Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.23 , No.1 , 2015

CONTENTS

○第45回計測部会　Measurement Subcommitte

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」

National dose standards for X-ray diagnostics and calibration of dosemeters

独立行政法人　産業技術総合研究所　齋藤　則生

シンポジウム

テーマ「診断領域標準測定法の確立について」

Establishment of the standard mensuration in the diagnosis field

司会　首都大学東京　加藤　洋

名古屋大学　小山　修司

(1) 一般撮影・血管撮影領域　General/Angiography(IVR)

山梨大学医学部附属病院　坂本　肇

(2) マンモグラフィ領域　Mammography

藤田保健衛生大学　浅田　恭生

(3) X線CT領域　X-ray CT

東京慈恵会医科大学附属柏病院　庄司　友和

○入門講座5（計測学）

「放射線計測学概論　−計測の目的と対象−」　金沢大学　越田　吉郎

Introduction of Radiation Measurement　-Purpose and Object for Measurement-

○専門講座2（計測学）

「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

Practice and Application of Radiation Measurement 3　-X-ray Spectrometry-

公益社団法人　日本放射線技術学会　計測部会

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

第 71 回　日本放射線技術学会　総会学術大会

第 45 回計測部会ご案内

会場：パシフィコ横浜　アネックスホール 2F　F201 室

日時：平成 27 年 4 月 18 日(土)　8:50～11:50

目　次

○ **巻頭言**　「計測部会としての一歩」
群馬県立県民健康科学大学　根岸　徹 ・・・1

○ **第 45 回計測部会**　Measurement Subcommittee
日時：平成 27 年 4 月 18 日（土）8:50～11:50
場所：パシフィコ横浜　アネックスホール　F201 会場
教育講演 5　8:50～9:50　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」
National dose standards for X-ray diagnostics and calibration of dosemeters
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　9:50～11:50
テーマ：「診断領域標準測定法の確立について」
Establishment of the standard mensuration in the diagnosis field
司会　首都大学東京　加藤　洋
名古屋大学　小山　修司
1．一般撮影・血管撮影領域（General/IVR）
山梨大学医学部附属病院　坂本　肇 ・・・4
2．マンモグラフィ領域（Mammography）
藤田保健衛生大学　浅田　恭生・・・5
3．X 線 CT 領域（X-ray CT）
東京慈恵会医科大学附属柏病院　庄司　友和・・・6

○ **入門講座 5**
・平成 27 年 4 月 18 日(土)　12:00～12:45　アネックスホール　F201 会場
「放射線計測学概論　−計測の目的と対象−」
金沢大学　越田　吉郎・・・ 8

○ **専門講座 2**
・平成 27 年 4 月 18 日(土)　8:00～8:45　アネックスホール　F201 会場
「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・・・10

○ **専門部会合同シンポジウム抄録**　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・12

○ **第 44 回計測分科会発表抄録**
教育講演
「医療放射線防護と診断参考レベル」
総合病院国保旭中央病院（放射線防護分科会長）五十嵐隆元・・・19
討論会
テーマ：「診断参考レベル（diagnostic reference level: DRL）を考える」
1．装置表示線量値の持つ意味とその精度
名古屋大学医学系研究科（計測分科会委員）　小山　修司・・・25
2．我が国の医療情報システムによる Dose Structural Report (Dose-SR)を
利用した医療被ばく管理は出来るのか？
放射線医学総合研究所
（医療被ばく評価関連情報小委員会委員長）　奥田　保男・・・28

３．医療被ばく管理に対する日本医学放射線学会からの提言
愛知医科大学（日本医学放射線学会防護委員会委員長）　石口　恒男・・・32
４．我が国の画像診断装置、医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状
富士フイルム株式会社（JIRA 放射線・線量委員会　副委員長）　佐藤　公彦・・・35

○平成 26 年度計測分野に関する論文・発表　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・40
○ セミナー報告
・第 24 回医療被ばくセミナー（熊本）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・48
・第 93 回東京部会セミナー（東京）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・49
・ 簡易線量計作成セミナー事前講習会 （東京）・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・51
○ 大学院生修士・博士論文　紹介
「堆積土壌中の Pb-210 年代測定の検討」
首都大学東京大学院 博士課程前期修了　　澤田　歩海 ・・・53
○ 平成 26 年度事業報告・平成 27 年度事業計画　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・62
○ 診断領域線量計標準センターご利用案内　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・65
○ 診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・66
○ 入会案内 ・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・68
○ 編集後記

巻頭言

「計測部会としての一歩」

計測部会会長

群馬県立県民健康科学大学

根岸　徹

既にご存じのことと思いますが 2015 年度より計測分科会は計測専門部会として名称が変更しただけでなく、活動内容もより専門性を高めていくことを検討しております。それに伴い多くの施設の方々に計測を通じて多くに被検者にフィードバックしていけるようにしていこうと考えております。特に放射線技術学全般におけるに計測に関する研究促進につきましては、会員の皆様と共に日々切磋琢磨していきたいと考えている次第です。

今年度の事業としては「簡易線量計測低セミナー」を企画しております。これは近年の IEC/JIS における診断用 X 線装置の安全、受入試験、不変性試験の導入により各施設における精度管理が必要とされています。また、JRC2015 にて我が国の DRLs が提案され、各施設での線量把握の重要性が増してくるものと思われます。そこで簡易線量計を作成するだけではなく、トレーサビリティを持たして使用することの意義も合わせて啓発することを目的として、半導体検出器を用いた簡易線量計を会員自らの手で作成する、すなわち My 線量計を手に入れる機会を設けようと考えております。そして作成して「何か数値が出た！」というものではなく、作成した線量計を学会事業である診断領域線量標準センターで校正を行うことで校正方法も学べるといった 1 つの事業で 2 つ以上（線量計の理解・校正・医療被ばく測定・X 線装置の精度管理など）の学習効果を期待しているものです。これを用いることにより、従来線量計を所有していなかった施設でも簡便に線量測定が行え、X 線出力確認が月毎、週毎に行うことが可能になることと考えます。

次に、これまで開催してきた「医療被ばく測定セミナー」は各支部（旧地方部会）へコンテンツの移譲を順次行っていきます。既にいくつかの支部へは資料のお渡ししておりますので準備ができ次第開催されるものと思います。昨年度は東京支部にて開催され多くの方が参加されたとの報告を頂いております。また、今年度は関東支部にて 6 月に開催されル予定ですので、お近くの施設の方、興味のある先生方は是非参加してくださいますようお願い申し上げます。さらに線量計を所有されていない施設に対しても継続して線量計の貸出事業を行っておりますので、是非医療被ばくの測定や精度管理、相対比較などにご利用ください。

以前の巻頭言で「プロフェッショナルとは」と題して

「放射線を扱う上で自分が使用している X 線装置の特性を理解しましょう。どのように使用したら効率よく撮影できるのか、被ばく線量を減らせるのか、画質を向上できるのかは自分が操作するマシンの性能を理解したうえで使用してはじめてプロフェッショナルと呼べるのではないでしょうか。」と書かせて頂きました。

今皆さんは一歩を踏み出せば線量計を手に入れたり、借りて使用するチャンスがあります。そして放射線のプロフェッショナルとして新たな知見を世に送り出してください。

ご意見ご要望などもお待ちしております。

e-mail: negishi@gchs.ac.jp

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「診断領域の国家標準と線量計の校正」

独立行政法人　産業技術総合研究所
齋藤　則生，田中隆宏，黒澤忠弘

１．はじめに

計測において，信頼のおける測定結果を得るためには，図１に示した(1)正確な測定器，(2)適切な測定法，(3)測定者の技能の３つの要素が必要である。正確な測定器とは，製品規格を満足し，目的にあった測定器を用い，トレーサビリティのとれた校正がされていることを意味する。適切な測定法とは，測定対象に適した測定で，公定法に基づいた測定を行うことを言う。最後に，測定者の技能とは，測定器を適切に取り扱い，得られた測定値を適切に評価できるように教育・訓練を受け，また，作業マニュアルなどにそって測定する技能があることなどである。放射線の計測においてもこれらの３つの要素を守らなければならない。本講演では，主として，(1)正確な測定器，に関して解説する。正確な測定器とは，前述のように，①目的に沿った適切な測定器であること，②測定器が適切に校正されていること，の２つが大きな要素である。

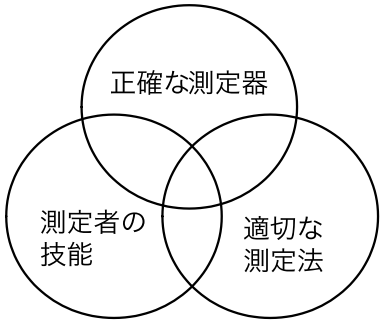


図１　正しい測定の３要素

２．適切な測定器

適切な測定器を選択するには，測定器のエネルギー特性，線量率特性，測定モードなどを検討する。例えば，Ｘ線診断装置の線量を測定するのに，γ線用のサーベイメータを利用することは適切でない。電離箱を利用するとしても，100 kV のＸ線と 30 kV のＸ線に対しても，それぞれ適切な電離箱が異なっている。低エネルギーＸ線に対しては，電離箱の壁によりＸ線が吸収されエネルギー特性が悪くなるため，薄膜窓タイプの電離箱を利用する。電離箱の体積により利用できる線量率に制限がある。これは，電離箱中の再結合によるものである。線量率が大きくなるにしたがって，体積の小さい電離箱を選択する。Ｘ線診断装置はパルスＸ線であるため，線量率ではなく線量を測定する。そのため，線量計に積算線量あるいは電荷の表示機能のある測定器を使用しなければならない。

３．適切な校正

図２に示したように放射線測定器はエネルギー特性があるため，測定対象と同様の線質で校正することが重要である。Cs-137 のγ線によって校正された放射線測定器を用いて，Ｘ線診断装置の線量を測定すると正しい測定をすることができない。さらに，Ｘ線は管電圧と半価層によって定義される線質が異なると，放射線測定器のエネルギー特性のために

校正定数が変化する。したがって，X線診断装置の線量を測定するには，対象のX線診断装置の線質と同様の線質にて校正することが重要である。そして，校正は国家標準に繋がっている校正施設で行うことが，トレーサビリティを確保するうえで不可欠である。

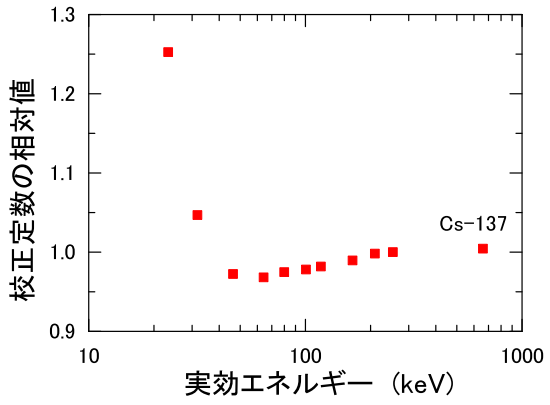


図 2　電離箱校正定数のエネルギー特性

4．国家標準

産総研では，X線・γ線の線量の国家標準を開発・維持・供給している。図 3 は，マンモグラフィ線質の校正を行う施設である。線量の絶対値は，写真の左側に位置している自由空気電離箱を用いて測定する。マンモグラフィX線照射装置内には，Mo，Rh，W アノードのX線管を装備し，Mo/Mo，Mo/Rh，Rh/Rh，W/Rh，W/Ag，W/Al のマンモグラフィ線質に対応している。エネルギーの高いX線に対しては，中硬X線校正施設があり，管電圧 300 kV まで対応している。

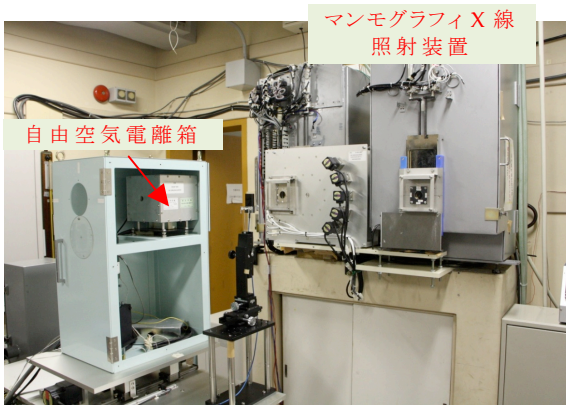


図 3　マンモグラフィ線質の校正施設

5．線量計測

線量の計測に際して，線量計は校正されていても，校正定数(N_K)を用いて線量計に表示される値を次式に従って，補正しなければならない。一般に，校正は基準との差を求めるもので，目盛りを基準に合わせることは行わない。

$$K = (M - M_0) \cdot N_K \cdot k_{PT}$$

K：空気カーマ，M：測定値，M_0：バックグランド，k_{PT}：温度・気圧補正

温度・気圧補正は，半導体式の線量計の場合には不要だが，電離箱式の線量計の場合には必要である。

参考文献

1. 齋藤則生，放射線技術学会計測分科会誌，Vol.14, No.2, P.1 (2006)「医療放射線関連量のトレーサビリティ」
2. 齋藤則生他，計測標準と計量管理, Vol.57, No.3, P.2 (2007)「放射線標準の現状と展望」
3. 前川昌之，源貴裕，計測標準と計量管理, Vol. 57, No.3, P.38 (2007)「X 線検査における被ばく線量測定の実際」
4. 田中隆宏，線量校正センターニュース, Vol.1, P.12 (2011)「マンモグラフィ用 X 線の線量標準について」

計測部会発表　討論会　前抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「　一般撮影・血管撮影（IVR）領域　」

山梨大学医学部附属病院　放射線部
坂本　肇

1. はじめに

診断領域において患者被ばく線量を評価する場合、人体が受ける吸収線量が高い部位であり測定が比較的簡便である入射皮膚線量が指標となる。特に、血管撮影領域では確定的影響である皮膚障害を起こした事例が多く報告されていることから入射皮膚線量を評価することは重要である。

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

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

（5）吸収線量変換係数の補正：（1）から（4）により、空中での照射線量より被写体からの後方散乱線を含んだ皮膚表面での照射線量へと変換された。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。

3. 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、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し、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。

間接測定法は簡便でリアルタイムに積算線量を表示可能であるが、表示値は インターベンショナル基準点 における基準空気カーマのため入射皮膚線量への変換が必要となる。なお、推定される総入射皮膚線量は放射線皮膚障害を回避するために重要となる最大入射皮膚線量と異なる点に注意が必要である。血管撮影領域における患者被ばく線量の評価は重要であり、可能な限り簡便に多くの施設で入射皮膚線量を測定できる方法の標準化が望まれる。

計測部会発表　討論会　前抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「　乳房撮影　」

藤田保健衛生大学医療科学部放射線学科
浅田恭生

【はじめに】

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

【方法】

1)EUREF 法の半価層測定

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

2)AGD 算出のための乳房入射線量測定

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

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

K ：入射空気カーマ　[mGy]
g ：乳腺含有量 50%に相当する係数　[mGy/mGy]
s ：ターゲットとフィルタの組み合わせに関する係数
c ：乳腺含有量 50%から異なる乳腺量を補正する係数

【まとめ】

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

計測部会発表　討論会　前抄録

テーマ：診断領域標準測定法の確立について

「　X 線 CT 領域　」

東京慈恵会医科大学附属柏病院　放射線部

庄司　友和

シンポジウムでは X 線 CT 領域の標準測定法の確立と題し，以下の 2 つの測定法について述べる．

1) CTDI 測定について

X 線 CT 装置の線量測定といえば，代表的なものは Computed Tomography Dose Index(CTDI)測定である．現在の CT 装置は，撮影条件を決定すると Volume CTDI（$CTDI_{vol}$）と Dose Length Product（DLP）が CT 装置に表示される．これは，International Electrotechnical Commission（IEC）により表示するように義務づけられた線量指標である [1]．これらの値は装置管理をはじめ，装置間の線量の比較や，撮影条件の最適化の指標，被ばく低減率の把握などに利用されている．よってユーザーは CT 装置に表示される $CTDI_{vol}$ の表示値の精度を把握しておく必要がある．CTDI の測定法は周知のとおり，X 線管がファントムの周りを 1 回転することによって得られるファントム内の線量プロファイルを長尺の線量計を用いて一度に測定するという考えが基になっている．測定には長さ 10cm のペンシル型電離箱と直径 16 cm および 32 cm のアクリル樹脂製ファントムを用いて測定する方法が一般的である [2]．特に CT 用電離箱はその軸方向 10cm の区間で均一な感度を持ち，部分的に照射をしてもその容積に比例した出力が得られるようになっている．しかし，Boone ら [3]の報告によればファントム内で形成された線量プロファイルの裾野は広範囲に広がっており，10cm の電離長では測り落としがあることを述べている．またビーム幅の増大により，測り落としの割合は多くなる．このような事象に対し，American Association of Physicists in Medicine(AAPM)の Task Group 111[4]から，CTDI ファントムを 3 つ連結し，長尺ではなく小型の電離箱を用いて測定する新しい方法が報告されている．シンポジウムでは，現在最も普及している 64 列装置における CTDI 測定の現状と問題点について整理し，今後のワイドビーム化を見据えて報告する予定である．

2) アルミニウム半価層測定について

管電圧や管電流時間積の表示値が同じでも，装置が異なれば CTDI の値は同じになるとは限らない．その理由にボウタイフィルタの影響がある．通常，CT 装置の X 線管の前面にはボウタイフィルタが設置されている．これは，検出器に入射する X 線量を調整し，被写体サイズを考慮した被ばく線量と画質のバランスを保つ目的で搭載されている．このフィルタは検査目的別に厚さや形状が異なる．よってユーザーは表示管電圧の実効エネルギーの違いを知っておく必要がある．これらを調べる方法にスペクトル測定 [5]やアルミ半価層測定 [2,6]が挙げられる．シンポジウムではこれらの情報を整理し，ユーザーにとって有益な測定法とは何か述べる予定である．

参考文献

1) JIS Z 4751-2-44:2008 医用 X 線 CT 装置-安全.

2) 前川昌之, 小山修司, 新谷光男, 他:日本放射線技術学会計測分科会. 医療被ばく測定テキスト, 放射線医療技術学叢書(25), 京都, 日本放射線技術学会 2006.

3) Boone JM: The trouble with CTDI100, Med. Phys, 34(4), 1364-1371, 2007.

4) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, Report of AAPM Task Group 111: American Association of Physicists in Medicine, 2010.

5) 橘 昌幸・原口真省子: CT スキャナのビーム成形フィルタによる水および メタクリル樹脂ファントム中の吸収線量換算への影響 日放技学誌 2001; Vol.57.No1:51-58.

6) 近藤博仁, 松原孝祐, 廣澤文香, 他:X 線 CT 装置における簡便化された各種実効エネルギー評価法の比較 日放技学誌 2014; Vol.70.No1: 453-460.

入門講座

入門講座５（計測）

「放射線計測概論　−計測の目的と対象−　」

金沢大学医薬保健学域保健学系

越田　吉郎

はじめに

放射線とは，空間や物質媒質を通して波動や粒子の運動エネルギーが放射されるエネルギー伝播のことを言う．19 世紀末まで波動としての電磁波と認識されていたが，自然放射線やＸ線あるいは電子の発見により粒子としての性質の二面性を持つことが実証された．今日では，電磁波や原子および原子を構成する粒子全般を意味することとなった．

その放射線の種類を分類するのに，物理量を評価するための計測での一般的な分類は電離放射線（ionizing radiation）と非電離放射線（nonionizing radiation）の二つに分けることが主流である．「電離」（ionizing）という用語は放射線のエネルギーが空気や物質などの媒質（気体・液体・固体）を通過するとき原子や分子を電離する能力があることを意味していて，厳密な表現用語としては「電離性」が正しいかもしれない．媒質を電離させるには，原子や分子の電離ポテンシャル以上のエネルギーを必要とし，それ未満では電離は起こらない．ただ，放射線のエネルギーは，電離にのみ費やされるのではなく励起にもエネルギーが費やされ，それぞれ半々といわれている．電離放射線と非電離放射線の区別は大まかに言って，媒質中で数個以上のイオン対を生成する場合を電離放射線と言い，そのエネルギーは 100eV から 1keV の範囲である．ただし，陽電子と中性子はエネルギー領域に関係なく電離放射線とされている．電離放射線にも分類があり，大きく直接電離放射線と間接電離放射線の二つに分けている．直接電離放射線にはα線や電子線のように媒質を直接電離させる荷電粒子があり，間接電離放射線にはＸ・γ線や中性子などがあり相互作用後の二次荷電粒子による電離作用が利用される．非電離放射線は，媒質を電離させないエネルギーを持ち音波・可視光線・マイクロ波・赤外線などである．

放射線計測に用いる現象

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

診断領域の放射線に対する計測では，発光現象や電離を利用した検出器を選択している．電離を利用した検出器には，電離箱線量計が代表的である．その電離容積は電離量の関係から，診断領域では指頭型電離箱が主流であり，漏洩線量であると容積が大きい電離箱式サーベイメータが選択される．この他に，IVR 領域では面積線量計が利用され，CT

領域では電離容積が長形の CT チェンバーが利用されている．それは他の検出器には種々の理由で使用が制限されるからである．患者を模擬したファントム内で線量測定では，TLD・蛍光ガラス線量計・OSL 線量計，また患者表面での線量計側には GaF 線量計が利用されている．これら以外にシンチレーションを利用した線量計が利用されるようになってきた．

検出器は何を計測したいかで決定

診断領域での検出器であると，電離作用を利用したものと発光現象を利用したものが有用である．それらは需要に応じて製造業者の努力により，種々の製品を入手できる．

一般的に被ばくの線量を計測したいときに，どの検出器を選択するかということになるが，それは種々の目的によって異なる．職業被ばくを測定するか，医療被ばくを測定するか，一般公衆（施設からの漏洩放射線を含む）を対象とした公衆の被ばくのどれを対象とするかによって検出器が異なる．職業被ばくを測定するには，個人被ばくモニターや場の線量測定サーベイメータが用いられる．患者頭部・胸部などの一般撮影による線量，CT 検査における線量，IVR などの血管系における線量などであれば，指頭型電離箱・平衡平板型電離箱・長軸の CT chamber・面積線量計などを選択する．一般公衆への被ばく有無を計測するには電離容積の大きい電離箱サーベイメータが選択される．漏洩線量を含めた一般公衆への計測にはシンチレーションサーベイメータや GM サーベイメータは感度が良いが漏洩線のエネルギー範囲が判明していなければ，逆に感度は激減する．連続 X 線を対象に考えると，エネルギー領域で感度差があると計測は正確ではなくなるので，エネルギー依存性の小さな電離箱検出器が利用される．ただし，電離箱の壁厚が放射線のエネルギーに対応した二次電子平衡が成立していなければならない．一方，核医学では数十 keV から 1.0MeV あたりの，しかもほぼ単一エネルギーγ線や消滅放射線であれば，そのエネルギー領域に感度の高いシンチレーション検出器や GM 計数管が利用されている．それらはエネルギー領域に関して感度の低い領域があるので注意は必要となる．治療領域の放射線については，X 線・電子線・重荷電粒子などの計測には標準測定法によって計測を行っていて，気体・固体・ゲル状などの検出器が多く開発されている．

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

計測の幾何学的条件および誤差

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

専門講座２（計測）

「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

放射線のエネルギー分布（スペクトル）は，放射線と検出器との相互作用や反応により検出器の有効体積中に生じた電荷をパルス信号に変換して計測する．放射線の種類やエネルギーによりスペクトル測定に用いる検出器や信号処理回路が異なるが，ここでは医療用 X 線管装置から出力される X 線を測定対象として，検出器には一般的に用いられている高純度ゲルマニウム半導体検出器（HpGe）やテルル化カドミウム(CdTe)検出器などの半導体検出器を扱う場合を述べる．

１．　測定原理

半導体検出器は SSD(solid state detector)とも呼ばれ，発生した電気的なパルス信号の波高が入射した放射線のエネルギーに比例するため，波高値に対する計数値からスペクトルを測定することができる．X 線を電気的なパルス信号に変換する主な過程は次の通りである．

1）X 線が入射した検出器の半導体結晶内部で，光電効果やコンプトン効果により，二次電子や散乱 X 線が発生する．
2）発生した二次電子による電離作用により，多数の電子・正孔対が生成される．
3）電子・正孔対は結晶に印加された電場により電極に移動して電荷信号を出力する．

半導体結晶内部で一対の電子・正孔対を発生する際に消費される平均エネルギーは ε 値と呼ばれ，ゲルマニウムでは 2.96 eV，CdTe では 4.43 eV である．エネルギー E の X 線により E/ε 個の電子・正孔対が発生し，$1.602\times10^{-19}E/\varepsilon$ C の電荷 Q を生じる．この生じた電荷が電極に収集されるまでの移動時間 t_q はエネルギー分解能や時間分解能などの検出器の特性を左右する．

収集された検出器からの電荷 Q は X 線エネルギー E に比例し，これを既知の電気容量 C のコンデンサに蓄積した場合，コンデンサ両端の電圧 V が X 線エネルギーに比例する．この電圧 V を得るために用いるのが高ゲイン反転アンプの電荷有感型前置増幅器である．図に示した検出器からの電荷は出力電流 i として回路を流れる．

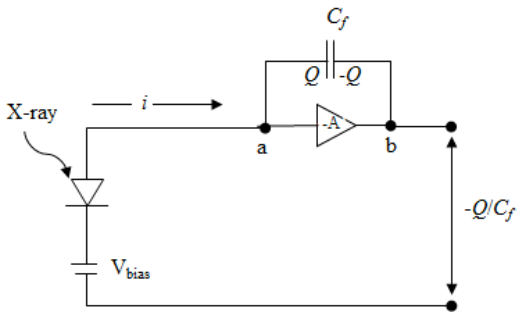


図　電荷有感型前置増幅器

a に流入した電流は反転アンプによりコンデンサ C_f に蓄積され，b での電位 V は電流パルスの 1 個の電荷に比例する $-Q/C_f$ となる．この出力は数 mV で雑音が大きいため，波形整形増幅器により帯域フィルタで雑音除去して増幅した後にアナログデジタル変換器(analog-to-digital converter: ADC)でデジタル値に変換する．

近年ではデジタルベースの計測システムが普及し，前置増幅器からの出力を高速でデジタル処理する技術として，フィールドプログラマブルゲートアレー(field programmable gate array：FPGA)やデジタルシグナルプロセッサ(digital signal processor: DSP)が用いられている．アナログ処理と比較して高い計数を得ることができ，波形整形のフィルタの最適化や増幅率などの設定をソフトウエア制御できる．

このデジタル化された検出器からの信号は，多重波高分析器(multi channel analyzer: MCA)により電圧波高値の分布が得られる．波高値は検出器内に吸収した X 線エネルギーを反映するが，X 線と検出器との相互作用が単一で起こることはほとんどなく，相互作用に伴う特性 X 線やオージエ電子も含めて複合的に観測される．

２．　スペクトル補正

観測された X 線スペクトルは，検出器内の吸収エネルギー特性や電荷収集および信号処理過程に起因する波形歪みなどにより，検出器に入射する X 線スペクトルとは異なる．そのため，単一エネルギーの X 線が検出器に入射した場合の吸収エネルギーをモンテカルロ計算により求め，ピールオフ(peal off)解析によりアンフォールディングする．観測 X 線スペクトル $M(E)$ は，入射 X 線スペクトル $I(E)$ に応答関数 $R(E)$ を乗じたものとして表され，入射 X 線スペクトルは $I(E)=M(E)\cdot R(E)^{-1}$ で求めることができる．応答関数 $R(E)$ は，検出器内の吸収エネルギーとエネルギー分解能などの要因を考慮して決定する．

３．　X 線スペクトルの応用

測定した X 線スペクトルは，X 線画像特性や被曝線量の評価などに利用される．その目的に応じて X 線スペクトルを以下の諸量に変換するが，測定結果を適確に利用するためには，これらの変換過程の理解を深めることが重要である．

1) 全光子数
2) 全強度
3) 照射線量
4) 実効エネルギー
5) 平均エネルギー
6) 吸収エネルギー
7) 空気カーマ
8) 吸収線量

専門部会合同シンポジウム　抄録

JSRT学術委員会企画『専門部会合同シンポジウム』
Scientific Sections Symposium

研究テーマとして考える「画像診断における読影の補助」

The efficacy of interpretation support of radiogram is a research theme as JSRT

１．背景：日本放射線技術学会が考える読影の補助

２．画像部会：診療放射線技師による画像のチェックが「読影の補助」と認められるための条件とそのための研究課題

３．核医学部会：核医学における読影の補助に関するエビデンスの構築

４．放射線治療部会：放射線治療の臨床成績向上への補助

５．撮影部会　消化管：診療放射線技師による読影補助（レポート記序）の課題

６．撮影部会　一般：マンモグラフィ検診における技師読影の有用性

７．撮影部会　CT：肺がん CT における読影の補助とその有効性

８．計測部会：読影補助に役立つ線量測定

９．放射線防護部会：読影の補助から考える撮影線量の最適化
〜適切な撮影範囲と線量の関係〜

１０．医療情報部会：読影の補助となる画像情報の品質担保と精度管理を行うための検像とガイドライン

期　日：４月１７日（金）１４：５０〜１６：５０

会　場：パシフィコ横浜　Ｆ２０２室

Scientific Sections Symposium（専門部会合同シンポジウム）

The efficacy of interpretation support of radiogram is a research theme as JSRT
研究テーマとして考える「画像診断における読影の補助」

座長：土井　　司（学術委員長・大阪大学医学部附属病院）

［座長提言］

The Efficacy of Interpretation Support of Radiogram is a Research Theme as JSRT
研究テーマとして考える「画像診断における読影の補助」

Department of Medical Technology, Osaka University Hospital　Tsukasa Doi
大阪大学医学部附属病院　　土井　司

厚生労働者から通知された「画像診断における読影の補助」に対する日本放射線技術学会の取組みとして，この業務がチーム医療としてどのような効果が得られるのかのエビデンスを構築することであると考えている．そのために，専門部会が中心になって実施効果を科学的にどのように検証できるかを模索しなければならない．本シンポジウムでは，技術学としてどのような研究課題や研究テーマを示すことができるのか．そのして，どのような形でエビデンスを導くための活動が可能になり，会員の知的好奇心を高揚させ，学術研究活動に刺激を与えることができるのかを提示していただきます．今年度から部会と名称を変更したこともあって，専門部会の存在価値と活動指針を示すシンポジウムになることを期待している．

1．背景

The Efficacy of Interpretation Support of Radiogram That JSRT Recommend
日本放射線技術学会が考える読影の補助

Department of Medical Technology, Osaka University Hospital　Tsukasa Doi
大阪大学医学部附属病院　　土井　司

2010 年 4 月 30 日付の医政局長通達にて，診療放射線技師に 1.画像診断における読影の補助と2.放射線検査等に関する説明,相談がスタッフ間の連携,補完を一層進めるチーム医療の推進として通知された．これを受けて JSRT- JART では協議のうえ，「読影の補助(診療の支援となる行為)」はチーム医療として本来の診療放射線技師の責務である」との基本理念から「画像診断における読影の補助とは，チーム医療の一員として科学的根拠に基づいて，医師をはじめ医療スタッフに読影に関わる有益な情報を提供すること」との定義を導いたが公表に至っていない．特に，JSRTでは本来の診療放射線技師業務である科学的根拠に裏付けされた情報の提供，画像工学をはじめ装置の事象のメカニズムや理論に対する基礎知識の修得や撮影プロトコルの構築などの専門技術能力の向上と開発が本務であって，「読影の補助」＝「読影」と安易に捉えてはいけないと考えている．

2．画像部会

Requirements for the Acceptance to Utilize Radiological Technologist's Report as a Reading Assistance and the Research Goals for the Validation of Radiological Technologists' Ability

診療放射線技師による画像のチェックが「読影の補助」と認められるための条件とそのための研究課題

Faculty of Life Sciences, Kumamoto University　Junji Shiraishi

熊本大学大学院　白石 順二

平成 22 年 4 月 30 日に厚労省から「医療スタッフの協働・連携によるチーム医療の推進について」(医政発 0430 第1 号)が通達され，そこで診療放射線技師の画像診断における読影の補助が推奨されて以来，診療放射線技師による画像の読影を推し進める機運が高まっている．しかし，医用画像の読影は，患者さんの生命に関わることであり，画像診断に関して専門の教育を受けていない診療放射線技師が読影をしても，その行為が果たして医師の補助に成り得る のか，また，患者さんにとって不利な結果とならないのか，という点について，慎重に検討する必要がある．この講演では，診療放射線技師による画像のチェックが「読影の補助」として認められ，医師にも許容されるためには，どのようなエビデンスが今後，必要となるのか，また，そのエビデンスを提示するためには，どのような研究が必要かということについて，臨床画像の評価という観点から，議論を進める予定である．

3．核医学部会

Establishment of the Evidence for the Efficacy of Interpretation Support of Radiogram by Nuclear Medicine Technologist

核医学における読影の補助に関するエビデンスの構築

Ibaraki Prefectural University of Health Sciences　Hiroyuki Tsushima

茨城県立医療大学　　對間 博之

我々が日々行っている画像診断とは，ある「目的」を持った主治医からの依頼に始まり，診断医がその目的に対して所見という「結語」を示すことだと考えてみると，画像に医学的な解釈を加える「考察」こそが，読影業務と考えられる．この読影業務に必要になる画像は，科学的な「方法」で得られた「結果」であることが前提と考える．よって，核医学に携わる診療放射線技師が「読影補助」を考えていくうえで，まずは，核医学画像や機能解析値を医師に提供する場合の「方法」や「結果」が十分なエビデンスに基づいているか，今一度，考える必要がある．核医学領域では，画像の収集，画像再構成，機能解析，表示など様々なプロセスにて診療放射線技師の技術や知識が必要になってくる．本シンポジウムでは，それぞれのプロセスにおいて，さらにエビデンスの構築が必要な部分に焦点をあてて，核医学領域における読影補助に関して皆さんと一緒に考えてみたい．

4．放射線治療部会

Does Radiation Technology Improve Clinical Outcome

放射線治療の臨床成績向上への補助

National Cancer Center hospital East　Takaki Ariji

国立がん研究センター東病院 有路 貴樹

放射線治療において「読影の補助」は「治療計画の補助」が適当である．しかし研究テーマとして考えた場合は「読影の向上」が相応しく治療においては臨床成績の向上となる．CT 画像を用いた治療計画が一般的に行われている．しかし医師による臨床的標的体積の決定には不確かさがあり，これを定量的に行える技術が求められる．例えば PET 画像による定量的に腫瘍の範囲を同定することや CT 画像においてもサブトラクションやデュアルエナジーにおける 病巣進展を同定することは医師間の誤差が少なくなり，臨床成績は向上すると考える．リスク臓器においてはアトラスベースによる自動輪郭取得の技術が臨床においても使用され始め，動きのある臓器を的確にとらえる技術も利用される．照射技術においても分子イメージ等を利用して高線量を照射する研究がなされている．また画像誘導放射線治療技術も臨床成績向上が期待され臨床試験が行われている．

5．撮影部会：消化管

The Challenge of Radiological Technologist While Assistant in Gastric Mass Survey Report Writing

診療放射線技師による読影補助(レポート記序)の課題

Yokkichi Medical health Care Clinic　Takashi Nishikawa

四日市健診クリニック　西川 孝

Department of Gastroenterology, Mitaki Central Hospital　Shintaro Yamada

医療法人尚豊会みたき総合病院消化器内科 山田 晋太朗

Department of Radiology, Mitaki Central Hospital　Hiroki Murata

医療法人尚豊会みたき総合病院消化器内科 村田 浩毅

Department of Gastroenterology, Yokkichi Medical health Care Clinic　Akiko Okada

医療法人尚豊会 四日市健診クリニック消化器内科　岡田 明子

Department of Gastroenterology, Yokkichi Medical health Care Clinic Katuma Yamanaka

医療法人尚豊会 四日市健診クリニック消化器内科　山中 勝馬

1．はじめに診療放射線技師の業務に『読影の補助』が謳われて5年が経ち，さまざまなところでその有用性が議論されている．そこで今回我々は，検診業務での読影補助に関する課題を，胃部 X 線検診を中心に遡及的な検討をしたので報告する．2．方法 胃部 X 線検診における読影補助の技師間格差及び読影介助方式による結果成績の差について検討するため，読影医の診断結果をもとに読影補助方式に於ける所見の一致率の違いと確定診断の得られた症例から技師による一次読影成績差を感度と特異度で検証した．また他の観点か らも検討を加えた．3．結果 胃部 X 線 検査では感度，特異度とも専門技師認定資格者の成績が良く，経験年数や症例経験数との相関はなかった．4．考察 検診業務における画像診断の読影補助では，その精度の維持には一定以上の知識・能力の担保で，技師間の読影精度格差について検証する必要がと思われた．

6．撮影部会：一般

The Validity of Interpretation by Radiological Technologist in Mammography Examination マンモグラフィ検診における技師読影の有用性

St.Luke's International Hospital　Eriko Unai
聖路加国際病院　宇内 衣里子

私たち診療放射線技師は画像解剖や病理病態の知識に加え,私たちの専門領域である技術学などを生かすことにより,臨床診断の信頼度の向上に貢献できる.また,日常的に画像に触れていることから読影補助という形での貢献も期待される.マンモグラフィでは,欠像がなく,乳腺組織が伸展されている画像が要求される.しかし,乳房は彎曲した胸郭の上にあるためブラインドエリアが存在すると言われており,乳腺組織全体を欠像なく描出しているか,目的所見を適切に描出しているかの判断は撮影技師に任されているのが現状である.今回は当院での試みも含め,現状を紹介しながら, 技師読影に対してどのような課題や研究テーマを考えることができるのかを一緒に考えていきたい.

7．撮影部会：CT

Certified Radiologic Technologist's Assisting on LDCT Screening
肺がん CT における読影の補助とその有効性

Fukujuji Hospital. Japan Anti-Tuberculosis Association/Funabashi Futawa Hospital　Kouzou Hanai
結核予防会 複十字病院／船橋二和病院　花井耕造
Funabashi Futawa Hospital　Toru Matumoto
船橋二和病院　松本　徹
Funabashi Futawa Hospital　Yoshihisa Muramatsu
船橋二和病院　村松禎久
Funabashi Futawa Hospital　Kouhei Murao
船橋二和病院　村尾晃平

日本のがん死亡数は年間 36 万人を超え，その中で肺がんは全がん死の20%を占めている．NPO 法人肺がん CT 検 診認定機構では CT 検診の普及による肺がん死の低減を目指して肺がん CT 検診認定医（以下，CT 検診認定医）と肺が ん CT 検診認定技師（以下，CT 検診認定技師）の育成を行っている．CT 検診認定技師の育成は 2009 年より始まり 2014 年 7 月で第 12 回定期講習会を終了し，その数は 1034 人である．CT 検診認定技師の業務は CT 検診認定医との 連携の基に，1）CT 検診における線量低減を軸とした最適スキャン条件による検診の実施， 2）肺がん候補結節に対する Thin-section 画像の作成，3）CT 装置の安全管理・線量管理， 4）CT 検診画像データに対しする肺がん候補結節の一次検出の 4 つにある．本報告では特に 4）の検診現場における検診能率の向上を目的とした認定技師による1次検出，認定医による責任読影という新しい検診体制の構築について述べる

8．計測部会

Radiation Dose Dosimetry and Evaluation for the Assistance in Image Interpretation

読影補助に役立つ線量測定

Department of Radiology, Kanazawa University Hospital　Kimiya Noto

金沢大学附属病院　　能登 公也

厚生労働省は質が高く，安心で安全な医療を提供するためにチーム医療を推進する観点から「医療スタッフの協働・連携によるチーム医療の推進について」（医政発 0430 第 1 号）を平成 22 年 4 月 30 日に公表した．この通知では診療放射線技師に対し，（1）画像診断における読影の補助を行うこと，（2）放射線検査等に関する説明・相談を行うことが求められている．読影の補助に関しては医師が必要とする検査目的に応じた画像を提供することが重要であり，部位毎に最適な撮影条件を追及する必要がある．特に一般撮影や透視検査，CT 検査などの X 線検査では放射線被ばくが伴うため，最適化を行う上で適切な線量評価が求められる．線量評価は 2 つ目の放射線検査等に関する説明・相談にも通じており，チーム医療における診療放射線技師にとって不可欠である．本発表では線量について，測定法や評価方法について解説する．

9．放射線防護部会

Optimization of Medical Exposure for Assistance to Reading - Suitable Exposure Length and Dose--

読影の補助から考える撮影線量の最適化 ～適切な撮影範囲と線量の関係～

Cent-Medical Associates LLC/National Hospital Organization Nagoya Medical Center Clinical Research Center

Yoshiaki Hirofuji

ｾﾝﾄﾒﾃﾞｨｶﾙ･ｱｿｼｴｲﾂ LLC ／国立病院機構名古屋医療センター 臨床研究センター　広藤 喜章

診療放射線技師が画像診断を学びスキルアップすることは，医療全般の向上を担う意味でも有用と考えられる．しかし，読影を行う業務は医師であり，その責任も医師にあることは言うまでも無い．診療放射線技師の最も重要となる業務は，診断に適した画像を提供することである．
様々な疾患に対し，診断に必要な検査や画像とはどのようなものなのかを知らなければ，職種として責任を果たしていることにはならない．

放射線診療では，患者の防護において，同じ人間がリスベネフィットを受けることになる．したがって，診療の目的にふさわしい最適な撮影範囲や画質を把握すると共に，その被ばく線量についても認識する必要がある．放射線検査における被検者被ばく線量の管理や最適化は診療放射線技師の責務であり医療安全の質の向上に繋がる．診断に適切な撮影と線量の関係 について考えたうえで，放射線防護の視点から読影の補助に必要となる知識をまとめる．

10．医療情報部会

The Guideline and Kenzo to Guarantee the Business Quality Necessary for the Aid of Diagnostic Imaging

読影の補助となる画像情報の品質担保と精度管理を行うための検像とガイドライン

Department of Radiology and Medical Informatics, Osaka Medical Center for Cancer and Cardiovascular Diseases

Minoru Kawamata

大阪府立成人病センター　川眞田 実

厚生労働省から出されている「医療情報システムの安全管理に関するガイドライン」には法的に保存義務のある画像情報などの電子保存要件として真正性，見読性および保存性の確保の 3 つの基準が示されている．特に，真正性については虚偽入力，書換え，消去および混同が防止されており，作成(確定)責任者が明確であることが求められている．これを受けて，放射線技術学会からの「画像情報の確定に関するガイドライン」では読影を支援する目的で確定前に撮影した画像を確認し，必要に応じて修正や削除を行う行為として検像という言葉が定義され，確定のタイミングについて明確にすることが求められている．本シンポジウムではこの確定のタイミングになるであろう検像という行為に着目して，画像情報の品質が担保できる環境を構築し，撮影現場で得られた情報や画像から得られた情報を組織内で共有する仕組みの紹介と情報を利活用することの重要性を述べる．

計測分科会/放射線防護分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会

医療放射線防護と診断参考レベル

Diagnosis reference levels in medical radiation protection

総合病院国保旭中央病院　診療技術部放射線科
五十嵐 隆元

1. はじめに

医療における患者の放射線防護は，正当化と最適化という 2 つの大きな放射線防護原則に基づいている．International Commission on Radiological Protection （ICRP）は医療被ばくについては，正当化された検査を ALARA （as low as reasonably achievable ）原則により，経済的，社会的要因を考慮に入れできる限り低い線量に保ち，最適化するよう勧告している．

その後 ICRP は放射線診断における防護の最適化を推進するために，患者に対する Diagnostic reference levels（DRLs）の使用を Publication73[1)]で勧告した．しかしながら，我が国は DRLs の設定が他国に比べ遅れているのが現状である．また国際原子力機関（International Atomic Energy Agency : IAEA）の Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards （BSS）においても，今までの最適化の概念であったガイダンスレベルに替えて，DRLs を線量最適化のためのツールとして採用している[2)]．我が国では DRLs は「診断参考レベル」と訳され，用いられている．本稿では DRLs の概念の理解を進めるため，その概要をできるだけ平易に述べることにする．

2. Diagnostic reference levels（DRLs）とは

それぞれの撮影に対し，定められた標準的な体型もしくは標準ファントムにより，多施設における測定ベースによって得た線量値の分布を取り，その中のある特定の百分位数に上方値のレベルを設定したものをいう（Fig. 1）．Fig. 1 では 75 パーセンタイル値が上方値として設定されており，一般的にも 75 パーセンタイル（第 3 四分位数）が用いられている．

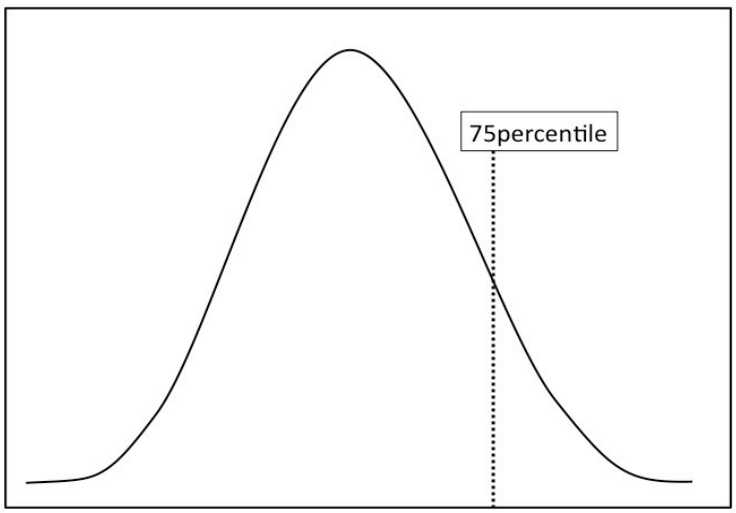


Fig 1.　Diagnostic reference levels

また最近では，上方値だけでなく下方値も設定した診断参考レンジ（Diagnostic reference Ranges（DRRs））と言う考えも始まっている（Fig. 2）[3]．DRRs は，小児の撮影やマンモグラフィのような，放射線感受性が比較的高く医療被ばくに対して大きな注意が払われる撮影について適用されている場合が多い．これは必要以上に線量を下げ過ぎて，線量不足により診断価値を損なうことを避けるために設定されている．ただし，近年のデジタル化の普及により，あらゆるデジタル撮影においても，このようなことが起こり得るようになってきており，今後は多くの DRLs が DRRs に推移していくようにも思える．

DRLs について理解し易くするために， 以下にその特徴を列記する[4]

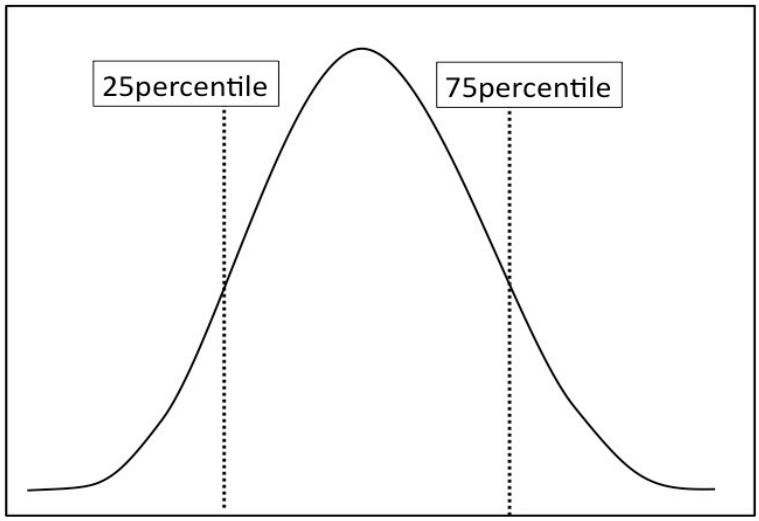


Fig 2. Diagnostic reference ranges

2.1 基本的事項

- ICRP publication73（ICRP, 1996）[1] で DRLs という概念が導入された
- 規制的な目的ではなく，線量限度または線量拘束値ではない
- 対象には，放射線診断と診断核医学が含まれ，放射線治療には適用しない
- 基本的には確率的影響がその対象となる
- IVR での診断参考レベルは原則として，不必要な確率的影響リスクの回避に対する患者線量の管理を推進するために用いる
- IVR での確定的影響（放射線誘発皮膚損傷等）の管理にまでは適用しない

2.2 DRLs の設定

- DRLs の設定は，医療の専門団体によってなされる
- 患者や標準ファントムにおいて観察された線量分布のパーセンタイル（百分位数）点を用いる（一般的な初期値は 75 パーセンタイルが用いられている）（図1）
- 各施設で確認ができるように，シンプルな標準ファントムや，放射線診断での典型的なサイズの患者の表面における，空気カーマまたは組織等価物質の吸収線量のような，簡単に測定できる線量値を用いる
- 一般撮影などにおいては，入射表面線量（Entrance Surface Dose）や線量面積積（Dose Area Product），CT ならば CTDIvol や DLP などのパラメータが，DRLs の表現にはよく用いられている
- 診断核医学では投与した放射能量を用いる

2.3 DRLs の運用

- DRLs は，個々の患者被ばくには適用しない（標準的な患者サイズであるとか標準ファントムで設定されているため）
- DRLs は，診断価値を担保した線量値でなくてはならない

・ 患者の臨床状態によっては，その際の線量が正当化されるならば， DRLs よりさらに高い線量になってしまってもよく，そのような柔軟な運用が可能である

2.4 注意事項

・ DRLs は放射線リスクの指標ではない
・ 線量の最適値や拘束値ではない
・ 多くの場合は上方値のみが示されており，下方値は示されていない
・ 良好な診療と不十分な診療を区分する線引きに用いてはならない
・ 小児では，年齢，身長，および体重によって区別した詳細なグループについてDRLs を設定しなければならない
・ DRLs の指標となる値の再評価は，定期的に行われなければならない
・ 国(National) や地域(Local) 各々で設定する事ができる（National DRLsとLocal DRLs）
・ Local DRLsとNational DRLs が乖離している場合には，再検討が必要である

つまり，従来のガイダンスレベルとは異なり，DRL は実際の線量調査データに基づいて設定されるものであり，かつ柔軟な運用が認められている．防護の最適化を確認するには最適のツールであると考えられる．

3．DRLs に関する問題点

3.1 レベルの設定について

撮影の標準化も防護の最適化には，大変有効である．標準化が先行しているマンモグラフィを見ても，標準化は施設間での線量の分散を小さくする効果があるようである．このように，標準化が進んでいる撮影にまで，一般的に用いられている 75 パーセンタイルによる DRLs の設定では，かなり厳しい線量値に上方値が設定されることになる（Fig. 3）．また，同様に DRLs が普及・浸透することでも，線量の分布の幅が小さくなる事が予想される．あくまで75 パーセンタイルは初期値の一つと考えるべきかも知れず，線量の管理の進んでいるマンモグラフィの分野では，95 パーセンタイルを用いている報告もある [5]．このあたりは柔軟な対応が必要と考える．

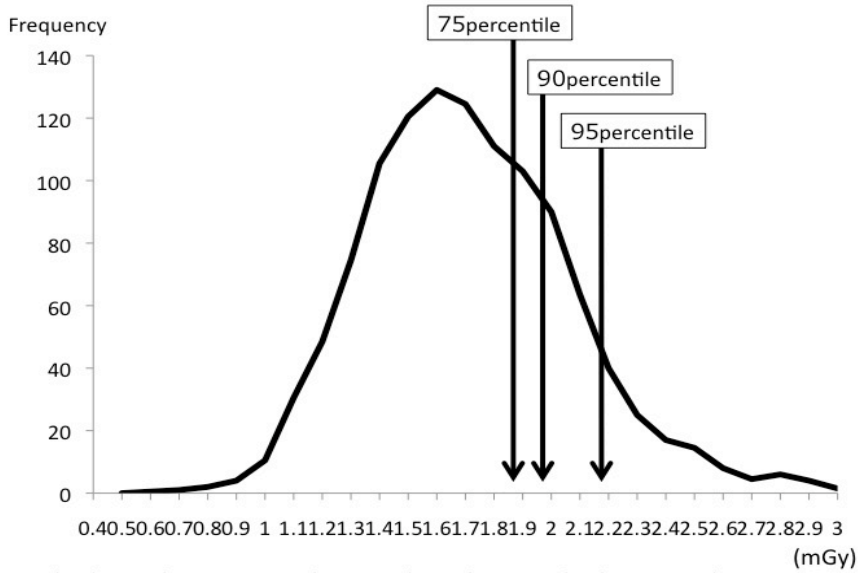


Fig.3 The data in the mammography, using the 75th percentile, the upper value is not very rational.

通常，DRLs は上限値のみの設定であるが，撮影システムのデジタル化が進み，線量の過多がフィルムの濃度の過多として現れなくなり，適正な線量の概念がわかりにくくなってきている．線量を減

らしすぎて診断能が損われるような画像も作成することができるようになっている．そのためにも，デジタルに関しては下限値も設定する必要があると考える．これは，通常のプロトコールより線量を低減しなくてはならない小児の CT でも同様である．このように，上方値に加え下方値も設定する方法を，診断参考レンジ（Diagnostic reference range : DRR）という（Fig. 2）．

3.2　Local DRLs について

Local DRLs については，諸外国のように国土が広大で，地域格差等が大きいところでは有用であるが，我が国のように国土が狭く，放射線診療に関する格差がそれほど大きくない場合は，Local DRLs は必要なく，National DRLs だけで十分なのではないかと考える．

次に，新たなデバイスや検査法にどれだけ迅速に対応できるかも大きな課題であり，迅速かつ柔軟に対応できるシステムの構築が必要であろう．

3.3 認知度の問題

最も大きな問題点であるが，放射線防護に対してそれほど積極的でない医療放射線関係者の間では，（たとえ診療放射線技師であっても）DRLs の概念が正しく認知され普及しているとは思えない．いくら DRLs を設定しても，医療現場で正しく運用されなければ，何の意味もなさない．DRLs の概念を正しく理解し，正しく運用されてこそ線量の最適化が進むものである．

4.　よく見かける DRL についての認識の誤り

ここ最近，さまざまな所で，DRLs について話をする機会があったが，以下のように誤って認識されている場合が時折あった．

4.1　施設の Local DRL?

それぞれの医療機関では，さまざまな体格の患者が来る．体格が小さければ線量は少なくなるし，体格が大きければ線量は多くなるのが一般的である．医療機関でのある撮影法における実施線量（すなわち，あらゆる体格での線量）の分布を取り，その 75 パーセンタイル値を「施設の Local DRLs」と称していたり，National DRLs と対比させるというような，概念の根本的な誤りがしばしば見受けられている．

4.2　DRLs で設定された上方値の取扱いの誤り

設定された DRLs の値は，一般的には 75 パーセンタイル値（検査種によっては 90 や 95 パーセンタイル値も用いられる）であり，平均値や中央値ではない（Fig. 4a,b）．したがって，DRLs の値を代表的な値と捉えたり，もともとしていはいけないことであるが DRLs の値でリスク評価をしたりするのは，原則的に誤りであると考える．

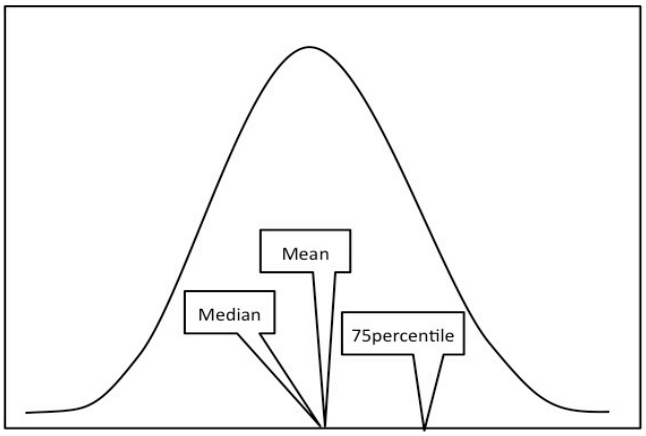


Fig 4-a.　Mean, Median, and 75percentile. In the case of normal distribution.

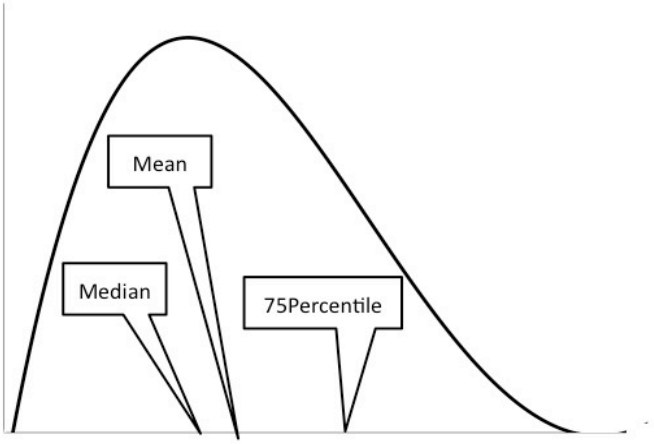


Fig 4-b. Mean, Median, and 75percentile. The case was not a normal distribution

4.3 国際比較

DRLs は標準体型または標準ファントムで設定するものである．国際的に統一された標準ファントムにより設定された撮影法の DRLs なら問題ないが，我が国固有の標準体型で設定された DRLs の場合は，多少注意が必要である．

民族差や食生活等により，それぞれの国民には体格差がある（Table.1）[6,7]．標準体型により設定された National DRLsは, それぞれその国の標準体型に基づいて設定されるので, それぞれの国のNational DRLs には体格の違いによる差が含包されている可能性があることに注意すべきである．

	Japan		United States	
	Male	Female	Male	Female
Hight (cm)	170.9	157.9	176.8	163.1
Weight (kg)	70.5	54.7	91.0	76.2

Table.1 Measured average height and weight for adults ages 40-49 years in Japan and United States.

5. 各施設で運用するにあたって

まずは DRLs の概念を十分理解していただく必要があると考えている．また，線量計等必要な線量計を有していない医療施設も多々あるものと考えている．したがって，DRLs を作成する際に用いた線量測定法による線量の確認ができない施設も多々あると考えられる．

しかしながら，実際に各医療現場で DRLs と自施設の線量を確認してもらわなければ最適化は進まないわけであるが，医療現場で「そのような線量測定はできないよ」で終わってしまうことを危惧する．

DRLs 設定の目的は最適化の推進であり，各医療施設でとりあえず確認してもらうことが最適化に向けては最優先である. そのためにはDRLs 設定に際して, 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME) 側で行った線量測定法でなくとも，とりあえずはNDD や Impact 等による線量推定やモダリティでの表示値を用いて確認することから始めても良いのではないかと思っている.

6. まとめ

従来わが国では，最適化というと「線量低減」と現場では考えられているケースをしばしば見かけた．しかしながら実際には，最適化イコール線量低減ではない．その意味でも，最適化のツールとしてDRLs は非常に良いものと考えている．しかしながらわが国ではDRLs の設定が欧米諸国に比べ立ち遅れており，その概念も医療現場で十分周知されているとは言えない.

2010 年に医療放射線関連学会・国立機関・職能団体・行政機関などによる緩やかな連合組織として，J-RIME が組織され, 医療被ばくに関するさまざまな研究情報を収集し，これらの情報をお互いに共有ことを目的として活動が始まり[8]，2014 年 8 月にはDRLs 設定のためのワーキンググループが活動を開始し，その後会合を重ねている.

我が国の National DRLs 設定も，JRC2015 で一部のリリースが始まる予定です．是非とも多くの医療施設でDRLs を有効にご活用いただき，その結果として我が国の医療被ばくにかかわる線量の最適化がより一層推進されていくことを願ってやまない.

参考文献

1. International Commission on Radiological Protection. Radiological Protection and Safety in Medicine. ICRP Publication 73. Ann. ICRP 26 (2), 1996.
2. International Atomic Energy Agency. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. General Safety Requirements Part 3, No. GSR Part 3, Vienna, 2014.
3. Goske MJ, Strauss KJ, Coombs LP, et al. Diagnostic Reference Ranges for Pediatric Abdominal CT. Radiology 2013; 268(1): 208–218.
4. 五十嵐隆元. 医療放射線防護と診断参考レベル． 日本放射線技術学会放射線防護分科会誌 第 39 号， 40－42,（2014）
5. Hauge HR, Bredholt K, Olerud HM. New diagnostic reference level for full-field digital mammography units. Radiation Protection Dosimetry, 157(2), 181–192, 2013.
6. 厚生労働省． 平成 24 年度国民健康・栄養調査． (2013)
7. U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Health Statistics Anthropometric Reference Data for Children and Adults: United States, 2007–2010, Data From the National Health and Nutrition Examination Survey. 2012.
8. 医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)．ニュースレター らいむらいと創刊号（平成 23 年）

計測分科会/放射線防護分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル（diagnostic reference level: DRL）を考える」

装置表示線量値の持つ意味とその精度

名古屋大学　脳とこころの研究センター
小山　修司

１．はじめに

現在，X線 CT では，スキャン条件を決めると Computed Tomography Dose Index（CTDI）をベースとした CTDIvol と Dose Length Product（DLP）が CT 装置で表示される．これは, International Electrotechnical Commission（IEC）が市販装置にその表示を義務づけたことによるが，これまで，これらを用いて装置間の線量の比較や，スキャン条件の最適化，新しい技術の効果の検証などが行われてきた．今後は，これら線量指標が DICOM データに収載され，また，データベース化により我が国の医療被ばくの把握や自施設の状況の認識に繋がることになるであろう．すでに，米国ではこのような試みが始められている．ここでは，あらためて CTDI や DLP の意味について考え，どのように扱って行くと良いか考える機会としたい．

２．Computed Tomography Dose Index（CTDI）

CTDI については, 読者の皆様もよくご存知かと思うが, 復習のためにいま一度解説したいと思う．実際のX線 CT 検査では，１回の撮影において，被射体内の１点１点が，体内で形成される線量プロファイルの線量を寝台の移動とともにすべて吸収して行く. これを考慮して, 規定のファントム中で，長尺の CT チェンバーを用いて１回転により，線量プロファイルに相当する線量を測定・評価するものが CTDI である．ファントムは，アクリル樹脂製で，腹部相当の直径 32cm のものと，頭部相当の直径 16cm のものがあり，軸方向長さはいずれも15cm となっている．CT チェンバーの電離部分の長さは 100mm と規定されており，これを用いて測定された CTDI を $CTDI_{100}$ と定義している．$CTDI_{100}$ について以前からいわれている問題点は，線量プロファイルの裾野の部分が体軸方向スライス中心から離れてもなかなか落ちきらず, 100mm の検出では，かなりの部分を測り落としているということである[1]．体軸方向のビーム幅が広がっている現在では，さらにこの影響が大きくなるものと考えられる．ただ，これについては, CTDI が実際の被ばく線量を正確に求めたいのか，指標として同じ規格で評価してそこから何らかの方法を用いて被ばく線量と関係づけるかといったところで，後者の考え方を採用しているものと考えられる. さらに，この件に関して付け加えると，American Association of Physicists in Medicine（AAPM）の Task Group 111 報告書[2]において，長尺ではなく小型の電離箱を用いて，ファントムは軸方向 15cm のものを 3 個連結したものを，十分な長さ分，寝台移動して測ることが推奨されている．

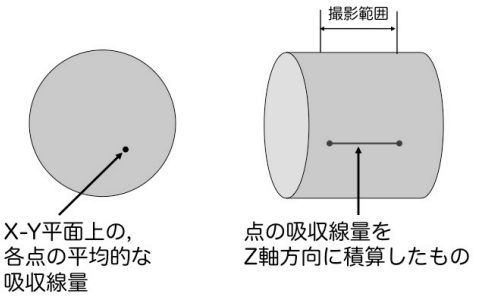


Fig.1　CTDIvol，DLP の持つ意味

CTDI ファントムには，横断面中心と表面から 1cm の深さ（0，3，6，9 時方向）に線量計の設置孔が設けてあり，それぞれ，CTDI100, c，CTDI100, p（4 箇所平均）として値を得て，さらに前者の 1/3，後者の 2/3 を加算して CTDIw と定義する．この加重平均の係数は，実際のファントム内での線量比がその数値と同じになるように設定されたものであり，この計算により CTDIw は，ファントム内の各点での平均的な吸収線量（空気吸収線量で表した）を示していることになる．なお，実際のスキャンにおいては，ピッチファクターにより，X線管 1 回転あたりの寝台移動が体軸方向ビーム幅に対して大きかったり小さかったりするため，本来の 1 点の吸収線量を求めるために，CTDIw をピッチファクターで除して CTDIvol とする．さらに，これに体軸方向スキャン範囲を乗じたものが DLP となる．これらの表すものを Fig. 1 に示す．DLP で認識すべき点は，容積線量を表すものでなく，それに比例はするが，あくまでも線上の積分線量であるということである．被験者の被ばく線量という観点では，実効線量と大まかに関係し，DLP に乗じることによって，実効線量に換算する係数も存在する．

３．装置表示の CTDI と DLP

冒頭にも述べた通り現在市販されているＸ線 CT 装置では，スキャン条件を設定した段階で，CTDIvol と DLP，さらに場合によって Dose Efficiency（DE）が表示される．DE は，体軸方向のＸ線ビームの利用効率を表し，名目上のビーム幅をアイソセンターでの線量プロファイル半値幅で除した値で表すものである．DE は，有限なＸ線管焦点により形成される反影部分のＸ線を利用しないことによって発生し，特に体軸方向の 1 列あたりの検出器幅が小さいときに大きくなる．

CTDIvol と DLP について，装置表示値と実測値の関係を比較して行く上で，いくつか考慮すべき点がある．それらについて，述べて行こうと思う．

まず，双方での CTDI 測定時の幾何学的配置がどのようになっていたか，すなわち，寝台に載せて測ったものか，特別なアタッチメントなどを用いて測ったものかという問題である． CT 寝台は重い被射体が載ってもたわまないように，しっかりとした構造になっている．それゆえ寝台のＸ線吸収も比較的大きく，あるものでは 15～20%のＸ線吸収率を有する．これにより，CTDI ファントムにおける 9 時方向の $CTDI_{100}$ の値が低下する．現在は JIS 規格において装置表示についても寝台上で測定することとなっているが，ある程度古い装置では寝台を使用していない値が示されている場合があると思われる．一方，実測ではその簡便さから寝台を使用することが多く，これらが差異の原因となりうる．

また，先にも述べた DE の取扱いも考慮すべき点と考える．CT チェンバーによる測定値は，ビーム幅に対応する校正定数を乗じて，さらに空気吸収線量（もしくは，空気カーマ）に変換する．装置表示値と実測値双方で，本来のビーム幅に対応する校正が行われているかどうかが問題となる．

さらに，シングルスキャンで測定が行われることを考えると，１回転におけるＸ線の立ち上がり立ち下がり成分による

Table 1 文献による CTDI と DLP の装置表示値と実測値

	CTDIvol		
資料	表示（mGy）	実測（mGy）	実測を基準とした差異（%）
A	21.2	21.8	-2.8
B	24.1	23.3	3.4
C	43.8	44.36	-1.3
D	22.25	25.16	-11.6
E	37.1	35.27	5.2
F	8.56	7.62	12.3
	DLP		
	表示（mGy·cm）	実測（mGy·cm）	実測を基準とした差異（%）
G	146.3	140.56	4.1
H	223.74	206.48	8.4

オーバーラップ分が，装置表示値と実測値双方で同じ取扱いになっているかということも差異に影響すると考えられる．これは，DLP においてはオーバーレンジングとして体軸方向で考慮すべき項目となる．

以上のことを理解した上で，様々な文献[3-6]および著者の検討のうちの一部を Table 1 に示した．各資料は，装置も条件も様々であるが，腹部もしくは胸部 CT を意識したものであり，したがって，ファントム径は 32cm のものである．装置表示値と実測値の間の差異に，一定の傾向はなく，その幅は±10%程度であることがわかる．文献によっては，さらに大きな差異を示すものもあるが，概ねこの程度の範囲にあると考えて良いであろう．

４．おわりに

CTDI は古くに考案されたものではあるが，現状で，世界的に共通して使用できる線量指標である．今後もこれらが使われ続けるのであれば，ユーザーも積極的に実測を行い，装置表示値と擦り合わせをしながら，双方の差異を少なくして行くべきであろう．

文　献

[1] Boon JM: The trouble with $CTDI_{100}$, Med. Phys, 34(4), 1364-1371, 2007.

[2] Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, Report of AAPM Task Group 111:American Association of Physicists in Medicine, 2010.

[3] 高木　卓：CT 検査の被ばくについて，千葉撮影技術研究会誌，13，2008.

[4] 大岩恵理香：MDCT における実測値とコンソール表示被曝線量の精度検証，H２５年度大阪大学卒業論文（http://sahswww.med.osaka-u.ac.jp/~rtlab/images/pdf/soturon25ooiwa.pdf）

[5] 佐内弘恭，友光達志，池長弘幸，他：オペレータコンソールに表示される線量値の評価: 位置決め画像から撮影線量を決定している CT 装置において，日放技学誌　68(3) 226-230, 2012.

[6] Frederic AM, Francois G, Francis B,et al: Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: Physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments e A phantom approach, Physica Medica, 29(1), 99-110, 2013.

計測分科会/放射線防護分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル（diagnostic reference level：DRL）を考える」

Dose-SR を利用した医療被ばく管理はできるのか

放射線医学総合研究所／医療被ばく評価関連情報小委員会
奥田　保男

はじめに

医療放射線の利用は世界的に増加傾向にあり,中でも日本は人口 100 万人あたりの X 線 CT 装置数が 101 台（2011 年）で，国民 1 人あたりの医療被ばく線量も多いことが以前から指摘されている．この状況下において，医療被ばくが，医療放射線に従事する者の中でどこまで管理されているのであろうか.

放射線診断の最適化を進めるために，診断参考レベル（DRL ：Diagnostic Reference Level）の使用が ICRP（ International Commission on Radiological Protection：国際放射線防護委員会）により勧告されているが，日本において現時点（平成 26 年度）では DRL の設定はされていない．そこで，医用画像の通信や保管などに利用されている DICOM と呼ばれる規格を用いた被ばくに関連した情報の収集を中心に，放射線診断の実態調査あるいは DRL 策定に向け，現在取り組まれている計画の一例と展望について述べる.

なぜ，医療被ばくを管理するのか

医療被ばくを管理することの目的は，以下に示すように患者，医療機関・研究機関，国/国際など置かれている立場などによって異なると思われる．しかし，放射線診療（診断・治療）に携わる者，あるいはこれに関連した安全管理に従事している者には，これらの目的に対応した情報提供および管理が求められる.

また，収集された情報は，短期的に利用・研究・分析されるものばかりではなく，多くは 10 年，あるいはそれ以上の積み重ねにより有用なデータとなるものがある．ここで「ならば収集しない」のではなく,「だから早く収集する」ことが重要ではないだろうか.

補足資料として，＜Bonn Call-for-Action＞の最適化の部分について原文から以下に抜粋するが，これは国際原子力機構（IAEA：International Atomic Energy Agency）が 2012 年 12 月にボンで開催した「International Conference on Radiation Protection in Medicine: Setting the Scene for the Next Decade(医療における放射線防護に関する国際会議：次の 10 年に備えて)」の成果として，次の 10 年の医療放射線防護に関する責務について提示したものであるが，どれも一つ一つの積み重ねにより成されて行くものといえる.

・Ensure establishment, use of, and regular update of diagnostic reference levels for radiological procedures, including interventional procedures, in particular for children;
・Strengthen the establishment of quality assurance programs for medical exposures, as part of the application of comprehensive quality management systems;
・Implement harmonized criteria for release of patients after radionuclide therapy, and develop further detailed guidance as necessary;

・Develop and apply technological solutions for patient exposure records, harmonize the dose data formats provided by imaging equipment, and increase utilization of electronic health records.

(1)　患者としての視点

患者が不必要な被ばくは避けたいと考えるのは当然のことであり，どの程度の被ばくを被っているのかについても履歴を含めて知りたいところであろう．また，患者が放射線診療を受ける際に，該当する診療が正当なものであり，最適化された被ばく線量であることは，患者と医療をなすものとの信頼関係において前提となっていることは云うまでもない．

(2)　医療機関・研究機関として視点

良質な画質を得るためには，ある程度の線量が必要であるが，線量が高いほど画質が良いという訳ではない．ある病院で行われている放射線診断に伴う線量が，他の医療機関の値に比べてかけ離れているとすれば，その病院では放射線に対する防護の最適化が不十分である可能性がある．ここで，最適化の過程の中で放射線診断における線量が，必要以上に高いかどうかを判断する目安となる線量の指標が必要となる．この指標が今回のシンポジウムのテーマでもある＜診断参考レベル＞である．

また，医療機関としては，日々の撮影業務手技などの標準化および教育などの観点からも医療被ばくの管理は有用であり，研究機関としても，発がんなどを含め生物学的・物理学的な研究に必要である．

(3)　国/国際的な視点

国，あるいは国際的な視点から，放射線診療の実態を知ることは重要なことであり，特定の地域だけではなく，グローバルな視点から人の健康と福祉の向上という便益と人々への放射線被ばくに関するリスクとのバランスを検討する必要がある．

電子的に情報を収集する方法

医療被ばくの適切な防護のためには，放射線診療の実態を正確に把握し，線量とリスクの評価を行う必要があり，それらの情報に基づき，被ばくの合理的な低減が進められるべきである．ここで，病院のIT化の進歩により，診断・治療装置の情報の多くはDICOMに準拠した形式で，連携・保存されている．このため，各医療機関において画像情報の交換や共有がなされ，病病連携や病診連携，あるいは遠隔画像診断などが構築されてきている．しかし，被ばくに関する情報については，現在我が国には，残念ながらシステマティックに情報を収集・分析する包括的なシステムが見当たらない．おそらく，ここで求められているシステムとは，標準規格であるDICOMなどを利用することで，医療被ばくに関連した情報を，現場に過度な負担や支障を負わせることなく自動的に収集し，データベース化するシステムであろう．

ここで，医療被ばくに関連した情報を電子的に収集する方法として，(1) Image Storage，(2) MPPS (Modality Performed Procedure Step)，(3) RDSR (Radiation Dose Structured Reports) がある．これらについて以下に簡単に解説する．

(1) Image Storage

このデータは，イメージデータであり数値データではないため，このままでは診断参考レベルの算出や個人被ばく管理を行うことには適さないが，検査単位で都度被ばく線量の評価をする上では簡易な方法といえる．また，一般的に普及しているPACSにて情報を保存することも可能である．

(2) MPPS

これは検査の進捗，終了などを管理する手段であるが，これを利用することで検査で用いた電圧や曝射時間などを付帯させ送信し保存・管理することができる．一般的にはRIS (Radiology Information

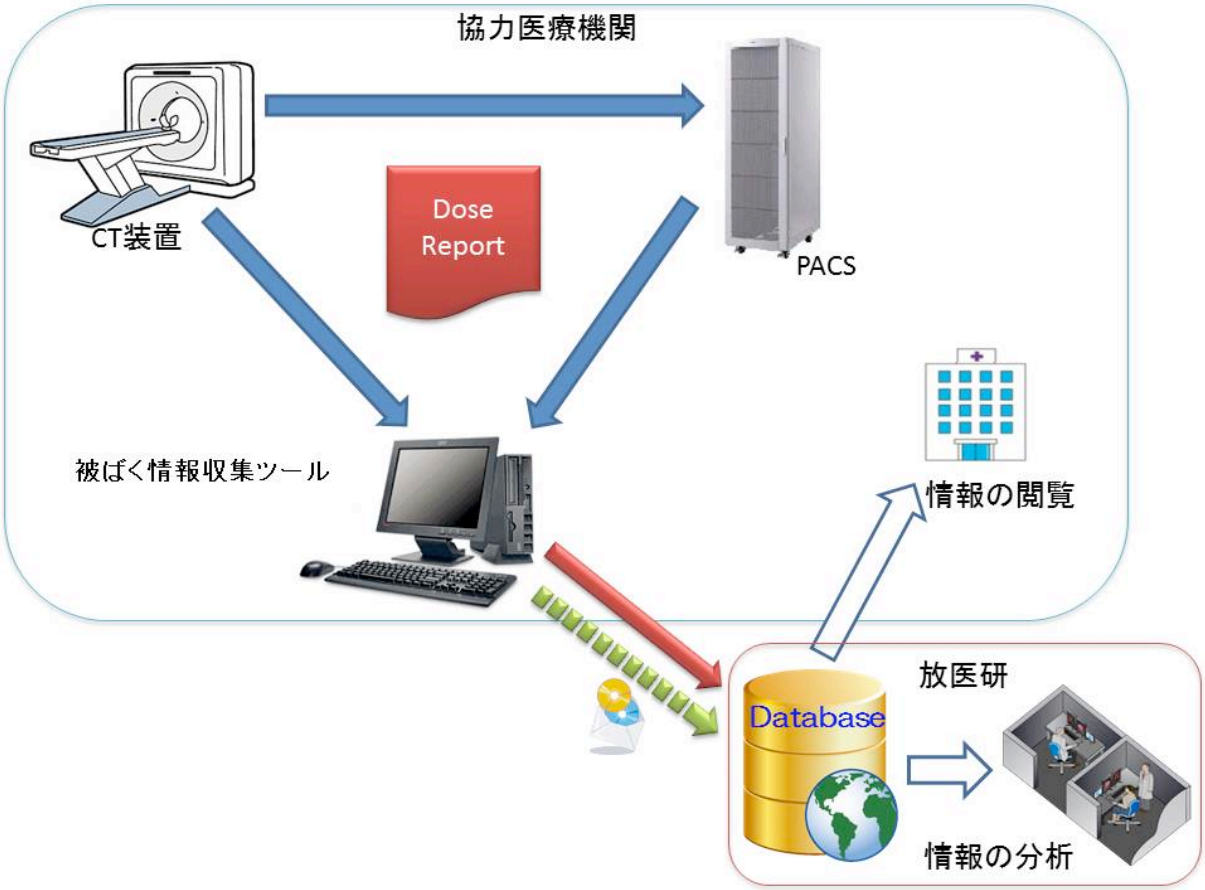
System）が，この情報を取得し管理している場合が多い．これは従来からある手段であるため手軽に実装できるが，CTDIやDLPといった要求度の高い情報に対応していない点が問題といえる．

（3） RDSR

これは，DICOMにおける放射線量の管理を目的としたStructured Reportsの一種であり，これにはX-RAYおよび CT向けのテンプレートが用意され，CTDIやDLPといった情報にも対応している．おそらく，今後，医療被ばく関連した情報を管理する場合には＜RDSR＞を用いることが一般的になると思われる．ただし，これは比較的新しい規格であるため，撮影装置，およびPACS等のデータ管理装置での対応状況を確認する必要がある．

現状の取り組みと展望

放射線医学総合研究所（以下，放医研）の取り組みについて述べる．放医研では，我が国における放射線診療の実態などを把握することを目的に，図1に示すように平成26年度より協力医療機関（平成27年1月6日現在，15施設）に既設されているCT装置より，被ばくに関連した情報を電子的に収集しデータベースに格納する研究を開始している．おそらく，平成27年度末には，10万件近い情報が収集される見込みであり，収集された情報をもとにDRLの策定など各種分析を行うことを予定している．



ただし，ここで予測される課題として検査部位および検査プロトコールの標準化があげられる．たとえば，救急外傷で搬送された患者の頭部から骨盤までのCT検査を行うことを想定した場合，部位はどこが登録されるのであろうか，検査プロトコールはどうであろう．一元的に中央に収集された情報を分析する場合，検査を行った時のシチュエーションなどについては，分析を行う者には伝達されていない，対象患者の体重や身長といった情報も正しく伝達されるとは限らない．このように情報の確度が低い状態でDRLの値を正しく算出できるのであろうか．これへの対策としては，対象となる情報自体と必要な情報を送信するための，業務ワークフローを含めた標準化と精度の確保が求められる．おそらく，これには関連諸学会および工業会との協働作業が必要となるであろう．

また，放医研では，独立行政法人日本原子力研究開発機構，及び公立大学法人大分県立看護科学大学との共同研究により，CT撮影における被ばく線量評価システムWAZA-ARIを開発している．これは，成人は日本人男女の平均的体格に痩せ型や肥満型を加えた各性4つの体格，若年層は0，1，5，10，15歳の5つの年齢の男女から，患者の条件を設定して被ばく線量を計算できる機能などを持ち，計算結果をデータベース化することができる．

次に，今回のシンポジウムとしてはスコープ外であるが，個人の医療被ばくに関する履歴情報を管理するシステムについて少し述べる．これは個々の患者が受ける被ばくを評価すると共に，放射線に関連した履歴を個人レベルで追跡可能とすることを目的としたものである．個人の医療被ばくに関する履歴情報は，医療被ばくに対する防護の観点から極めて有用であり，追跡システムの確立が期待されている．国際原子力機関は，患者ごとに放射線診断の履歴を追跡可能なシステム構築を目指したプロジェクト＜Smart Card/SmartRadTrack project＞を進めている．現在はまだ具体的な方法ではなく概念として示されているだけであるが，放射線診断（X 線診断・核医学・IVR）が対象となっている．これについても，放医研では，平成 27 年度に試験的にシステムを構築する予定であるため，個人の医療被ばく情報を履歴を含めて管理する上での方向性や課題などを報告できると考える．

おわりに

医療放射線に対する防護の取り組みの成果は，30 年，50 年経過した後に目に見える形で現れるものであろう．今，診療放射線に従事する者，研究などで関与する者は，将来のために今，責任ある汗を流す義務があると言っても過言ではないであろう．そして，これらの研究により全国の医療被ばくの情報を電子的に収集するシステムが標準化されることで，日本における医療被ばく管理の体系づくりが進み，患者および放射線診療に携わる医療従事者双方が恩恵を受けられることを期待している．

計測分科会/放射線防護分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル（diagnostic reference level：DRL）を考える」

医療被ばく管理に関する日本医学放射線学会からの提言

愛知医科大学／日本医学放射線学会　放射線防護委員会委員長
石口　恒男

はじめに

医療被ばく、特に放射線診断における被ばく管理においては、検査の適応（正当化）、線量の評価、被ばくによるリスクの評価、および被ばく低減策について、それぞれ対応する必要がある。

2004 年、オックスフォード大の Gonzalez らが Lancet 誌に発表した論文で、X線診断の被ばくが原因となってがんが発生する確率を先進 15 カ国について推計した結果、日本の数字が最も高いと報告され、論議を集めてから 10 年が経過した[1)]。当時、日本のX線検査数が世界で飛び抜けて多く、特に CT 装置の台数と検査件数が急速に増加していたことから、CT 検査の正当化に関して、検査を受ける個人に、そのリスクを上回る利益がもたらされるよう、あらためて留意すべきと考えられた[2)]。

日本医学放射線学会の取り組み

１）画像診断ガイドラインの発刊と改訂

日本医学放射線学会では、CT、MRI などの画像診断が適切に施行されることを目的に、「画像診断ガイドライン」を作成した。第一版（2003 年）、第二版（2007 年）に続き、第三版が 2013 年に発刊された[3)]。最新の第三版は 476 頁で、総論、分野別の 10 章から構成され、152 の clinical question がエビデンスに基いて詳細に検討されている。その内容は非常に意義深いものであり、現在英訳作業が進められている。英訳版は学会ホームページからアクセス可能とする予定であり、国際的な評価が期待される。

２）医療被ばくに関する実態調査の経験

我が国における放射線検査の被ばく線量の評価について、2000 年、日本医学放射線学会は、胸部・腹部等のエックス線撮影について多施設での入射面線量の実測を含めた線量評価を実施し、我が国の撮影が IAEA のガイダンスレベルと比較して少ない線量で実施されていたことを確認した[4)]。現在、日本としての診断参考レベル（DRL）の設定が課題とされているが、過去の経験から、診断参考レベル設定のためのデータ収集に重要な要件として、1）実測値または正確な推定値を用いること、2）多数例のデータ収集を行うこと、3）多施設（検査件数の多い施設）で調査を行うこと、4）一定レベルの管理がなされている施設であること、5）撮影装置の仕様を特定可能なこと、6）個別条件（検査目的、部位、体重、年齢等）に応じたデータが得られること、7）倫理的な手続きを経ていること、等が必要と考えられる。

３）CT 検査の診断参考レベル設定のための実態調査

エックス線検査で最も被ばくの多い CT 検査における DRL 設定のため、日本医学放射線学会は全国の放射線科専門医の総合修練機関と修練機関（計 698 病院）を対象に実態調査を実施した。DRL 設定の基礎となるデータは、明確なエビデンスに基づくと同時に、個人情報保護に配慮して収集する必要がある。今回の調査内容は、指定したある 1 日における、原則として全例の CT 検査における患者の年齢、性別、体重、装置名、検査部位、造影の有無、CTDI、DLP などである。本調査は日本医学放射線学会と放射線医学総合研究所の共同研究として、両機関の倫理委員会の承認を得て実施された。その結果は現在解析中であり、関連学会・機関等と検討、協議の上、日本の DRL が設定される予定である。

2014 年 12 月の時点における経過と結果の一部を以下の項目に示す。

１． 調査対象 698 施設から 493 の調査ファイルが送られた（回答率 70.6%）

２． そのうち有効ファイル数は 446 であった。集計された CT 検査の 1 施設平均件数は約 60 件であった。

３． 部位別の件数は、頭部 4,001 件、胸部 11,102 件、腹部 5,298 件であった。

４． CT の装置数は 815 台（1 施設あたり約 2 台）で、メーカーは、東芝 349 台、GE 241 台、シーメンス 166 台、フィリップス 40 台、日立 10 台、記載なし 9 台であった。

５． 胸部および腹部の CT を施行した患者の体重分布は、50～60kg が最多であった。胸部、腹部 CT においては、50～60kg の患者の CTDI、DLP の 75%値を診断参考レベルとすることが適当と考えられた。

６． 現在、日本医学放射線学会、日本放射線技術学会、日本診療放射線技師会などの関連団体で構成する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）において、わが国の診断参考レベルの設定について具体的に協議中である。

７． 設定された診断参考レベルは、平成 27 年 4 月 16～19 日に開催される第 74 回日本医学放射線学会総会で発表を予定している。

８． その際、「日本医学放射線学会エックス線 CT 撮影被ばく線量管理指針」とその解説（Q&A）を発表の予定である。

おわりに

放射線被ばくによる健康影響・リスクの議論においては、科学的データに基づく基礎的知識を共有することが重要である。「放射線リスクに関する基礎的情報（平成 26 年 5 月版）」は、現在の科学的知見、被ばく低減にあたっての国際的、専門的な情報が分かり易くまとめられており、有用な資料と考えられる[5)]。

医療被曝には線量限度がない。その背景として、X線検査を受ける個人に明らかな利益があることが前提であり、担当する医療従事者は放射線防護・管理に十分な知識を持ち、最新の技術を用いて被ばく量を少なくするよう努力する必要がある。

文献

1) Gonzalez AB, Darby S: Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. Lancet 363(9406): 345-351, 2004.

2) 日本医学放射線学会: “診断用X線による発がんリスク”の論文に関するコメント. 日本医放会誌 64:1, 2004

3) 日本医学放射線学会、日本放射線科専門医会・医会　編：画像診断ガイドライン 2013 年版．金原出版、2013.
4) 岩波 茂、石口恒男、石垣武男、他：放射線防護委員会報告．ガイダンスレベルの導入に必要なＸ線撮影の患者線量の評価法の研究 －ＴＬＤによる入射表面線量の直接測定による評価－．日本医放会誌 60(7)： 396-405, 2000.
5) 内閣府、消費者庁、復興庁、他：放射線リスクに関する基礎的情報（平成 26 年 5 月版）．復興庁ホームページ.
http://www.reconstruction.go.jp/topics/main-cat1/sub-cat1-1/20140603102608.html

計測分科会/放射線防護分科会/医療被ばく評価関連情報小委員会 合同分科会
合同シンポジウム:テーマ「診断参考レベル（diagnostic reference level：DRL）を考える」

我が国の画像診断装置，医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状

（一社）日本画像医療システム工業会放射線・線量委員会 副委員長／富士フイルム（株）
佐藤　公彦

１．はじめに

医療用放射線機器の画像提供から得られる便益と放射線による人体への影響のリスクを考える上で，リスクとなる放射線の線量を最小限にとどめることで画像情報から得られる便益を最大限にする事が出来る．便益を最大限に引き出す為には，放射線による検査の正当化および最適化の推進が必要になる．この最適化の有力なツールとして診断参考レベル（Diagnostic Reference Level：DRL）がある．

２．放射線線量の最適化と線量管理の位置づけおよび動機付け

放射線診断機器の製造業者は，この正当化および最適化の推進のために，線量低減機能や使用者の最適化操作をサポートする機能の開発に加え，使用者が推進する最適化活動に積極的に協力していく事が必要である．使用者が推進する正当化および最適化の活動として，医療機関における品質保証(QA)の推進，線量指標の標準化，個人に対する放射線の積算線量の影響評価および有効性評価の一つである臨床評価などがある．中でも個人の積算線量データを基に影響評価をする活動は，個人に対する放射線検査のリスクと便益の正当化を行ううえでも重要な評価要素となる．さらに，これらの活動の推進をサポートする活動として，検査で使用した放射線の線量を管理する活動（線量管理）が挙げられる．言い換えると，線量管理の目的は，線量データをこれらの活動に利用するために管理することである．

線量管理は正当化および最適化活動に有効に利用できる一方で管理する為の設備や人材に対する費用や管理データを有効に使う為のデータ管理システムの標準化も必要となり，これらの費用や労力を費やす為の動機付けが必要となる．動機付けには，安全上の観点から義務付ける法制化と利益の観点からその対価に対し支払う診療報酬が挙げられる．

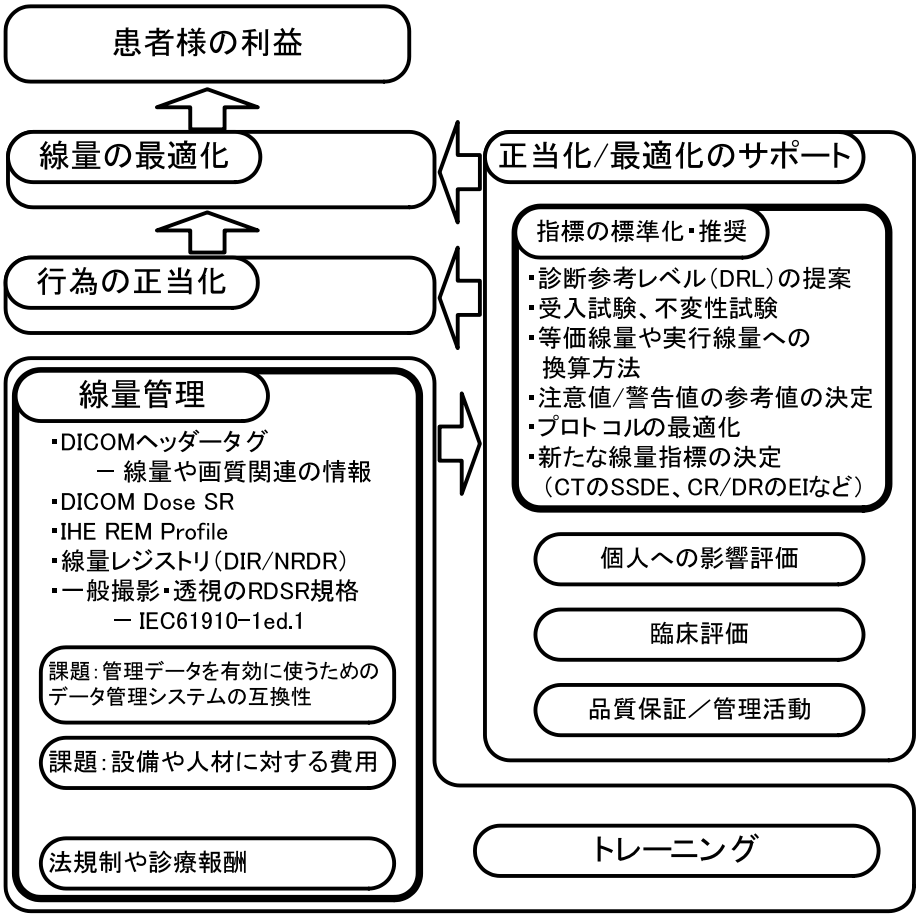


図1. 放射線線量の最適化と線量管理の位置づけ

３．国際的な医療放射線管理の動向

各国の法規制につながる国際的な動きとして，放射線検査により総線量が増加し，全ての検査が本当に必要であったかの疑問が UNSCEAR から報告されたのを契機に IAEA が立ち上げた「Smart Card/SmartRadTrack」プロジェクトの結果として関連国際団体および米国を含む先進国の主要団体と患者の放射線被ばく管理（Patient Radiation Exposure Tracking：PRET）に対する共同宣言を採択し，参加各国に線量管理推進の推奨を促している．PRET に対する共同宣言の合意内容の概要は

- 放射線手順の管理の様々な有効性（個人線量管理，正当化・最適化のサポート，DRL の確立，監査，臨床評価など）の確認
- 優先モダリティ（X線 CT 装置, IVR 装置および核医学装置）
- 各国の要求事項への反映
- PACS や HIS/RIS などの IT 技術の進歩と各画像に関連する標準単位系で同じフォーマットの線量データおよび電子医療情報(EHR)の利用の増加推進
- テンプレートの作成
- 採用におけるチャレンジ

の６項目である．

日本においても日本医学放射線学会（JRS）が主体となり，CT 検査を対象とした DRL 構築の計画が打ち出され，広範囲な検査時の線量の調査が開始された．医療関係団体や病院施設による DIR の試験運用

が始まっており, DRL 構築に向けた体系的な National Radiology Data Registry (NRDR)のデータ収集のためには，ACR DIR のような電子的なデータ収集が望まれる．

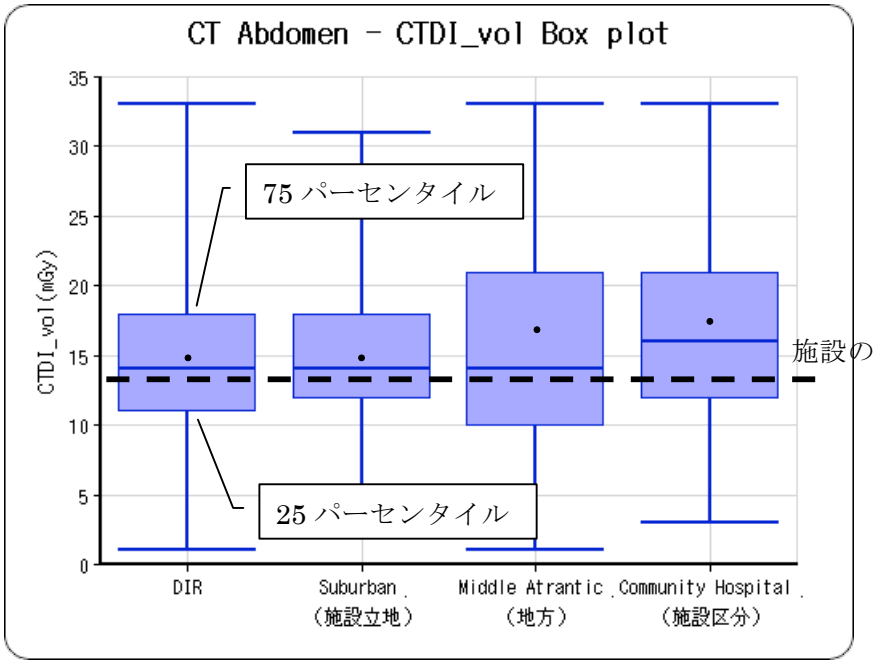


図２．ACR DIR レポートの例（ACR ホームページーDIR Sample Report より）

４．製造業者の役割と標準化ーRDSR（Radiation Dose Structured Report ）の推進

製造業者が放射線線量の最適化に貢献できる分野は，大きく分けて線量低減技術開発，最適化のための操作サポート機能開発，使用者の主導する最適化活動のサポートの 3 つに分類される．線量低減技術には，不要なＸ線を物理的に低減する機能などがあり，最適化のための操作サポート機能は，操作者が各患者個人に対するＸ線検査時に行う照射する放射線線量の最適化操作の簡便性を向上させるための機能で，スキャン条件の事前設定/プロトコル，線量指標の表示などがある．これらの機能の殆どは，放射線安全関連の IEC 規格として標準化されている．使用者の主導する最適化活動として，医療機関における品質保証活動(QA)，線量指標の標準化や推奨，個人への影響評価，臨床評価，線量管理，トレーニングなどがあるが，製造業者も使用者の活動をサポートすることで，間接的にだが最適化に貢献をする必要がある．

この中でも DRL の検討やメンテナンスをサポートする機能として，線量指標の定義（CT 装置における CTDI(Computed Tomography Dose Index)，CR/DR 装置における Exposure Index など），DICOM ヘッダータグや線量構造化レポート(DICOM RDSR)に割り付ける線量や画質関連の情報の内容, これらの線量情報の表示/記録や転送および匿名化を可能にする為の機能などが IEC, NEMA, DICOM, Integrating the Healthcare Enterprise(IHE) Radiation Exposure Monitoring (REM)プロファイルで標準規格化されている．

DRL は，複数の患者又はある参考とする患者に対して観察された線量分布のパーセンタイル点に基づき，国の保健・放射線防護当局と共同して，専門的な医学団体により選択され，適切な間隔で見直されるべきと，国際放射線防護委員会（International Commission on Radiological Protection; ICRP）の 2007 年勧告で提唱されている．

また，DRL は診断の目的に応じて標準的な体格に対して設定されるが，製造業者は，線量指標，RDSR や DICOM ヘッダータグの標準化などにより，DRL 検討の基礎となるデータ収集に貢献する．

５．現在の課題と今後の方向性

DIR のパイロットランによるフィードバックからモダリティ間で線量指標や検査表記などが異なっている事で，収集したデータの標準化が限定的でデータ解析が思うように行えなかったり，患者被ばく線量に変換する作業など手作業が必要となったり，収集データに偏りが見られたりというような様々な課題も出てきた．これらを改善する為に，新たな線量指標の決定（CT の線量指数である CTDI / Dose Length Product (DLP) に代わる指標；Size Specific Dose Estimation(SSDE), Organ Dose Estimation(ODE)の検討や今まで規定がなかった CR/DR 装置における Exposure Index など）の標準化が進めば，全体の最適化，特に DRL の検討に対しさらなる貢献をしていく事になる．これらの課題を克服し，収集される線量情報をモダリティ，手技，年齢性別などの幅広い条件に沿いバランスよく収集し，適切な基準を迅速に医療行為にフィードバックする為に，現在パイロットで実施されている活動をさらに拡大していく方向となる

CT に続き，IVR，一般透視・撮影装置においても最適化をサポートするために，各国工業会／学会，国際規格の場で線量指標や RDSR の標準化が進められている．モダリティごとの線量指標と RDSR の標準化の状況を表１に示す．

表１．モダリティごとの線量指標と RDSR

モダリティ	個別規格（RDSR の出力）	線量指標（ICRU 推奨の測定量）	RDSR の内容	
			DICOM 規格	IEC 規格
CT	IEC60601-2-44	CTDI（CTDI）	DICOM Dose SR Sup 94	IEC60601-2-44
IVR，一般透視・撮影装置	IEC60601-2-43 IEC60601-2-54（計画中）	基準空気カーマ（面積線量，入射表面線量）	DICOM Dose SR Sup 94，CP-1223	IEC/PAS 61910-1 ed.1 IEC 61910-1 ed.1（2014-09-24 発行）
CR/DR	IEC60601-2-54（計画中）	Exposure Index（面積線量，入射表面線量）	DICOM Dose SR CP-1077	IEC62494-1
乳房用 X 線装置	IEC60601-2-45（計画中）	平均乳腺線量（平均乳腺線量）	DICOM Dose SR CP-687	IEC60601-2-45

IEC61910-1 の制定を受けて，IVR の安全性規格である IEC60101-2-43 は 2015 年 1 月より IEC61910-1 を積極的に引用するための改定作業に入り、RDSR の適用範囲，RDSR の送信タイミングなどを規定するものと考えられる。一般透視・撮影装置の安全性規格である IEC60601-2-54 は未だ IEC61910-1 を引用する改定作業を正式にアナウンスしていないが，前述の国際的な医療放射線管理の動向から見ても，RDSR の運用は必然的であり，改定作業に入るものと予測される．

これら線量指標の中には ICRU で DRL に推奨される測定量と一致しないもの（IVR，一般透視・撮影装置，CR/DR）もあるが，RDSR の大量のデータを比較的容易に収集できるメリットを活かすために，DICOM/IEC の線量指標から ICRU の推奨する DRL の測定量への換算や推測が進むことが期待される．

参考文献

- IEC 60601-2-44:2009 ed3.0,Medical electrical equipment- Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography

- IEC 61223-3-5:2004,EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS -Part 3-5: Acceptance tests -Imaging performance of computed tomography X ray equipment

- IEC 61223-2-6:2006 ed2.0,EVALUATION AND ROUTINE TESTING IN MEDICAL IMAGING DEPARTMENTS -Part 2-6: Constancy tests -X-ray equipment for computed tomography

- IEC 60601-2-43:2010 ed2, Medical electrical equipment- Part 2-43:Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures

- IEC 61910-1 Ed. 1.0:2014 ed.1, MEDICAL ELECTRICAL EQUIPMENT- Radiation dose documentation - Part 1: Radiation dose structured reports for radiography and radioscopy

- IEC 60601-2-54:2009 ed1, Medical electrical equipment- Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for radiography and radioscopy

- IEC 60601-2-45:2009 ed3, Medical electrical equipment- Part 2-54: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices

- IEC62494-1:2008 ed1, Medical Electrical equipment- Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definitions and requirements for general radiography

- IEC62220-1:2003 ed1, Medical electrical equipment- Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1: Determination of the detective quantum efficiency

- IAEA Radiation Protection of Patients(RPoP), https://rpop.iaea.org/RPoP/RPoP/Content/index.htm

- Tracking Radiation Safety Metrics, http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/RadiationSafety/RadiationDoseReduction/ucm299368.htm

- ACR DIR Registry, https://nrdr.acr.org/Portal/DIR/Main/page.aspx

- DIR Data Base, http://www.acr.org/Quality-Safety/National-Radiology-Data-Registry/Dose-Index-Registry

- NRDR, https://nrdr.acr.org/Portal/Nrdr/Main/page.aspx

- DICOM Standard, http://medical.nema.org/standard.html

- IHE REM Profile, http://wiki.ihe.net/index.php?title=Radiation_Exposure_Monitoring

- ICRP Publication 103, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection

- ICRU Report 74, PATIENT DOSIMETRY FOR X RAYS USED IN MEDICAL IMAGING

平成26年度計測分野に関する論文・発表

・平成 26 年度 4 月から 26 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
フォトンカウンティング技術を利用したディジタル型乳房用 X 線装置の線量評価	松原 孝祐	金沢大学医薬保健研究域 保健学系量子医療技術学	原　著	70 巻 5 号(445-452)
X 線 CT 装置における簡便化された各種実効エネルギー評価法の比較	近藤 博仁	金沢大学医薬保健研究域 保健学系量子医療技術学	ノート	70 巻 5 号(453-460)
我が国の小児 CT で患児がうける線量の実態調査の概要―検査環境に関する因子を中心に―	竹井 泰孝	浜松医科大学医学部 附属病院放射線部	資　料	70 巻 6 号(562-568)
フラットパネルディテクタによる 3D ローテーションアンギオグラフィ，コーンビーム CT の被ばく線量評価	瀬口 繁信	名古屋第二赤十字病院 医療技術部放射線科	ノート	70 巻 7 号(646-652)
DR システムにおける DQE 測定時の各因子の測定精度に関する検討	國友 博史	名古屋市立大学病院 中央放射線部	ノート	70 巻 7 号(653-661)
光子の物質に対する質量エネルギー転移係数	加藤 秀起	藤田保健衛生大学 医療科学部放射線学科	資　料	70 巻 7 号(648-691)
Computed Radiography システムの入出力特性を取得するための改良型マルチスリット装置の製作-ヒール効果の影響の補正と高管電圧実験への適用-	前畑 伊採	徳島大学医学部保健学科	原　著	70 巻 9 号(867-876)
相互校正を利用した標準計測法 12 の線質変換係数における不確かさの検討	木下 尚紀	福井大学医学部附属病院 放射線部	原　著	70 巻 9 号(877-882)

第 42 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

○放射線管理　測定器／Radiation Protection Measuring device

171. Optically stimulated luminescence (OSL) 線量計のアニーリング装置の開発

徳島大学　中川 滉平

172. CT 半価層測定における半導体線量計専用鉛コリメータの開発

札幌医科大学　赤石 泰一

173. モンテカルロシミュレーションコードの評価に向けた CdTe 検出器の応答関数の実測

徳島大学　沖野 啓樹

174. 測定対象外 X 線エネルギーで線量測定を可能にする線量計校正の検討

東京大学医学部附属病院　関本 道治

175. ポリマーゲル線量計における 1.5T MRI と X 線 CT での線量評価の比較・検討

茨城県立医療大学　石橋 知子

○放射線管理　QC, QA ／Radiation Protection Quality control, Quality assurance

176. 日常管理を目的とした簡易形線量計の開発

首都大学東京　安部 真治

177. X 線装置の日常管理を目的とした簡易形管電圧計の検討

首都大学東京　小倉　泉

○放射線管理　患者被ばく／Radiation Protection Patient exposure

179. 班報告：心臓インターベンション時の皮膚入射線量実測による多施設線量評価

秋田県成人病医療センター　加藤　守

180. 心血管造影時における線量測定方法の違いによる入射線量の違いの要因についての検討

秋田県成人病医療センター　加藤　守

181. 心血管 IVR 装置間における線量と画質の関係

東北大学　稲葉 洋平

182. 歯科放射線に使用される X 線装置による患者線量評価

藤田保健衛生大学　鈴木 昇一

○放射線管理　被ばく情報管理／Radiation Protection Exposure information management

184. Modality Performed Procedure Step 情報を利用した一般撮影における線量データベースの構築と最適化について

福岡大学病院　清水 雅司

185. 一般撮影における RIS での被ばく線量の管理の有効性

虎の門病院　田野 政勝

186. DICOM Radiation Dose Structure Reporting を利用した冠動脈造影における術者被ばくの推定について

福岡大学病院　上野 登喜生

○放射線管理　線量計／Radiation Protection Dosimeter

187. IVR 被ばく線量評価　シンチレーション光ファイバ線量計の有用性

川崎市立多摩病院　天井 克生

188. 入射皮膚線量をリアルタイムに測定できる蛍光体の探索

東北大学大学院　中村 正明

189. 新しい非接続形 X 線測定器の線量測定精度の基礎検討

東北大学　伊藤 拓未

190. 非接続形測定器による X 線装置測定システムの構築

首都大学東京　安部 真治

○放射線管理　半導体検出器／Radiation Protection Semiconductor detector

191. 半導体検出器と電離箱線量計の同時測定可能な X 線アナライザーの線量評価

藤田保健衛生大学　米川　亮

192. 線量測定に用いる電離箱線量計と半導体線量計の比較検討

愛知県厚生連海南病院　中野 雅浩

193. 非接続形 X 線アナライザーによる総ろ過の推定と HVL の関係

藤田保健衛生大学　中江 寛樹

194. X 線アナライザを使用した簡易的 CTDIvol 測定の精度評価

総合大雄会病院　伊藤 祐介

○ CT 検査　測定技術／CT Measurement technique

235. 2 管球 CT 装置における CT 線量アナライザーを利用した BOWTIE 型補償フィルタの形状測定

愛知医科大学病院　山内 雅人

236. CT 装置における X 線ビーム幅測定法の検討

京都大学医学部附属病院　板垣 孝治

237. 半導体線量計用移動測定ツールを用いた CT 装置の面内線量分布測定

札幌医科大学附属病院　鈴木 淳平

238. CT 装置における水ファントム内の線質測定

金沢大学大学院　村崎 祐一

○ X 線検査　EI ／X-ray Exposure index

280. 班報告（中間報告）：EI（Exposure Index）を臨床応用するための技術的検討

大阪府立急性期・総合医療センター　樫山 和幸

281. デバイスの違いが Target Exposure Index と Deviation Index に与える影響

北海道大学病院　森　静香

283. 代表値の違いが EI 値に及ぼす影響

北里大学メディカルセンター　柳田　智

284. 検像システムを用いた Exposure Index による撮影線量最適化システムの開発

（株）ジェイマックシステム　森　祐生

○ X線検査　乳腺（トモシンセシス）／X-ray Brest imaging (tomosymthesis)

290. タングステンターゲットにおけるトモシンセシス・マンモグラフィの線量評価

名古屋医療センター　林　和奈

291. トモシンセシスにおける平均乳腺線量測定方法の検討

聖路加国際病院　小山 智美

292. トモシンセシス収集フレーム回数変化における，RMI156 ファントム画像の視覚評価

安曇野赤十字病院　山本 賢二

○ 乳腺（装置測定）／breast imaging：equipment measurement

293. 新たなターゲット/ フィルタに対する 1Shot 平均乳腺線量測定の有用性について

東京都立広尾病院　小林　剛

294. W ターゲットを有するマンモグラフィ装置における平均乳腺線量の算出－ACR と EUREF による測定評価法の比較－

京都大学医学部附属病院　浦郷 舞香

295. 当院におけるディジタルマンモグラフィシステムの性能評価

東北大学病院　千葉 陽子

296. 乳房撮影領域における非接続形 X 線測定器の評価

埼玉石心会病院　諸田 智章

○ X線検査　乳腺（乳腺構造）／X-ray Brest imaging (breast architecture)

336. 乳房厚に対する平均乳腺線量の検討

岐阜医療科学大学　西出 裕子

337. ディジタルマンモグラフィにおける CNR の変化が信号検出能へ及ぼす影響について

久留米大学病院　前田 知香

○ CT 検査　小児被ばく／CT Pediatric dose reduction

375. 日本人型 3 歳児ファントム臓器線量計測システムを用いた CT 検査における被ばく線量評価

名古屋大学大学院　川浦 稚代

376. 自作ファントムを用いた小児胸部 CT 検査における線量低減係数表の作成

東京慈恵会医科大学附属柏病院　梁野 伸貴

377. 自作小児体幹部ファントムを用いた SSDE の評価

東京慈恵会医科大学附属柏病院　栗山　和

378. 小児造影 CT 検査時における被ばく低減を目的とした低管電圧撮影の検討

札幌医科大学附属病院　今井 達也

379. 小児 CT 検査時の寝台位置による水晶体被ばく低減効果の検討

茨城県立医療大学　野口 和希

380. 小児 CT における線量指標の限界～日本における大規模被ばく線量調査からの再検証～

国立国際医療研究センター病院　山崎 大輔

○ CT 検査　被ばく線量評価／CT Dose reduction, evaluation

381. 面検出器 CT での冠動脈検査における条件の違いによる線量評価

藤田保健衛生大学大学院　鵜飼　匠

382. CT の設定パラメータが選択的被ばく低減機能の効果に与える影響

自治医科大学附属病院　江崎　徹

383. 逐次近似法応用再構成法における SNR を指標とした撮影線量の適正化の検討

茨城県立医療大学大学院　橋本 純一

○　CT 検査　被ばく管理／CT Dose reduction, management

385. ナビゲーション下経鼻的下垂体手術の CT 画像における撮影条件の検討

聖麗メモリアル病院　福谷 悌和

386. CT 検査における介助者の手指被ばく

自治医科大学附属病院　山崎 詔一

387. CT 検査における介助者の手指被ばく低減法

自治医科大学附属病院　山崎 詔一

388. 嚥下 CT 検査時における散乱線分布と術者被ばく

藤田保健衛生大学　山下　晃

○ CT 検査　被ばく低減技術／CT Dose reduction technique

389. CT-AEC における寝台高さ補正機能の検討

札幌医科大学附属病院　沼澤 香夏子

391. 班報告：小児 CT 撮影における画質と線量の最適化

土谷総合病院　舛田 隆則

○ CT 検査　腹部被ばく／CT Abdominal dose reduction

392. 管電圧自動選択技術を用いた腹部血管 3D-CT における被ばく低減の検討

滋賀県立成人病センター　北野 哲哉

393. Variable SD 法による腹部ルーチン撮影の線量低減の検討

小樽掖済会病院　鳥本 温子

394. 逐次近似再構成を使用した CT colonography における被ばく線量の比較検討

JA 北海道厚生連札幌厚生病院　津元 崇弘

395. CT による体脂肪体積測定の絶対信頼性－低線量撮影と MDC に関するファントム研究－

北海道大学大学院　大沼 高大

○ CT 検査　被ばく性能評価／CT Dose reduction, performance evaluation

396. 画像ノイズではない指標を用いた CT-AEC の各管電圧における応答特性の基礎的検討

JA 北海道厚生連帯広厚生病院　高橋 靖智

397. CNR を指標とした CT 用自動露出制御（CNR-AEC）の基礎的検討

東海大学医学部付属八王子病院　中野 翔太

398. 表面線量低減技術を応用した軌道同期サブトラクションの検討

江戸川病院　佐藤 英幸

399. 散乱線測定によるオーバーレンジング低減システムの作動解析

自治医科大学附属病院　山崎 詔一

○ CT 検査　被ばく精度管理／CT Dose reduction, accuracy management

400. 異なる計測方法を用いた面検出器 X 線 CT における線量プロファイルの検討

京都大学医学部附属病院　角田 勇人

401. CT-Expo を用いた PET/CT の CT 撮影における被ばく線量評価

北里大学病院　永原 和憲

402. 頭部 X 線 CT 検査時の水晶体被曝防護に用いる放射線遮蔽シートの最適使用条件の検討

茨城県立医療大学　佐藤 慧一

403. AAPM Report 111 による CTDI 測定法が SSDE 補正係数に与える影響について

藤田保健衛生大学病院　羽場 友信

○ X 線検査　被ばく／X-ray Radiation exposure

443. EVAR における SOF 検出器を用いた皮膚線量の測定

鳥取大学医学部附属病院　田中 拓郎

444. カテーテルナビゲーションに用いる rotational angiography の線量評価

三重大学医学部附属病院　木村 直人

445. 高分解能 Cone Beam CT における水晶体被ばく線量の検討

東京慈恵会医科大学附属病院　阿部 由希子

446. 新しい画像処理による被ばく低減への試み

平成紫川会小倉記念病院　梶原 和樹

447. FPD 搭載型血管撮影装置による患者被ばく低減を考慮した透視線量の基礎的検討

国立循環器病研究センター病院　山田 雅亘

○ X 線検査　撮影線量／X-ray Exposure dose

457. 小児ポータブル撮影における短時間特性について

群馬県立小児医療センター　清水 宏史

458. NICU における胸腹部撮影条件の最適化（物理・視覚評価を行って）

佐賀病院　井上 行男

459. 低線量撮影技術の検討

日本医科大学千葉北総病院　丸山 智之

460. 全脊椎撮影及び骨盤計測撮影における最適線質の基礎的検討

名古屋市立大学病院　山田 雅人

○ 画像工学　画像処理（被ばく低減・他）／I maging Image processing（patient dose reduction, others）

471. コントラストを考慮した信号対雑音比による付加フィルタリングの被ばく低減効果の評価
金沢大学大学院　永草 大輔

472. ディジタル画像処理による散乱線除去処理を用いた被曝線量低減の試み
大阪府立急性期・総合医療センター　中邑 友美

473. ディジタル画像処理による散乱線除去処理とグリッドの複合的手法の試み
大阪府立急性期・総合医療センター　中岡 照郎

474. ディジタルX線撮影におけるPeak Signal to Noise Ratioを用いた線量指標決定法の提案
東北大学病院　田頭　豊

○放射線管理　災害・他／Radiation Protection Disaster, others

482. 医療用小型サイクロトロンの廃止時における放射化レベルの評価
九州大学病院　小宮　勲

483. 放射能汚染地域における農林水産物の放射性物質濃度の分析
茨城県立医療大学　中島 絵梨華

484. 福島第一原発事故初期の福島県住民の家庭菜園の野菜摂取による内部被ばく線量の推定
福島県立医科大学　大葉　隆

485. 伊勢志摩地区の医療被ばく低減への貢献活動「放射線安全管理ネットワーク」の試み
伊勢赤十字病院　北出　明

486. 太陽光発電システムを用いた災害時診断用携帯型X線発生装置の開発
東北大学大学院　小林 亮太

○放射線管理　放射線防護／Radiation Protection Radiation protection

487. モンテカルロ法によるERCP用防護具使用における空間線量分布の作成
石心会川崎幸病院　梅沢 修一

488. X線TV装置防護カーテン作成による被曝低減の検討
大阪府立急性期・総合医療センター　菊谷 奈央

489. オーバーテーブル式X線TV装置を用いた内視鏡検査における水晶体等価線量の評価
浜松医科大学医学部附属病院　岩田 裕太

490. コリメータカバーを含鉛で覆った血管撮影装置における散乱線低減効果
信州大学医学部附属病院　宮川　潤

電子ポスター(CyPos)発表

○放射線管理　放射線管理・他／Radiation Protection Radiation management, others

P5. 小サイズFPDを用いた新生児胸部撮影における線量低減に向けた検討
国立成育医療研究センター　鳴海 知秋

○放射線管理　線量評価／Radiation Protection Dose evaluation

P6. リアルタイム患者被曝線量計の開発

東北大学　中村 正明

P7. 面積線量計を用いた非血管系透視検査時における術者水晶体線量の簡易推定法に関する検討

金沢大学附属病院　能登 公也

P8. 頭部血管撮影における防護シートを用いた水晶体被ばく低減の検討

山梨大学医学部附属病院　前田 省吾

P9. 低線量領域における Radiochromic Film の濃度線量校正曲線簡易作成法の検討

純真学園大学　五反田 龍宏

○ CT 検査　被ばく／CT Radiation exposure

P59. 位置決め画像を用いた小児頭部撮影条件の最適化

新百合ヶ丘総合病院　河原　崇

P60. 320 列 CT を用いた冠動脈 CT 検査における最適撮影範囲決定による被ばく線量低減の検討

滋賀県立成人病センター　北野 哲哉

P61. 新生児の胸部 CT 検査における Volume Scan と Helical Scan の被曝線量に関する検討

大阪府立母子保健総合医療センター　鎌田 真奈

P62. 異なる施設間における低線量肺がん CT 至適撮影条件の検討

聖隷予防検診センター　疋野 奈央子

P63. X 線 CT における体表臓器の遮蔽防護材の検討

首都大学東京　高木 優奈

P64. 低管電圧撮影における CT-AEC 動作特性の基礎的検討

島根県立中央病院　細越 翔太

セミナー

第 24 回 医療被ばく測定セミナーに参加して

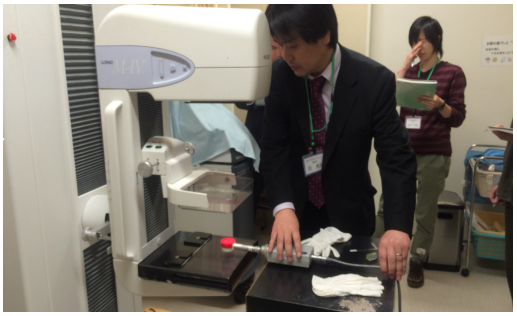
東京慈恵会医科大学附属柏病院　放射線部　庄司友和

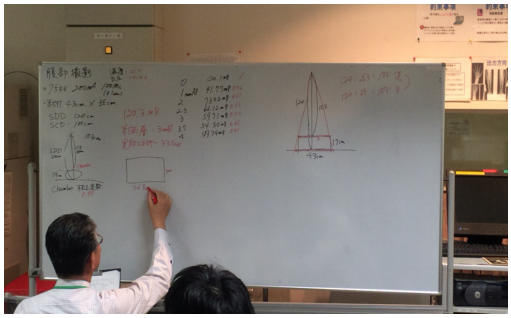
私は 2014 年 7 月熊本大学病院で開催された第 24 回医療被ばく測定セミナーに講師として参加しました．この医療被ばく測定セミナーは毎年各部会と共催され，1 日がかりで一般撮影，乳房撮影，CT 撮影の線量測定に関する講義と実習を行っています．特に実習では 7～8 名グループで測定と計算を行ってもらうため，毎年どのモダリティも制限時間一杯で終了していました．しかし，今回から各部会への引継ぎも含めて開催するように義務付けられたため，限られた時間内に上手に引継ぎができるのか非常に不安でした．

まず我々が行ったことは，九州部会から各モダリティの講師候補の先生を選出するところからでした．我々は各モダリティ 2 名の先生を手配しましたが，中々揃わないモダリティもありました．次に講義内容と実習内容を見直しました．これまでは計測分科会の担当講師の采配でスライド内容や実習内容が決まっていましたが，今回は何の技術を引き継いでもらうのか明確にする必要がありました．私は CT 領域を担当しましたが，他の CT 担当の委員と相談し，講義では線量計の校正，半価層測定，CTDI 測定など，実習では半価層測定, CTDI 測定を行うことにしました. そして事前に講師候補の先生方とメール会議を行い，各講師候補の先生方がどの程度測定したことがあるのかを把握し，足並みを揃えセミナーの準備を行いました．

講師候補の先生方には前日に集まって頂き，実習の大まかな流れと計算方法，受講生が陥りやすいポイントなどを覚えて頂きました．正直，先生方には短時間に無理難題を押し付ける形になってしまいましたが，皆さん熱心に取り組んでいました．セミナー当日もチューターとして積極的にサポートして頂き，効率よく引継ぎができたと感じ ています．

しかし，実際の講義，実習を終えて分かったことは，実習で使った実験道具は講師の 所有物のため必要なファントムなどを作成する必要があることや 引き継いだ後のフォロー体制が整備されていないこと ，など幾つか問題も浮き彫りになりま した．今後はこのような点も計測分科会が率先して解決し，引き継いだ部会と定期的に情報交換し ，諸先輩方が築いてきた測定法を継続できればと思っています．最後に測定セミナーに多大なるご協力を頂きました九州部会の皆様に感謝申し上げます．





セミナー

第 93 回 東京部会セミナー（医療被ばく測定セミナー）に参加して

稲城市立病院　　落合　幸一郎

平成 27 年 1 月，東京女子医科大学病院にて東京部会の放射線管理・防護・計測研究班が主催する第 93 回東京部会セミナー，診断用 X 線装置における医療被ばく測定セミナーが開催されました．今回のセミナーでは ALARA（As Low As Reasonably Achievable）を合い言葉に，午前中は一般撮影，乳房撮影，CT 撮影の講義，午後から一般撮影，乳房撮影の線量測定の実習を行いました．私は主催の研究班のメンバーとして，また計測分科会から講師として参加しました．また，各部会へのセミナーの引継ぎを含めての開催でもあるので，他 2 名の先生方も計測分科会より参加し，スタッフの方への講義と実習の引継ぎも行いました．受講者だけでなく，スタッフへも伝えるべき内容が多々あるため，事前にメール会議や準備を行い，前日には会場の就業時間が終わった後にスタッフ皆さんと集まり実習の予備測定を行うなど，万全の体制を整えセミナー当日を迎えました．

午前中は３つのモダリティのそれぞれ線量計の基礎を始め，線量測定の基礎から測定法，測定値の利用法などの講義を行いました．私は CT 領域を担当しましたが，今回は CT 撮影の実習がなかったため，線量計校正から半価層測定，CTDI 測定の基礎から測定法を実際の測定時の写真等を交え講義しました．また，半導体検出器を用いた CTDI 測定法についても少しだけお話をしましたが，今後はますます興味ある内容になるかと思います．

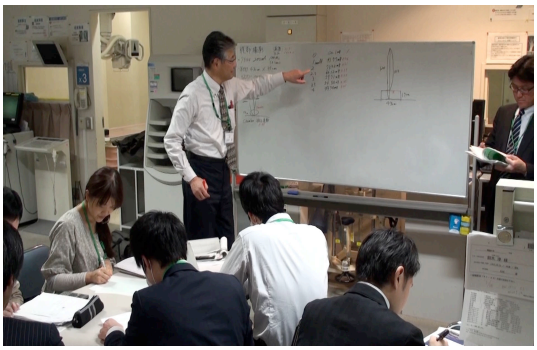
午後の実習では，今回は会場の東京女子医科大学病院のご好意により，実習の一般撮影室，乳房撮影室をそれぞれ 2 部屋を借りすることができ，まず初めに講師より線量測定を一通り行い測定し終えたら，2 グループに分かれてそれぞれの部屋で直前に聞いた測定方法を自分たちで実際に行って測定するという今までにない試みをすることができました．聞く・見るだけでなく，聞いて見たことを忘れないうちに実際に手足を使って動かす，ということは非常にためになる実習だと感じました ．ただ，その分の時間がかかるという問題がありました．しかし今回はそれらの問題点を考慮し，実習は 2 モダリティに絞り，じっくりと十分満足いく実習を行おうという目的がありました． バタバタではあったが，いつもと違う触れる実習が行えたと思います．

今後は，今回のような各部会主催で測定セミナーが行われることになりますが，まだまだ問題点や新たな点も出てくるかと思います．これからも計測分科会　からの情報発信と各部会との情報交換が必要かと思っております．最後に， 今回のセミナーを企画ご準備いただきました東京部会放射線管理・防護・計測研究班の皆様，会場となりました東京女子医科大学病院のスタッフの皆様に感謝申し上げます．

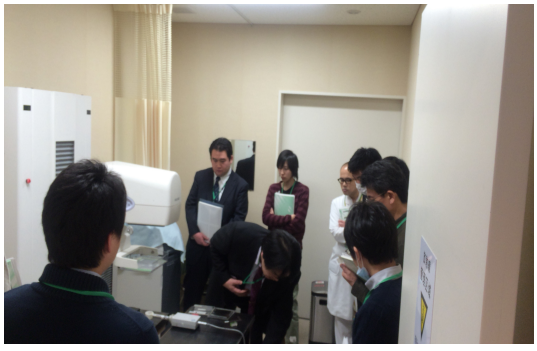
セミナー風景

東京女子医科大学病院スタッフと受講生

講義



一般撮影の実習



乳房撮影の実習

セミナー

簡易線量計作成セミナー事前講習会に参加して

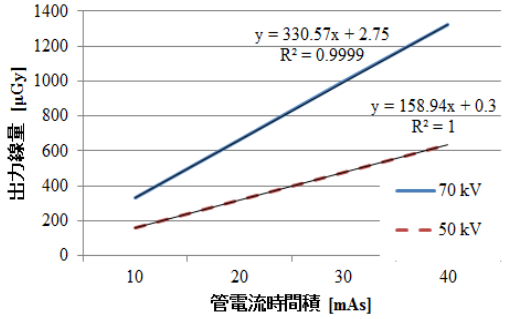
東京慈恵会医科大学附属柏病院　放射線部　庄司友和

私は平成 27 年度の計測分科会新規事業として運営予定の「簡易線量計作成セミナー」で受講生が作成する線量計の事前講習会に参加しました．線量計の発案は首都大学東京の小倉 泉教授で，この線量計は日常管理を目的としており，線量計を持っていない施設でも積極的に線量管理をして欲しいという願いから考案された線量計です．私の知る限り，一般撮影用の線量計を持っている施設はまだまだ少なく，どの施設も定期的に線量測定を行っているとは言い難い状況にあります．このセミナーでは大量生産することで，部品代を下げ，組み立て作業を自分達で行うことで，コストダウンを図っています．またセミナーでは線量計を作成するだけではなく，その場で校正を行い，その線量計にトレーサビリティーを持たす意義も合わせて啓発する予定です．セミナーで作成する線量計の構造および精度は本学会誌の 2014 年 12 月号をご参照下さい．

私が実際に作成した箇所は X 線検出部，表示部でした．殆どの方が，この工程を完了するまで 5 時間程度掛かりました．私が作成中最も苦労したのは，半田ごてによる部品の取り付け作業でした．昔はこの作業で苦労した思い出はなかったのですが，久しぶりの作業と限られた時間内での作業により半田が上手に付かず，気付くと基盤の裏側が半田だらけになっていました．当然のことながら，スイッチをオンにしても半導体は動作せず，周りの方々に迷惑をかけてしまいました．その後は半田付けや回路接続に慣れ，何とか完成し測定できるようになりました．

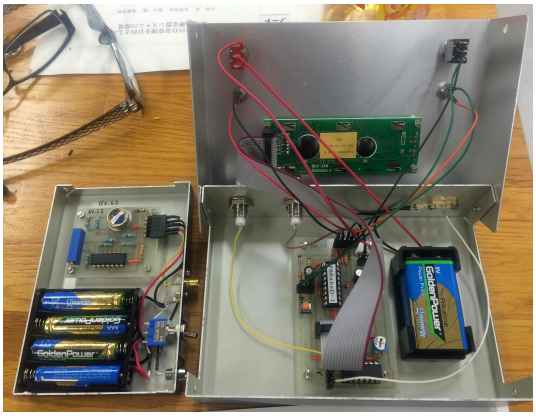
線量計の概要は，検出部には半導体検出器を使用し，出力をオペアンプにて非反転増幅回路にて一次増幅した数値を PIC（Peripheral Interface Controller）を用いて LCD（Liquid Crystal Display）に表示させるシステムでした．一つ一つが手作りということもあり，なぜ検出部を遮光するのか，増幅回路や積分回路はどの部分か，マイクロコンピュータのプログラムはどうなっているのか，など線量計の原理を少し理解することができました．（作成中は電気回路の仕組みや部品一つ一つの意味など全く理解することができませんでした）右図に私が実際に作成した線量計の測定結果を示します．グラフからも読み取れるように，各管電圧ともに直線性の良い結果が得られていることがわかります．

今後，我が国の診断参考レベルが報告され，各施設での線量把握の重要性が増すようになれば必ず線量計は必要になると思います．線量計をお持ちでない施設の方は是非この機会に参加を検討して頂ければ幸いです．

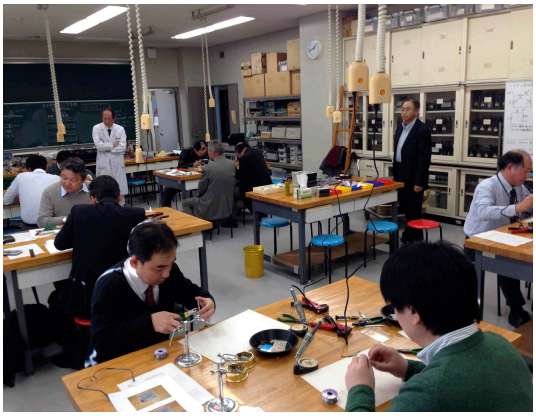


講習会風景

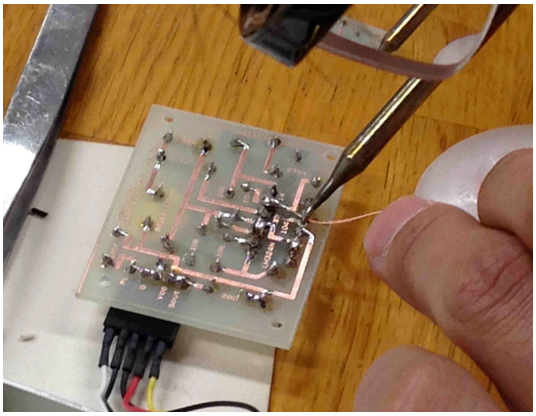
簡易線量計（右）・測定器（左）



簡易線量計・測定器の内部

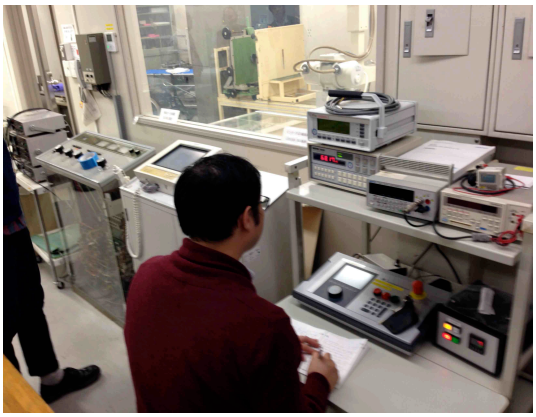


作成時の様子



半田付け作業

作成した線量計の校正準備



線量計の校正

大学院生 修士論文・博士論文 紹介

「 堆積土壌中の Pb-210 年代測定の検討 」

首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 博士前期課程
人間健康科学専攻 放射線科学域
澤田 歩海

1 研究背景

我が国日本では 1954 年以降原子力発電所が建設され 17 カ所 50 基が 2011 年の東日本大震災を受け運転停止になるまで操業を行ってきた．同じアジア圏であり隣の国である韓国では 4 カ所 23 基，同様に台湾では 4 カ所 6 基の原子力発電所が操業を行っている [1)]．それぞれの国で原子力を用い発電をする際に排出される低レベル放射性廃棄物は日本では青森県六ヶ所村，韓国では慶州市月城の最終処分場に，台湾では蘭嶼島にある中間処理場で保管をされている．しかし，最終処分場や中間処理場については国家機密もあり，公開されていない事柄も多いのが現状である．

2 研究目的

原子力発電所から排出される低レベル放射性廃棄物はそれぞれ最終処分場・中間処理場で保管をされるが前述したとおり国家機密であり公表していないことも多い．その中で台湾の蘭嶼島は東シナ海に浮かぶ孤島であり強い海風にさらされ，さらに台風の通り道でもある．それらの要因もあり，放射性廃棄物が入っている鉄製のドラム缶の腐食が発見され，2005 年から 2011 年に渡りドラム缶の詰め替え処理が行われた．その処理作業場は密封された場ではなく，開放された場で行われていたことが発覚した．その異常な処理作業により放射性物質が飛散し，貯蔵場以外の環境に拡散した可能性が考えられる [2)]．

本研究ではすでに処理場・処分場が既存している台湾および日本，これから処理場操業を始めていく韓国の設立に至る歴史的背景や立地，操業形態の調査を行う．また台湾の事象を受け，処理場・処分場付近の環境モニタリングを行う上で，その事象が「いつ」起きたかということに視点を置き，おおよその年代がわかるような手法の検討を行った．

3 年代測定

3.1 樹木および人体の頭髪の年代測定法の検討

台湾では保管用ドラム缶の腐食の再処理に伴い放射性物質が飛散した可能性がある ．しかしながら，その事実を科学的に確認することは難しい ．それに加え，放射性廃棄物の処理

においては国家機密で守られている部分が多いため，事象が起きたとしても公表しない可能性が示唆される．その事象が「いつ」起きたのかの推定が可能であればと考えた．そこで低レベル放射性廃棄物から排出・飛散される放射性物質のうち，γ線放射核種であり比較的長半減期である放射性セシウムをトレーサとして，

①樹木の年輪による年代測定法，

②人体の頭髪による年代測定法，

③土壌中 ^{210}Pb による年代測定法，

の 3 種類より年代推定が行えるかの検討を行った．その結果①および②では Cs と K は同族元素であり，生体中では拡散が起きてしまうため生体中から ^{137}Cs がいつ飛散したかとを同定するのは不可能であるということがわかった．

3.2 ^{210}Pb 年代測定法の検討

3.2.1 ^{210}Pb 年代測定法の原理

地球上の岩石中や土壌中などに ^{235}U を始祖とした ^{226}Ra 由来の ^{210}Pb が存在している．^{226}Ra から壊変した ^{222}Rn が気体であるため空気中に拡散して存在している．^{210}Pb 年代測定法は空気中に存在している ^{222}Rn から生じた ^{210}Pb がエアロゾルなどに付着して降下し，降水や海水中で懸濁物とともに堆積し，^{210}Pb の半減期（22.3 年）に伴い減少していくことに基づいている [3)]．

3.2.2 ^{210}Pb 年代測定法の検討

この手法を用いるにあたり，いくつかの仮定が置かれている [3)]．

①堆積後の圧密効果が無視できるほど小さく相対的深度が変化しないこと，

②堆積速度は常に一定であること，

③^{210}Pb の水圏における滞留時間は堆積年代と比べて小さく直ちに堆積物に取り込まれる，

④堆積後に物質移動や流入がなく堆積物中では ^{210}Pb に関して閉じた系である，

⑤堆積粒子中の ^{226}Ra 起源の ^{210}Pb は ^{226}Ra と放射平衡である，

⑥過去の堆積物表層における ^{210}Pb は ^{226}Ra と放射平衡である．

この条件に適したモデルは土の攪拌がないこと，土の流出流入が少ないことである．今回ある事象が起きた可能性のある台湾蘭嶼島には，大天池および小天池という池がある（図 2.3 参照）．大天池は雨期で水深約 3 m，面積 7,000 m^2 で，乾期で水深 1.5 m ほどの池である．池の周りは樹木が覆っているため 大きな攪拌はあまりない．また，山頂にある窪地にあるため河川による大きな流出，流入もない池である．しかし，日本では 2011 年 3 月に東日本大震災による福島第一原子力発電所の事故が起きており ，放射性セシウムが偏西風により飛来した可能性がある．また，福島県内には湖沼が多くある ．福島県西郷村の協力のもと湖沼中の堆積土の採取が可能であることから，台湾と日本で ^{210}Pb 年代測定法による比較が可能であると考えた．

4　方法

^{210}Pb 年代測定法の方法のフローチャートを図 1 に示す.

今回試料の採取は日本・台湾の 2 ヶ国で行った．日本では ^{137}Cs の飛散が実際に起き，沈着があると考えられる福島県西郷村に協力をいただいた(場所非公開)．また，台湾では蘭嶼島大天池での採取を行った．図 2 は作成した採泥器を用いて試料の採取を行っている様子である．採取した試料は正立させたまま持ち運び，その後 30 mm ϕ の水道管を用いて 1 cm 毎に押し出し切断し，U-8 容器（直径 48 mm）に入れて 1 日凍結乾燥（YAMATO : DC400）を行い，密栓を行った（図 3(a), (b)）．外部から ^{222}Rn 由来の ^{210}Pb が試料中に混入することや試料中の ^{222}Rn が大気中に拡散することを防ぐことを目的とし，直径 47.5 mm の円形アクリル板を用いて接着剤で密栓した. 密栓してから最低 30 日後に測定を行った．試料の測定は Ge 半導体検出器（ORTEC 社製 GMX10P）を用いて，測定を行う．計測時間は放射能強度およびバックグラウンドの関係から 70,000 秒とした.

図 1.　手順のフローチャート [4]

図 2　作成した採泥器を用いて試料の採取を行う様子

(a)

(b)

図 3　凍結乾燥と封入
(a) 凍結乾燥を 1 日行っている様子, (b) 土壌の封入を行った様子

5 結果

5.1 福島県西郷村における ^{210}Pb 年代測定法

福島西郷村で採取した湖沼堆積土壌表面（0-1 cm）のスペクトルを図 4 に示す．解析対象ピークは赤字で示した全 ^{210}Pb（45.3 keV），Supported ^{210}Pb として ^{214}Bi（609 keV），^{137}Cs（662 keV），^{134}Cs（796 keV），^{40}K（1460 keV）[4] である．各ピーク面積は Covell 法 [5] で求め，同様の測定を 2〜30 cm（1 cm 毎）行った．

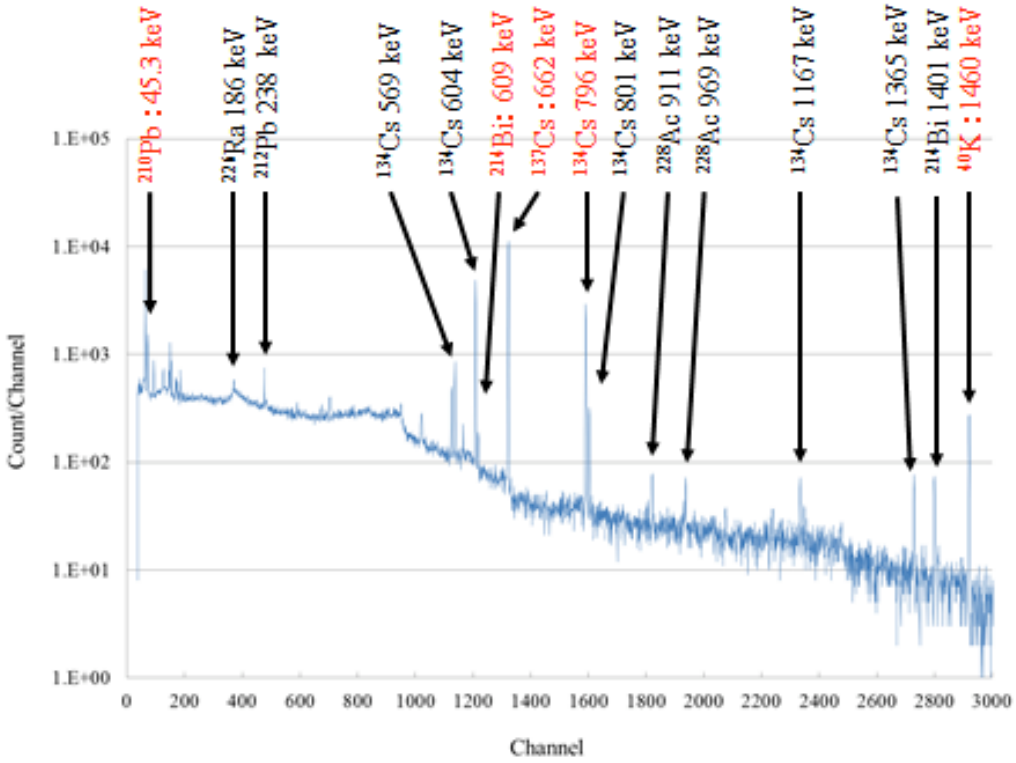


図 4　福島西郷村 2-0　スペクトル．
縦軸は各チャネルにおけるカウント数，横軸はチャネル番号である．

ピーク面積の算出に対するそれぞれの核種のチャネル幅は ^{210}Pb : 6 ，^{214}Bi : 7，^{137}Cs : 13，^{134}Cs : 13，^{40}K : 13 で行った．^{134}Cs は 604 keV が最も放出率 [6] が高い（97.5%）が，今回解析を行うに当たり ^{214}Bi のエネルギー（609 keV）と重なってしまう可能性があったため，次に放出率の高い 796 keV（85.3 %）を利用した．年代測定法の結果を図 5 で示す．

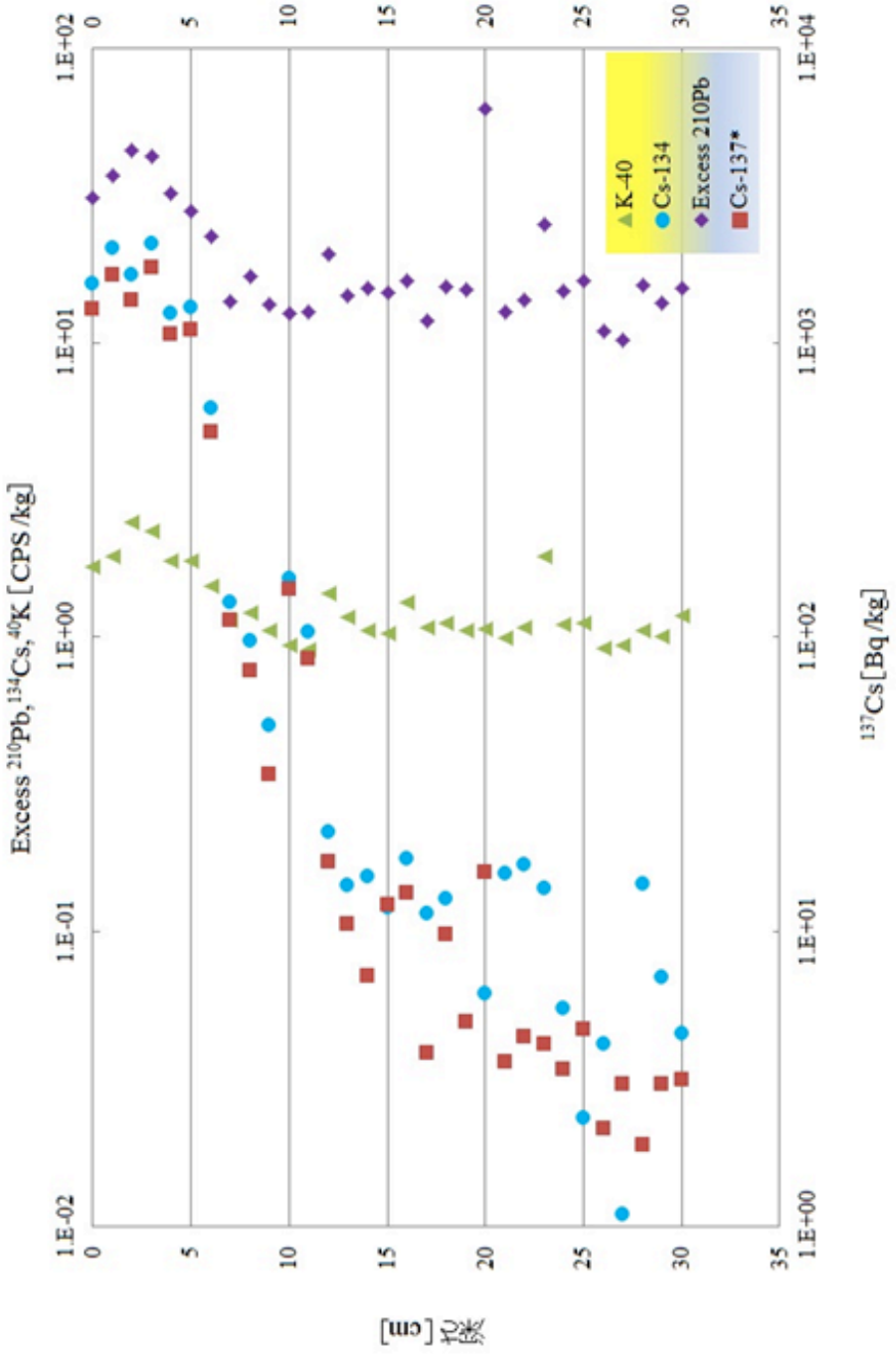


図 5　福島西郷村での年代測定．左縦軸は深さである．上横軸は Excess ^{210}Pb，^{134}Cs，^{40}K の［cps/kg］，下横軸は ^{137}Cs の［Bq/kg］である．

^{40}K の変動が少ないことからこの測定は問題がないといえる. 2011 年 3 月に東日本大震災による福島第一原子力発電所の事故により，^{137}Cs および ^{134}Cs が飛散している影響で ^{137}Cs および ^{134}Cs の値が上昇している．^{137}Cs および ^{134}Cs の 2 つの傾きが大きく異なるが，下方の傾きはフォールアウトと考えられる．フォールアウトと傾きが大きく違うため，上方の堆積層で事故が起きたと考えることが可能である．表層部は値がばらついていることがわかる．その理由として生物体の活動や風などの影響を受けているためと考えられる．^{134}Cs は 19 cm 以下では検出限界以下である. しかし約 10 cm より深い堆積層では値にばらつきが出始めているので生物体によって拡散したのではないかと考えられる.

また，土壌のクリアランスレベルは 100 Bq/kg[7,8]であるため，表層から 7 cm ほどの位置まで掘削すればクリアランスレベルを下回ることが可能であるといえる．Excess^{210}Pb の直線部 (4〜9 cm) に対して近似曲線を求め, 堆積年代の算出を行った. その結果は 6.89 [year cm^{-1}] となった.

5.2　台湾蘭嶼島における ^{210}Pb 年代測定法

台湾蘭嶼島大天池で採取した湖沼堆積土壌表面（0-1 cm）スペクトルを図 6 に示す．台湾蘭嶼島大天池で採取した土の測定は台北医科大学の Peter Wushou CHANG 先生の協力のもと測定を行った．解析対象ピークは赤字で示した全 ^{210}Pb（45.3 keV），Supported ^{210}Pb として ^{214}Bi（609 keV），^{137}Cs（662 keV），^{40}K（1460 keV）[4] である．^{134}Cs のエネルギーでもピークを観察することが不可能であったため，解析を行わなかった．各ピーク面積は福島県西郷村試料と同様に Covell 法 [5] で求め，同様の測定を 2〜20 cm（1 cm 毎）行った.

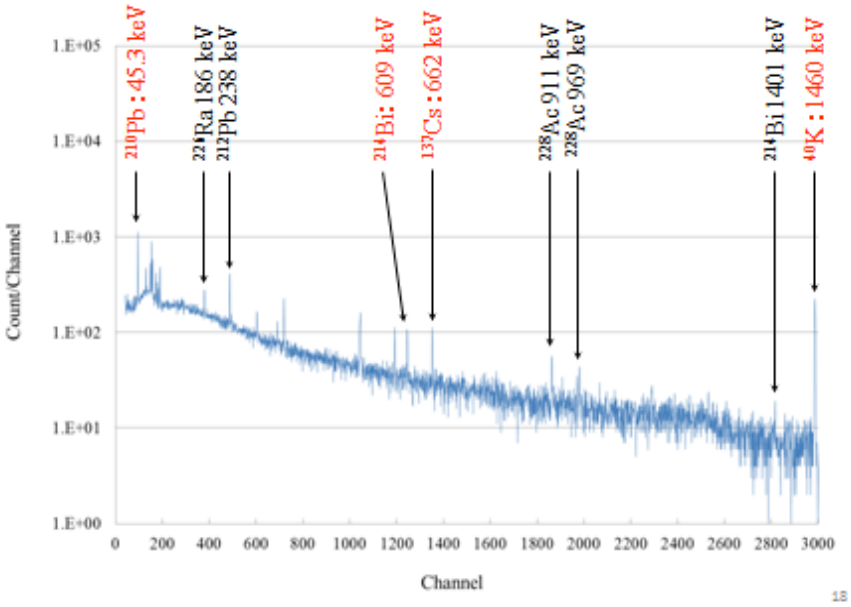


図 6　台湾蘭嶼島大天池表層土壌のスペクトル
縦軸は各チャネルにおけるカウント数，横軸はチャネル番号である.

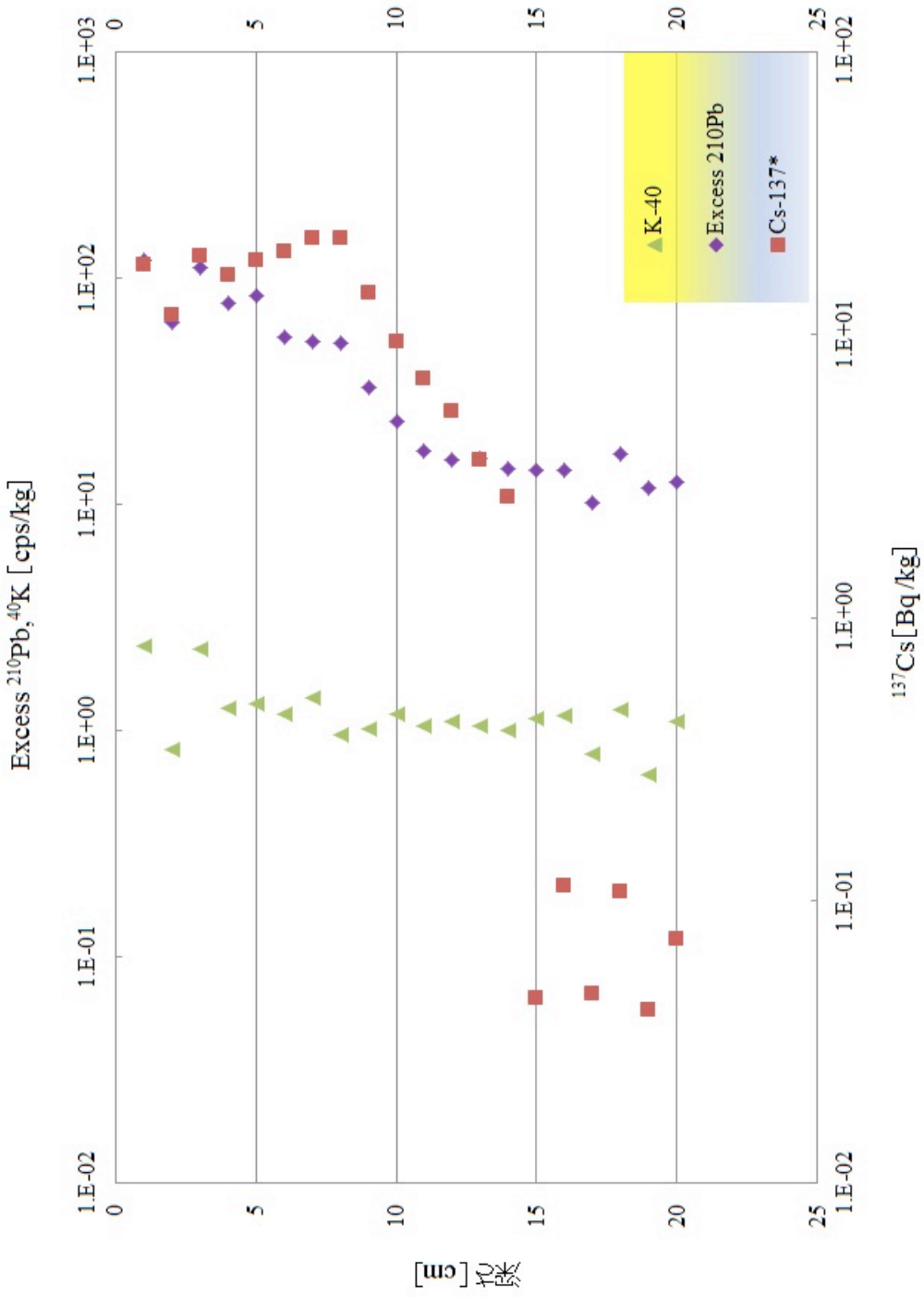


図 7 台湾蘭嶼島大天池における ^{210}Pb 年代測定法の結果

図 7 より ^{137}Cs は表層から 15 cm 以下で検出限界以下となった．また，台湾大天池は湖沼底まで浅い沼である．よって，表層から 7 cm までは生物体，風による土の攪乱の影響を受けている可能性が高い．そのことに加え表層から 7 cm の間に ^{137}Cs の放射能濃度が突出している部分がないため，詰め替え作業による放射性物質の飛散が島内全体にあったとは断定することができない．

また，Excess ^{210}Pb の直線部の 3~11 cm に対して年代測定近似曲線を求め堆積年代を算出した結果は 1 cm 毎の年数は 7.38［year cm^{-1}］となった．

6　まとめ

ある事象に対し「いつ」事象が起きたのかというのを推定するため，樹木およびヒト毛髪による年代測定を考えたが，生体中における ^{137}Cs の挙動は同じアルカリ金属のカリウムと同様である．つまり，拡散による影響で年代測定が不適切であると判断された．

土壌中の ^{210}Pb による年代測定法は日本・台湾の 2 ヶ国には人の立ち入ることの少ない湖沼が存在しているため年代測定法を行うことが可能だと考えられた．土壌に対する年代測定法を行う上で，空気中の ^{222}Rn の影響およびバックグラウンドの変動の低減化が重要な基礎検討の一つである．従来法では検出器槽内の空気の置換を行うために窒素ガスが用いられていた．しかし，アスピレーター三方活栓－活性炭－シリカゲルの組み合わせを用いることで窒素ガス同様の効果が得られることを確認した．

^{210}Pb 年代測定法を適用している堆積土壌は，過去の報告では，0.64～1.01［year cm^{-1}］の堆積速度である [9]．河口や湾内で堆積土壌の採取が行われており，河川から土壌の流入が多い結果，堆積速度が大きいと考えられる．今回の測定では福島では 6.89［year cm^{-1}］であり，台湾蘭嶼島大天池では 7.38［year cm^{-1}］となった．福島の沼も，蘭嶼島大天池も河川が流入していないため土壌の流入が少ないといえる．よって，川が流入していない湖沼ならば，福島も台湾蘭嶼島大天池でもほぼ同様の堆積速度になると考えられる．

福島県で採取した沼の堆積土壌の特徴としては，流入経路がほとんど無い位置での採取を行ったことにより，堆積速度が小さくなったと考える．一方，台湾台東市の蘭嶼島では，湖沼が広いことに加え水上を遮るものがないため，^{210}Pb や ^{137}Cs のフォールアウトが遮蔽されることなく土壌に堆積していることが確認された．しかし，採取地の湖沼底は浅く，台風の通過経路であるため，土壌の攪乱が大きく影響を及ぼしていると考える．しかし，堆積速度が小さいため圧縮効果がなく堆積深度と Excess ^{210}Pb の指数減衰は比例関係にあり，年代推定には適していると考えられる．

台湾台東市の蘭嶼島大天池の堆積土壌では，^{137}Cs の放射能濃度が突出して高い堆積層を観察することが出来なかった．ゆえに，放射性廃棄物収納容器の詰め替えによる ^{137}Cs の飛散が確実にあったとは断定することが出来ない．その理由として，福島第一原子力発電所の原子炉建屋のように水素爆発による飛散ではなく，詰め替え作業処理過程でコンクリート研磨された研磨塵や，風化したコンクリート塵と考えられる．それらの塵粒径 を考える

と，フォールアウトの粒径よりもはるかに大きいため，貯蔵場近場での飛散に留まったと考えられる．また，ウラン系列核種以外で確認された核種は ^{137}Cs のみであった．つまり，^{134}Cs が検出されていないため，福島第一原子力発電所事故由来の放射性物質は台湾蘭嶼島には飛来していないと考えられる．

7　参考文献

1) 一般社団法人日本原子力産業協会政策・コミュニケーション部：世界の原子力発電開発の動向（プレスキット）．2014（4）
2) 原能會: 蘭嶼貯存場檢整重裝作業安全管制與調查說明　2012 年 4 月 2 日記事 http://www.forum-rightway.org/article/article.php?articleid=1138&type= ,2014 年 12 月 15 日アクセス.
3) 金井豊：鉛の地球科学―ウラン系列核種 ^{210}Pb の堆積学的応用法を中心として―，地質ニュース 556 号：20-34，2000.
4) 伊藤泰男，海老原充，松尾基之他：放射化分析ハンドブック-確度の高い多元素同時微量分析への実践-．伊藤泰男，海老原充，松尾基之編，丸善株式会社初版，東京，2004
5) 日下譲：放射化分析．初版第 1 刷，共立出版株式会社，東京 1973（4）.
6) Brown, Edgardo：*Library of Congress Cataloging-in-Publication Data*, John Wiley & Sons, Canada,1986.
7) 環境省：災害廃棄物の広域処理の推進について（東日本大震災により生じた災害廃棄物の広域処理の推進に係るガイドライン），平成 24 年 1 月 11 日一部改訂.
8) IAEA：Application of the Concept of Exclusion,Exemption and Clearance, Safety Guide No. RS-G-1.7 (2004).
9) 國分佑太：東京湾湾奥部における海底柱状堆積物の珪藻化石分析．　2007 年度東京大学修士論文(未公刊).

平成26年度事業報告

1．第 70 回総会学術大会：パシフィコ横浜（4 月 10 日～13 日）

・第 43 回計測分科会：4 月 12 日（土）

1）教育講演　　司会　分科会長　根岸　徹

「日本人における平均乳腺線量の標準化」

岐阜医療科学大学　西出　裕子

2）シンポジウム　　座長　兵庫医科大学病院　源　貴裕

金沢大学附属病院　能登　公他

JCHO 群馬中央病院　新井　敏子

テーマ：「日本人における平均乳腺線量の標準化を考える」

1. 平均乳腺線量の推移　-アンケート解析より-

藤田保健衛生大学　浅田　恭生

2. 拡大撮影における平均乳腺線量の求め方

総合病院国保旭中央病院　五十嵐隆元

3. トモシンセシスにおける平均乳腺線量の求め方

慶応義塾大学病院　根本　道子

3）入門講座 4　　4 月 12 日（土）

「放射線計測の実際と応用 1　-照射線量とカーマ-」

藤田保健衛生大学　浅田　恭生

4）専門講座 8　　4 月 12 日（土）

「放射線計測の実際と応用 3　-CTDI- 」

稲城市立病院　落合幸一郎

2．第 42 回秋季学術大会：札幌コンベンションセンター（10 月 9 日～11 日）

・第 44 回計測分科会　10 月 10 日（金）

（計測分科会／放射線防護分科会／医療被ばく評価関連情報小委員会　合同分科会）

1）教育講演

司会 セントメディカル・アソシエイツ LLC（放射線防護分科会委員）　広藤　喜章

「医療放射線防護と診断参考レベル」

総合病院国保旭中央病院（放射線防護分科会長）　五十嵐隆元

2）合同シンポジウム

テーマ：「診断参考レベル（diagnostic reference level: DRL）を考える」

座長　稲城市立病院（計測分科会委員）　落合幸一郎

浜松医科大学医学部附属病院（放射線防護分科会委員）　竹井　泰孝

1．装置表示線量値の持つ意味とその精度

名古屋大学医学系研究科（計測分科会委員）　小山　修司

2．我が国の医療情報システムによる Dose Structural Report (Dose-SR)を利用した医療被ばく管理は出来るのか？

放射線医学総合研究所

（医療被ばく評価関連情報小委員会委員長）　奥田　保男

３．医療被ばく管理に対する日本医学放射線学会からの提言
愛知医科大学（日本医学放射線学会防護委員会委員長）　石口　恒男
４．我が国の画像診断装置、医療情報システムにおける Dose-SR 対応の現状
富士フイルム株式会社（JIRA 放射線・線量委員会　副委員長）　佐藤　公彦

３）入門講座２　　10 月 10 日（金）
「実用量と防護量」
東北大学大学院　　千田　浩一

４）専門講座 4　　10 月 10 日（金）
「モンテカルロシミュレーション」
名古屋大学大学院　　小山　修司

５）専門分科会合同シンポジウム　　10 月 9 日（木）
テーマ：「撮影技術の過去から未来への継承～画質と線量の標準化を目指して～」
（2）計測：患者線量の測定および評価
金沢大学附属病院　　能登　公也

６）合同パネルディスカッション　　10 月 10 日（金）
テーマ：「病院における非常時の対応～医療機器対策と緊急対応～」
（2）放射線防護・計測：安全管理のための計測と再稼働のための確認
兵庫医科大学病院　　源　　貴裕

3. 医療被ばくセミナーの開催
第 24 回医療被ばく測定セミナー：平成 26 年 7 月 12 日（土）
場所：熊本大学医学部附属病院（日本放射線技術学会九州部会共催）受講者：24 名

4. 簡易線量計作成セミナー事前講習会：平成 26 年 12 月 19 日（金）～20 日（土）
場所：首都大学東京　受講者 13 名

5. 第 93 回東京部会セミナー（測定セミナー）：平成 27 年 1 月 17 日（土）
（計測分科会より講師 3 名派遣）
場所：東京女子医科大学病院　受講者：20 名

6. 第 4 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 26 年 8 月 30 日（土）
（計測分科会より講師 1 名派遣）
場所：九州大学病院

7. 計測分科会誌「Vol.22, No.1, 2014」「Vol.22, No.2, 2014」の発行（各 350 部）

8. 分科会委員会の開催 3 回

9. 診断領域線量計標準センターの運営

10. 線量計貸出事業

平成27年度事業計画

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）（予定）

1）教育講演：テーマ「放射線領域でのシミュレーションの基礎から臨床応用」

2）シンポジウム：テーマ「シミュレーションを活用しよう」　　他「未定」

3．測定セミナーへ講師派遣

・日本放射線技術学会関東支部　測定セミナー　　平成 27 年 6 月 7 日（日）

場所：群馬大学医学部附属病院

4．第 1 回簡易線量計作成セミナー　開催予定

日程・場所：調整中

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.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 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　根岸　徹

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^{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，コネクター接触不良，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	西谷　源展 nisitani@mail.kyoto.medtech.ac.jp	西谷　源展 nisitani@mail.kyoto.medtech.ac.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	※各種連絡は富永先生へ 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	納冨　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 katoh@tmu.ac.jp	加藤　　洋 katoh@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．医療被ばく測定セミナーへの講師派遣

〈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錺屋町 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

いよいよ地方部会，専門分科会の名称がそれぞれ地方支部，専門部会と変わり，また分科会誌（部会誌）も今回より電子ジャーナル化されました．皆様は，この文章をモニタ越しに見られているかと思います．他にも様々な変化がありますが，計測部会として今まで各地で医療被ばく測定セミナーを行なってきましたが，今年度からは，簡易型線量計作成セミナーを行なう計画が進んでいます．本誌の中にも事前セミナーを行なった時の体験談の記載がありますが，安価で精度の高い線量計で，しかも自分たちで一部を作成し校正まで行なう内容のセミナーになります，今後は，こちらのご案内を目にする機会が多くなることと思います．それと平行して，セミナー参加者への半導体線量計の貸し出しも随時受け付けております，これら詳細等の情報は計測部会の HP でもご案内していますので，ぜひご覧下さい．計測部会では今後も様々なセミナーや企画をして参りますので，皆様のますますのご支援ご協力をお願い申し上げます．

計測部会委員　　落合　幸一郎（稲城市立病院）

公益社団法人　日本放射線技術学会 計測部会委員（50 音順）

部会長　　根岸　徹　　群馬県立県民健康科学大学

浅田　恭生	藤田保健衛生大学	庄司　友和	東京慈恵会医科大学附属柏病院
落合　幸一郎	稲城市立病院	千田　浩一	東北大学
加藤　　洋	首都大学東京	能登　公也	金沢大学附属病院
小山　修司	名古屋大学	源　　貴裕	兵庫医科大学病院
坂本　　肇	山梨大学医学部附属病院		

計測部会誌　Vol.23, No.1, 2015

発行所　　公益社団法人　日本放射線技術学会
〒600-8107　京都市下京区五条通新町東入東錺屋町 167
ビューフォート五条烏丸 3F
TEL 075-354-8989　　FAX 075-352-2556

発行日　　2015 年 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　根岸　徹