量をモニタリングする目的にて面積線量計が利用されている。面積線量計は手技や画像に影響を及ぼさず、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($\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$)で表示されるため、臨床での応用が難しく入射皮膚線量への変換が必要となる。なお、確率的影響を合理的に低減し防護の最適化を図るために用いられる診断参考レベル（DRL）としての面積線量値は有効である。

術者被ばく線量の管理として、面積線量計は装置前面に装着され総線量を測定していることから、面積線量より術者被ばく線量の推定に応用可能である。また、装置の品質管理として、面積線量計はX線出力をモニタすることができる。

本シンポジウムでは、血管撮影領域での面積線量計の臨床応用として患者皮膚線量推定、術者被ばく線量推定、装置の品質管理などの活用について報告する。

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「 口腔領域の X 線撮影における面積線量の測定と評価 」

Measurement and evaluation of Dose Area Product in oral X-ray
examinations

創聖健康保険組合診療所 放射線科
遠藤 敦

わが国では国民一人あたり平均、年1枚の歯科X線画像が撮影されている。これは、6万8千軒にのぼる歯科診療所のほぼ全てにX線装置が設置され、その規模に応じて使用されている事が一因として挙げられる。歯科で主に利用される撮影法は口内法撮影とパノラマ撮影である。最近では、より細かな情報を提供する歯科用コーンビームCTも利用されている。

診断参考レベルが提示される計測量は、口内法撮影では患者入射線量または面積線量、パノラマ撮影では、線量幅積または面積線量である。歯科用コーンビームCTでは、多列検出器CTとは異なり、面積線量が推奨されている(SEDENTEX CT)。面積線量の測定法は様々あるが、目的に応じた測定の信頼性が保証される必要がある。尚、面積線量の用語はJIS Z 4751-2-54に従った。面積線量計は、取扱いの簡便さと云う利点の半面、不確かさが大きいと云う欠点もある。

本シンポジウムでは、口腔領域での面積線量計の活用方法を紹介し、その妥当性について説明する。

計測部会発表 討論会 前抄録

テーマ：面積線量計について学ぼう！

「一般撮影部門における面積線量計の活用法」

Utilization of the Dose Area Product in General Radiography

川崎市立川崎病院 放射線診断科

三宅 博之

一般撮影装置において撮影時の線量値を表示する装置が多くなっている。表示値には撮影装置には撮影条件による NDD 法など計算による表示値，または面積線量計値を表示する装置がある。今回は面積線量計について考えてみたい。

面積線量計は撮影する患者さんの入射線量を容易に把握できるが，撮影距離および照射野サイズなどを設定する必要がある。この設定を怠ると表示値の信頼性に欠けてしまう。面積線量計は複数設定がないため，設定した撮影距離以外での表示値を参考にすることは不適である。まず使用者は導入された面積線量計の動作を確認するために線量計による測定をした方がよい。実際に患者さんを撮影する時には，できるだけ表示された値を確認の方がいいであろう。また撮影された画像の DICOM タグには面積線量計値を表示する箇所があり，面積線量計の精度が向上するようであればさらに活用されると考えられる。

「放射線量と単位 1 ー放射線場の強さー」

藤田保健衛生大学

浅田 恭生

放射線計測の考え方は、ある放射線場のなかで相互作用が発生し、エネルギー享受される量を計測するという流れである。ここで、放射線場における単位量をラジオメトリック量、相互作用に関する量を相互作用係数、エネルギー享受の結果表される量をドシメトリック量という。すなわち、ラジオメトリック量で規定された場に物体が置かれたとして、放射線と物体との相互作用の結果、ドシメトリック量で表される。

講義の主題は、エネルギーフルエンス、平均エネルギー、実効エネルギーなどの物理的意味及び単位を学ぶことである。講義の目的は、放射線場の強さを定義から学び直し、エネルギー測定的基础を理解する。

表 1 に相互作用係数を示す。

表 1. 相互作用係数

	記号	定義
フルエンス	Φ	空間の任意の一点において、その点を中心とする十分に小さな球に任意の時間の間に入射する粒子の数 dN を、その球の断面積 da で割ったもの。
エネルギーフルエンス	ψ	空間の任意の一点において、その点を中心とする適当に小さな球に任意の時間の間に入射するすべての粒子の静止エネルギーを除いたエネルギーの総和 dE_t を、その球の断面積 da で割ったもの。
質量減弱係数	μ/ρ	N 個の非荷電粒子が密度 ρ の物質中を通過する間に相互作用を起こす割合。
質量エネルギー転移係数	μ_{tr}/ρ	非荷電粒子が密度 ρ の物質を通過する間に相互作用によって荷電粒子の運動エネルギーに付与される放射エネルギー。
質量エネルギー吸収係数	μ_{en}/ρ	非荷電粒子が密度 ρ の物質を通過する間に物質に吸収されるエネルギー。
W値	W	気体中で1イオン対を生成するときに消費される平均エネルギー。

「放射線計測の実際 3 - CTDI - 」

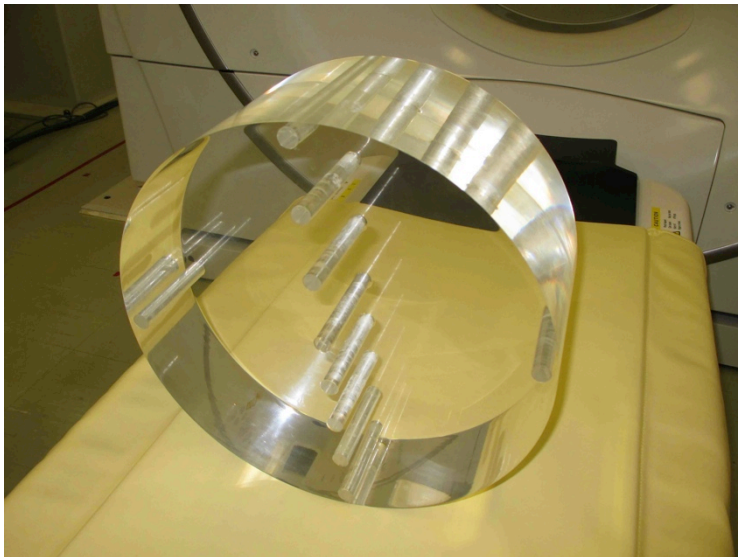
東京慈恵会医科大学附属柏病院

庄司 友和

診断参考レベルの運用により, CTDI などの線量指標に注目が集まっている. そして現在, この線量指標は撮影プロトコルの最適化や被ばく管理を目的とし利用されることが多くなってきた.

これら線量指標の表示値は, ベンダーが装置導入時に行う受け入れ試験や定期点検時に確認するが, 代表的な撮影条件の組み合わせのみである. 一方, 診断参考レベル運用マニュアルでは, 標準体型に対して臨床でよく使う撮影条件での表示値を確認するよう記載されており, ユーザーは可能な限りその表示値の精度を確認しておく必要があると考える.

専門講座では以下に示す診断参考レベル運用マニュアルを用いて, CTDI の概念, 測定法, 測定時の注意点について理解をさらに深めて頂く.



CTDI ファントム



ペンシル型電離箱線量計
(CT 用電離箱線量計)

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「非接続形測定器の変遷ー蛍光量計から半導体測定器までー」

History of Non-invasive X-ray meter

群馬県立県民健康科学大学
根岸 徹

蛍光量計以前の精度管理

2015年6月7日にJ-RIME (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures : 医療被ばく研究情報ネットワーク) から「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、医療現場において線量測定的重要性が再認識されている。この医療被ばく線量を測定するためには、使用している管電圧や半価層なども重要な測定項目となる。従来、管電圧測定と言えば直接接続式高電圧測定（ダイナミックスタディ）であり、照射線量測定では電離箱線量計が用いられてきた。この背景を紐解いてみるとマンモグラフィであれば1969年にJ. D. Gilbertson は¹⁾ マンモグラフィの撮影技術の研究に立って装置の管電圧、管電流を測定し、図1に示すように装置個々のX線出力不均一の原因が管電圧前示値の誤差（多くの装置は10～17 kV 高く出力されていた！）によるものがほとんどであった。このように半世紀以上前から直接測定で管電圧値の実測が行われ、撮影条件の検討がなされてきている。このことは現在においても重要な計測技術であることは明らかである。

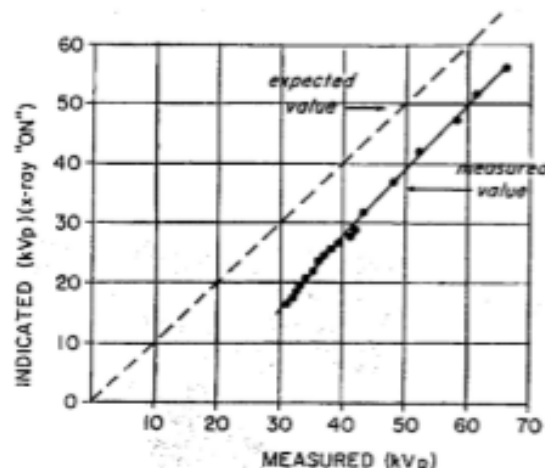


図1 マンモグラフィの測定結果

さらに1960年代からX線装置の計測技術といえば青柳泰司先生が開発されたX線管電圧波高計やX線管電流計などが実用化されてきた^{2,3)}。この計測方法は正確ではあるが、図2に測定配置を示すように分圧器などを接続することが必要なため、臨床現場で行うには煩雑である。そこで、X線装置の導入時などに行われる受入試験などでは直接接続式高電圧測定（ダイナミックスタディ）が用いられているが、近年盛んにおこなわれるようになってきた不変性試験では線量測定や精度管理において非接続形測定器が使用されている。これは従来行われてきたダイナミックスタディと比較して簡便であり、測定精度も比較的高い測定器が増えてきたことも要因に挙げられると考えている。

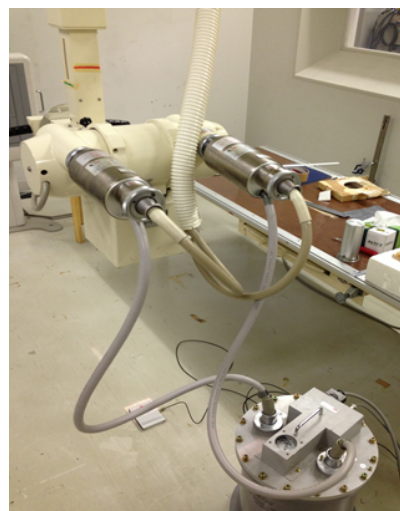


図2 直接測定配置図

この精度管理をはじめ管電圧値を間接的に測定する方法は古くから検討されており、Russel H. Morgan (1944 年) による厚さの異なる 2 種の銅板による吸収差を利用する方法や J. R. Greening (1955 年) の各種の金属元素の特性 X 線検出法、Robert R. Newell 他、(1955 年) による 2 種の金属フィルタ法などが有名である。また実用的と思われる管電圧測定法としては GM. Ardran, H. E. Crooks (1968 年) によって開発されたペネトラメータカセット法や R. Cooke 他 (1973 年) のバナジウムフィルタ法、A. F. Jacobson 他 (1976 年) によるウィスコンシンカセット法などがある (図 3 参照)。これらは X 線フィルムの現像処理によって得られる光学濃度比を用いて管電圧値を推定する方法であったため、X 線フィルムの状態や現像状態などの外的要因によって偏差が大きかったと思われる (図 2 参照)。また X 線発生装置、特に高電圧発生装置の高電圧波形の変動によっても推定値が



図 3 カセットによる管電圧推定法

変化するため管電圧波形や X 線出力波形から補正するしかなかった。しかし、E. L. Chaney 他 (1978 年) による 2 種の銅板の吸収をアナログコンピュータによって処理したデジタル表示測定器の試作によって、現代の非接続形測定器の幕開けとなったようである。

蛍光量計の開発と特徴

中でも初期の非接続形測定器ともいえる蛍光量計も 1960 年代に開発されたものである。この蛍光量計の測定原理は入射した X 線を増感紙にて可視光に変換し、光電子増倍管で電流増幅した後積分回路で蛍光量値を直読可能にした測定器である。この受光部である光電子増倍管

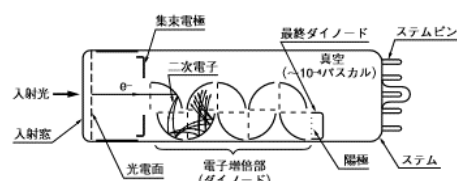


図 4 光電子増倍管の構造

の構造を図 4 に示す。光電子増倍管の歴史は古く、1887 年に Hertz が光電効果を発見している。そして 1913 年には Elster らが光電管の開発に成功していた。さらに 1935 年には Iams らが電子増倍を可能とした 3 極光電子増倍管を開発して現在の光電子増倍管の基礎が作られてきている。我が国においては 1950 年代に入り、浜松ホトニクスが光電子増倍管を製造開始している。この光電子増倍管の作成技術力により 1979 年に東京大学小柴昌俊教授がニュートリノの観測のため 20 インチ (直径約 50 cm) の光電子増倍管の開発を依頼 (当初は 25 インチを希望) し、カミオカンデにて「ニュートリノの観測」に成功した。この功績により 2002 年にノーベル物理学賞を受賞している。さらに 2015 年に東京大学梶田隆章教授も「ニュートリノ振動の発見」によりノーベル物理学賞を受賞している。このように光電子増倍管による様々な測定によってもたらされた恩恵は数知れない。この光電子増倍管を用いて X 線出力を測定可能にした測定器が蛍光量計である。最初の蛍光量計も青柳泰司先生によって 1960 年代に開発され、作成された蛍光量計は図 5 に示すよ



図5 蛍光量計検出部外観

左：開発当時の蛍光量計検出部外観 右：現在の蛍光量計

うな形状であり、現在のものとは多少異なるが、これは受光部として増感紙と光電子増倍管を組合せ4組使用して、図6に示す減弱曲線を短時間で計測可能にした測定器である。この減弱カーブでは当時の電離箱線量計との比較も行っているが、吸収体厚が増加するにつれほぼ同一な傾向になることが読み取れる。すなわち、吸収体の厚い箇所の減弱曲線から管電圧（実効エネルギー）を計算し、線量に補正係数を乗じることによって照射線量の推定もできていたことになる。この手法は近年の半導体検出器を用いた非接続形測定器が用いている計算手法（アクティブ補償など）でもある。さらにこの蛍光量計の優れている点は時間応答の速さである。図7に管電圧波形、管電流波形、蛍光強度波形と電離箱線量計の出力波形を比較したものを示す。線量の出力波形は時定数の関係で大きく、短時間による応答特性を測定してみるために定電圧X線装置によって、パルス制御されたX線照射の応答を比較してみた。このときの撮影条件は管電圧80 kV、管電流100 mA、パルス制御150 fps（照射時間約3 ms、休止時間約4 ms）で行った。電離箱形線量計の出力波形は応答の遅れ〔約4 ms〕が大きく、サイン波に近い形状を示している。これはイオン再結合による問題や線量計の出力インピーダンスが高いためと思われる。それに対し蛍光量計の出力波形は管電圧波形とほぼ同じ形状を示し、良好な応答がみられる。

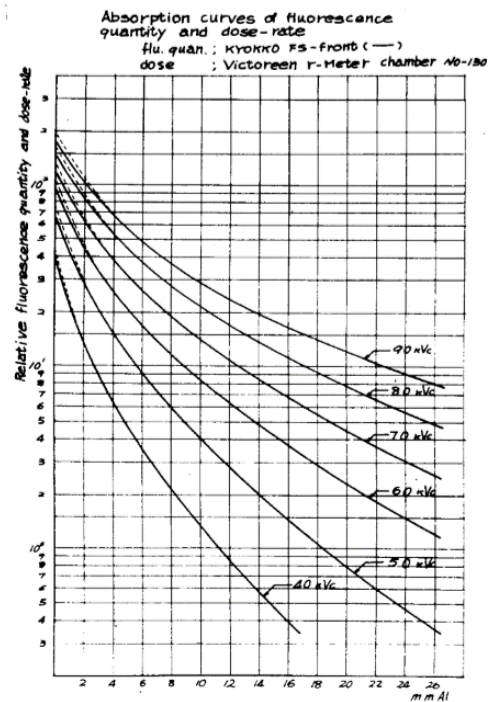


図6 蛍光量計での減弱曲線

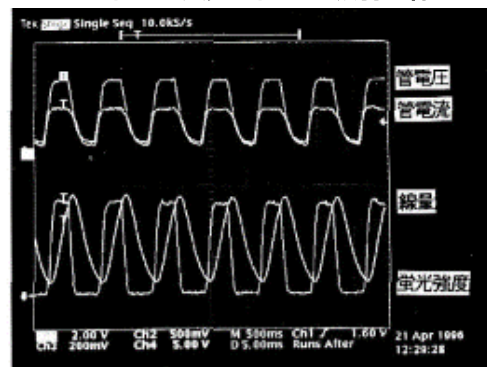


図7 蛍光量と線量の応答特性

蛍光強度波形が管電圧、管電流波形の動作特性を遅れなく示していることがわかる。これより短時間の波形解析においては線量波形からは管電圧および管電流波形の形状を推定することは不可能である。

非接続形測定器の変遷

現在までに様々な非接続形測定器の特性を測定してきたが、私たちのグループが測定してきた主な測定器の特徴を挙げておきたいと思う。

*NERO 6000B (図8)

これはVictreen 社が開発した、初期の非接続形測定器で、管電圧検出用の半導体素子の前にシンチレータを用いている。管電圧の測定は異なる厚さの5種類の銅板の組合せ (27-42 kV, 35-60 kV, 50-85 kV, 70-120 kV, 100-155 kV) を用いて算出している。測定精度は80 kV 程度では精度が高いのだが、エネルギー依存性の影響で100 kV を超えると測定値が2-3%上昇する傾向にあった。



図8 NERO 6000B

*RMI 242 (図9)

これはRMI 社が開発した非接続形測定器で240 という形式のものの後継となる。以前のものは赤外線リモコンで操作室側から測定パラメータ変更が可能であったが、この機種からはその機能を削減し、電離箱線量計を取り付け可能とした。管電圧、照射時間、照射線量が測定可能な測定器である。この測定器は一般撮影領域と乳房撮影領域の管電圧を測定可能な測定器であったが、NERO 6000B 同様高エネルギーほど高い値を示す傾向があった。

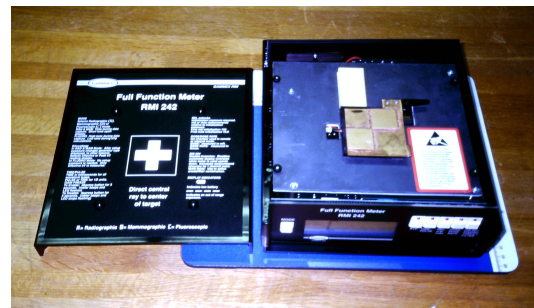


図9 RMI 242

*Unfors Mult-O-Meter シリーズ(図10)

これはUnfors 社が開発した機能限定の測定器で、一般撮影用、歯科用、乳房撮影用、X線CT用、透視撮影用と目的用途に分かれ従来の非接続形測定器より比較的廉価な測定器であった。測定項目も管電圧、照射線量、照射時間、線量率、そしてオプションのクランプ形管電流計をつけたシリーズだと管電流や管電流時間積測定まで可能であった。測定精度も比較的高く $\pm 3\%$ 程度であったが、依然として高エネルギーでのエネルギー依存性を有していた。



図10 Unfors Mult-O-Meter 外観

＊NERO mAx (図 11)

これは Victreen 社が NERO 6000B の後継機種として開発した測定器で、管電圧測定の方法は従来と同じように異なる 2 種類の厚さの銅板を用いて、使用するエネルギーごとに組合せを選ぶ方式を踏襲していた。乳房撮影領域では若干のエネルギー依存性が残っていたが、一般撮影領域における測定精度は向上しており $\pm 1\%$ 程度と高精度であった。さらに X 線出力波形から管電圧波形を推定することが可能であったが、サンプリング周波数の影響で高周波インバータ装置 (およそ 8 kHz) 程度以上になると、異常波形が生じない限り、正しい管電圧波形の描出は困難であった。

＊ DIAVOLT (図 12)

この測定器は PTW 社が開発した非接続形測定器で、最大の特徴は Practical Peak Voltage (PPV) の測定を可能にしたことである。この PPV とは一般撮影領域において 10cm の PMMA とコントラスト物質として 1.0mm の Al を透過する空気カーマ比が同一となる管電圧値であり、いかなる管電圧波形を有していても、コントラストが同一となる管電圧値と定義されている。定電圧装置 (管電圧リプル百分率 0%) を基準としている値である。PPV を直接接続形測定波形から算出した値とも比較したが、一般撮影領域では $\pm 1\%$ 程度と高精度であった。ただし乳房撮影領域では全ての領域で低く ($-2\sim-4\%$) 出てしまった為、校正することで精度向上が考えられる測定器であった。

＊TNT12000 (図 13)

この測定器は FLUKE が開発した非接続形測定器で、この頃の機種からエネルギー依存性に対するアクティブ補償と半価層測定が可能となった測定器が増え始めた。その為測定精度は飛躍的に向上し、管電圧測定精度だけでなく、照射線量の測定精度も向上している。また、乳房撮影領域での半価層測定も可能であるため、得られた値を計算することにより 1 回の照射で平均乳腺線量の算出も可能である。

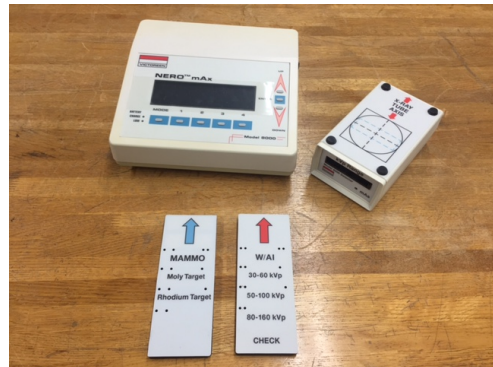


図 11 NERO mAx



図 12 DIAVOLT



図 13 TNT12000

＊ThinX RAD (図 14)

これはUnfors Raysafe 社が Mult-O-Meter シリーズの後継機種にあたる測定器で一般撮影領域に特化した非接続形測定器である。他社の測定器と比較してとても廉価で精度も高い(管電圧 $\pm 2\%$ 以下, 照射時間 1%以下, 照射線量 5%以下, 半価層測定偏差は最大で 0.2 mmAl) ため, 日常の精度管理には必要十分なスペックである。



図 14 ThinX RAD

＊Rapidose

この測定器はRadcal 社製の多機能非接続形測定器である。以前は 4081 といった, 管電圧測定単独機能の測定器と電離箱線量計をセット販売していたが, 半導体のみで照射線量から管電圧, 照射時間, 半価層測定などを可能にした機種である。測定精度は近年他社と比較しても同等の高性能測定器であり, 検出部も小型なことから X 線 CT のビーム成形フィルタの推定など様々な分野で活用可能な測定器である。



図 15 Rapidose

＊RaySafe X₂

これはUnfors Raysafe 社が ThinX RAD の上位機種として Xi という機種を Mult-O-Meter の筐体を用いて販売していたが, 新たに開発されたタッチパネル式の簡便な測定器である。1 つの画面で 9 つ測定項目を表示することが可能で, 管電圧波形の推定や X 線出力波形の解析なども可能である。検出部は一般撮影領域用と乳房撮影領域用, X 線 CT, そしてモニタの品質管理に使用可能な輝度計もオプションで用意されている。測定精度は近年他社と比較しても同等の高性能測定器であるといえる。



図 16 RaySafe X₂

非接続形測定器の今後

操作煩雑な測定器が多い中, 操作が簡便な高精度測定器が増え, ますますユーザインターフェースの優れた測定器が登場してくると予想される。非接続形測定器の特徴を理解して使用することにより, 日常の精度管理だけでなく医療被ばく管理にも簡便に測定可能な測定器であるといえる。

参考文献

- 1) Gilbertson JD and Fingerhut AG : Standardization of Diagnostic X-ray Generators, Radiology, 93, 1033-] 036, 1969.
- 2) 青柳泰司 : 医用 X 線装置発達史, 恒星社厚生閣, 2001, 東京.
- 3) 青柳泰司 : X 線装置とその計測技術について, 日本放射線技術学会雑誌, 第 44 巻, 第 6 号, P665-699, 1988

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「 計算による入射表面線量の評価 」

Estimation of entrance surface doses for common
X-ray diagnostic examinations by means of computation.

茨城県立医療大学
佐藤 斉

1. はじめに

放射線診断検査における「最適化」は、患者に対する被ばく線量の低減と画像情報の維持・向上を図ることである。この目的を達成するためのツールの1つとして診断参考レベル (diagnostic reference level: DRL)が用いられる。国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiological Protection: ICRP) は、DRL には容易に測定される線量を適用することとしており¹⁾、通常は空気中の吸収線量あるいは単純な標準ファントムや代表的な患者の表面の組織等価物質における吸収線量などが用いられる。

日本国内において、医療被ばく研究情報ネットワーク (Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME) が2015年6月にDRLs 2015を示した²⁾。J-RIMEが提案したDRLは、X線CT検査では、成人頭部ルーチンをはじめとする6種類の検査と小児の頭部、胸部、腹部の3種類の検査であり、CTDI_{vol}(volume computed tomography dose index)とDLP(dose length product)の値で示している。一般X線撮影では、18種類の検査部位について入射表面線量の値で示しており、また、歯科領域の口内法X線撮影では8種類の部位について患者入射線量(patient entrance dose: PED)、マンモグラフィでは平均乳腺線量、IVRではIVR基準点線量率、さらに、核医学検査では63種類の検査別に放射性薬剤の投与量として示している。

いずれも、各医療施設におけるそれぞれの典型的な値と比較し、施設の線量がDRLの値を超えている場合に、最適化のための見直しを行うためのツールとして用いるものである。

一般X線撮影のDRLの値に用いられた入射表面線量は、X線撮影に用いるX線ビームの中心軸と、患者の皮膚入射面との交点位置(入射点)における空気カーマで、後方散乱による空気カーマを含んだ値として定義される。

2. 一般X線撮影の線量推定

各医療施設において、一般X線撮影の入射表面線量とDRLの値とを比較する場合には、線量計を用いて得られた測定量が基本となる。通常、一般X線撮影の入射表面線量の測定では、検出器として電離体積が数 cm^3 の電離箱やシリコン半導体検出器などの校正された線量計を用いる。X線管焦点から一定距離の場所に検出器を配置して空気カーマを測定し、一般X線撮影の検査に適用する撮影距離と標準体厚に対する距離の補正、撮影管電圧に対応する半価層と照射野サイズをパラメータとして求めた後方散乱係数により入射表面線量を求める。

線量計を保有していない場合など、適切に線量測定を実施することが困難な施設では、当面の対応策として、森教授(元鈴鹿医療科学大学)らが提案したNDD(Numerical Dose Determination)

法^{3,5)}をはじめとする被ばく線量を計算するソフトウェアなどにより求めた値や、装置の表示値を代用するとされている。

計算により一般 X 線撮影の入射表面線量を評価する手段はいくつか報告されている^{3,7)}。いずれもパーソナルコンピュータ(personal computer: PC)を用いて、X 線出力に関係する X 線撮影条件をパラメータとして用いて計算するものである。ここでは、医療施設での一般 X 線撮影における入射表面線量と DRL とを比較することを目的として、計算により入射表面線量を評価するツールとして開発された NDD 法を中心に紹介する。

3. NDD 法

一般 X 線撮影の入射表面線量を算出する方法として、NDD 法が広く用いられてきた。NDD 法とは、X 線撮影のパラメータ、すなわち、管電圧(kV)、管電流時間積(mAs)と X 線管焦点 — 皮膚間距離(FSD)、総ろ過などの X 線照射量に関するパラメータを基に、患者表面の X 線入射点における入射表面線量を求めるものである。入射表面線量は、後方散乱を含む空気カーマで、ICRP の診断参考レベルの考え方^{1,8-10)}や国際原子力機関による基準¹¹⁾などで用いられる値である。

NDD 法は、1884 年に茨城県放射線技師会・日本放射線技術学会茨城支部の被曝低減委員会 NDD 研究班(班長：森 剛彦)によって提案されたもので、3 相方式の X 線発生装置を用いて測定した値から、管電圧と総ろ過に着目してそれぞれを係数化した表を与えたものである(図 1)。係数表から撮影条件に対応する値を引き、単純な乗算式で表面線量を求めることができ、電離箱線量計による測定値とも概ね一致する。

$$D(\text{mGy}) = 6.5 \times kV(f) \times \text{総ろ過}(f) \times \text{mAs} \times (1/\text{FSD})^2 \times 0.88 \times 10^{-2}$$

- ① D(mGy) : 三相全波装置による表面線量
- ② 6.5 : 定数
- ③ kV(f) : 管電圧補正係数
- ④ 総ろ過(f) : 総ろ過補正係数
- ⑤ mAs : 管電流(mAs)×撮影時間(sec)
- ⑥ 1/FSD(m) : 焦点—皮膚間距離(単位：m)
- ⑦ 0.88×10^{-2} : 吸収線量変換係数(mR—mGy変換係数)
- ⑧ 単相全波装置：D(mGy)に0.6を乗ずる

管電圧補正係数 kV(f)

kV	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
係数	0.144	0.267	0.444	0.681	1.00	1.37	1.82	2.28	2.74	3.19	3.65

総ろ過補正係数 総ろ過(f)

kV		40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
総ろ過	1.5mm Al	2.41	2.24	2.09	1.96	1.86	1.76	1.68	1.60	1.53	1.47	1.41
	1.9mm Al	1.82	1.73	1.64	1.58	1.52	1.46	1.42	1.37	1.33	1.30	1.27
	2.2mm Al	1.59	1.52	1.47	1.42	1.38	1.34	1.31	1.28	1.25	1.22	1.20
	2.4mm Al	1.42	1.37	1.33	1.30	1.27	1.24	1.22	1.20	1.18	1.16	1.15
	2.7mm Al	1.27	1.24	1.21	1.19	1.17	1.15	1.14	1.12	1.11	1.10	1.09
	3.2mm Al	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0	1.0
	3.8mm Al	0.808	0.830	0.847	0.862	0.875	0.886	0.896	0.905	0.914	0.921	0.928
	4.2mm Al	0.684	0.717	0.745	0.768	0.789	0.806	0.822	0.837	0.840	0.862	0.873
	4.6mm Al	0.557	0.608	0.649	0.683	0.714	0.740	0.764	0.785	0.805	0.823	0.840
	5.0mm Al	0.448	0.510	0.562	0.605	0.643	0.676	0.706	0.732	0.757	0.780	0.800

図1 NDD 法の概要(文献4 p.12 より)

3. NDD-M

1884 年に開発された NDD 法は 3 相 X 線発生装置の係数を与えており、1990 年以降に普及が進んだインバータ方式 X 線発生装置に対応する必要があった。そこで、NDD 法の原理を利用し、NDD 法に準じたインバータ方式の X 線装置用の係数表を改めて算出し、多数のアンケート調査データの連続計算ができるように PC (PC-9810 : NEC)用のソフトウェア NDD-M(Numerical Dose Determination-Modify)が作成された⁴⁾。1996 年に、この NDD 法を用いて全国調査が実施され、その結果に基づいた X 線診断における線量ガイダンスレベルの提案¹²⁾が行われた。

その後、NDD-M を MS-Excel のマクロに移植した NDD-M for MS Excel として茨城県診療放射線技師会(<http://www.iart-web.org/>)から配布された。ホームページからのダウンロードを含めて、これまでに全国の 1,200 を超える利用登録がされており、関係者の努力には頭が下がる。

NDD-M で使用している係数表は、照射野サイズが縦 252 mm×横 303 mm の 4 切サイズの場合に限定されており、その条件下では電離箱線量計による測定値との差異は概ね±10%以下である。

その後の調査結果では照射野サイズが大きい場合には過小評価となる場合があることが確認されている。また、X 線管焦点や、高圧ケーブルの劣化などを含めて、装置状態により X 線出力は変化する。そのため、適正に保守管理された X 線装置においても、入射表面線量の実測値と計算値との差異が±20 %程度になる場合があることが実験的に確認されている。

Microsoft Excel - Book1

ファイル(F) 編集(E) 表示(V) 挿入(I) 書式(O) ツール(T) データ(D) ウインドウ(W) ヘルプ(H)

75% Times New

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	NDD法によるX線検査における患者表面入射線量の推定 【NDD-M for Excel2000】										メニュー: CTRL+m
2	(社)茨城県放射線技術協会:放射線管理委員会&被曝低減委員会										計算 : CTRL+n
3	No.	装置種別	管電圧	管電流	時間	焦点-皮膚距離	総ろ過(1.5~9.0mmAl)			表面線量	
4		1:単相 2: インバータ 3:3 相	[kV]	[mA]	[sec]	[cm]	管球ろ過	絞りろ過	付加ろ過		
5			[kV]	[mA]	[sec]	[cm]	[mmAl]	[mmAl]	[mmAl]	[mmCu]	[mGy]
6	1	1	120	100	0.04	180	1.5	2.5	1.0	0.1	0.055
7	2	2	85	100	0.13	83	1.5	2.5	1.0	0.1	0.688
8	3	3	140	100	0.04	160	1.8	2.5	2.0	0.1	0.147
9	4	2	58	200	0.04	92	1.5	2.5	1.0	0.1	0.118
10	5	1	76	400	0.40	84	2.0	2.5	1.0	0.1	2.792

Microsoft Excel

5 件を計算

OK

NDD-M(CTRL+m)

☒ 計算シート作成

☒ 計算(CTRL+n)

☒ 終了

図2 NDD-M for MS Excel の実行画面

4. EPD

放射線防護上の観点から、事前に線量を予測して、さらに検査後にはその照射情報の記録と確認を適確に行えるようなシステムが望まれていた。NDD 法に改良を加え、X線撮影装置から X 線照射パラメータの設定値を自動取得して線量を算出表示する X 線撮影システムが開発された¹³⁾。

設定した撮影パラメータから、操作コンソールと撮影室内システムモニタ上に患者線量を表示し、さらに撮影後には X 線装置がフィードバックする実出力のパラメータを基に表面線量を算出し、その計算結果を DICOM3.0 規格で放射線情報システム(Radiology Information System: RIS)に通知するシステムである。

この計算システムは、X 線撮影装置または RIS などに組み込むことを前提としていたが、これまでの NDD-M と同様に PC ベースで利用することを可能とするために、新たなソフトウェアとして EPD(Estimation of patient dose in diagnostic X-ray examination)が開発された (図3)。医療施設に設置されている X 線装置の状態は様々であり、X 線出力は同一ではない。主要なメーカー 3 社の X 線装置 12 台を用いた電離箱線量計による測定値と EPD による算出値の差異を図4に示した。

図のように、管電圧により差異の大きさは異なるが、過小評価を避けるために全体的にやや多めに表面線量が算出されるような係数が設定されている。また、実測値と算出値との差異の傾向をできるだけ平坦にすることが望ましいため、現在も係数の解析と改良が進められている。

X線出力は、X線装置の設置状態と、使用状況や装置管理の状態などにより異なる。EPDは補正係数を設定することができるため、それぞれの施設で各X線装置のX線出力を測定することが可能な場合には、あらかじめ用意された表に補正係数を入力しておき、より現実的な入射表面線量の算出値を得ることができる。

4. おわりに

NDD法は線量計を保有していない医療施設で、一般X線撮影による表面線量を求め、診療放射線技師が最適化手法を検討するために開発された。これらの計算により表面線量を求める手法は、任意の撮影条件を入力して表面線量の違いを検討することができる。

DRLsの設定目的とする、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を知り、防護の最適化手法を検討して、その効果を検証したりするための線量適正化ツールとして活用することができる。

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

ファイル(F) 編集(E) 表示(V) ヘルプ(H) 装置 1: インバータ 2: 三相 3: 予備

No.	検査部位	体厚 (cm)	装置 1/2/3	管電圧 (kV)	管電流 (mA)	時間 (sec)	FFD (cm)	照射野 X (cm)	照射野 Y (cm)	Al濾過 (mmAl)	総濾過 (mmAl)	表面線量 (mGy)
1	1 頭部(正面)	18.0	1	70.0	200.0	0.1	120.0	24.0	28.0	2.5	2.5	1.0934
2	2 頭部(側面)	16.0	1	70.0	200.0	0.06	100.0	23.0	30.0	2.5	2.5	0.9673
3	3 頸椎(正面)	20.0	1	75.0	200.0	0.05	150.0	15.0	25.0	2.5	2.5	0.4009
4	4 頸椎(側面)	20.0	1	75.0	200.0	0.05	120.0	15.0	43.0	2.5	2.5	0.6825
5	5 胸椎(正面)	30.0	1	70.0	200.0	0.08	120.0	18.0	43.0	2.5	2.5	1.1237
6	6 胸椎(側面)	20.0	1	70.0	200.0	0.16	100.0	20.0	35.0	2.5	2.5	2.8443
7	7 腰椎(正面)	18.0	1	70.0	200.0	0.16	120.0	35.0	35.0	2.5	2.5	1.7647
8	8 腰椎(側面)	26.0	1	80.0	200.0	0.2	120.0	35.0	35.0	2.5	2.5	3.6183
9	9 胸部(正面)	20.0	1	120.0	200.0	0.023	200.0	35.0	35.0	2.5	2.5	0.2584
10	10 胸部(側面)	30.0	1	120.0	200.0	0.063	200.0	35.0	35.0	2.5	2.5	0.7934
11	11 腰部(正面)	18.0	1	70.0	200.0	0.16	150.0	35.0	35.0	2.5	2.5	1.0537
12	12 骨盤(正面)	20.0	1	70.0	200.0	0.1	120.0	43.0	38.0	2.5	2.5	1.1594
13	13 股関節(正面)	18.0	1	70.0	200.0	0.1	140.0	20.0	55.0	2.5	2.5	0.7636
14	14 大腿部	15.0	1	70.0	200.0	0.08	100.0	12.0	30.0	2.5	2.5	1.2432
15	15 膝関節	7.0	1	50.0	200.0	0.028	100.0	12.0	30.0	2.5	2.5	0.1682
16	16 足関節	12.0	1	50.0	200.0	0.032	100.0	10.0	35.0	2.5	2.5	0.2137
17	17 前腕部	5.0	1	50.0	200.0	0.025	100.0	5.0	20.0	2.5	2.5	0.138
18	18 手指部	2.0	1	40.0	200.0	0.005	120.0	24.0	28.0	2.5	2.5	0.0112
19	21 0歳胸部	8.0	1	60.0	200.0	0.016	200.0	25.0	30.0	2.5	2.5	0.035
20	22 3歳胸部	10.0	1	100.0	400.0	0.008	200.0	35.0	35.0	2.5	2.5	0.1146
21	23 5歳胸部	15.0	1	120.0	200.0	0.01	200.0	25.0	35.0	2.5	2.5	0.1066

図3 EPDの実行画面

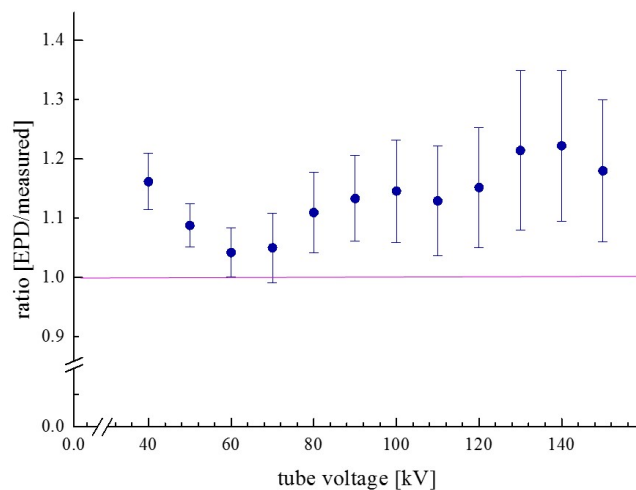


図4 電離箱線量計による測定値とEPD算出値の差異

文献

- 1) ICRP, 2007b. Radiological Protection in medicine. ICRP Publication 105, Ann. ICRP.37(6) 2007
- 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. 医療放射線防護連絡協議会, 日本医学物理学会, 日本医学放射線学会, 日本核医学会, 日本核医学技術学会, 日本歯科放射線学会, 日本小児放射線学会, 日本診療放射線技師会, 日本放射線影響学会, 日本放射線技術学会, 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME), 2015.
- 3) 森 剛彦, 村田 勉, 高橋雪夫, 他. X 線診断領域の表面線量測定と簡易換算法. 茨城県放射線技師会・日本放射線技術学会茨城支部冊子, 1984
- 4) 茨城県放射線技師会被曝低減委員会. X 線診断領域における患者の表面入射線量簡易換算法- NDD 法. 茨城県放射線技師会冊子, 1996
- 5) 加藤秀起, 藤井茂久, 吉見勇治. 診断用 X 線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日本放射線技術学会雑誌 2009;65(10):1400-1406
- 6) 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
- 7) Servomaa, A. and Tapiovaara, M. Organ Dose Calculation in Medical X-ray Examinations by the Program PCXMC. Radiat. Prot. Dosim 1998;80(1-3): 213-219
- 8) ICRP, 1996a. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73, Ann. ICRP.26(2) 1996
- 9) ICRP, 2004a. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93, Ann. ICRP.34(1) 2004
- 10) ICRP, 2007b. Radiological Protection in medicine. ICRP Publication 105, Ann. ICRP.37(6) 2007
- 11) IAEA. International Basic Safety Standards for Protection Sources, Safety Series 115. STI/PUB/996. International Atomic Agency, Vienna, Austria. 1996
- 12) 森 剛彦, 武藤 裕衣, 佐藤 斉, 長谷川光昭. 線診断撮影条件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案. 日本医放会誌 2000;60(7):389-395. 2000
- 13) 佐藤斉, 風見ひろみ, 長谷川光昭, 他. 患者線量自動算出 X 線撮影システムの開発. 日本放射線公衆安全学会雑誌 2008 ; 5 : 3-12

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「血管撮影・IVR：装置表示値の利用」

Angiography and IVR : Utilizing machine indication dose

山梨大学医学部附属病院 放射線部

坂本 肇

1. はじめに

DRL(Diagnostic Reference Level)は、放射線診断における防護の最適化を推進するため、ICRP Publ.73(1996)で勧告し、多くの地域や国々で用いられ、我が国では「診断参考レベル」として2015年6月「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」としてDRLs2015が発表された。IVR領域では装置の透視線量率として線量値が設定され、血管撮影・IVR時の最適化の推進が期待されている。IVR領域での設定された線量値は、ファントムを用いての線量測定が必要となるが、最近のIVR装置には装置へ線量が表示されるシステムとなっている。そこで、DRLs2015により規定された測定手順に従った線量測定値と装置が示す線量表示値との関係について調べ、装置表示値の利用について検証する。

2. DRLs2015での血管撮影・IVR領域の線量測定方法

DRLs2015での血管撮影・IVR領域の線量測定方法は、DRLでの線量設定の特徴である「標準的な体型の患者や標準ファントムにおける線量分布のパーセントタイル」、「患者やファントム表面の空気や組織等価物質の吸収線量を用いる」を踏まえた方法で測定している。測定方法の手順を以下に示す。

- 1) X線焦点—検出器間距離(SDD)は測定目的の検査・IVRに使用している距離とする。なお、一般的な測定ではSDDを100cmとする。
- 2) 検査テーブル上に被写体としてPMMA(polymethyl-methacrylate)20cmを用い、図1の幾何学的配置にて線量計とファントムが密着(近接)するようにセットする。これは、測定において被写体からの後方散乱の影響を加味した線量値が必要のためである。
- 3) 線量計の測定中心をインターベンショナル基準点(interventional reference point)にセットする。インターベンショナル基準点へは、アイソセンタへ線量計がセットされた状態からX線管側へ15cm近づける。なお、測定基準点としたインターベンショナル基準点は、成人の心臓領域の検査に適用され、IEC(international electrotechnical commission)やJIS(japanese industrial standards)の改訂により名称が患者照射基準点(patient entrance reference point)へ変更されたが、本稿では旧名称のインターベンショナル基準点を用いる。
- 4) 検出器のサイズ、透視プロトコール、パルスレートは目的の検査・IVRで使用している設定にする。
- 5) 1分間の透視を行い、後方散乱線を含んだ線量率を測定する。

3. IVR 装置の表示線量

装置に表示されている線量は、その表示が「どの場所」における「どの様な線量」であるかを明確にしなければならない。IVR 装置における表示線量は、2000 年に作成された IEC 60601-2-43 での医用電気機器パート 2-23：インターベンショナルプロセジャー用 X 線装置の安全に関する個別要求事項（日本では 2005 年に JIS Z 4751-2-43，IVR 用 X 線装置—安全）において規格化された。規格では、「どの場所」をインターベンショナル基準点とし、「どの様な線量」を基準空気カーマ（reference air kerma）としている（図 2）。なお、基準空気カーマは基準点での自由空気中空気カーマとしている。そして、X 線照射中（装置が負荷状態）では基準空気カーマ率を表示し、負荷状態でない間は透視と撮影の空気カーマの合計である積算基準空気カーマを表示するようなシステムとなっている。

4. DRLs2015 での線量測定値と装置表示値の比較

DRLs2015 での線量測定値（図 1）と装置表示値（図 2）の比較において、「どの場所」は両者ともインターベンショナル基準点と同位置であるが、「どの様な線量」について前者はファントム表面の入射表面線量であり、後者は自由空気中の入射線量となる。この違いにより両者は同じ線量値にはならない。

入射表面線量と入射線量との関係は、入射線量である自由空気中空気カーマ値に検査テーブル（テーブル上のマットなどを含む）の X 線吸収補正を行い、被写体からの後方散乱係数を乗ずることにより入射表面線量を求めることができる。両者を関係式にて以下に示す。

$$\text{ESD} = \text{Kair} \times T \times \text{BSF} \quad \text{——— (式 1)}$$

ESD：入射表面線量 (mGy) (Entrance Surface Dose 図 1 の測定値)

Kair：装置表示値 (mGy) (図 2 の入射線量)

T：検査テーブルの吸収補正係数

BSF：後方散乱係数

ここで検査テーブルの吸収率（一般的な吸収率）を 15%，後方散乱係数を 1.3 とすると式 1 は

$$\text{ESD} = \text{Kair} \times T \times \text{BSF} = \text{Kair} \times 0.85 \times 1.3 = \text{Kair} \times 1.11$$

となり、両者の関係は $\text{ESD} / \text{Kair} = 1.11$ と想定される。なお、検査テーブルの X 線吸収率、後方散乱係数は使用管電圧により変化するため、特定の係数を用いた場合には比較誤差の要因となる。

実際に電離箱線量計を用いて測定した実測値と装置表示値の関係について「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資料」を基に図 3 に示す。図 3 は 229 装置において、縦軸を実測値 (ESD)、横軸を装置表示値 (Kair) として比較し、両者の関係は $y = 0.91x + 2.02$ となり $r = 0.91$ であった。この結果より、両者には強い相関が認められることから、各施設にて使用している装置の実測値と表示値を比較しておくことにより、装置表示値から実測値を推定することが可能であると考えられる。また、このデータを用い計算した ESD / Kair の平均値は 1.17 となり、想定していた値 (1.11) に近い結果となったが、最小値 0.48、最大値 2.3 と大幅に異なる装置も存在しているため装置表示線量値の精度管理も重要となる。

5. まとめ

IVR 装置の表示線量値を DRLs2015 の測定値として利用する場合、表示値である入射線量と DRL として用いる入射表面線量との違いを理解することが重要となる。そして、両者を比較することにより装置表示値を利用することが可能となる。しかし、装置表示線量の誤差やメーカーによる表示方法の違いなども問題となることが示唆された。

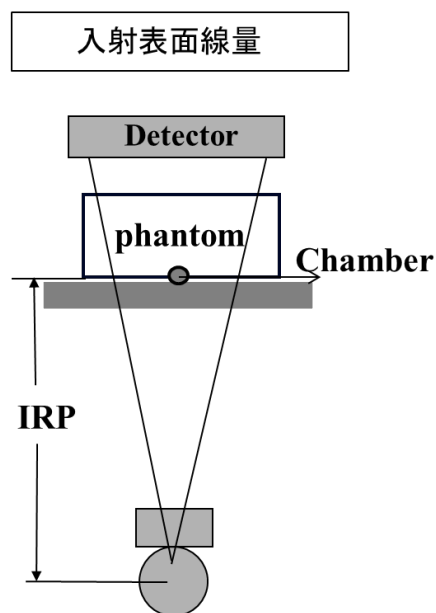


図1

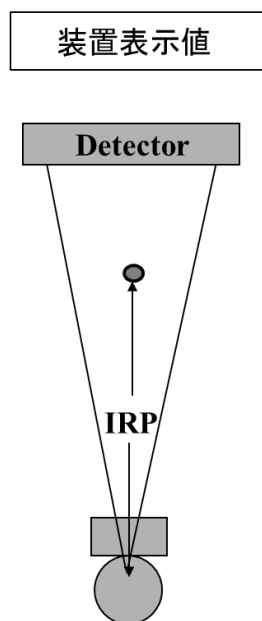


図2

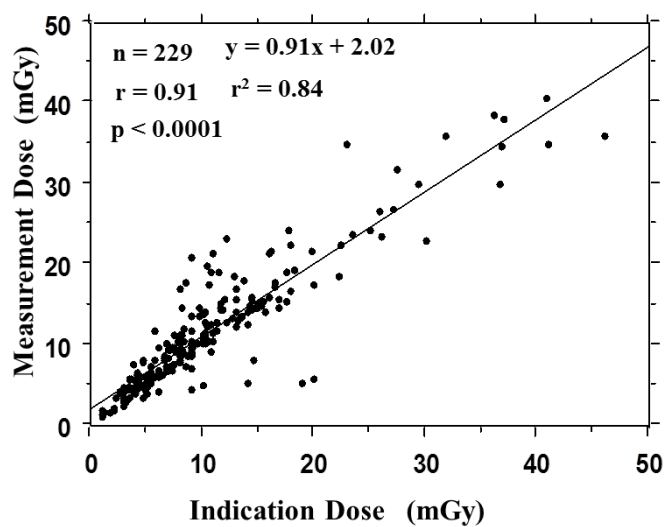


図3

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「マンモグラフィ：装置の表示値との精度」

Accuracy of average glandular dose for mammographic X-ray equipment

慶應義塾大学病院 放射線技術室

根本 道子

【はじめに】

2015年に医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）および関連学会・団体から公表された「最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定」によると、医療現場でのDRLsについて、施設で用いている典型的な線量が最適化されているかどうかを判定するために活用し、その際求めるのは最高の画質ではなく、各々の診断に必要な十分な画質である、目的は最適化であって線量低減ではない、と示されている。

マンモグラフィでは比較的放射線感受性の高い乳腺にX線を照射すること、また診断に必要十分な画質が高いレベルのものであることなどから、他のモダリティよりも早い時期より被ばく線量や撮影装置など検査システム全体の精度管理の重要性が提唱されてきた。

線量最適化の推進のためには各施設で実際に半価層や吸収線量を測定し平均乳腺線量を算出して、DRLs 2015の示すマンモグラフィでの平均乳腺線量2.4 mGyと照合し、それによって装置の設定などを調整する必要があるが、線量計を有していない施設では容易にできることではない。このような場合、FPD使用のマンモグラフィ装置ではX線照射毎に平均乳腺線量の概算値を表示する機能が備わっている場合が多いため、その表示値を代用することが考えられる。

しかし、DRLsの設定に使用された測定法が、各装置での表示値算出に採用されている測定法と異なる場合もあり、測定値より算出した値と表示値との間に誤差が生じる可能性が高く、その精度を把握する必要がある。

【目的】

装置の表示値を用いてマンモグラフィでのDRLを検証する場合の注意点を明確にするために、測定値より算出した平均乳腺線量の値と表示値とを比較し、表示値の精度について調査し報告することを目的とした。

【方法】

まず、測定値より算出した値と表示値との間の誤差要因について検討した。

次に、その要因の中で、測定法や算出法の違いによる誤差への影響を調査するために、DRLsに採用されているデジタルマンモグラフィ品質管理マニュアル（編集：NPO法人マンモグラフィ検診精度管理中央委員会）に準じた測定法で得られる半価層や平均乳腺線量の値と、ACR法に準じた測定法で得られるそれらの値について、比較を行った。

更に、ターゲット/フィルタ材の違いでどのような違いが生じるか、また、同じ機種において装置間でどのような違いが生じるか、と言う点についても比較した。

測定および算出においては、各ガイドラインを参照し、それに従った。

【結果・考察】

実測値より算出した値と表示値との間の誤差に影響を及ぼす主な要因として、以下が挙げられる。

- 1) 測定時の機器配置
- 2) 算出式および算出に使用する係数
- 3) ガイドライン改訂に伴う測定法や係数の変更と表示値への適用
- 4) 検出器上面での X 線強度分布
- 5) 線量計
- 6) 半価層測定でのアルミニウム
- 7) ファントム
- 8) X 線発生装置の精度
- 9) 測定手技や補助具などの精度

1) 測定時の機器配置 については、図 1, 2 に示すような違いがあり、それによって入射空気カーマの値が異なるが、その値に対応した算出式を使用する。同じ算出式を使用する EUREF 法と IAEA 法とで、線量計の位置などが異なる点は注意すべきである。

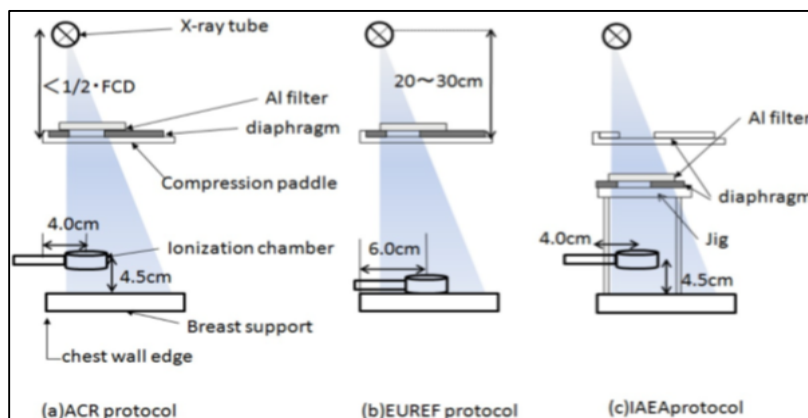


図 1. 半価層測定の配置

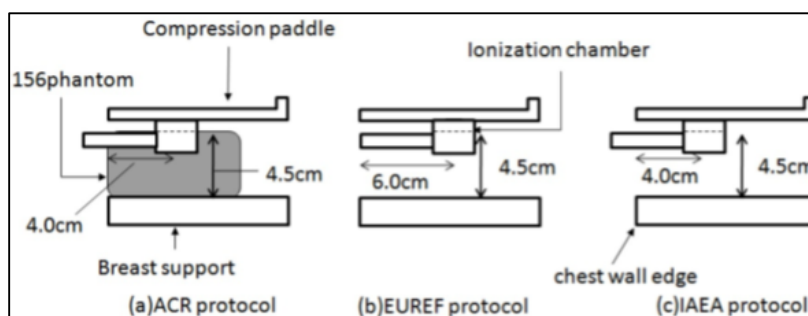


図 2. 平均乳腺線量算出用の入射空気カーマ測定の配置

(図 1 および 図 2 引用 : Examination of dose evaluation method for mammography: comparison of ACR, Euref and IAEA. T. Otsuka et al. ECR 2011)

2) 算出式および算出に使用する係数 について、ACR 法では Wu の式の算出式に Sobol の式で求められる平均乳腺線量の換算係数を使用し、EUREF 法と IAEA 法では Dance の式およびそれに付随して提供されている各係数を使用している。Wu の式と Dance の式を以下に示す。係数についての詳細は割愛するが、式で示されている場合とデータテーブルで示されている場合があり、どのようにして算出に用いる係数を決定するかによっても、誤差が生じる可能性がある。

Wu の式： $AGD = D_{gN} \times X_{ESE}$

AGD：平均乳腺線量 (mGy)

D_{gN} ：平均乳腺線量の換算係数 (mGy/R)

X_{ESE} ：皮膚表面入射線量 (R) $1 \text{ (R)} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ (C/kg)}$

Dance の式： $D = K g c s$

D：平均乳腺線量 (mGy)

K：乳房皮膚面への入射空気カーマ (mGy)

g：50% 乳腺・50% 脂肪の乳房における平均乳腺線量の変換係数 (mGy/mGy)

c：乳腺含有率の補正係数

s：線質の補正係数

3) ガイドライン改訂に伴う測定法や係数の変更と表示値への適用 については、時間的にずれが生じる。図 1, 2 に示す配置にも、現時点でのガイドラインとはわずかなずれがあり、2016 年 10 月時点での EUREF 法による平均乳腺線量を求める際の線量計の検出器実効入射面は、PMMA の上面と同じ高さへ設定することとなっており、40 mm の PMMA を使用する場合、乳房支持台上面から検出器実効入射面までの距離も 40 mm となる。改訂版 2016 ACR デジタルマンモグラフィ品質管理マニュアルも 2016 年 8 月 1 日に公開された。

即ち、評価対象の撮影装置において、どの時点でのどんなガイドラインやマニュアルを根拠として表示値を算出しているかと言う点も、誤差の要因となり得ると考える。

4) 検出器上面での X 線強度分布 については、ターゲット/フィルタ材の組み合わせが同じ X 線発生装置であっても、図 3 に示すように機種の異なる装置間では X 線強度分布が異なる。

また、同じ機種の装置であっても、図 4 に示すように、X 線強度分布にはわずかな差が生じる。

更に、図 5 では、ターゲット/フィルタ材が異なると X 線強度分布も大きく変化することが分る。

図 3, 4, 5 については、共同実験として携わった実験のデータ（デジタル乳房トモシンセシスにおける平均乳腺線量の測定位置の検討：秋葉保奈美）より引用した。乳房支持台上に撮影装置内の FPD とは別の FPD を配置し、日常点検での撮影条件にて X 線照射したデータを収集し作成した X 線強度分布である。

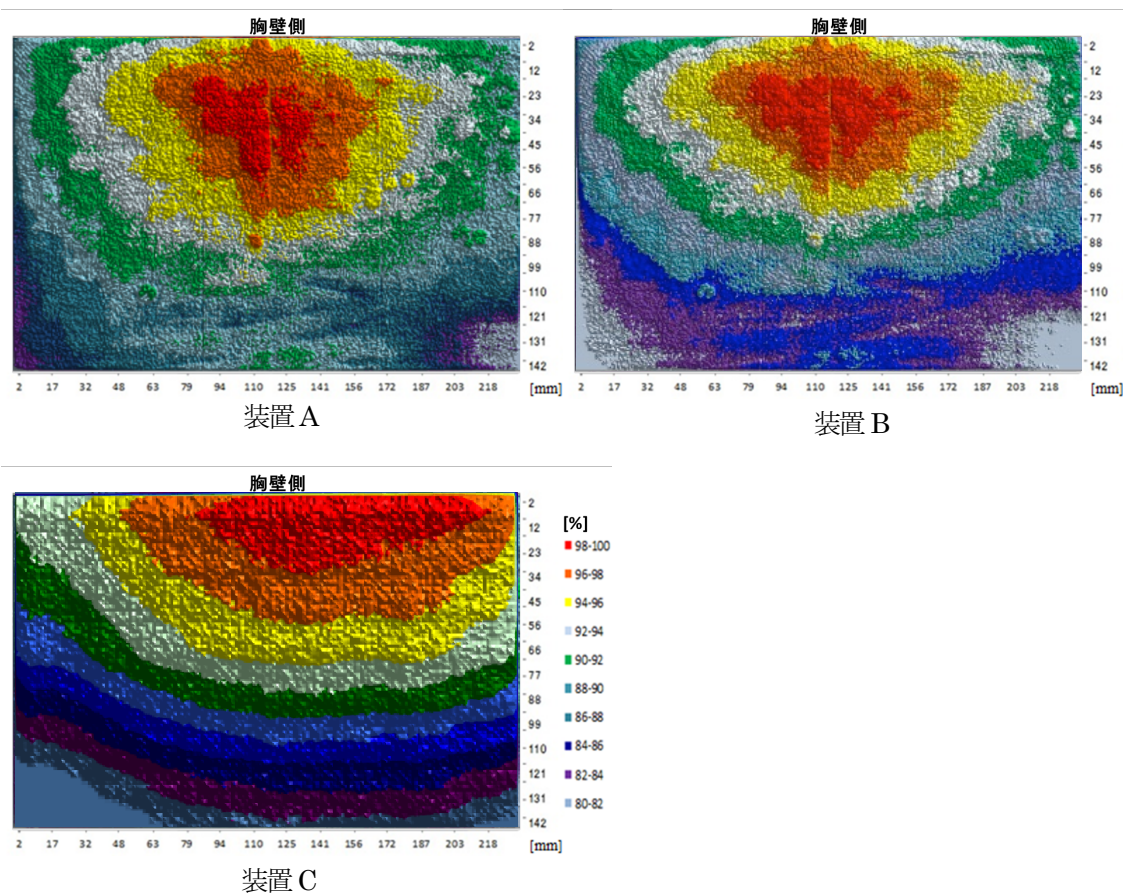


図3. Mo / Mo 使用の異なる機種での乳房支持台上面における X 線強度分

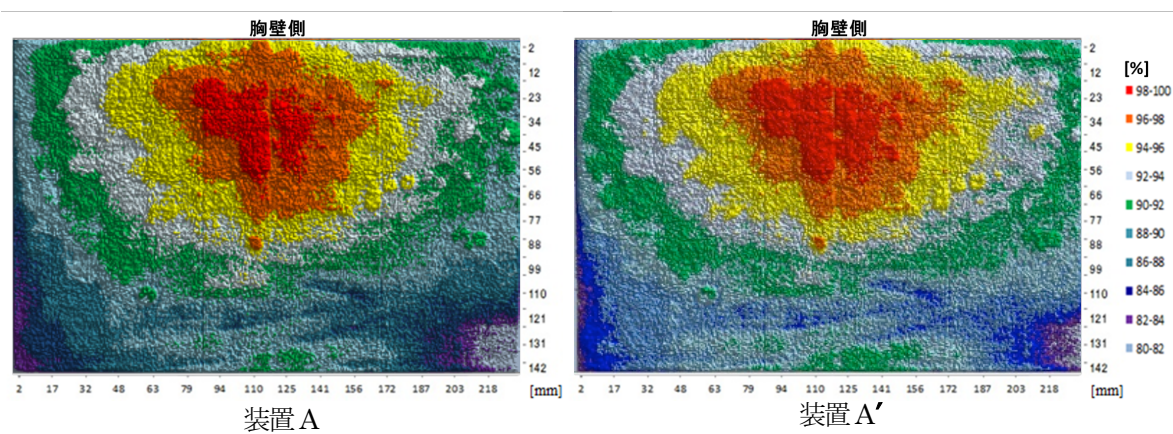


図4. Mo / Mo 使用の同機種で異なる装置での乳房支持台上面における X 線強度分

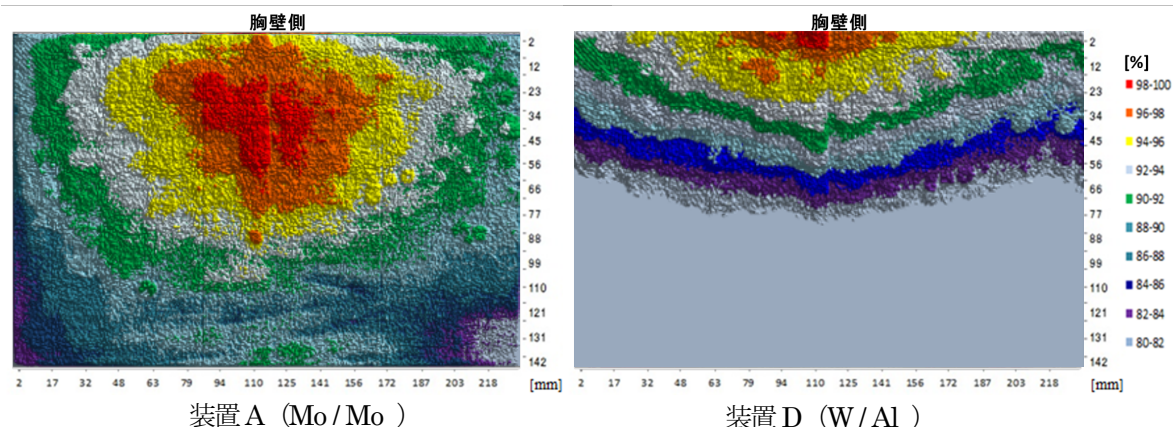


図 5. ターゲット / フィルタ材 の異なる装置での乳房支持台上面における X 線強度分

5) 線量計 について，マンモグラフィではシャロー型電離箱線量計が多く用いられてきたが，最近のガイドラインには半導体検出器の線量計を想定した測定配置図が掲載されている．どちらの使用を推奨するかについては言及されていない．線量計についてはエネルギーや方向などに対する依存性があり，また，校正が必要である．校正されていない線量計の使用は，計測値の信頼性を低下させる．

6) 半価層測定でのアルミニウム，7) ファントム，8) X 線発生装置の精度，9) 測定手技や補助具などの精度 については，いわゆる機器の個体差や測定者の熟練度によるものであるが，Dance によると，PMMA を用いて算出される平均乳腺線量の不確実性として典型的なものは，線量計校正 5 %，AEC および線量計再現性 2 %，半価層における 3 % の不確かさに起因する g 係数 (Dance の式での係数) の不確かさ 2 %，検出器位置 (2 mm) 1 %，ファントム厚さ (0.5 mm) 2 %，s 係数 (Dance の式での係数) 近似 4 %，全体的に 7 %，としている (Dosimetry in digital mammography David Dance NCCPM).

以上が，測定値より算出した値と表示値との間に誤差要因について検討した結果と考察である．

次に，DRLs に採用されているデジタルマンモグラフィ品質管理マニュアルに準じた測定法（以下，DRLs 法）と従来の ACR 法に準じた測定法とで，半価層 (HVL)，入射空気カーマの測定による入射表面線量 (ESE)，それらを用いて算出した平均乳腺線量 (AGD) を求め，それぞれにおいて表示値との誤差を求めた．結果を表 1 に示す．

更に，X 線強度分布で変化が多いと考えられた，ターゲット/フィルタ材が同じで異なる装置においても，同様に誤差を求めた．結果を表 2 に示す．

表 1, 2 の測定は, 3 つの施設でそれぞれの施設に従事する放射線技師が行い, 同じ半導体検出器の線量計を持ち運んで測定しているが, その他の備品は各々で用意して行ったため, 測定前には誤差が大きくなること予想された. しかし, Rh/Rh での ACR 法だけ 15 %前後の誤差となった以外は, -7 % から+10 %の範囲にとまった.

誤差 % = $100 \times (\text{算出もしくは測定値}) - (\text{表示値}) / (\text{表示値})$ として誤差を求めたが, 負の値となった項目が極めて少ないことから, 表示値は, 測定から得られる値に比べて低めに設定されている可能性が示唆された.

一つだけ大きな誤差となった原因については明らかではないが, 人的なエラーも十分に考えられる.

ターゲット/フィルタ材が同じでも異なる装置間, また, 測定位置である胸壁端から 60 mm や 40 mm での強度分布変化が著しい W ターゲットの装置において, 誤差が大きくなることが予想された. 前者では他と比較して大きな違いはなかったが, W ターゲットでは, ACR 法と DRLs 法での誤差を比較した場合, ESE ではばらつきが小さいが, AGD ではばらつきが大きくなり, 算出式の違いによる影響が顕著であった.

表 1. ACR 法および DRLs 法で測定・算出した値における表示値との誤差

		撮影条件		HVL [mmAl]	AGD			ESE		
		[kV]	[mAs]		算出値 [mGy]	表示値 [mGy]	誤差 [%]	測定値 [mGy]	表示値 [mGy]	誤差 [%]
Mo/Mo	ACR	28	45	0.361	1.01	0.950	6.32	4.85	4.46	8.74
	DRLs	28	4.36	0.364	0.907	0.840	7.96	4.36	3.97	9.82
Mo/Rh	ACR	28	45	0.421	0.943	0.890	5.96	3.88	3.6	7.78
	DRLs	28	40	0.423	0.826	0.790	4.53	3.50	3.20	9.37
Rh/Rh	ACR	28	45	0.426	0.989	0.870	13.68	3.85	3.33	15.62
	DRLs	28	40	0.426	0.793	0.770	2.94	3.22	2.96	8.78
W/Rh	ACR	28	123	0.486	1.32	1.24	6.45	4.58	4.3	6.51
	DRLs	28	100	0.491	1.06	1.07	-0.64	3.58	3.36	6.55
W/Ag	ACR	28	62.5	0.512	0.869	0.810	7.28	2.8	2.65	5.66
	DRLs	28	52.5	0.513	0.680	0.730	-6.84	2.29	2.18	5.05

表 2. ターゲット/フィルタ材が同じ異なる装置で測定・算出した値における表示値との誤差

			撮影条件		HVL [mmAl]	AGD			ESE		
			[kV]	[mAs]		算出値 [mGy]	表示値 [mGy]	誤差 [%]	測定値 [mGy]	表示値 [mGy]	誤差 [%]
Mo/Rh	装置1	DRLs	28	50	0.41	1.092	1.080	1.15	4.63	4.35	6.44
	装置2	DRLs	28	40	0.423	0.826	0.790	4.53	3.50	3.20	9.37
Rh/Rh	装置1	ACR	28	45	0.426	0.989	0.870	13.68	3.85	3.33	15.62
	装置2	ACR	29	40	0.432	0.927	0.980	-5.41	3.53	3.6	-1.94

【おわりに】

今回の報告では, 我々放射線技師が実際に測定し求めた値が, 装置の表示値よりも精度が高いとは必ずしも言えないと思える不確かさを理解した. しかし, 求めた値と表示値との関係性や, すれの程度を把握することが可能であった. このような調査は, DRLs を検証するための一手段として表示値を活用するためには, 必要なことであると考え.

誤差を小さくするためには, 前述した誤差に影響を与える要因を解決することが有用である.

また, 多くの施設や装置, 測定者によるデータを統計して, Dance が示すような, ファントムを用いて算出される平均乳腺線量の不確かさとして典型的なものの数値が提供されることが望まれる.

計測部会発表 討論会 後抄録

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「CT X線 CT 検査用線量推定ソフトウェアについて」

藤田保健衛生大学 医療科学部

小林 正尚

医療被ばく研究情報ネットワーク(Japan network for research and information on medical exposure: J-RIME)は異常に高い線量を用いている施設を特定し最適化のプロセスを推進することを目的として平成 27 年 6 月 7 日に「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」を公開した。X 線 CT 検査に関する診断参考レベルには、容易に測定することができて再現性の高い線量尺度である CTDI_{vol}(CT dose index volume [Gy])と DLP(dose length product[Gy・cm])が採用され、成人と小児の代表的な撮影領域に対して低減目標値が定められた。成人に対する診断参考レベルの根拠は 443 専門医修練機関(日本医学放射線学会;2014)と 307 医療施設(日本診療放射線技師会;2013)、小児に対しては 196 医療施設(日本放射線技術学会;2013)と日本放射線技師会のアンケート調査結果より 75 パーセンタイル値で決定された(図 1,2)。各施設は、診断参考レベルを活用するために CTDI,DLP を得る必要がある。J-RIME は HP において CT 装置が推測した CTDI や DLP を用いる方法と線量推定ソフトウェアを利用する方法を提案した。前記した方法に関しては、2002 年の国際電気標準会議(international electrotechnical commission: IEC) 60601-2-44 が勧告されて以降、X 線 CT 装置の操作卓を確認することで CDI と DLP は簡便に得ることができる。その表示値は、管電流の最大値(Edition2.1:2002)及び平均値(Ed3.0:2009 以降)で評価されているため煩雑であるが、線量計を有していない施設であっても診断参考レベルとの比較を可能にしている。そのため、X 線 CT 検査に関しては、各施設・装置の撮影条件にもとづく線量と診断参考レベルとを検証する手段が多くの施設で整っている。一方、そのようにして表示値が得られない施設では、実測して実測値を得る、もしくは X 線 CT 検査用線量推定ソフトウェアを利用して推定値を得ることになる。

現在、X 線 CT 検査用線量推定ソフトウェアは、CT-Expo, ImPACT CT patient dosimetry calculator, ImpactDose, VirtualDose CT および WAZA-ARI などが広く利用されている。報告した全てのソフトウェアは CTDI と DLP を推定可能であるため操作卓よりそれらの表示値を得ることができない施設において有用であり、さらに臓器吸収線量[Gy]や実効線量[Sv]を推定できる利点もある。また、実効線量は患者から尋ねられる機会が多いため、これらのソフトウェアは操作卓に線量表示される X 線 CT 装置を所有している施設にとっても十分に利用価値がある。しかし、それぞれのソ

成人CT検査のDRL

75パーセンタイル値

	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy・cm)
頭部単純ルーチン	85	1350
胸部1相	15	550
胸部～骨盤1相	18	1300
上腹部～骨盤1相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

注1) 標準体格は体重50～60kg、但し冠動脈のみ体重50～70kg
注2) 肝臓ダイナミックは、胸部や骨盤を含まない

図 1. 成人の DRL

小児CT検査のDRL

75パーセンタイル値

	1歳未満		1歳～5歳		6歳～10歳	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
頭部	38	500	47	660	60	850
胸部	11 (5.5)	210 (105)	14 (7)	300 (150)	15 (7.5)	410 (205)
腹部	11 (5.5)	220 (110)	16 (8)	400 (200)	17 (8.5)	530 (265)

注1) 16cmファントムによる値を示し、胸部内に32cmファントムによる値を併記した。
注2) CTDI_{vol}の単位はmGy,DLPの単位はmGy・cmである。

図 2. 小児の DRL

ソフトウェアは個々に共通点と相違点がある(図 3)。共通点の 1 つはソフトウェア上でモンテカルロシミュレーションを行っていない点にある。これらのソフトウェアはモンテカルロシミュレーションした結果を参照して線量評価を行っている。そのため、管電圧や X 線 CT 装置が変更した際は、単純な出力変化のみを反映していることが多い。一方、相違点は基礎データとなったスペクトル、数学ファントムが異なっている点にある。特に数学ファントムに関しては近年、詳細に人体構造を模擬している(図 4)。ユーザーはソフトウェアの価格と性能(対象数学ファントムの世代や選択可能な X 線 CT 装置など)に応じて選択する必要がある。ここでは、各ソフトウェアの代表的な特徴・機能を紹介する。

CT-Expo はドイツの SASCRAD(scientific and application-oriented studies and consulting in RADiology)から PC 用ソフトウェア(CT-Expo v2.4; € 50)とスマートフォン用アプリケーション(CT-Expo Light Pro v1.1; \$32.99, CT-Expo Easy v1.0; \$9.99)が提供されている。線量評価の対象は MIRD-5(medical international radiation dose-5; Stylized phantom, 1960 年代以降)タイプを修正した成人男性(ADAM), 成人女性(EVA), および Zankl(1988)や Veit(1989)が報告した小児(Child;7 歳), 新生児(Baby;6 週)ファントム(voxel phantom, 1980 年代)が採用されている。しかしながら、スキャン範囲の設定フォームには成人・小児ともに Stylize Phantom で表示されている。性別のない MIRD-5 と比較して ADAM と EVA は、性別特有の臓器、身長差、食道の追加、および頭蓋骨と顎の形状を修正した特徴がある。8 社 164 装置条件の X 線 CT 装置より選択して 3 種類のモード(Calculate;1 撮影条件, Standard; 1 連検査, Benchmarking;多数の撮影条件を一斉にベンチマークテスト)で線量推定できる点で優れている(図 5)。その為、各 CT 検査にともなう線量の一括管理やアンケート調査にともなう線量推定に有用である。

ImPACT CT patient dosimetry calculator はイギリスの ImPACT(imaging performance assessment of CT scanners)が提供しているソフトウェア(v.1.0.4; ライセンスフリー)である。その基礎データには英国放射線防護庁(national radiological protection board: NRPB)が代表的な X 線 CT 装置についてモンテカルロ計算結果をまとめた NRPB-SR250(€50+VAT)が必要となる。2005.年に NRPB は健康保護庁(health protection agency; HPA)と合併して独立行政組織となっているため、NRPB-SR250 は、現在、国立公文書館(national archives)で取り扱われている。線量評価の対象は成人 MIRD-5 であり小児に対しては成人の結果に対して表記された係数を乗じるこ

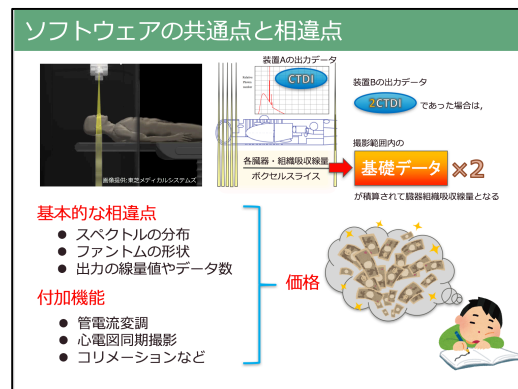


図 3. ソフトウェアの共通点と相違点

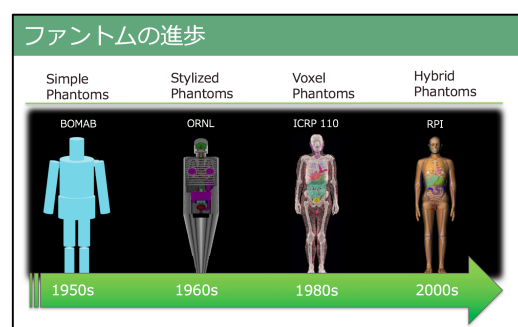


図 4. ファントムの進歩

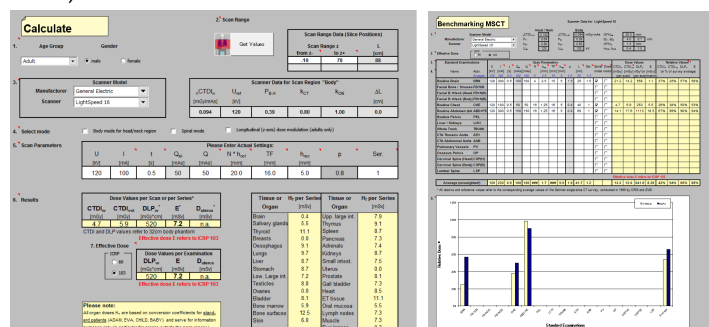


図 5. CT-EXPO

となる。8 社 74 装置条件の X 線 CT 装置より選択して線量推定が可能であるが、2011 年に v1.0.4 が公開されて以降ソフトウェアの更新がされていない。

Visual Basic で記述された CT-Expo と異なり Excel マクロで記述されているためソフトウェアの構成がオープンになっている。ソフトウェアを修正できるなどユーザーによる自由度が高い点で優れている(図 6;右は最新装置の基礎データを追加, SSDE 計算,管電流変調,心電図同期撮影,累積線量計算, Stylize

phantom から Voxel Phantom 相当の線量推定などの機能を追加)。操作卓表示(CTDI や DLP)を知りたいライトユーザーやソフトを独自にカスタマイズするヘビーユーザーに有用である。

ImpactDose は、ドイツの CT Imaging 社が提供しているソフトウェア(v.2.3; 約 16 万円 2016 年 8 月現在)である。線量評価の対象は 12 種類(新生児, 1 歳, 5 歳, 10 歳, 15 歳, 成人の男性・女性)の ORNL(oak ridge national laboratory; stylized phantom)ファントムに加え, 国際放射線防護委員会(international commission on radiological protection; ICRP publication110)で勧告された成人男性・女性の標準人ファントム(voxel phantom)を採用しているため, 得る臓器吸収線量と実効線量は現在の国際規格に準拠している。X 線 CT 装置に関してはシーメンス社製の Definition Flash, Somatom Force, およびそれ以外の主要な 4 メーカーの平均的な出力を想定した装置の 3 装置となるため選択肢は狭いが, シーメンス社の装置に関しては心電図同期撮影の線量を評価できる点で優れている。しかし, CTDI を操作卓より得ることができる施設に関しては, その値を入力して線量推定することも可能である。特にシーメンスユーザーもしくは CTDI を取得可能な装置で国際規格に準じたファントムにおける線量評価を必要とする施設に有用である。

VirtualDose CT は, 米国の VIRTUAL PHANTOMS 社が提供している Web ベースソフトウェアツール(約 5 万円/年:1 ライセンス=7 社 138 装置条件のうち X 線 CT 装置 1 台分を選択)である(図 8)。線量評価の対象は 25 種類(新生児, 1 歳, 5 歳, 10 歳, 15 歳の UF(university of Florida; BREP (boundary representation), 2000 年以降)ファントムと成人(ICRP publ.89 標準人), 成人(標準体型と肥満

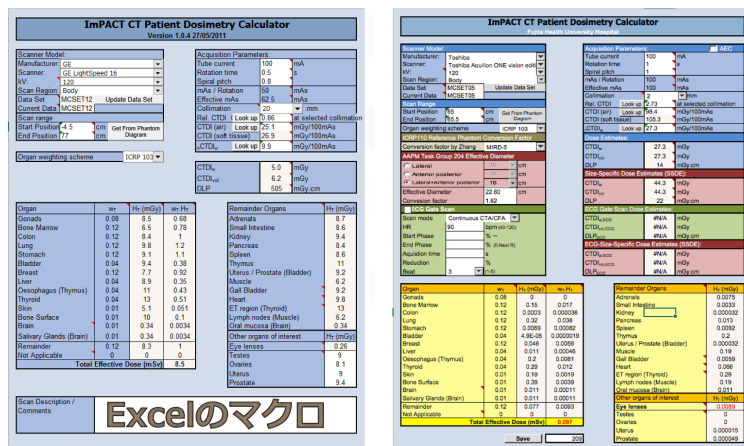


図 6. ImPACT(左)と修正した ImPACT(右)

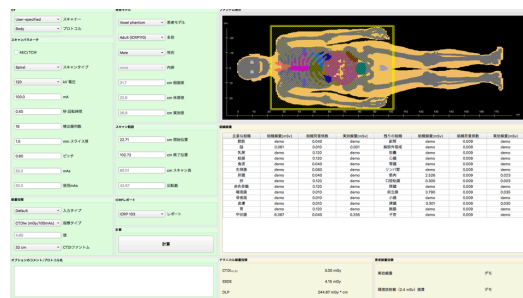


図 7. ImpactDose

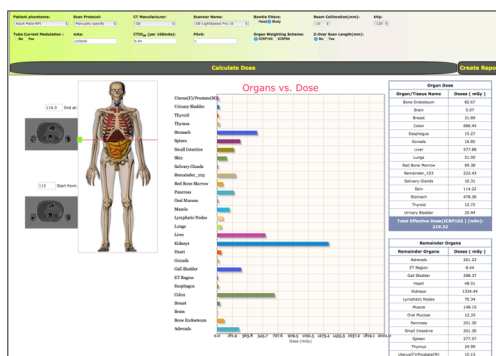


図 8. VirtualDose と数学ファントム

体型 3 種類), 妊婦(3, 6, 9 ヶ月)の RPI(Rensselaer polytechnic institute; BREP)ファントムであり, 他ソフトウェアと比較して数学ファントムの再現性度が高い. 特に BREP ファントムは今後の国際基準になりえるとして検討が進んでいる. 装置を更新した直後や装置台数が少ない, また, 臨床利用や学会発表・論文投稿を目的とした際に有用である.

WAZA-ARI は, 国立研究開発法人量子科学技術開発研究機構放射線医学総合研究所, 国立研究開発法人日本原子力研究開発機構, 公立大学法人大分県立看護科学大学の 3 機関による共同研究により開発・提供されている Web ベースソフトウェアツール(v2;ライセンスフリー)である(図 9). 線量評価の対象は日本の成人男性・女性(Japanese male; JM, Japanese female; JF ファントム; voxel phantom)に加え, 体型($\pm 2SD$, $+5SD$)を考慮した成人ファントムと UF(新生児, 1 歳, 5 歳, 10 歳, 15 歳)ファントムであり, 4 社 22 装置の X 線 CT 装置より選択して線量推定が可能である. ソフトウェア利用施設の線量推定結果は集積されるため, 過去の履歴を閲覧することや線量の統計分布を閲覧することができる点で優れている. 放射線医学総合研究所が開発に携わっていることから患者に対するインフォームド・コンセント, および費用を抑えたい施設に有用である.

各ソフトウェアを X 線 CT 装置; GE 社 LightSpeed16, 管電圧; 120kV, X 管球回転; 0.5sec/rot, 管電流; 100mA 一定, ヘリカルピッチ; 0.8, 名目スライス厚; 20mm, スキャン範囲; 胸部-骨盤に近い条件で線量推定を行った結果, CT-Expo (CTDI_{vol}; 5.9mGy, 実効線量; 7.2mSv), ImPACT (6.2mGy, 8.5mSv), VirtualDose CT (6.2mGy, 8.0mSv), WAZA-ARI (6.2mGy, 8.7mSv)となった(図 10). 各施設の状況に見合った線量推定ソフトウェアを選択し患者の被ばく線量管理に役立てて頂けることを望む.

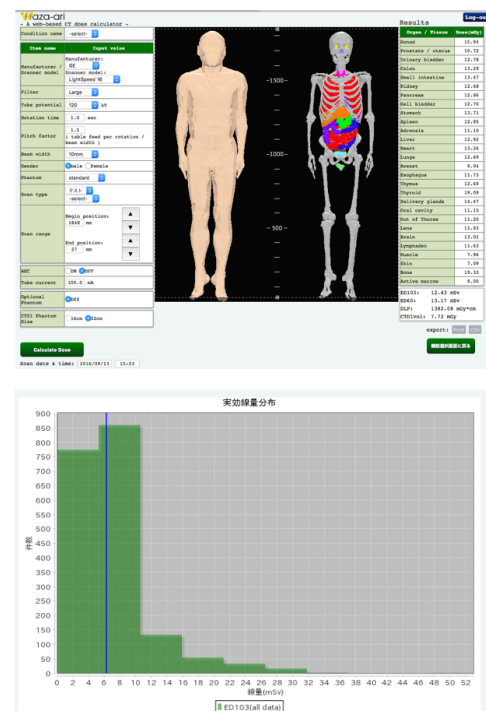


図 9. WAZA-ARI

	提供国	価格	提供方法	ファントム 成人	ファントム 小児	CTDI _{vol} (mGy)	実効線量 (mSv)
CT-EXPO	ドイツ	€50	PC, App	Stylize	Voxel	5.9	7.2
ImPACT	イギリス	€50	PC	Stylize	—	6.2	8.5
ImPACT Dose	ドイツ	¥200000	PC	Stylize or Voxel	Stylize		
VIRTUAL DOSE	アメリカ	¥50000	Web	Hybrid	Hybrid	6.2	8.0
WAZA- ARI	日本	Free	Web	Voxel	Hybrid	6.2	8.7

図 10. 各ソフトウェアの比較

平成28年度計測分野に関する論文・発表

- ・ 平成 28 年度 4 月から平成 28 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
乳房 X 線撮影における乳腺画像解析を用いた平均乳腺線量算出の試み	大塚 智子	社団医療法人宏潤会 大同病院 放射線部	原著	72 巻 4 号 (389-395)
Monte Carlo 法を用いた体内散乱線の解析 -平坦ではない入射表面における診断 X 線の後方散乱係数-	加藤 秀起	藤田保健衛生大学 医療科学放射線学科	原著	72 巻 4 号 (396-401)
品質管理におけるマンモグラフィ用イメージングプレートの X 線による焼き付けの影響	森脇 淳美	倉敷成人病センター 放射線技術科	資料	72 巻 5 号 (424-429)
他施設 IVR 装置における実測に基づいた透視線量率の現状～DRLs2015 との剥離～	稲葉 洋平	東北大学大学院 医学系研究科放射線検査学	速報	72 巻 8 号 (689-694)
Size-specific dose estimates (SSDS) 算出のための size correction factor の検討	溝延 数房	札幌医科大学附属病院 放射線部	原著	72 巻 9 号 (727-734)

第44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

○ Imaging Techniques and Research(CT) Image Quality and Patient Dose／撮影(CT) 線量・画質評価

7. 低線量CTによる仮想オルソパントモグラフィ画像に関する検討

刈谷豊田総合病院 和田悠平

8. 胸部を模擬した楕円形ファントムでのOrgan Dose Modulationの線量分布と画像ノイズへの影響

NTT 東日本関東病院 豊田高次

9. CT ラングサブトラクション法における至適マスク画像線量の検討

杏林大学医学部付属病院 福島啓太

10. 整形VR画像の撮影線量(AEC設定)についての検討

西尾市民病院 関 彩音

11. Full 逐次近似再構成法を用いた低線量CTCについての基礎的検討

新潟市民病院 本間謙治

○ Theme Session DRL／テーマ演題 DRL

45. 自作線量管理ソフトウェアを用いたCT検査における線量情報の収集とDRLs2015との比較

東北大学病院 田頭 豊

46. 我が国の小児内耳CT検査で患児が受ける線量の実態

浜松医科大学医学部附属病院 竹井泰孝

47. 半導体線量計による放射線診断装置の出力評価-医療被ばく低減施設認定取得にむけて-

板橋中央総合病院 佐藤 祐

48. 一般撮影領域における線量評価

藤田保健衛生大学大学院 大野晃治

49. 透視時間による心臓カテーテル検査の被ばく管理の妥当性の検討

榊原記念病院 武田和也

50. 当院において単純X線写真撮影時に患者が受ける線量の装置間格差の検討および診断参考レベルとの比較

富山県立中央病院 廣澤文香

○ Radiation Protection Occupational Exposure／放射線防護術者被ばく

101. 病室撮影時の室内各位置で医療従事者が受ける散乱線線量評価

藤田保健衛生大学 鈴木昇一

102. 密封小線源治療手術台専用防護鉛カーテンの作成, 透視X線に対する防護効果の検証

多摩北部医療センター 加藤 茂

103. 3mm線量当量線量計を用いた心臓IVRに携わるスタッフの水晶体等価線量評価

仙台厚生病院 芳賀喜裕

104. 職業被ばくにおける水晶体等価線量の比較評価

獨協医科大学 久保 誠

105. ディスポーザブル防護シートを用いた術者被ばくの低減
杏林大学医学部附属病院 武内啓誌
- Radiation Protection Patient Exposure／放射線防護患者被ばく
106. FPD 搭載型 X 線透視装置における Ta フィルターによる被ばく低減-CNR による検討
藤田保健衛生大学 梶原孝彦
107. DR におけるポストプロセッシングが患者被ばくに与える影響
東北医科薬科大学若林病院 伊藤道明
108. ロボットアーム式定位放射線治療施設のモンテカルロ輸送計算を用いた遮へい申請
戸畑共立病院 岩崎 彬
109. 冠動脈インターベンションにおける線量管理ツールの有用性
土谷総合病院 石橋 徹
- Measurement Dose evaluation, Breast／計測線量評価乳腺
110. 異なるターゲット・フィルタに対するマンモグラフィ領域用簡易形線量計を用いた線量測定の精度評価
東京都立広尾病院 小林 剛
111. 日常管理を目的とした乳房用簡易形線量計の管電圧補正
首都大学東京 小倉 泉
112. ラジオクロミックフィルムを用いたマンモグラフィの線量分布評価
茨城県立医療大学 石川麻里
113. 散乱線を利用した乳房用 X 線装置の出力測定の可能性
東京都立駒込病院 秋葉保奈美
114. 実測値と表示値の平均乳腺線量の比較
静岡県立静岡がんセンター 木下智香子
- Measurement Dose evaluation, Fluoroscopy・Angiography／計測線量評価透視・血管撮影
115. 線量測定フィルムを用いた PCI 時の患者被ばく線量過大評価に関する検討
秋田県立脳血管研究センター 加藤 守
116. モンテカルロ計算による ERCP 施行時の空間的線量分布評価
茨城県立医療大学 島根佑典
117. 透視下腰椎神経根ブロックにおける散乱線分布の測定
千葉労災病院 武藤俊一
118. 水晶体職業被ばく評価用の新型 3mm 線量当量測定器の基礎的性能評価
東北大学 加藤慎子
119. 半導体センサを使用した新しいサーバイメータの基礎検討
東北大学 石井浩生
120. センサの違いによるリアルタイム型 MOSFET 線量計の基本特性評価
東北大学災害科学国際研究所 佐藤文貴

○ Radiation Protection Computed Tomography／放射線防護CT

168. CT 透視における術者被ばく評価と放射線防護ドレープの有用性-ファントム実験-
群馬大学医学部附属病院 関 優子
169. 小児頭部CT 検査における線量管理システムの有用性
大阪大学医学部附属病院 渡邊朋哉
170. X線CT 透視時のX線CT 装置間での空間散乱線分布の比較：ファントム実験
東北大学大学院 本田崇文
171. 当院におけるX線CT 検査時の被ばく線量の推移
総合大雄会病院 伊藤祐介
172. Dw, SSDE 値に関する基礎的検討-寝台の有無が与える影響-
株式会社ジェイマックスシステム 箱石 卓

○ Measurement Dose evaluation, CT1／計測線量評価CT1

188. シンチレーション光ファイバー線量計を用いたCT ガイド下肺生検時の患者皮膚表面線量の検討
先端医療センター 山根祐輝
189. RADIOCHROMIC FILM の応答特性評価
茨城県立医療大学 大隅咲季
190. RADIOCHROMIC FILM を用いたCT 吸収線量分布評価のための基礎的検討
茨城県立医療大学 佐野公美
191. ビデオカメラの画像ノイズを利用した線量測定の基礎的検討
愛知医科大学病院 山内雅人

○ Measurement Dose evaluation, CT2／計測線量評価CT2

192. ADCT の異なるスキャン方式に対するOSL 線量計を用いたCT 室内空間線量評価
静岡県立総合病院 村田昌也
193. 小型OSL 線量計を用いたCT 検査における体内の吸収線量の評価に向けた基礎研究
徳島大学 三原由樹
194. X線CT 検査における乳房内線量分布評価
茨城県立医療大学 中島絵梨華
195. 小型OSL 線量計を用いたCT スキャンにおける入射皮膚線量実測の有用性
山口大学医学部附属病院 竹上和希

○ Measurement Dose evaluation, CT3／計測線量評価CT3

196. Weighted CTDI における最適な荷重係数の検討
藤田保健衛生大学病院 羽場友信
197. X線CT 装置における半価層測定法の比較
茨城県立医療大学 畠井詩織
198. 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 Techniques and Research (General Radiography) Dose Management／撮影(単純X線)
撮影線量

236. 各撮影部位における雑音等価量子数を用いた撮影条件の検討

東海大学医学部付属八王子病院 成田 光

237. 小児腹部X線単純撮影における撮影線量適正化～年齢に合わせた線量低減係数の検討～

東京慈恵会医科大学附属柏病院 梁野伸貴

238. Exposure Index 算出方法が及ぼす影響

北里大学病院 関 将志

239. 班報告：臨床現場における実地的な Exposure Index の運用に関する多施設間調査および研究

奈良県立医科大学附属病院 宮島祐介

○ Imaging Techniques and Research (CT) Radiation Dose, Dose Reduction Techniques／撮影(CT)
被ばく低減技術

292. 頭部X線CT検査における寝台位置の変更による画質への影響と水晶体被ばく低減効果の検討

茨城県立医療大学大学院 野口和希

293. 頭部CT検査における水晶体被ばく低減方法の検討

川崎医科大学附属病院 森分 良

294. X線アナライザーを用いた表面線量低減技術の挙動解析と頭部CT検査方法の検討

札幌白石記念病院 藤井 徳

295. 胸部CT撮影における臓器を考慮したAECによる被ばく低減効果

滋賀県立成人病センター 北野哲哉

○ Imaging Techniques and Research (CT) Radiation Dose, Dosimetry／撮影(CT) 線量評価

296. CTDIvol の実測値, コンソール表示値から算出したSSDEの比較

東京慈恵会医科大学附属柏病院 栗山 和

297. 冠動脈CTにおけるSize-Specific Dose Estimateの簡易的算出法

上尾中央総合病院 吉澤俊佑

298. 胸部CT検査の被ばく量についての基礎研究

大阪大学大学院 皆本直樹

299. 曝射角度最適化ハーフスキャンを用いたCT fluoroscopyの術者線量評価

静岡県立静岡がんセンター 滝口京佑

○ Measurement Dose evaluation, Dosimeter／計測線量評価線量計

309. Al2O3 ceramic TLSDのエネルギー依存性

首都大学東京 正田真菜

310. シミュレーションコードEGS5を用いた¹³⁷Csと⁶⁰Coのγ線に対する小型OSL線量計の角度依存性の評価

徳島大学大学院 沖野啓樹

311. 診断用X線に対する小型OSL線量計の測定下限値の評価

徳島大学 三原由樹

312. 小型 OSL 線量計の線量校正曲線の散乱 X 線および透過 X 線に対する拡張可能性の検討-診断領域の線量管理に向けて-

山口大学医学部附属病院 竹上和希

○ Measurement Dose management, Radiation exposure/計測線量管理被ばく

313. X 線診断領域における患者の受ける線量の調査研究(2014)

藤田保健衛生大学大学院 中村文香

314. ステレオ撮影原理を用いた深部吸収線量算出のための基礎的検討

自衛隊中央病院 柳澤宏樹

316. 蒸留および電解濃縮法によるトリチウム濃縮

首都大学東京 西 航平

セミナー参加の感想

第2回 診断参考レベル活用セミナーに参加して（広島市民病院）

広島県厚生農業協同組合連合会 尾道総合病院

田頭 吉峰

はじめに

2011年3月に発生した福島第一原子力発電所事故により、患者さまの被ばくに対する意識が非常に高まってきている。そんな中、2015年6月に医療被ばくネットワーク(Japan Network for Research and Information on Medical Exposure: J-RIME)より本邦初の診断参考レベル(Diagnostic Reference Level: DRL)が公表された。

当院においても患者さまに安心して医療を提供できるよう、日常の機器管理を見直し、線量測定、DRLとの比較検討を行うことを決定した。

そこで各モダリティの線量測定の方法及び、診断参考レベルの理解をするために、本セミナーに参加させていただいた。

セミナーの印象

受講するにあたり、本セミナーの案内には少数での座学・実習を行うとあり、放射線治療を除けば線量測定の経験は学生実習以来の私についていけるのかと、いささか不安に感じつつの参加であった。ところが実際参加してみるとそんな不安は吹き飛び、次から次へと入ってくる情報を理解するのに必死になっていた。

本セミナーの流れは、午前中に診断参考レベルの解説、設定した経緯、今後の展望についての座学があり、血管造影室での実習を行い、その後昼休みを挟んでの一般撮影装置、乳房撮影装置及びCT撮影装置の実習であった。

診断参考レベルの解説については、各モダリティのDRL設定方法や他国と比較した日本のDRLに関する事などとても勉強になった。

実習に関しては、どのモダリティにおいても計測ができる状態へのセットアップを示していただき、計測するイメージがしやすかった。また、測定をする際の注意点も教えていただき助かった。その後ワークシートにて測定の手順に基づいて計算を行った。例えば、一般撮影装置においては半価層の測定から始まり、撮影法に従った照射における測定後、各補正係数を乗じて入射表面線量及び皮膚吸収線量を求める。求めていく過程を自分で計算することでより理解が深まった。

おわりに

今回のセミナーで学んだこと活かし、DRLとの比較検討を行い被ばくの適正化に基づいた被ばく低減を行っていきたいと改めて感じた。また、このようなセミナーを各地で開講していただいている、日本放射線技術学会の関係者各位に厚く御礼申し上げます。

セミナー参加の感想

第2回 診断参考レベル活用セミナーに参加して（広島市民病院）

広島大学病院

田村 恵美

平成 28 年 11 月 27 日に広島市立広島市民病院で開催された第 2 回診断参考レベル活用セミナーに参加させていただきましたので、内容や感想を報告させていただきます。

このセミナーは、診断参考レベル（Diagnostic Reference Levels : DRL）と日本の診断参考レベル（DRLs2015）の詳細や日常診療に役立てる方法などの解説と DRLs2015 で採用されている線量指標の計測方法と計算の実習を行いました。

DRL で重要なポイントは以下の通りでした。

- ① 一般より高い線量を用いている施設を特定し、線量の最適化の推進を行うことが目的
- ② 臨床的な目的に寄与しない患者さんへの余分な放射線量の回避に役立てるもの
- ③ 線量限度ではない。
- ④ 各検査の平均的な被ばくを示すものではない
- ⑤ 放射線のリスク指標や最適値ではない。
- ⑥ 臨床的な必要性があれば超過してもよい。
- ⑦ 臨床的に正当な理由がない限り、DRL を超えた場合見直しを行う必要がある。
- ⑧ 標準的な体型で容易に測定される線量尺度を用いて設定される。
- ⑨ 国や地域で DRL が設定された後も、機材や診療の変化に伴い、定期的に再評価される

座学終了後、下記の線量測定と計算の実習を行いました。

モダリティ名（DRLs2015 で採用されている線量指標）

- ① IVR（IVR 基準点線量率）
- ② 一般撮影（入射表面線量）
- ③ マンモグラフィ（平均乳腺線量）
- ④ X 線 CT（CTDIvol, DLP）

DRL についての講演は聞いたことがありましたが、実習があるセミナーは初めてで、DRL を具体的にどのように算出するのか興味があったため、参加することにしました。

実習では、久しぶりに使用した関数電卓との格闘と自分の不勉強さが原因で実習のスピードについていけず、持ち帰った資料を元に復習が必要だと感じました。私の現在の所属は核医学であり、残念ながら実習はありませんでしたが、一定期間あるいは一定件数の平均実投与量を DRL と比較検討し、当院の投与量の多寡を確認したいと思います。

今後 DRL の測定をしようと考えている方は、実習のあるこのセミナーに参加することをお勧めします。

最後になりましたが、お忙しい中このような機会を設けて頂き本当にありがとうございました。

セミナー参加の感想

第3回 診断参考レベル活用セミナーに参加して（大阪）

香川大学医学部附属病院 放射線部

高橋 弥生

2016年12月18日（日）、大阪府立急性期・総合医療センターにて開催された「第3回 診断参考レベル活用セミナー」に参加してきました。初めて大阪・天王寺駅に降り立ち、あべのハルカス横を通り過ぎ、バスに揺られること15分で現地到着しました。セミナーは、大きく分けて午前は講演、午後は実習でした。

まず、午前の講演1つ目は、NTT 東日本関東病院の塚本先生による「おさえておこう！ 診断参考レベル」についての講演でした。診断参考レベル(DRL)の基本的な考え方をはじめ、線量指標の考え方としてその他にも達成可能線量や診断参考レンジなどがあることを教えて頂きました。

そして、講演2つ目は、金沢大学の松原先生による「Japan DRLs2015の解説・活用方法と今後の展望」ということで、昨年発表されたJapan DRLs設定までの経緯や解説をしていただきました。技師経験の浅い私にとっても非常に分かりやすい丁寧な内容で、頭にスムーズに入ってくる有用な情報ばかりでした。特に、モダリティによる後方散乱の考慮有無や以前から疑問点であった小児CTにおけるDRLなどより理解が深まりました。各施設参加者からの多くの質問にも答えていただき、非常に勉強になりました。その後、最後に午後実習の概要もあり、何となく午後実習の大枠がつかめたことも良かったです。

昼食をはさみ、午後は各班に分かれて、乳房撮影、一般撮影、X線CTと順番に実習をしていきました。乳房撮影と一般撮影では実際に半価層測定・計算から平均乳腺線量又は入射表面線量を算出、X線CTではCTDI測定・計算からCTDIvol及びDLPを算出しました。臨床に沿った実際の実習であったので、かなり大きい知識となりました。

今回のセミナーでは、一般撮影やIVRは国際的なDRL表記に準じて面積線量(DAP)表記するだろう、という今後の動向はリアルタイムでその都度新しいセミナーに参加することの意義を知りました。また実習では、普段聞けない些細な質問もできることで、自分自身の理解度も深まり、さらに自施設へフィードバックできる知識が増えました。ぜひ、皆さんにも参加をお勧めしたいセミナーでした。

平成28年度事業報告

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）

「放射線計測の実践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

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）

- 1) 教育講演

司会 茨城県立医療大学 佐藤 斉

「非接続形測定器の変遷 ―蛍光量計から半導体測定器まで―」

群馬県立県民健康科学大学 根岸 徹
- 2) シンポジウム

司会 藤田保健衛生大学 浅田 恭生

テーマ：「DRLsを検証するための一手段」

 1. 一般撮影：計算による表面線量の評価

茨城県立医療大学 佐藤 斉
 2. 血管撮影・IVR：装置表示値の利用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

3. マンモグラフィ：装置の表示値との精度

慶応義塾大学病院 根本 道子

4. CT：X線CT検査用線量推定ソフトウェアについて

藤田保健衛生大学 小林 正尚

3) 教育講座入門編4 10月13日(木)

「物質との相互作用」

首都大学東京 加藤 洋

4) 教育講座専門編1 10月14日(金)

「平均乳腺線量の測定」

兵庫医科大学病院 源 貴裕

5) 教育委員会企画2「部会セミナー紹介」

・平成28年10月13日(木)

「簡易線量計作成セミナー」

兵庫医科大学病院 源 貴裕

「診断領域線量計標準セミナー」

名古屋大学 脳とこころの研究センター 小山 修司

3. 簡易線量計作成セミナー 開催

1) 第2回簡易線量計作成セミナー

日時：平成28年9月10日(土)～11日(日)

場所：茨城県立医療大学

(日本放射線技術学会関東支部共催) 参加13名

2) 第3回簡易線量計作成セミナー

日時：平成28年9月24日(土)～25日(日)

場所：名古屋大学

(日本放射線技術学会中部支部共催) 参加募集12名

4. 診断参考レベル(DRL)セミナー(放射線防護部会共催)

1) 第1回診断参考レベルセミナー

日時：平成28年7月31日(日)

場所：北海道科学大学(北海道支部) 参加12名

2) 第2回診断参考レベルセミナー

日時：平成28年11月27日(日)

場所：広島市立広島市民病院(中四国支部) 参加16名

3) 第3回診断参考レベルセミナー

日時：平成28年12月18日(日)

場所：大阪府立急性期・総合医療センター(関西支部) 参加19名

- 4) 第4回診断参考レベルセミナー
日時：平成29年2月5日（日）
場所：筑波大学病院（関東支部） 参加29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（計測部会より講師1名派遣）
日時：平成27年8月29日（土）
場所：首都大学東京 参加者：82名
- 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29年度事業計画

1. 第73回総会学術大会：パシフィコ横浜（4月13日～16日）

・第49回計測専門部会：4月15日（土）8:50～9:50 414+415 室

1) 教育講演 6 司会 稲城市立病院 落合幸一郎

「医療における眼の水晶体に対する線量評価」

国立研究開発法人 量子科学技術研究開発機構 放射線医学総合研究所 赤羽 恵一

2) シンポジウム 9:50～11:50 414+415 室 座長 稲城市立病院 落合幸一郎

名古屋大学 小山 修司

テーマ：「面積線量計について学ぼう」

1. 面積線量計の基礎

トーレック株式会社 中沢 洋

2. 血管領域での活用

山梨大学医学部附属病院 坂本 肇

3. 口腔領域のX線撮影における面積線量計の測定と評価

創聖健康保険組合診療所 遠藤 敦

4. 一般撮影部門における面積線量計の活用

川崎市立川崎病院 三宅 博之

3) 教育講座入門編 5 4月15日（土）8:00～8:50 414+415 室

「放射線計測と単位1 ―放射線場の強さ―」

藤田保健衛生大学 浅田 恭生

4) 教育講座専門編 1 4月14日（金）8:00～8:50 502 室

「放射線計測の実際3 ―CTDI―」

東京慈恵会医科大学附属柏病院 庄司 友和

2. 第45回秋季学術大会：広島国際会議場（広島）（10月19日～10月21日）

・第50回計測専門部会：平成29年10月21日（土）（予定）

1) 教育講演：「(仮) 最近のサーベイメータの topics」

2) シンポジウム：テーマ「(仮) サーベイメータ」

1. (仮) サーベイメータの校正

2. (仮) 校正センターにおけるサーベイメータの校正：茨城県立医療大学

3. (仮) 校正センターにおけるサーベイメータの校正：京都医療大学

4. (仮) 漏えい線量の測定

3) 教育講座入門編 日程未定

「放射線検出器（予定）」

茨城県立医療大学 佐藤 斉

4) 教育講座専門編 日程未定

「放射線検計測の実際4 ―X線スペクトルー（予定）」

金沢大学附属病院 能登 公也

3. 簡易線量計作成セミナー 開催予定

1) 第4回簡易線量計作成セミナー

日時：平成29年9月9日（土）～10日（日）

場所：九州大学（予定）

（日本放射線技術学会九州支部共催） 参加募集 14 名

2) 第5回簡易線量計作成セミナー

日時：（第1班）平成29年9月16日（土）～17日（日）

（第2班）平成29年9月17日（土）～18日（月）

場所：首都大学東京

（日本放射線技術学会東京支部共催） 参加募集各 14 名

4. 診断参考レベル（DRL）セミナー（放射線防護部会共催） 開催予定

1) 第5回診断参考レベルセミナー

日時：平成29年6月18日（日）

場所：熊本大学医学部附属病院（九州支部） 参加募集 30 名予定

2) 第6回診断参考レベルセミナー

日時：平成29年9月3日（日）

場所：新潟大学医歯学総合病院（東北支部） 参加募集 30 名予定

3) 第7回診断参考レベルセミナー

日時：平成29年11月19日（日）

場所：名古屋市立大学病院（中部支部） 参加募集 30 名予定

4) 第8回診断参考レベルセミナー

日時：平成30年1月21日（日）

場所：NTT 東日本関東病院（東京支部） 参加募集 30 名予定

5. 第7回デジタルマンモグラフィを基礎から学ぶセミナー（計測部会より講師1名派遣）

日時：平成29年8月27日（土）

場所：北海道大学医学部保健学科

5. 計測部会誌「Vol.25, No.1, 通巻49」「Vol.25, No.2, 通巻50」の電子ジャーナル発行

6. 部会委員会の開催4回予定

7. 線量計貸出事業

8. 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	松原 孝祐 matsuk@mhs.mp.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。また計測部会に入会されますと、部会主催のセミナーおよび講習会への参加費 2000 円の割引が適用されます。多くの会員の入会をお待ちしています。

〈計測部会の事業〉

1. 学術研究発表会、講演会開催
2. 地方支部主催の講演会への講師派遣
3. 会誌発行
4. 部会セミナー、講習会の開催

〈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

J-RIME により診断参考レベル DRLs2015 が提案されてから半年以上が経過しました。今後は各医療施設において、放射線診療における被ばく線量の最適化ツールとしてどのように適用していくのかということが、より大きな課題となるでしょう。現状では、各医療施設で実際に得られている平均的な画質を基準としているため、放射線量をコントロールすることの意義づけが重要になるものと考えられます。それらのことを踏まえながら計測部会としての役割や方向性を考えていく必要があると思います。

ところで、予測や経験値による思い込みが、必ずしもそのようにはならないことを、今回のアメリカ合衆国の大統領選挙から改めて実感しました。あるいは、日本のメディアによる視点の誘導に惑わされていたのかもしれませんが、社会現象と物理現象を同等には扱うことができませんが、自分の中では、やはり何かを判断するためには計測量が大切であるのだと改めて整理しています。

計測部会委員 佐藤 斉（茨城県立医療大学）

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. 25, No. 1, (通巻 49)

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 2017 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