Journal of a Measurement Subcommittee

計測部会誌

Vol.24 , No.2 , 通巻 48

CONTENTS

○ 第48回計測部会

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

シンポジウム

テーマ「DRLsを検証するための一手段」

司会　藤田保健衛生大学　浅田　恭生

(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

○ 教育講座入門編４（計測）

「物質との相互作用」

首都大学東京　加藤　洋

○ 教育講座専門編１（計測）

「平均乳腺線量の測定」

兵庫医科大学病院　源　貴裕

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 44 回　日本放射線技術学会　秋季学術大会

第 48 回計測部会ご案内

会場：ソニックシティ（大宮）　第 5 会場（403+404）

日時：平成 28 年 10 月 15 日(土)　8:50～11:50





目　次

○ **巻頭言**　「プランク定数が質量単位 !?」

首都大学東京　加藤　洋・・・ 1

○ **第 48 回計測部会**　Measurement Section

日時：平成 28 年 10 月 15 日（土）8:50～11:50

場所：ソニックシティ　第 5 会場

教育講演　8:50～9:50　　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　9:50～11:50

テーマ：「DRLs を検証するための一手段」

司会　　藤田保健衛生大学　浅田　恭生

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・・・ 4

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 ・・・7

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・・ 9

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・・10

○ **教育講座入門編 4**

・平成 28 年 10 月 13 日(木)　13:00～13:50　　第 8 会場

「物質との相互作用」

首都大学東京　加藤　洋・・ 12

○ **教育講座専門編 1**

・平成 28 年 10 月 14 日(金)　9:30～10:30　　第 7 会場

「平均乳腺線量の測定」

兵庫医科大学病院　源　貴裕 ・・13

○ **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)　13:00～16:50　　第 6 会場

「簡易線量計作成セミナー」

兵庫医科大学病院　源　貴裕 ・・14

「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・・15

○ **第 47 回計測部会発表抄録**

教育講演 5

「診断領域における線量測定の必要性と診断領域線量計標準センターでの校正」

名古屋大学　小山 修司・・・16

シンポジウム

テーマ：「自分で計るために線量計について整理しよう」

1．電離箱線量計

茨城県立医療大学　佐藤　斉・・・21

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・・・26

3．サーベイメータ

京都医療科学大学　堀井　均・・・31

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・・・41

○ **平成 27 年度計測分野に関する論文・発表**　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・49

○ **セミナー報告**

・ **第 1 回　診断参考レベルセミナー（北海道科学大学）**

医療法人社団我汝会　えにわ病院　柴田　隼・・・56

・ **第 1 回　診断参考レベルセミナー（北海道科学大学）**

札幌医科大学　医学部教育研究機器センター　佐藤 香織・・・57

・ **第 2 回　簡易線量計作成セミナー（茨城県立医療大学）**

東洋公衆衛生学院　齋藤 祐樹・・・58

・ **第 2 回　簡易線量計作成セミナー（茨城県立医療大学）**

東京慈恵会医科大学附属病院　藤井　武・・・60

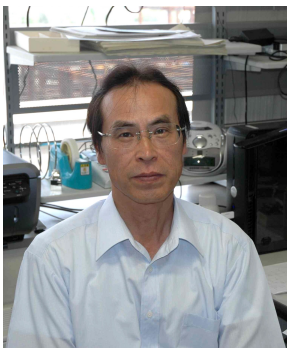
○ **診断領域線量計標準センターご利用案内**　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 62

○ **診断領域線量計標準センターご利用基準・一覧**　・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 63

○ **入会案内**　・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 65

○ **編集後記**

巻頭言



プランク定数が質量単位 !?

計測部会会長
首都大学東京

加藤　洋

国際単位系（SI）の基本単位は長さ［m］，質量［kg］，時間［s］，温度［K］，アンペア［A］，光度［cd］，物質量［mol］の 7 つである．この SI 基本単位は普遍的な物理量に基づく定義に改められてきたのに対し，1889 年以来キログラムだけが，人工物に依存する単位として残っている．このため 1970 年代から，普遍的な物理量によるキログラムの定義が検討されてきた．2011 年 10 月に国際度量衡総会（CGPM）において，キログラム原器による基準を廃止し，新しい定義を設けることが決議され，キログラムをプランク定数 h によって定義することが 2013 年 12 月に提案された．これはプランク定数がもはや実験値ではなく，定義定数となることを意味する．

現行の定義は，キログラムは質量の単位であり，国際キログラム原器の質量に等しい．一方, 提案された定義はキログラム［kg］は質量の単位であり, その大きさは単位 $s^{-1}\cdot m^2\cdot kg$（＝J·s）による表現で，プランク定数の数値を正確に $6.626\ 069\ 57\times10^{-34}$ に固定することで示される．これはプランク定数を通して光子が持つエネルギーと等価の質量に関連づけられることを意味している．プランク定数に基づく定義では，静止エネルギーと質量の関係式 $E = mc^2$ を用いて，ある振動数 ν の光子のエネルギー（$E = h\nu$）と等しい静止エネルギーを持つ物体の質量を 1 キログラムと定義する．すなわち，キログラムは周波数が，

$$\frac{(299\ 792\ 458)^2}{6.626\ 069\ 57}\times 1034\ \text{［Hz］}$$

の光子のエネルギーに等価な質量である．この変更によりキログラムの定義は，秒とメートルの定義に依存することになる．この提案はアンペア，ケルビン，モルの再定義と併せて，2014 年の第 25 回 CGPM で決議することが予定されていたが，プランク定数の精度が十分でないことなどにより, 次の 2018 年開催予定の第 26 回 CGPM に向けて定義変更のための諸課題を解決すべし，との決議が採択された．

我々は普遍的な値や方法論を好む傾向がある．これは自身が得た値や方法論に自信が持てる，あるいは他者に自分の正当性をアピールすることに繋がるからだと考える．2015 年に発表された DRL も普遍性が保たれれば良いが, 残念ながら機器の進歩などにより順次更新されていくことになると思われる．しかしながら，自施設の値を求める際に方法論さえ誤らなければ順次更新される値と比較することは正当性が保たれ，他者にも自信を持って伝えることが出来る．

我々計測部会はこの方法論を確立すべく日々研鑽を積んでおり，この結果を会員に還元することも目的の一つと考えています．三人寄れば文殊の知恵と言いますが，もっと多くなればもっと多くの知恵が生まれると思います．会員の皆様に，計測にもっと興味を抱いて頂けるようにしたいと，日々悩んでいます。

計測部会発表　教育講演　前抄録

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　−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

昨年の 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の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．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，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るようになってきた．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．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．このころ作成された蛍光量計は図 2 に示すような形状であり，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，

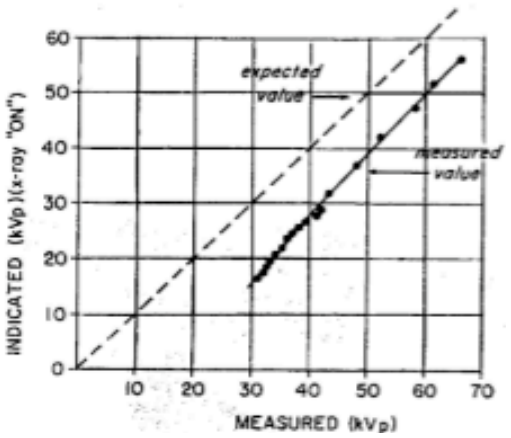


図 1 マンモグラフィの測定結果

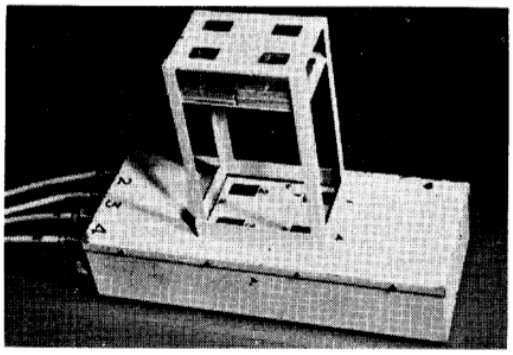


図 2　蛍光量計検出部外観

図3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4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．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．

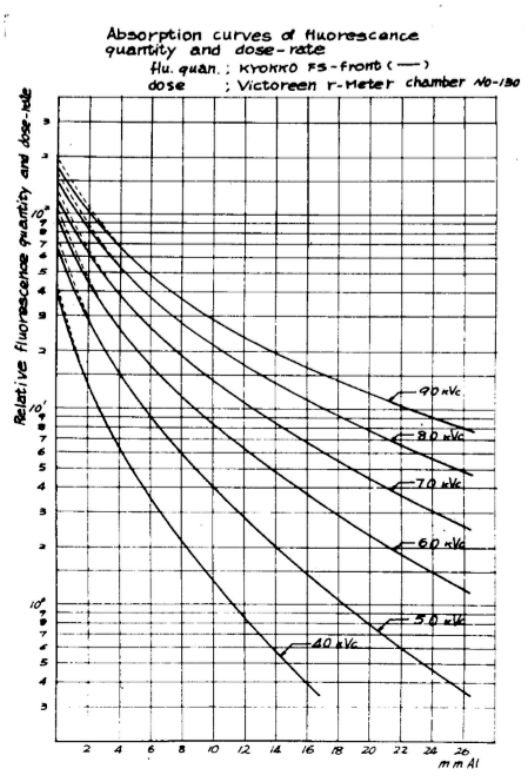


図3　蛍光量計での減弱曲線

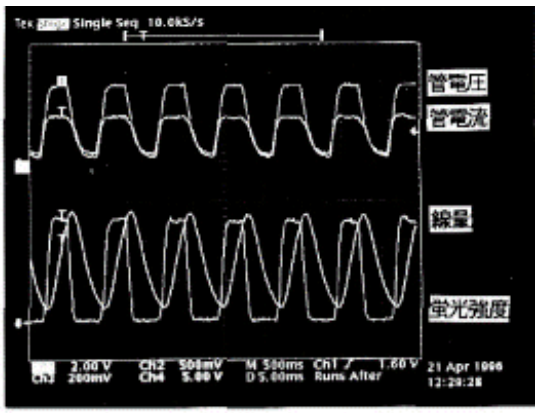


図4　蛍光量と線量の応答特性

このように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．会場ではこのほかの非接続形測定器の特徴なども解説し，計測部会で行っている簡易線量計についても解説する予定である．

1) Gilbertson JD and Fingerhut AG：Standardizatio n of Diagnostic X-ray Generators, Radiology,93,1033- 1036, 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.

計測部会発表　討論会　前抄録

テーマ：DRLs を検証するための一手段

「　計算による表面線量の評価　」

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，個々の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．日本国内では，2015 年 6 月に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 DRLs 2015[2]を示し，その中では一般 X 線撮影においては入射表面線量が用いられている．

入射表面線量は，一般 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である．各医療施設における一般 X 線撮影の入射表面線量と DRL の値とを比較する場合、線量計による測定が基本となる．通常，一般 X 線撮影の入射表面線量の測定は，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 線撮影の検査部位に適用する撮影距離に対する補正と，管電圧に対応する半価層と照射野サイズから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エ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．

ここでは一般 X 線撮影の入射表面線量と 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 NDD 法を紹介する．

２．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，管電流時間積とX線管焦点―皮膚間距離，総濾過などのX線照射量に関係するパラメータを基に，患者の 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[1,6-8]や国際原子力機関による基準[9]などで用いられる値である．NDD 法は線量計を保有していない医療施設で，一般 X 線撮影による患者線量が適切な範囲であるか，すなわち著しく高線量や低線

量であるかどうか，防護の最適化を検討し，さらに，何らかの是正措置が必要かどうかを評価するために開発された．

3． NDD-M

開発された当時の 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，X 線スペクトルの半実験式[10]により，金属吸収体を透過したX線スペクトルを算出した結果から,管電圧とアルミ濾過に着目して NDD 係数を求め，MS-Excel で用いるためのアドインソフト NDD-M(Numerical Dose Determination-Modify)が 1996 年に開発された[4]．これまでに茨城県放射線技師会(http://www.iart-web.org/)が，全国の約 1,200 を超える施設に NDD-M を配布し，広く利用されてきた．

NDD 法と NDD-M の算出値は，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，その後の調査結果では大照射野サイズに対する表面線量が飽和していないことから，照射野サイズが異なる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，X 線出力は装置状態により変化する．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．

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[11]．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て，その計算結果を DICOM3.0 規格で放射線情報システム(RIS: Radiology Information System)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，新たなソフトウエアとして EPD(Estimation of patient dose)が開発された．X 線出力は，X 線装置の設置状態や使用頻度，および装置管理の状態などにより異なる．医療施設で各X線装置の X 線出力を実測できる場合には，補正係数を入力することで，より現実的な入射方面線量の計算結果が得ることができる．

5．まとめ

最適化を実施する日常診療の現場において，費やせる経費と労力などを考慮すると，実用的な線量評価の手法は限られる．NDD 法をはじめとする計算により入射表面線量を求める方法は，計算結果が持つ意味や特性を良く理解した上で，DRL との比較により患者線量の低減方策を検討することや，画像水準の評価と連動させた線量評価を行うなどを目的とした患者線量の計算ツールとして活用することができる．

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) 佐藤 斉. X線診断における患者表面入射線量推定の研究. X 線診断領域に おける患者の表面入射線量簡易換算式- NDD 法. 茨城県放射線技師会冊子. 4-12, 1996
5) 森 剛彦, 武藤裕衣, 佐藤 斉, 他. X 線診断撮影条件に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案. 日本医放会誌2000; 60(7): 389-395
6) ICRP, 1996a. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 73, Ann. ICRP.26(2) 1996
7) ICRP, 2004a. Managing patient dose in digital radiology. ICRP Publication 93, Ann. ICRP.34(1) 2004
8) ICRP, 2007b. Radiological Protection in medicine. ICRP Publication 105, Ann. ICRP.37(6) 2007
9) IAEA. International Basic Safety Standards for Protection Sources, Safety Series 115. STI/PUB/996. International Atomic Agency, Vienna, Austria.1996
10) Birch R, Marshall M. Computation of bremsstrahlung x-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. Phys. Med. Biol. 24, 505-517,1979
11) 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

計測部会発表　討論会　前抄録

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　」

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，DRL での測定手順に従った線量測定値と装置が表示する線量測定値との関係について報告する．

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．

具体的な測定方法は，被写体としてPMMA（polymethyl-methacrylate）20cm を用いて，インターベンショナル基準点（interventional reference point:IRP）の位置へ線量計をセットして，各装置で使用している標準的な透視条件にて 1 分間あたりのファントム表面での入射表面線量（ファントム表面での後方散乱線を含んだ空気吸収線量）を測定する（図１）．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，その位置はアイソセンタを持つシステムにおいてアイソセンタからX線管焦点方向に 15cm 離れた点であり，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．

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. 以上より, IVR 装置の表示線量は成人の心臓領域の検査に適用され, その線量は空気の吸収線量である.

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. また, 検査テーブルの X 線吸収補正, 後方散乱係数は使用管電圧により変化するため, 特定の補正係数を用いた場合には比較誤差の要因となる. なお, 当日の報告では, 現状の装置における両者の比較を示す.

5. まとめ

IVR 装置の表示値を 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使用しようとする入射表面線量との違いを理解することが重要となる. また, 装置表示線量の許容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. シンポジウムではこれらの点を整理し報告する.

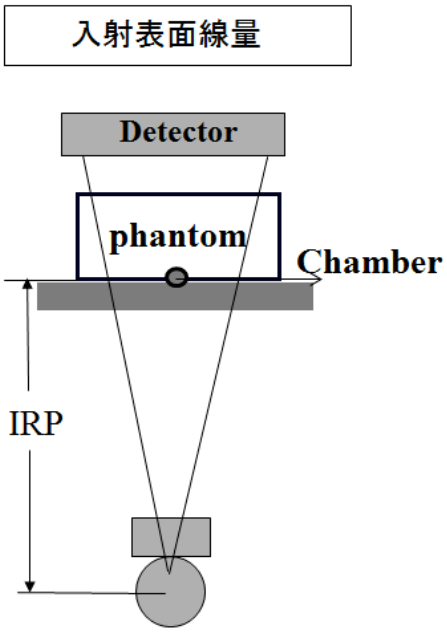


図1

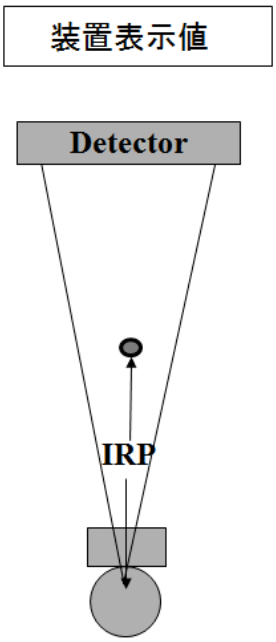


図2

計測部会発表　討論会　前抄録

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　」

慶應義塾大学病院　放射線技術室
根本　道子

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自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 と比較する必要があるが，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，当面の対応策として装置の表示値を代用することが考えられる．

装置に表示される平均乳腺線量の値を DRLs と比較する場合，DRLs の設定に使用された測定法やファントムと，各装置で設定されている表示値の算出方法などが必ずしも一致するとは限らず，よって実測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，精度を把握する必要がある．

そこで，今回のシンポジウムでは，マンモグラフィでの DRLs を検証するために装置の表示値を代用する際の注意点として，実測より算出した値と表示値との精度について検証し報告する．

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．CTDI と DLP 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，それぞれのソフトウェアは個々に利点と欠点がある．そのため，ユーザーはソフトウェアの価格と性能(対象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．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 装置より選択して線量推定が可能であり，多数の撮影条件を一斉にベンチマークテストできる点で優れている．

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, 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.

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.

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 /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. 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.

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. 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(±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.

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. 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.

教育講座入門編４（計測）

「物質との相互作用」

首都大学東京
加藤　洋

放射線は目に見えないが，①電離能力，②透過能力，③蛍光能力，④写真能力，などがあげられる．今回の入門講座では，目に見えない放射線ではあるがそれを計測する線量計に焦点を当て，放射線と検出部との相互作用を述べる．線量計検出部としては電離箱，GM計数管，シンチレーション，半導体，熱ルミネッセンス，蛍光ガラス，光刺激ルミネッセンス，蛍光量計などを取り上げる．

教育講座　専門編

教育講座専門編１（計測）

「平均乳腺線量の測定」

兵庫医科大学病院
源　貴裕

昨年６月に公表された診断参考レベル（Diagnostic Reference Levels:DRLs）では，平均乳腺線量は 2.4mGy となった．平均乳腺線量は，基準点での被ばく線量であり，被験者ごとの被ばく線量ではない.もちろん DRLs も,あくまでも診療時における線量の目安であり，検査を制限するものではない．しかし，自施設の線量がどの程度なのか把握しておく必要があり,今後は DRLs の導入により各施設においての線量管理が更に重要となってくると思われる.

一般撮影領域などでは，照射線量を基準とした標準測定法に従って，患者の皮膚線量を測定し評価している．しかし，乳房撮影領域では，乳腺組織は乳房皮膚よりも放射線感受性が高く，乳房内での乳腺の分布が一様でないこと．さらに皮下脂肪の下に乳腺組織が存在し，撮影部位も限局されること．また，乳房撮影に使用される X 線は，低エネルギーであり，深部線量は深さの増加に伴い急激に減少することなどから，乳房撮影における被ばく線量の評価方法としては，皮膚線量に代わって，皮下脂肪による吸収を除外した乳腺に吸収された平均的な線量で評価するとされている．これらは，過去に様々な論文などによって検討されてきたが，現在では，Euref（European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening Diagnostic Services）法で採用された DANCE らの平均乳腺線量の換算式を使用することが一般的である.

今回の講座では,「平均乳腺線量の測定」として,Euref 法を基準と考え,線量計の選択,半価層の測定および実効エネルギーの算出,大気補正,照射線量の測定および吸収線量（平均乳腺線量）への換算や測定全般における注意点などについて概説する.

教育委員会企画 抄録

教育委員会企画２「部会セミナー紹介」

「簡易線量計作成セミナー」

兵庫医科大学病院
源　貴裕

被ばく線量を正確に評価するためには，その計測方法の確立と測定値の精度の確認・維持が重要です．計測部会は，これらの項目を中心に研究し会員の皆様へ還元・普及することを目的としています．また，「計測」はあらゆるモダリティ，あらゆる量に関連するため，放射線以外の計測も対象としています．

計測部会では，部会のセミナーとしては，これまで「医療被ばく測定セミナー」を開催し測定法の確立に努めてきました．現在は，簡易線量計作製セミナーやDRL活用セミナーを開催し，会員の皆様に新たな情報提供を続けています．

そこで平成27年度より「簡易線量計作成セミナー」を開催しています．このセミナーでは，簡易線量計のキット（約15000円）を購入頂き，自分自身で半田付け等を行い，線量計を組み立てて頂きます．組み立て作業を自身で行うことで，コストダウンを図り，また作成した線量計をその場で校正を行うことでトレーサビリティーを持たせています．さらには手作りということもあり，作りながら線量計の原理を理解して頂くことができ，自分自身で作ったMy線量計に愛着が湧くとの声も聞いています．

この簡易線量計は日常管理を目的とし，線量計を持っていない施設でも積極的に線量管理を行って欲しいという願いから考案された線量計です.実際に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，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．さらにDRLの公表により今後，各施設での線量把握の重要性がさらに増すようになれば，必ず線量計は必要になると思われます．線量計をお持ちでない施設の方は，是非この機会にこのセミナーにご参加頂き，線量計を掌中して頂ければと考えております．計測部会は，少しでも多くの施設が線量計を所有できる環境を整えられる手助けができればと，常日頃から願っております．

教育委員会企画 抄録

教育委員会企画２「部会セミナー紹介」

「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

10年前またはそれ以前，診断領域のX線線量の測定の不確かさは±100%もあるといわれた時代がありました．計測部会では，このことを問題として捉え，不確かさの改善に取り組んで来ました．2005年に，東洋メディック株式会社から寄贈を受けた診断用照射線量計10台を，全国から募った10施設に配置して，これを診断領域線量標準センターとして運用して参りました．現在のセンターについては，計測部会のホームページを参照していただければ，施設名，担当者名および連絡先がわかるようになっております．

これまでの約10年間，会員の依頼に基づき線量計の線量相互比較（校正）を請け負うとともに，その精度向上に関わる研究活動を継続して行っておりますが，昨年度からは，計測部会の簡易線量計作製セミナーで作製されました個々の線量計を開催地区のセンターで校正することも行っております．

なお，校正場の仕様は，国立開発研究法人産業技術総合研究所にならい，管電圧70kVにおいてアルミニウム半価層が3mmとなるよう付加フィルタを調整した状態で，種々の管電圧について校正が行える放射線場となっており，ユーザの希望に応じたエネルギーでの校正が可能です．また，数年前よりマンモグラフィ用平行平板線量計も配置されていますので，マンモグラフィ用線量計についてもセンターによっては対応しています（一部のセンターは校正用に使用できるマンモグラフィ装置を所有していないため，希望に応じられないこともあります)．

各施設の線量計は，2年に1度，校正業者による校正を受けており，精度を維持しております．昨年6月に我が国の診断参考レベル（DRLs）が公表され各施設で自身の施設の被ばく線量が高いのか低いのか関心が高まってきたところと思います．皆様の施設で線量計をお持ちでしたら，是非，一度，校正をご依頼ください．

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「診断領域における線量計の必要性と診断領域線量計標準センターでの校正」

Necessity for dose measurement in diagnostic energy domain and dosimeter calibration in Diagnostic Domain Dose Standard center

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

診断領域における医療被ばくについては，かつてより，海外の論文が幾つか新聞に取り上げられ，その都度，大きな話題になったり，市民を心配させたりしてきた．2001 年に Brenner らが小児の CT 検査数の増加と撮影条件の問題を提起したもの，2004 年の Berrington de González らの Lancet 論文，2005 年の米国科学アカデミーによる BEIR7 報告で低線量でも発がんリスクがあるとしたものなどが有名である．特に Lancet 論文では，日本の医療被ばくが先進 14 カ国のうちで最も高く，発がんの発症者のうち 3.2%が医療被ばくによると報告され，大きな問題として報道された．2011 年に起きた東日本大震災に伴う東京電力福島第一原発事故は記憶に新しいと思うが，この際にも被ばく線量の判断に医療被ばくが盛んに引き合いに出されたことを覚えておられる方も多いと思う．医療被ばくによる 2015 年 6 月に，我が国の診断参考レベルが公開された．このことによって，多くの診療放射線技師が診断領域の医療被ばくに関心を寄せることになってきていると思う．これは，自施設の撮影条件が全体と比べて多いのか少ないのか判断することができるためである.診断参考レベルそのものも,撮影条件のアンケートから計算されたものであったり，実際に測られたデータであったり，装置に表示されるデータであったりする．ここが，正確でないと，診断参考レベルそのものが正しくないことになってしまう．したがって，きちんと校正された測定器を使って，自身で測定して，計算や装置表示値が正しいかを確認することは重要であると考えられる．

２．診断領域線量標準センターについて

診断領域線量標準センター（以下，センターと略す）は，10 年ほど前に計測部会（計測分科会）の一つの事業として発足した．これは，その頃，もしくはそれ以前の認識として，診断領域の線量の不確かさは，±100%もあるということもいわれており，これを問題として，いくつかの基礎研究（ガラス線量計送付による全国調査，アンケートなど）を行ったこと,東洋メディック株式会社より診断領域線量計を当学会に 10 台寄贈していただいたことからセンターの設置が可能となった．

現在のセンターは北海道から九州まで 10 カ所が稼働しており，その施設名，担当者，連

絡先などに付いては計測部会ホームページに掲載されているので，それを参照されたい．各種量のトレーサビリティ体系は計量法に定められている．照射線量の国家基準も国立研究開発法人産業技術総合研究所にあり，そこから二次標準，特定二次標準に制度が受け継がれ，そこで各施設の線量計が校正される様になっている．各センターの線量計は，２年に１度，その線量計校正業者に校正を委託して，精度を維持している．

センターの基準線量計は，読取器に RAMTEC1500（東洋メディック株式会社），電離箱，2.98cc の容積を持つ DC300（Wellhöfer）を接続して使用している．標準場は，X 線管電圧 70kV のときにアルミニウム半価層が 3.0mm となるように，X 線管射出口に適当なアルミニウム付加フィルタを施し,この状態で 40kV 程度から 150kV 程度まで管電圧を変化させて各種エネルギーを設定している．X 線装置は，各施設で利用可能なものを使用するため，工業用の大容量の装置から,臨床で使用している装置の場合もある.そこで,前述の線質(70kV で半価層 3mmAl）として，管電圧を変化させたときの線質を数施設で測定して比較した．この結果を，Fig.1 に示す．異なった施設でも，各管電圧でほぼ同じ線質になっていることがわかる．

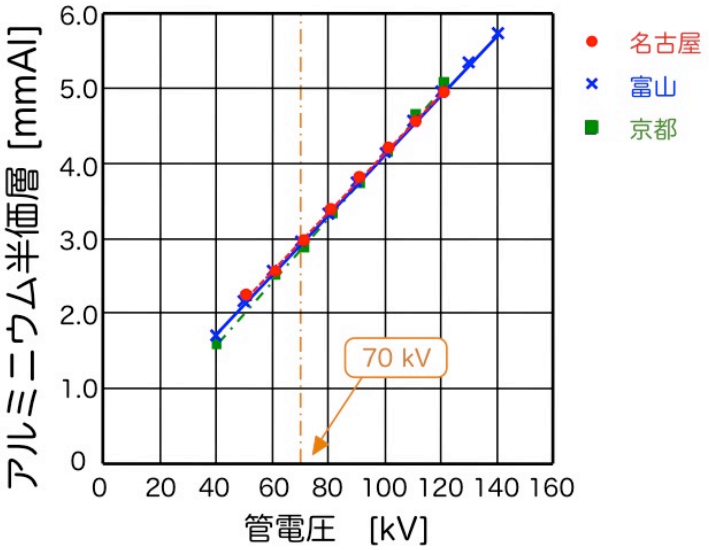


Fig.1　管電圧 70kV に調整したときの各管電圧でのアルミニウム半価層

先にも述べたように,各センターの線量計は２年に１度,校正業者の校正を受けている．Fig.2 に管電圧 70kV の 10 施設の線量計の校正定数の推移を,Fig.3 に 120kV でのそれを示す．横軸に校正を受けた年，縦軸に校正定数を示す．10 施設の装置が異なったマークでプロットされている．全体の上下の幅は個体差による差異と校正の年の間での差異を含み，後者だけ取り出すと，管電圧 70kV で最大 1.78%，管電圧 120kV で 3.23%の差異となっている．大まかに見て，各年における校正定数の上下の動きはどの線量計も同じような動きを示していること，最初の数年でいったん校正定数が低下し，その後また数年を経て僅かに上昇してからほぼ一定になっていることから，電離箱が作られてから安定に至るまでの特性の変化が示されているのではないかと思われる．

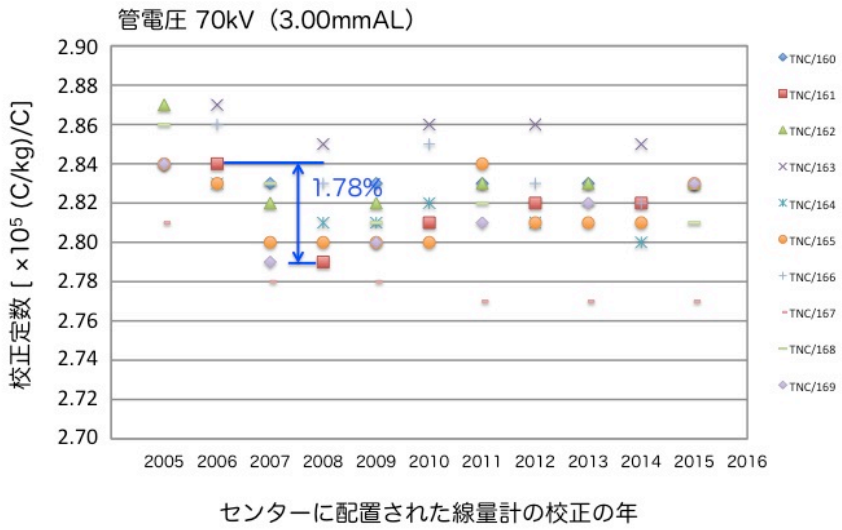


Fig.2　センター配置線量計の校正定数の推移（管電圧 70kV）

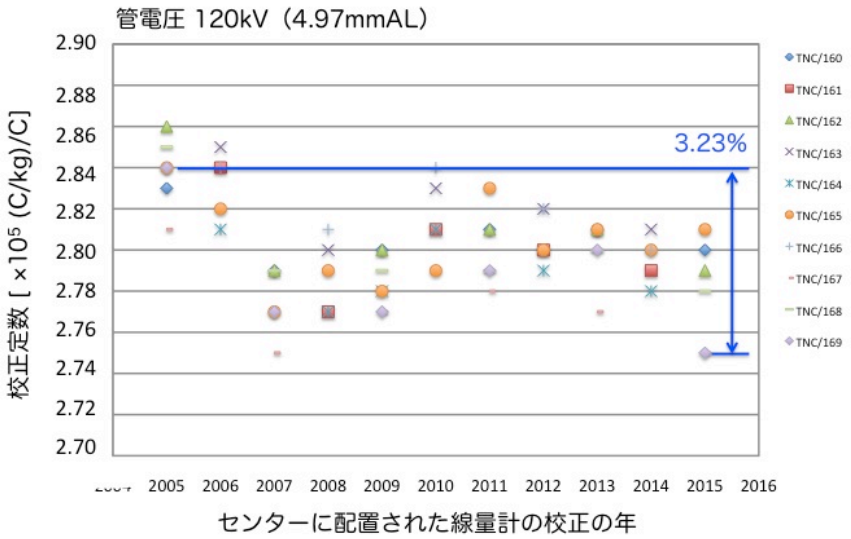


Fig.3　センター配置線量計の校正定数の推移（管電圧 1200kV）

校正業者に校正を依頼する際，10 施設の線量計のうち 9 施設のものは前述の 70kV と 120kV の 2 点に付き校正を依頼し,1 施設のものはセンターの中でも基準として隔年ではなく毎年校正を依頼することと，管電圧も 40，50，70，100，120，150kV の 6 点の校正を行っている．そこで，最近の年のこの 5 点のエネルギーにおける校正定数を Fig.4 に示す．この特性は，センターで所有している線量計に共通しており．各エネルギー間の校正定数の差異は，最大 0.7%となっている．

なお，これらの結果には，トレーサブルシステムの中での不確かさも潜在的に含んでいることも考慮する必要がある．ちなみに校正業者からの校正成績証明証の中では，校正定数の不確かさは 5%となっている．

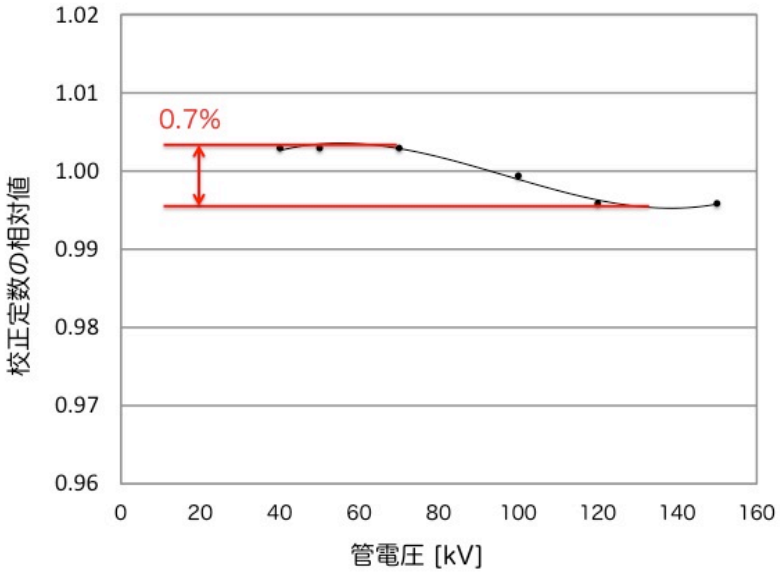


Fig.4　各管電圧での校正定数の違い（2015 年の校正定数から）

３．センターの利用方法

センターを利用していただく手順については，まず，会員の施設の最寄りのセンター担当者にメール等で連絡を頂，日程等の調整を行う．その際，対象となる線量計のメーカ，型名，希望のエネルギー，お越しいただく方の氏名などをお知らせいただく．実験当日は，対象の線量計，可能であれば過去の校正成績証明証などをお持ちいただき，センター担当者と一緒に校正実験を行う．結果については，後日センターから実施施設にお送りする形となる．

４．その他

以上の通り，校正可能な線量計は原則，診断領域エネルギーに対応した線量計となる．これには，近年，多く市販されている半導体式のものも含まれる．また，近年，センターではマンモグラフィ用平行平板線量計も配備しているので，センターによっては，マンモグラフィ用電離箱の校正も請け負える場合もある．施設によって，校正に利用可能なマンモグラフィ装置を所有していないため，希望に応じられないことがあることをお許しいただきたい．

最後に，診断領域用でない線量計について校正可能かどうかについて，問い合わせをいただくことがあるので，この点について述べたいと思う．このことについては，基本的に

は，センター担当者にご相談いただき，相互で検討の上行えるか判断させていただくことになると思う．１つの例として，放射線治療において，近年，話題となっている直線加速器付属の Cone Beam CT（CBCT）での線量測定に治療の QA/QC 用ファントムとファーマー型電離箱の組合せを用いる場合の校正について述べたいと思う．治療用電離箱は，数 MeV 以上の高エネルギーX 線に対応するため，比較的壁圧が厚い．そのため，これを用いて診断 X 線を測定すると，二次電離平衡が成り立たない．しかし，CBCT の実効エネルギーがわかれば，そのエネルギーでの校正を行えば，その値は有効であると考えられる．（細かいことをいえば，治療用 CBCT でも比較的厚いビーム整形フィルタ〈ボウタイフィルタ〉を使用していることがあるため，ファンビーム角によるエネルギーの違いとそれによる校正定数の微妙な違いが含まれていることは留意する必要がある．）

５．おわりに

センターの運営は，雄志により行われ，校正は無償で行われているため，校正の日程など必ずしも希望に応じられないこともあるが，できる限り希望に添えるようしたいと考えている．また，校正実験は比較的時間もかかり，人手もいるので，依頼施設から複数名来ていただけるとありがたいと思う．以上を参考に，是非，センターを有効にご利用いただければ幸いである．

計測部会発表　討論会　後抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「　電　離　箱　線　量　計　」

茨城県立医療大学
佐藤　斉

1.　　はじめに

放射線は直接電離放射線と間接電離放射線に大別され，それらの測定方法は多種多様である．放射線の基本的な評価量として用いられている照射線量は，エックス線・ガンマ線（光子）により間接的に空気中に生じた電離電荷を測定する。また，吸収線量やカーマも気体中に生じた電離電荷を測定して評価することができる。電離電荷を測定する電離箱は，構造が単純で取扱も容易であるために医療放射線，環境放射線，産業用放射線などの各放射線利用分野で必要とされる線量測定で多く用いられている．

電離箱線量計は，放射線検出部の電離箱と電離電荷を計測する電位計とを組み合わせた計測器であり，両者を一体として，または個々に特性を把握して線量測定を行う必要がある。ここでは診断領域 X 線で使用される管電圧 40 kV から 150 kV 程度の X 線エネルギーを対象として用いられる電離箱線量計について述べる。

2. 電離箱式線量計

放射線が気体中を通過する際，その軌跡に沿って気体分子が励起，電離あるいは解離される．X 線の間接電離により運動エネルギーを得た二次電子は気体中を高速で移動し，その飛跡に沿って電離を起こし，正イオンと電子のイオン対を生成する．その概念を図 1 に示す．

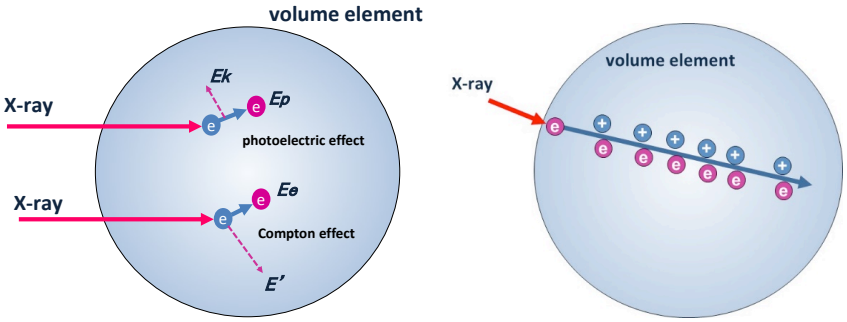


図 1　放射線の電離作用

この体積要素（volume element）に対して，配置された陽極と陰極の電極間に電圧を印加すると，電界の作用により陽イオンと電子とが互いの電極に移動して電荷が収集される．電離箱はこのイオン対による電離電流の平均値または電荷の積算値を測定する．図 2 は電離箱線量計の概念図である．

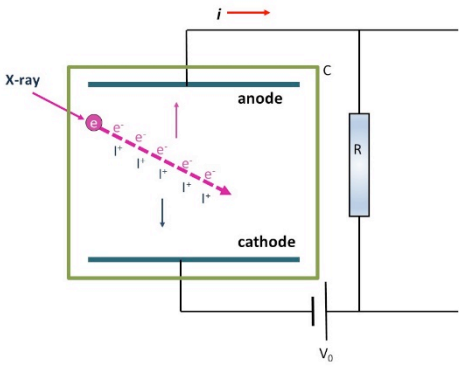


図 2 電離箱線量計の概念図

照射線量 X は、質量 d_m の乾燥空気中に入射した光子により発生した全ての二次電子が完全に停止するまでに生じるイオンの正または負の平均全電荷の絶対値 d_q で定義される．

実際には，体積要素の外側で発生した二次電子が体積要素内に入り，また，体積要素内で発生した二次電子が体積要素外へ出ることがあり，体積要素内で発生した二次電子により生成された電荷のみを区別して収集することは不可能である．そこで，照射線量の測定は，体積要素内に外から入る二次電子による電荷と，体積要素内から外に出る二次電子による電荷とが同等となるような空気の厚さ，すなわち二次電子平衡の概念を導入して，実効的に照射線量の定義が成立する自由空気電離箱が用いられる．自由空気電離箱の測定概念を図 3 に示す．

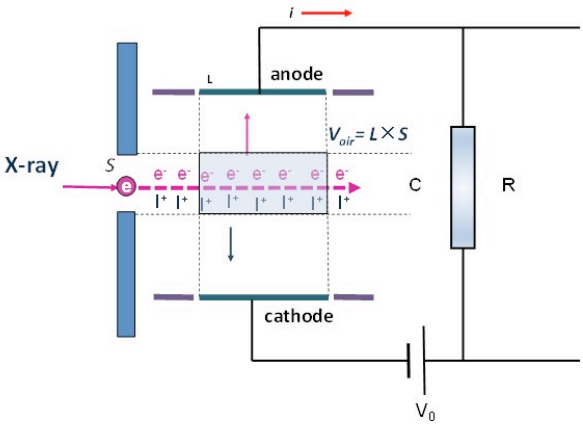


図 3 自由空気気電離箱の概念図

照射線量 X は，実効的な体積要素 V_{air} と空気の密度 ρ，測定電荷 q から(1)式により求めることができる．

$$X = \frac{q}{V_{air}\rho} \ \mathrm{Ckg^{-1}} \qquad (1)$$

自由空気電離箱は照射線量の絶対測定器として国家標準器として用いられているが，入射窓から電極までの距離は二次電子平衡厚以上，電極間隔は 2 次電子飛程の 2 倍以上の距離が必要であることから移動しての測定は基本的にできない．そのため，図 4 に示すように空気の層を圧縮した空気とみなせる物質の壁で置換えて，小型化した電離箱により電離電荷を測定するものが空洞電離箱である．実際の電離箱壁には，原子番号が空気に近い導電性を持たせた物質を用いる．

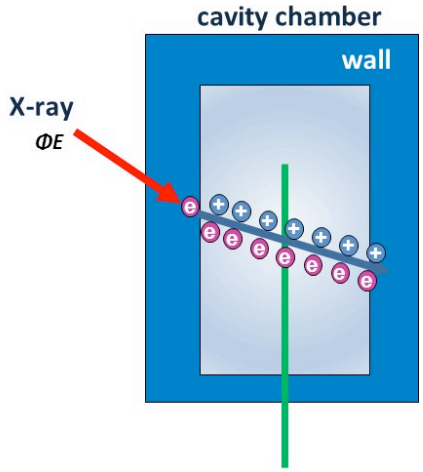


図 4　空洞電離箱の概念図

空気中に配置した空洞電離箱で X 線の入射により空洞気体中に生じた電荷を測定して照射線量として評価する．電位計の指示値の平均値を$\overline{M}$，校正定数 $N_{e,x}$とすると，照射線量 Xは(2)式で示される．k_{TP}は，測定時の温度気圧による空気の質量変化を補正する係数である．気体の圧力 P，体積 V と分子数 n，温度 T との関係は，$PV = nRT$ で示される．R はリードベリー定数である．通気型の空洞電離箱の気体体積 V は一定であるため，電離箱内の気体分子数 n は気圧が高くなると増加し，気温が高くなると減少して気体の質量が変化する．そのため，温度気圧補正係数 k_{TP} を式(3)により求めて測定値を補正する．

また，空気カーマ K_{air} は，空気の W 値 33.97 eV を用いて(4)式により求めることができる．g は制動放射により失われるエネルギー割合であり，診断領域 X 線のエネルギー範囲では無視することができる．

$$X = \overline{M} k_{TP} N_{ex} \quad \mathrm{Ckg^{-1}} \tag{2}$$

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{273.2 + 22.0} \cdot \frac{1013.3}{P} \tag{3}$$

$$K_{air} = X \frac{W_{air}}{e} \frac{1}{(1-g)} = 33.97X \quad \mathrm{Jkg^{-1}} \tag{4}$$

実際に測定を実施する現場では，古くから一般的に空洞電離箱による線量測定が多く用いられてきた．空洞電離箱は，電離箱壁と電極の構造により，球形，円筒型，指頭型，平行平板型に大別される．例として指頭形電離箱と平行平板電箱の外観を図 5 に示す．診断領域 X 線の測定では，数 100 mGy程度までの低線量かつ高線量率の場で測定するため，電離容積が 1 ml から 10 ml 程度の指頭型電離箱が良く用いられる．また，エネルギーが低い場合では電離箱の壁が薄い平行平板型が用いられる．

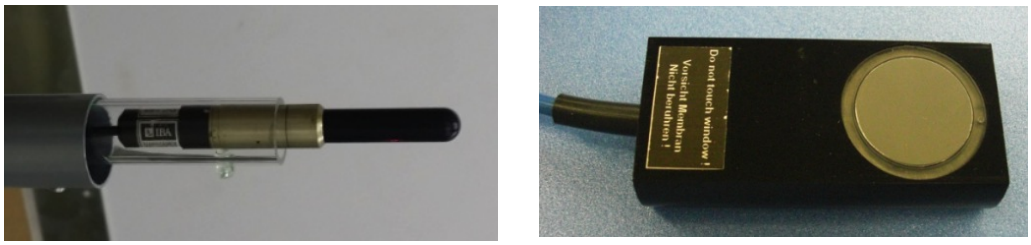


図 5 電離箱
(左) DC300(IBA)　電離体積: 2.98 ml, 壁材質: C522(300 µm)
(右) 23344(PTW)　電離体積: 0.2 ml, 壁材質: polythylene (30 µm)

3. 電離箱式線量計による測定

電離箱による測定の際に，温度気圧補正の他に補正または注意が必要となるのは，印加電圧，線量率特性，エネルギー特性などがある．

印加電圧と測定値との関係を図 6 に示す．印加電圧が低いと再結合損失により電離電流が飽和していないことが判る．再結合の割合は電離箱構造や線量率による電離密度に依存するため，測定対象の線量率に対応した飽和電離電流が得られる印加電圧に設定する必要がある．

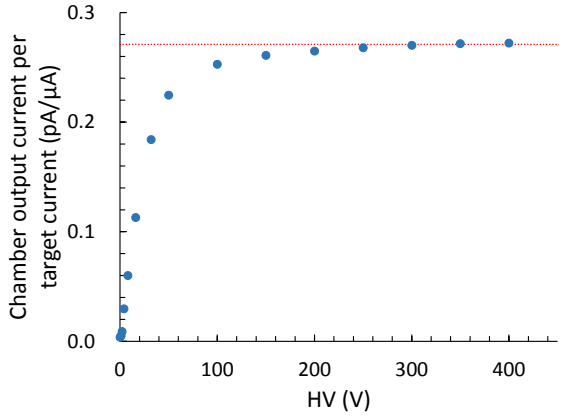


図 6 電離箱の印加電圧と電離電流との関係

また，電離箱の壁材質や構造などによりエネルギー特性が異なるため，測定対象のエネルギー範囲で適切に補正する必要がある．いくつかの電離箱によるエネルギー特性の例を図 7 に示す．

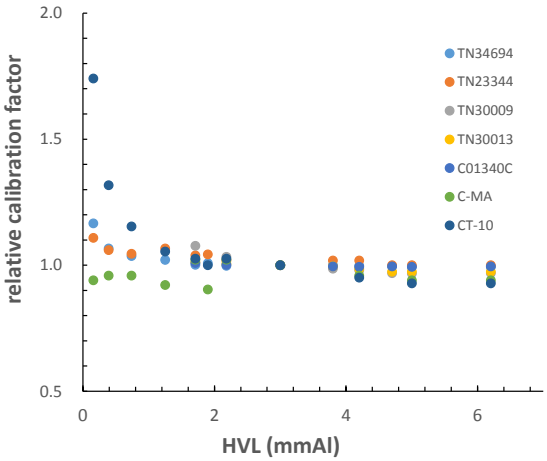


図 7 電離箱のエネルギー特性の比較例

図は，エネルギー特性の違いを比較するために，半価層 3.0 mmAl の校正定数で規格化して示してある．特に低エネルギー側での特性の違いが大きいことが判る．

4．校正

電離箱による測定値は電流または電荷であり，測定値を放射線量に対応させるトレサビリティの体系に従った校正値を得て使用する必要がある．現在，診断領域 X 線のエネルギー範囲の二次校正機関として日本品質保証機構や放射線計測協会などにより有料サービスが行われている．これらの業者は，計量法校正事業者登録制度に基づき、製品評価技術基盤機構（NITE）認定センターに認定された校正事業者（JCSS 認定事業者）として，JCSS 校正証明書を発行している．

日本放射線技術学会放射線計測部会が運営する「診断領域線量計標準センター」（標準センター）では，JCSS 校正証明書を得た標準センターの線量計（基準線量計）と持ち込み線量計との線量相互比較により，電離箱線量計の校正を無償で実施している．標準センターでの校正値は，内部（一般）校正とみなせるトレサビリティの体系に従ったものと理解できる．現在，全国 10 か所に標準センターが設置され，それぞれの基準線量計が維持されている．各施設所有の線量計を最寄りの標準センターに持ち込んで，動作確認などに定期的な利用を推奨している．

計測部会発表　討論会　後抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「　半導体検出器について　」

Semiconductor Detector

東京慈恵会医科大学附属柏病院放射線部
庄司　友和

はじめに

2015 年 6 月に医療被ばく研究情報ネットワーク（J-RIME）から日本初の診断参考レベル（Diagnostic Reference Levels：DRLs）が公表された [1]．現在では，この DRLs を用いて各施設で各モダリティの撮影条件の最適化に向け，様々な取り組みが行われている．その取り組みの一つに，自施設の代表的な検査の中から，標準的体格の被検者の線量指標（面積線量，空気カーマ，CTDI，平均乳腺線量など）の平均を算出し，DRLs と比較する方法がある．もし平均値が DRLs を超えている場合は，撮影条件の見直しを検討する必要がある．だが，DRLs は必ずしも達成しなければならない指標ではないので，施設内のコンセンサスが得られれば変更する必要はない．しかしながら，DRLs を用いることにより，各検査の撮影条件を見つめ直すことができ，かつ施設間における被ばく線量の差を評価することにより，適切な線量で検査が行われると予測される．

シンポジウムでは，DRLs 利用の第一歩として，一般撮影部門における半導体検出器を用いた装置管理について述べた．

機器管理

平成 18 年の医療法改正により，医療事故防止のためには，医療機器の知識の修得は勿論，組織として事故防止への取り組みを行うことが重要とされ，医療機関は「医療機器に係る安全管理のための体制の確保に係る措置」を講じることとなり，放射線機器をはじめとする全ての医療機器の安全管理に関する記録等の整備が義務づけられた [2]．

図 1 に一般撮影装置に対する代表的な評価項目とその標準的な測定法は示す [3]．これらは受入試験や定期点検で実施されるが，ユーザーレベルで測定するには限界がある．また各施設で行われている製造メーカによる定期的な検査においても，全ての項目は毎回測定されない．当院においてもその状況は同様である．図 2 に当院で実際に行われている定期点検項目を示す．図 2 からも分かるように，製造メーカによる半年毎の点検では，X 線装置の安定性から毎回異なる内容を点検し，電源

放射線計測における標準測定

- X 線量測定　電離箱線量計
- 管電圧測定　X 線高電圧測定器測定JIS Z 4921
- 管電流測定　オシロスコープ
- 照射時間測定　オシロスコープ
- 半価層測定　電離箱線量計　＋　アルミ板

図1

定期点検項目（一部抜粋）

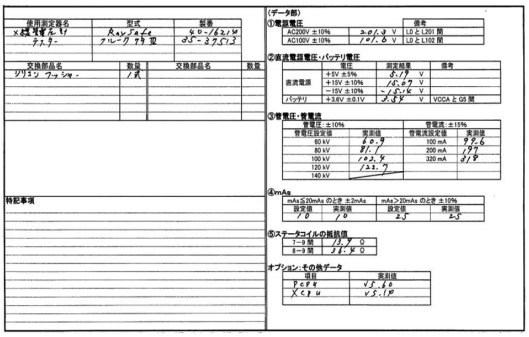


図2

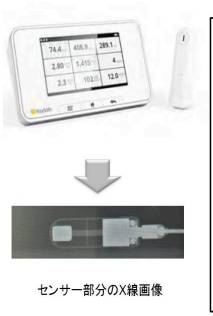
電圧，直流電源電圧，kV，mA，mAs においては年 1 回の点検になっている．そのような背景の中，医療機器の安全管理について QC＆QA の重要が提唱され，不変性試験では非接続形 X 線測定器を使用した精度管理方法を推奨されるようになった [4]．

半導体検出器について

半導体検出器は個体の電離を利用した検出器であり，放射線が個体結晶中を通過すると電離が起こり，個体結晶が電気伝導性を示すことを利用した方法である [5]．半導体が電離することにより，電子―正孔対を生成し，そこで生じた電気信号により，放射線を測定する原理である．最近の半導体素子には Si フォトダイオードを受光素子に選択していることが多い．半導体検出器は時間分解能が高いだけでなく，電離箱線量計では得られなかった様々な数値まで取得できるようになった．また複数のフィルタが設置されているため，測定と同時に半価層も求めることができる．しかし，検出器の内部構造や測定原理は製造メーカごとに異なり，使用にあたっては測定器の特性を把握した上で使用すべきである．

半導体検出器 Unfors RaySafe X2（X2）の特性

図 3 に今回使用した X2 の外観と透過画像を示す．X2 は大型タッチスクリーン式ベースユニットと，半導体センサーを組み合わせた，放射線診断 QA 用のシンプルな X 線測定器である．一つのセンサーで，1 回照射を行うだけで，線量，線量率，半価層，総ろ過，照射時間，パルス，パルスレート，線量/パルスなどの放射線パラメータが測定可能である．また管電圧に関する波形や線量率はベースユニット上のディスプレイで確認することができ，簡単な解析まで可能となっている．測定の精度については校正証明書やマニュアルに記載されているので参考にして頂きたい．


センサー部分のX線画像

Certificate of Calibration
RaySafe X2 R/F Sensor

Dose — Total Filtration = 2.5 mm Al

Generator settings		Measurements		
Set kVp	Set mAs	Ref. Dose (µGy)	X2 dose (µGy)	Deviation
50	80	1737	1720	-1,0%
70	32	1473	1476	0,2%
100	8	715,2	722,0	1,0%
150	5	1327	1339	0,9%
Active Compensation		Total Filtration = 2.5 mm Al + 26 mm Al		
80	102	228,5	227,2	-0,6%

図3

管電圧，照射時間の表示値の精度について

図 4 に示す測定配置で，X2 で求められる管電圧，照射時間の表示値の精度を検証した．X 線発生装置は KXO-80G (Toshiba) を用い，管電圧計トーレック AB-2015E，電離箱線量計 Radcal 9015 6cc chamber（リファレンス計）を使用した．

以下に結果を示す．管電圧の表示値の精度については，図 5 に示すようにリファレンス計から得られた数値と比較しても相対誤差は 50～130 kV の領域においてわずかであった．また照射時間の精度についても，図 6 に示すように X 線発生装置の表示値と比較しても相対誤差は 50～130 kV の領域においてわずかであった．

測定配置図



図4

表示値の精度：管電圧

X線発生装置：KXO-80G (Toshiba)
FCD 100 cm, 50～130 kV, 100 mA, 100 ms

表示値 [kV]	電圧計 [kV]	X2 [kV]
50	50.1	50
70	69.8	69.1
90	89.9	89.9
130	129.4	130

図5

表示値の精度：照射時間

X線発生装置：KXO-80G (Toshiba)
FCD 100 cm, 50～130 kV, 100 mA, 100 ms

管電圧 [kV]	表示値 [ms]	X2 [ms]
50	100	99.6
70	100	99.7
90	100	99.8
130	100	99.7

図6

以上のことより，X2 を用いて管電圧や照射時間の表示値の精度を検証することは可能であることがわかった．なお X2 は管電流も測定可能であるが，高電圧回路に専用コードを接続しなければならないため今回は測定しなかった．

次に X2 の特性について評価した．

評価項目は，①出力の再現性，②出力の直線性，③管電圧依存性，④照射時間の応答特性，⑤方向依存性，⑥線量率依存性，⑦後方散乱の影響，⑧半価層測定について評価した．ここでは紙面の都合上，測定結果のみ掲載する．

① 出力の再現性

図 7 に，各管電圧における測定値の再現性と電離箱線量計との測定値の相対誤差を示す．その結果，50～130 kV の領域において X2 の測定値の標準偏差は±1%以下と良好であった．しかし電離箱線量計との相対誤差は管電圧が小さくなるに従い大きくなった．

② 出力の直線性

図 8，9 に，管電流を変化させた時の各管電圧における測定値の直線性は，50～130 kV の領域において良好に保たれていた。

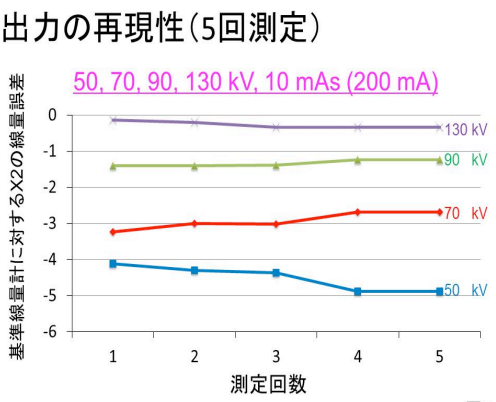


図7

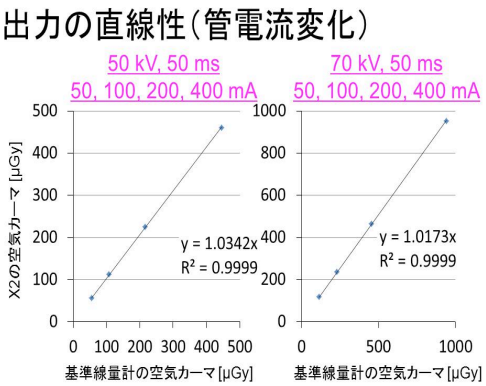


図8

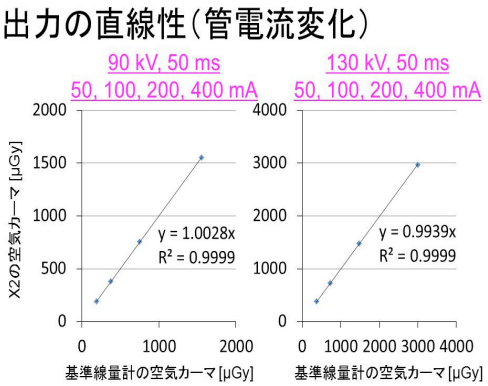


図9

③ 管電圧依存性

図 10 に,各管電圧における管電圧計との表示値の誤差と電離箱線量計における測定値の誤差について検証した．その結果，管電圧計との表示値の精度は 50～130 kV の領域において相対誤差は±1.5%以下と良好であった．しかし、電離箱線量計との表示値の精度は管電圧が低くなるに従い，相対誤差は大きくなった．

④ 照射時間の応答特性

図 11 に,各管電圧における照射時間を変化させたときの電離箱線量計における測定値の誤差について検証した．その結果，電離箱線量計との表示値の精度は照射時間が短くなるに従い，相対誤差は大きくなった．

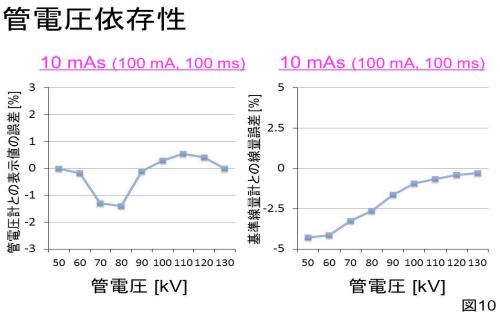


図10

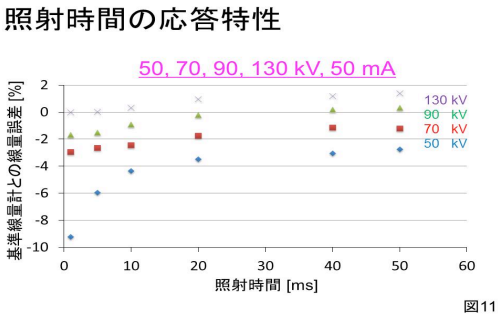


図11

⑤ 方向依存性

図 12 に，検出器に対して 10 度間隔で照射した際の方向依存性について検証した． 0 度の時の測定値で各角度の値を正規化した場合，±20 度までが比較的良好な感度を示した．

⑥ 後方散乱の影響

図 13 に，各管電圧における測定値の後方散乱の影響について検証した．その結果，全ての管電圧において後方散乱の影響はなかった．

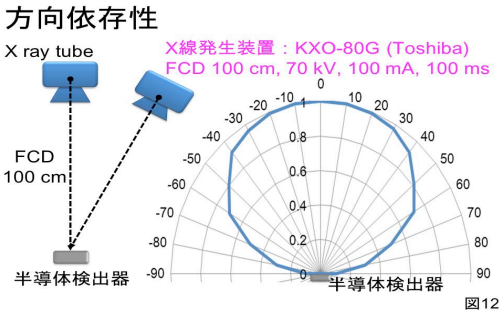


図12

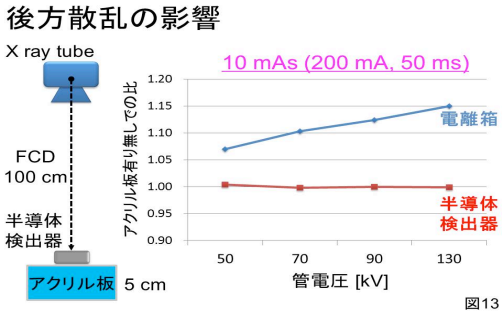


図13

⑦ 半価層測定

図 14 に,各管電圧における第一半価層について検証した．その結果，アルミ板と電離箱線量計を用いて求めた第一半価層との相対誤差は管電圧が大きくなるに従い大きくなった．

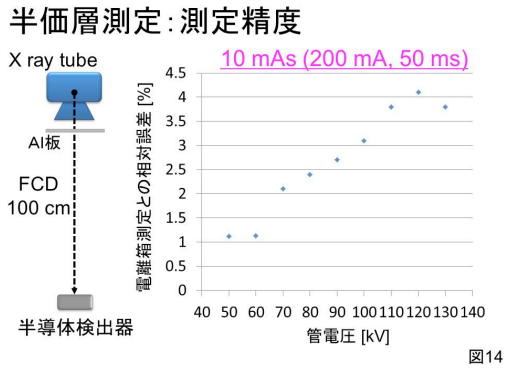


図14

線量計貸出し事業

2013年より，計測部会では線量計を持っていない施設に対し，測定器メーカ協力のもと，線量計の貸し出しを行っている（図15 参照：計測部会ホームページ http://keisoku.jsrt.or.jp/rental.html）．ここで貸し出している線量計は本誌で述べた非接続形X線測定器X2である．この線量計のメリットは比較的簡便かつ廉価な点である．またこの線量計は，1回の照射だけで，線量，線量率，管電圧，半価層，総ろ過，照射時間，パルス，パルスレートなどの放射線パラメータを自動的に計測することができ，電離箱では得られない数値を簡便に得ることができる．線量計を持っていない施設の方はこのシステムを有効利用して頂きたい．



図15

まとめ

DRLsの評価を急ぐあまり，使用装置の品質管理や線量指標の精度について評価している施設は決して多くはない．特に測定機器を持っていない場合は，装置に表示される数値を信用しなければならない．是非この機会に，線量計を用いて装置管理に取り組んで頂きたい．本誌がその一助になれば幸いである．

参考文献

1) Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan: Japan DRLs 2015. J-RIME website. www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyoEng.pdf Pub-lished 2015.
2) 医療機器に係る安全管理のための体制確保に係る運用上の留意点について 医政発0330001号 厚生労働省医政局指導課長通知）
3)日本放射線技術学会計測分科会 医療被曝測定テキスト(改訂2版) 放射線医療技術学叢書(25), 日本放射線技術学会 2012
4) IEC 61223-2-11: Evaluation and routine testing in medical imaging departments-part 2-11: constancy tests-equipment for general direct radiography. 1999.
5) 医用放射化学 医療科学社 2015

計測部会発表　討論会　後抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「　サーベイメータ　」

Survey Meter

京都医療科学大学
堀井　均

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

最初にサーベイメータの種類，簡単な原理と利用方法，特性などについて，次に診断領域線量標準センター所有，本学で管理する基準線量計を用いて，近畿地区の医療施設からの依頼により年間40台程度のサーベイメータの比較（校正）試験を実施している． その比較試験の具体的方法，算出された校正値に対する各装置メーカーの特長について，最後に使用上の注意点などについて述べる．

1．空間線量（率）測定用サーベイメータの種類と特徴

設置型のエリアモニタ，モニタリングポストと異なり，持ち運びが容易なように小型化された放射線検出器をサーベイメータと呼ぶ．放射線計測するためには放射線が検出器との相互作用の結果として，最終的に電気信号，光信号に変換することで計測が可能となる．その検出方法の違いにより電離箱式サーベイメータ，GM管式サーベイメータ，シンチレーション式サーベイメータ，半導体式サーベイメータに分類される．

1-1．電離箱式サーベイメータ

放射線による気体の電離量を計測しているため，照射線量の定義にあった測定法であり，エネルギー特性が良好でX線，γ線の測定に適する．検出感度を上げるためには，電離箱容量を大きくするか，検出器内部を高気圧のもので作る必要がある．電離箱の気密性が悪いと気温や気圧の影響を受ける．微弱電流を取り扱うため，湿度の影響を受ける．方向特性が良好である．線量率：μSv/ h（透視）と積算線量：μSv（一般撮影）の計測が可能であり，測定範囲は 0.1 ～ 1μSv / h以上と感度が低い．

1-2．GM管式サーベイメータ

検出の原理は電離箱と同じであるが，印加電圧を高くして，電離電流の取り出しにガス増幅作用を利用している．このため，入射放射線のエネルギーに関係なく大きな出力パルスを得ることができ高感度である．高い計数率では見かけの計数率が落ちる数え落としが発生する（窒息現象には注意）．エネルギー特性が顕著なため，あらかじめエネルギー（^{137}Cs　γ線）が特定できる場合など用途が限定される．また，散乱線を多く含むような場所には不向き（特に50 keV以下）である．空間線量率（μSv / h）とβ線の表面汚染（cpm, min^{-1}）（後述）両方の計測が可能である．なお，空間線量率測定にはキャップ

を付けて計測する．測定範囲は 0.1μSv / h 以上である．

1-3．シンチレーション式サーベイメータ

シンチレータと呼ばれる物質は放射線との相互作用により発光する．その発光量は入射エネルギーに依存する．そのシンチレーション光を光電子増倍管で電流に変換し，得られたパルス電流を計測する．エネルギー補償回路にて診断領域も計測可能となり，線量当量に対応した機種が存在する．結晶の後方に光電子増倍管や電子回路が組み込まれるため，後方からの感度は極端に低くなる．感度が高く（0.01 μSv / h 以上），微小な線量測定に有効である．低エネルギー領域において感度が極端に低くなるため，使用する目的に合わせて用いなければならない．高線量率では測定できない（ 数十 μSv / h まで）．

1-4．半導体式サーベイメータ

電離箱式，GM 管式が気体の電離を利用した検出器であるのに対して，半導体式は固体の電離を利用した検出器である．空気に比べて半導体の電離エネルギーは約１/１０程度，さらに密度が約 1000 倍あるため高感度の線量計である．半導体を使用することで､検出部を小さくすることができ小型軽量化が可能である．出力信号がデジタル化しやすく，線量率，積算線量を簡単に表示できる．低エネルギーの放射線に対しては，検出器自体が吸収体となるため感度が低くなる．後方からの入射では，電子回路の基板等もあり，極端に感度が低くなる（方向依存性あり）．

各サーベイメータのエネルギー特性を Fig.1，および方向特性を Fig.2 示す．

Fig.1 各サーベイメータのエネルギー特性
放射線技術学シリーズ『放射線計測学』より

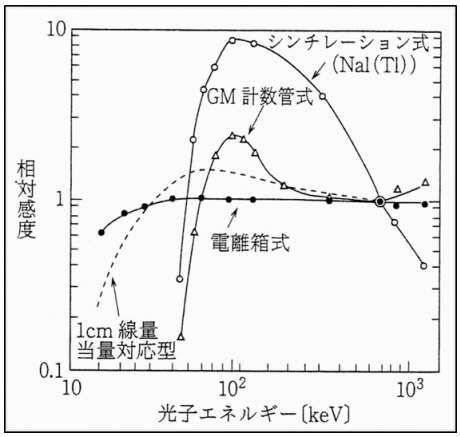
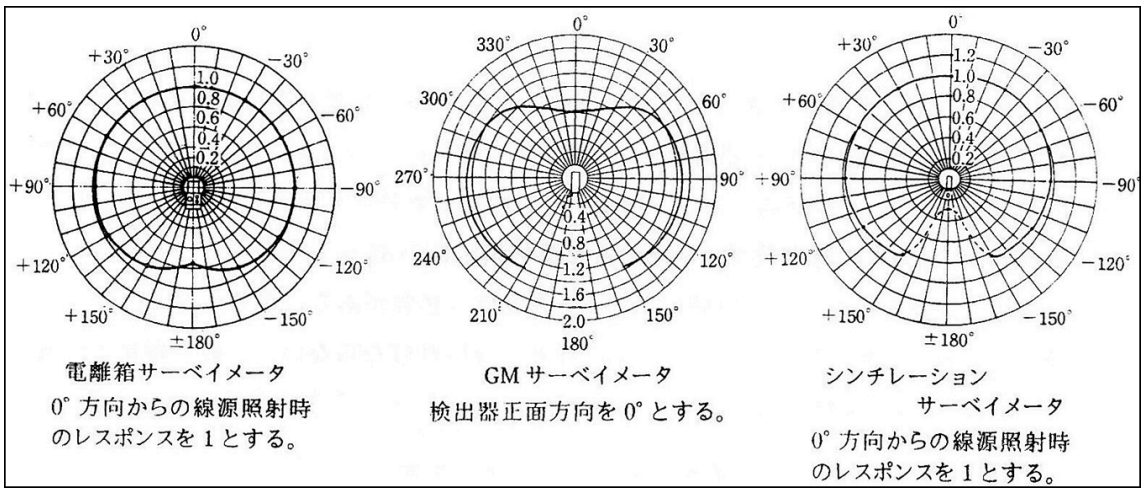


Fig.2 各サーベイメータの方向特性
『放射線管理学』　通商産業研究社発行より



1-5. 表面汚染測定用サーベイメータ

表面汚染の測定に使用され，α 線や β 線を放出する放射性核種による汚染状況を調べる．サーベイメータで装置として GM 管式，シンチレーション式などがある．

1-5-1. GM 管式サーベイメータの特徴

表面汚染は主に計数率（min^{-1}），計数（counts）で測定するが，前述したように空間線量（Sv）を測定する装置も存在する．放射性核種の同定はできない．β 線の表面汚染の測定にはキャップを外して使用する．前もってバックグラウンド（BG）の値を把握しておく．

1-5-2. 時定数と指示値変動の関係

時定数は指示値よりレンジを切り替え，時定数の 3 倍以上の間隔で読み取る．指示値を何回か読み，平均値を算出する．Fig.3 は時定数と指示値変動の関係を示す．短い時定数ではバラツキが大きく，応答速度が早い．

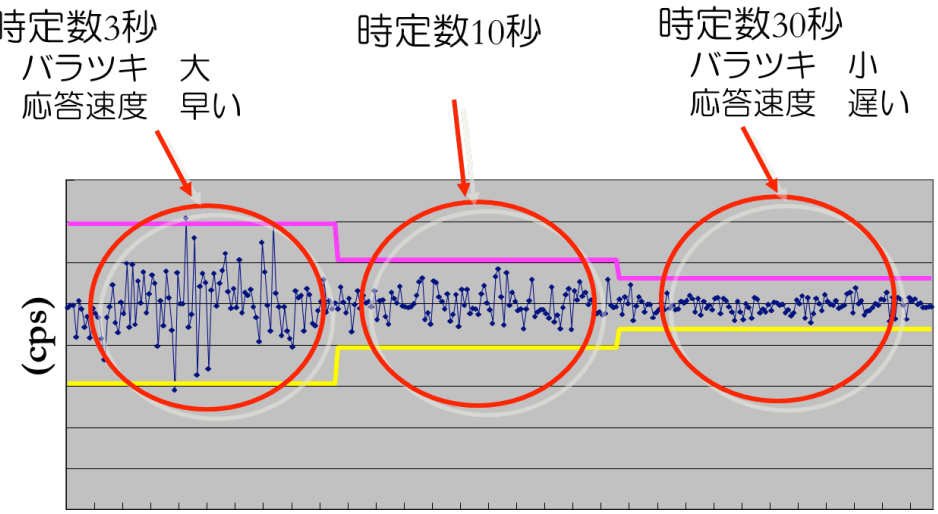


Fig.3 時定数と指示値変動の関係

2. 本学における比較（校正）検査

2-1. 使用する X 線装置と基準線量計

・X 線装置　TITAN-225S　（島津製作所）

管球冷却方式：水冷　　ターゲット材質：タングステン

管電圧：5～225 kV（0.1 kV ステップ）　管電流：0.1～45 mA（0.1 mA ステップ）

安定性，再現性：　± 0.05% 以内

・基準線量計　（電離箱式）

検出部：DC300（Wellhofer）　TNC/166　　指示部：RAMTEC-1500B　　013

放射線技術学会所有　全国 10 か所に同じ測定器

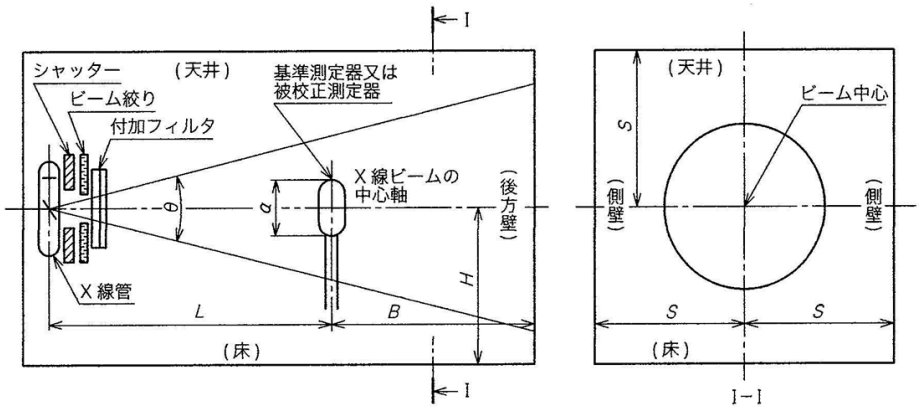
1 回/2 年　　日本品質保証機構（JQA）で校正

Tab.1 日本品質保証機構（JQA）で校正（2014.12.4 校正）

管電圧	半価層	照射線量	表示値	校正定数	校正定数
(kV)	(mmAl)	(Ckg^{-1})　　(mR)	(pC)　　(mR)	(Ckg^{-1} / C)	(mR / mR)
70	3.00	1.29 x 10^{-5}　(50)	45.7　(45.7)	2.82 x 10^{5}	1.094
120	4.97	1.29 x 10^{-5} (50)	46.0　(46.0)	2.80 x 10^{5}	1.087

2-2. 実験室のＸ線装置、検出器の配置

実験室のＸ線装置および検出器は JIS 規格（Fig.4）に従い配置した． 計測した各距離は概ね規格内の値を示した．



L：線源・測定器間距離　　*H*：ビーム中心軸・床間距離
a：測定器の検出部寸法　　*S*：ビーム中心軸・側壁間距離（天井を含む。）
B：測定器・後方壁間距離　　*θ*：ビームの広がり角度

	L(m)	a/L	B(m)	H(m)	S(m)	θ(度)
JIS規格	1.0～6.0	1/10以下	2.0以上	1.2以上	1.5以上	15以下
実験	5.0	1/50	4.65	1.35	※	2.86

※左側壁1.3m　右側壁1.85m　天井2.0m以上

Fig.4 実験室のＸ線装置，検出器の配置（JIS Z4511:2005 より転載）

コリメートされたＸ線装置とサーベイメータの数値の読み取り用として Web カメラを配置，線量計を検査台に乗せレール上を容易に移動可能にするとともに，距離確認を精度よく行うためにレーザーポインタを使用した．(Fig.5)





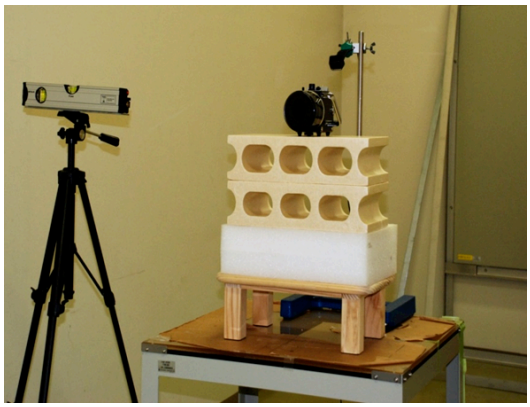


Fig.5 実験室のＸ線装置，検出器の配置写真

3．線量計の校正

3-1．校正係数

線量計の測定値（読み値）M，正しい値 X とするとき，この測定器の校正係数 K は

X = K・M　　校正係数 K = X / M で表される．

3-2．校正方法

・置換法：標準となるべき基準線量計と被校正線量計を交互にＸ線束内の同一点に設置して，両者の測定比から校正係数を求める．

・同時照射法：広い線束の中に２つの線量計を配置し，指示値を同時に読む．この方法では線量計相互の散乱線付加が誤差となる．

・距離時間差法：両者の線量計感度が異なる場合には，同一線束内で距離を変えるか，積算形の場合には照射時間を変えて指示値を読む．

本学でのサーベイメータの比較試験においては置換法を用いて行った．

3-3.実効エネルギーと 変換係数（Sv / Gy）の適応

診断用Ｘ線では実効エネルギーが 30～45keV と低い．診断領域では使用するＸ線の実効エネルギーをアルミニウムの減弱曲線より正確に求め，この実効エネルギーより空気吸収線量から１ cm 線量当量に変換する（ Sv / Gy の値が必要）．

4. 線量計比較（校正）の手順

・温度気圧補正のため実験室の温度・気圧の測定

・置換法を用いて各サーベイメータを配置

・照射条件（付加フィルタ　3.4 mmAl）

70kV　　1 mA　　FCD 5 m　　計測（Gy）

120kV　0.25 mA　　FCD 5 m　　計測（Gy）

・基準線量計は１０分間の集積線量の５回計測

平均値を６倍　　線量率 Gy / h を算出

・被校正線量計は基準線量計と同一距離にて線量率を３回計測

平均値を算出　　線量率（Sv / h）算出

・各種の補正係数から被校正線量計の校正係数を求める.

4-1. 実効エネルギーと半価層の関係

付加フィルタにて管電圧 70 kV,120kV にて半価層が 3.0 mmAl, 4.97mmAl になるような付加フィルタ厚を求めておく.（付加フィルタ厚は前もって減弱曲線より決定しておく.）実効エネルギーは得られた半価層より光子減弱データブックより求められる.

A:70kV　3.0mmAl

実効エネルギー　33keV

B:120kV　4.97mmAl

実効エネルギー　42keV

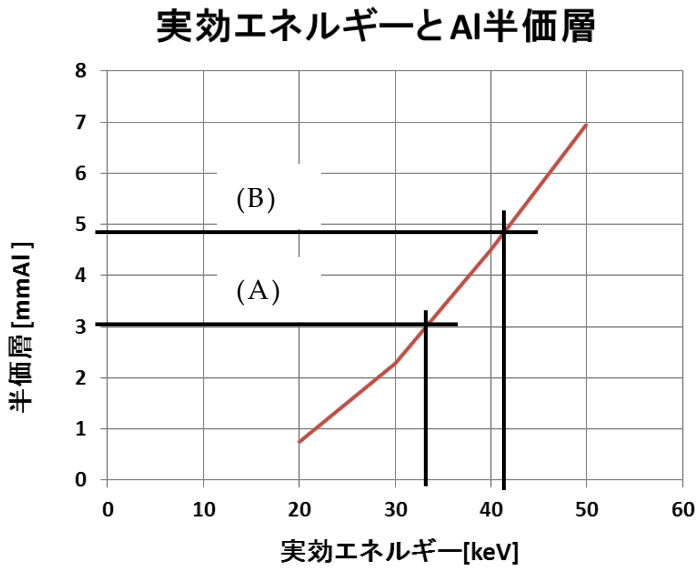


Fig.6 実効エネルギーと Al 半価層（光子減弱係数データブックより）

4-2. Sv / Gy 変換係数の算出

前述の実効エネルギーと半価層から得られた実効エネルギー33keV, 42keV について, 1cm 線量当量にかかる変換係数（JIS Z4511）より, Sv / Gy 変換係数を求める.

なお, Fig.7 より　70kV（33keV）:　1.21　　120kV（42keV）: 1.52 を得た.

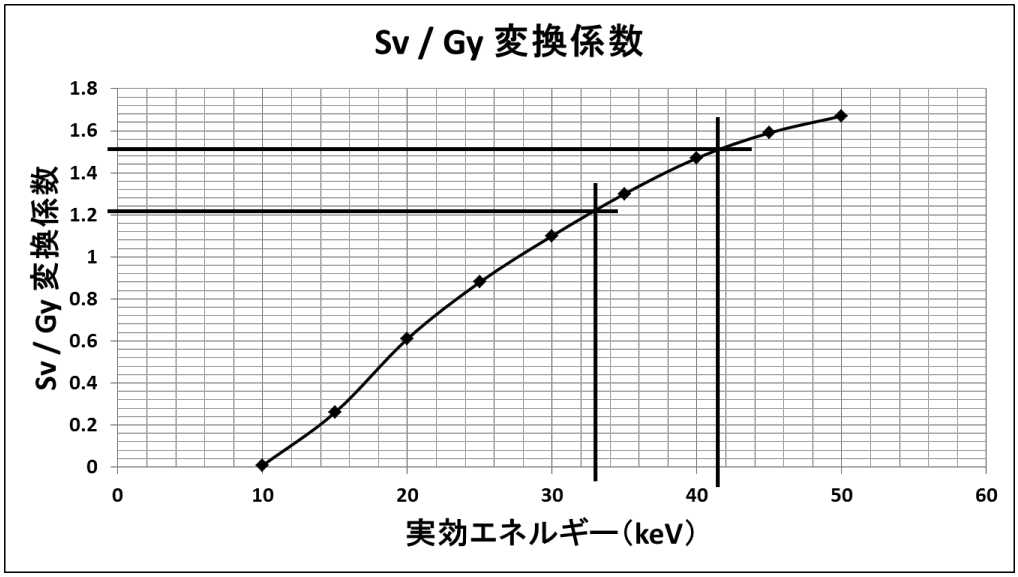


Fig.7 1cm 線量当量にかかる変換係数　JIS Z4511

4-3. 温度気圧の補正（空気密度補正係数）

ボイル・シャルルの法則により下記の式にて空気密度補正係数を求める.

$(273+t_1) / (273+t_0) \cdot P_0 / P_1$

基準線量計の校正時の温度と気圧（t_0:22℃　P_0:1013hPa）

被校正線量計の比較時の温度と気圧（t_1 ℃　P_1 hPa）

なお，被校正線量計の比較時の温度と気圧は当日に計測する.

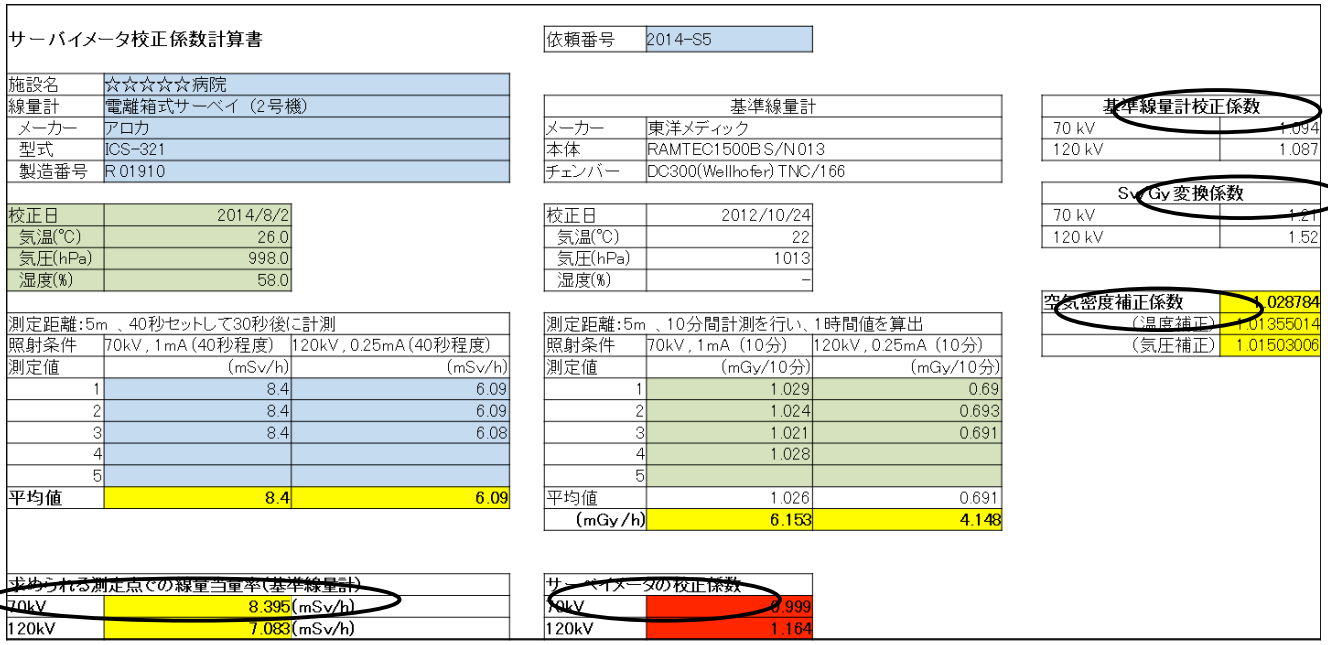
4-3. 基準線量計校正係数

JQA 校正データ（Tab.1）の校正係数にて基準線量計の値を校正する.

70 kV : 1.094　　120kV : 1.087　　（2014 年 12 月）

4-4. 校正係数の計算

前述の各種の補正係数（基準線量計校正係数，Sv / Gy 変換係数，空気密度補正係数）から基準線量計の正しい線量率を求め，その値と被校正線量計の指示値を比較して校正係数を求める（Fig.8）.



サーベイメータ校正係数計算書

依頼番号	2014-S5

施設名	☆☆☆☆☆病院
線量計	電離箱式サーベイ（2号機）
メーカー	アロカ
型式	ICS-321
製造番号	R01910

基準線量計	
メーカー	東洋メディック
本体	RAMTEC1500BS/N013
チェンバー	DC300(Wellhofer)TNC/166

基準線量計校正係数	
70 kV	1.094
120 kV	1.087

Sv/Gy変換係数	
70 kV	1.21
120 kV	1.52

校正日	2014/8/2
気温(℃)	26.0
気圧(hPa)	998.0
湿度(%)	58.0

校正日	2012/10/24
気温(℃)	22
気圧(hPa)	1013
湿度(%)	-

空気密度補正係数	1.028784
（温度補正）	1.01355014
（気圧補正）	1.01503006

測定距離:5m、40秒セットして30秒後に計測		
照射条件	70kV, 1mA (40秒程度)	120kV, 0.25mA (40秒程度)
測定値	(mSv/h)	(mSv/h)
1	8.4	6.09
2	8.4	6.09
3	8.4	6.08
4		
5		
平均値	8.4	6.09

測定距離:5m、10分間計測を行い、1時間値を算出		
照射条件	70kV, 1mA (10分)	120kV, 0.25mA (10分)
測定値	(mGy/10分)	(mGy/10分)
1	1.029	0.69
2	1.024	0.693
3	1.021	0.691
4	1.028	
5		
平均値	1.026	0.691
(mGy/h)	6.153	4.148

求められる測定点での線量当量率(基準線量計)	
70kV	8.395(mSv/h)
120kV	7.083(mSv/h)

サーベイメータの校正係数	
70kV	0.999
120kV	1.164

Fig.8　校正係数計算書

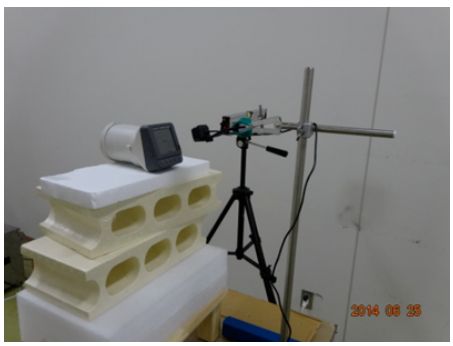
5. 本学での校正実施台数

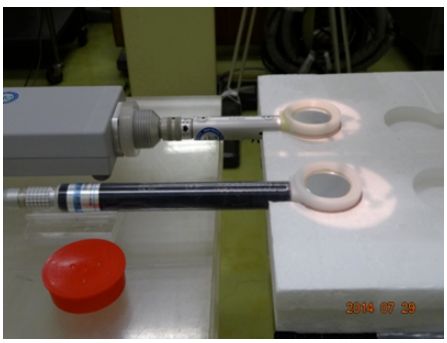
H26年，H27年に本学で比較（校正）したサーベイメータ，マンモ用線量計，電離箱式線量計の台数をTab.2に示す．各線量計の写真をFig.9に示す．

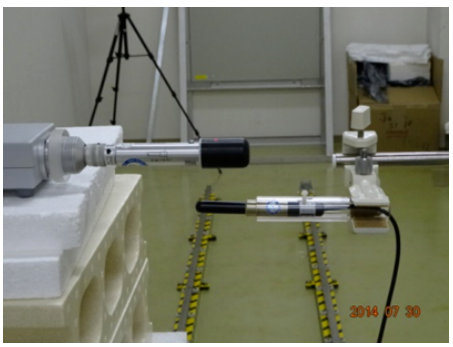
線量計の分類	H26年	H27年
サーベイメータ	28	49
マンモ用線量計	3	4
電離箱式線量計	9	10
合計	40	63

Tab.2　本学での比較実施台数（左）

Fig.9　各線量計の写真（下）







6. 製造・販売メーカー別の校正実施台数

H27 年に本学で比較（校正）したサーベイメータの製造・販売メーカー別の比較実施台数と主な機種名を Tab.3 に示す.

Tab.3　製造・販売メーカー別の比較実施台数と主な機種名

製造・販売メーカー	主な機種名	実施台数
日立アロカメディカル	ICS 301,311,315,321,323,331	28
FLUKE 社 (Victoreen　Inovision)	450B,450P,451B,451P	14
富士電機（株）	NDR131,NHA	2
ROTEM 社（産業科学）	RAMDA SK-640,2000	4
応用技研（株）	AE-133	1

6-1. 各メーカーのサーベイメータの特徴（Fig.10）

各メーカーのサーベイメータの校正係数についての特徴を Fig.10 に示す.

・アロカ社：校正係数 1.0 附近と安定

・FLUKE 社：校正係数 1.1 以上の値

　　加圧型（451P）は圧力低下にて感度の低下　再加圧が必要

・ROTEM 社：校正係数 0.8 以下の値（感度が高い）

・富士電機：不安定な値を示す.

校正係数の値ではなく、係数値が経年的に常に安定していることが重要である.

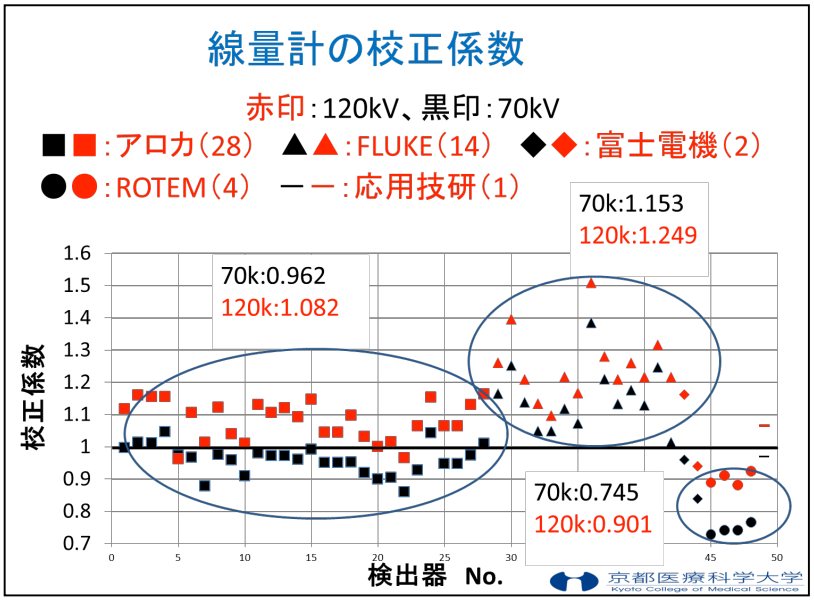


Fig.10　各サーベイメータの校正係数

7．使用上の注意と取り扱い上の留意点

7-1．使用上の注意

- 電源を入れ，３０分程度ウォーミングアップ（特に電離箱式の場合）
- バッテリーのチェック
- レンジの切れ替え　（積算線量と線量率）
  一般撮影：積算線量　　透視（連続照射）：線量率
- 零点調整の実施
- アナログ式の指示針を水平に保って計測
- 測定レンジの切り替え　（高いレンジから低いレンジに）
  読み取りした時の値のレンジに注意
- 時定数を考慮にした計測を実施　　（時定数の３倍の時間で測定）
- 指示値を何度か読み取り，平均値を算出

7-2．取り扱い上の留意点

- 精密機械であるサーベイメータ
  振動・衝撃に注意して扱う．
  検出部と本体との接合部，ケーブルの断線
  電場・磁場ある場所での計測は不可
  電離箱式：防湿対策（シリカゲル、デシケータで保管）
- 定期的な校正
  定期的な校正を実施　（１年から２年に１回程度）
  前回の校正係数と大きく値が異なる時は確認が必要
  （メーカー等に依頼，原因の究明　修理，再校正）

8．今後の診断領域線量計基準センターとして

現在，診断領域線量計基準センターでは厳密な校正作業を実施しているにも関わらず，「校正」ではなく「線量計比較試験証明書」という形で依頼施設に校正係数を提供している．本来の「校正」可能な検査基準（JCSS）をクリアするための対策が今後必要となる．そして，公的な保証という面がクリアできれば，診断参考レベルの公表により正確な線量計校正の需要が増加するものと思われる．

定期的に比較（校正）することで単に線量計の精度管理が可能になるだけでなく，線量を評価する従事者の意識の向上にもつながる．全国１０か所の診断領域線量標準センターの比較（校正）試験を有効に利用しよう．

謝辞

京都医療科学大学にて長年実施してきた線量校正（比較）データをもとに集計を行った．データを提供していただいた元京都医療科学大学　西谷源展氏，済生会京都府病院　大澤啓次氏に感謝申し上げます．

計測部会発表　討論会　後抄録

テーマ：自分で計るために線量計について整理しよう

「　簡易形線量計の製作とその動作特性
（臨床現場への普及を目指して）　」

The Manufacturing of the Simple-type Dosimeter and the Dynamic-characteristics
(Aiming at Popularization to the Clinical Scene)

首都大学東京
小倉　泉

Peripheral Interface Controller(PIC)の普及により、10 bit の A-D 変換機能と液晶表示機能を簡便に利用できるようになった。そこで、X 線検出素子であるホトダイオードと組み合わせることで、一般撮影領域での空気カーマ[μGy]と照射時間[ms]を高い精度で測定できる簡易形線量計を製作した。また、オシロスコープに接続することで、線量強度波形を観測できる。平成 28 年 4 月現在、全国で 78 台の簡易形線量計が利用されており、その使用施設の内訳は X 線装置研究会関連が 33 台、東京都関連が 26 台、作成セミナーで 19 台となっており、今後作成セミナーによる利用の増加が期待されている。

図 1 に簡易形線量計の回路図を示す。X 線検出素子にホトダイオードを用い、検出部と計測・表示部でそれぞれ2個のオペレーションアンプを使用して信号処理を行い、マイクロコントローラで A-D 変換して演算し、その結果を液晶表示器に表示する。

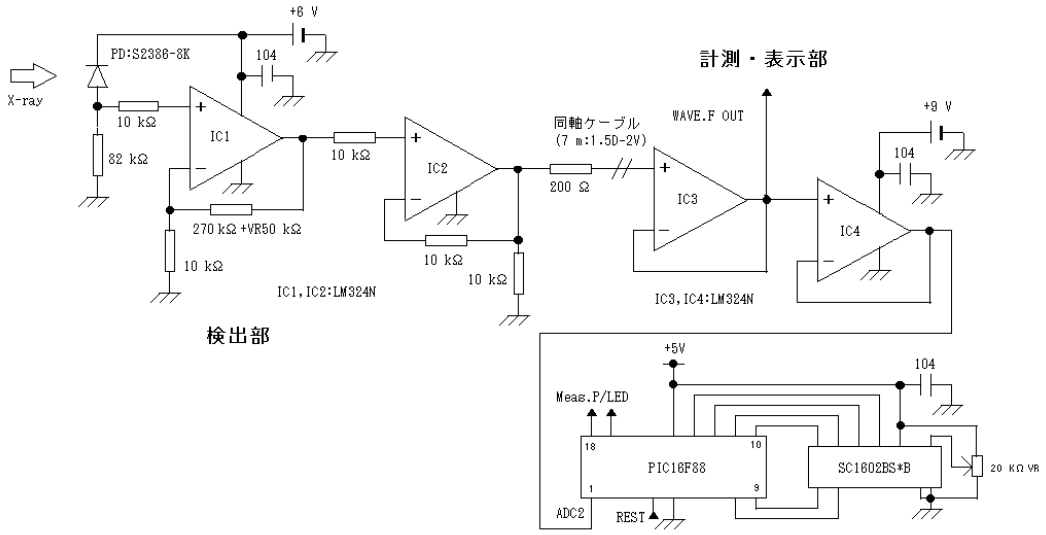
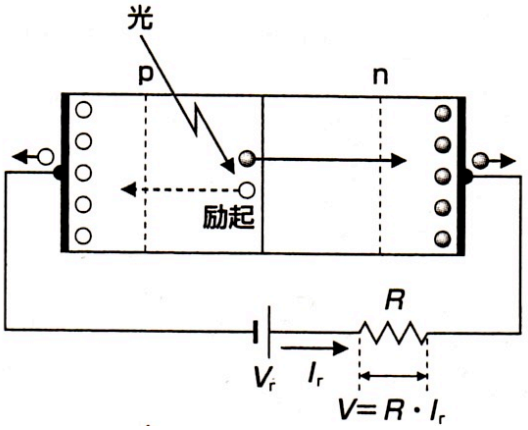


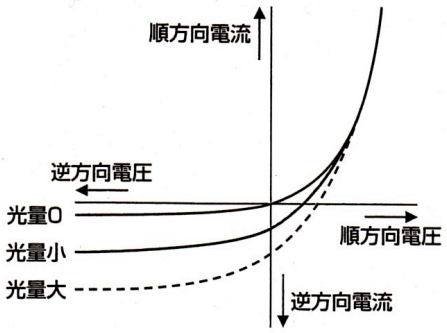
図 1　簡易形線量計の回路図

図 2 にホトダイオードの概要を示す。その特徴として、入射光量と出力電流の直線性が良好であり、小形で駆動用電源が不要で、温度変化による出力電流の変動が少ない利点がある。しかし、光電子増倍管に比べると感度は低く、応答は遅くなる。動作原理としては左に示すように、

pn 接合に逆方向バイアスを加えることで空乏層が生成される。ここに光や X 線が入射することで電子正孔対が生成され、これが逆方向電流となる。両者が正比例するため、X 線検出素子として利用できる。右に静特性を示す。



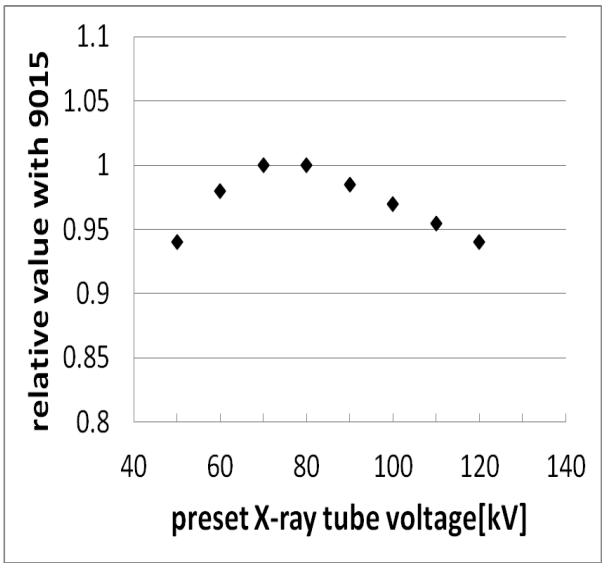
構造と動作原理



静特性

図２　ホトダイオードの概要

図３に使用したホトダイオード S2386-8K の管電圧依存性と外観を示す。受光面積は 5.8 mm×5.8mm であり、窓材は X 線管と同じ硼珪酸ガラスである。波長範囲は 320 nm から 1100 nm で、最大受光感度は 0.6 A/W である。技術資料によると 50 keV 以下の X 線を検出可能との記述があるが、詳細については公表されていない。左のグラフは横軸を設定管電圧、縦軸を電離箱線量計 9015 に対する相対値を示したものである。70～80 kV が感度のピークであり、70 kV 以下では窓材等の X 線吸収により感度が低下し、80 kV 以上では X 線が空乏層を突き抜けることで感度が低下すると考える。なお、これまでの使用経験から、温度特性と再現性は良好である。



管電圧依存性(No.062)



外観

図３　Si ホトダイオード　S2386-8K

図1において検出部の薄形化のために単 4 乾電池 4 本で動作させるため、オペレーションアンプには単電源動作の LM324 を使用した。ホトダイオードには 6 V の逆方向バイアスを加えておき、入射 X 線によって発生した逆方向電流を 82 kΩの抵抗に流すことで、電圧信号に変換する。この信号を非反転増幅回路(IC1)で約 30 倍程度に増幅する。この信号を電圧ホロワ回路(IC2)に加えた後、長さ 7 m の同軸ケーブルで計測・表示部に伝達する。電圧ホロワ回路はインピーダンスの高い信号源から電圧情報のみを取り出して、次の回路に伝達する役割を持っている。また、計測・表示部でもオシロスコープ及びマイクロコントローラに出力する前に電圧ホロワ回路を経由させている。

図 4 に検出部の外観を示す。左は表面カバー、右はそのカバーを取り外した内部の様子である。ホトダイオード、オペレーションアンプと抵抗による信号処理回路、単 4 乾電池 4 本の電源等が確認できる。なお、検出部の厚さは 15 mm のため、ブッキーテーブル内に配置できる。

計測・表示部では、長さ 7 m の同軸ケーブルで伝達された信号電圧を処理して結果を表示する。PIC は周辺機器を結びつける制御器であり、1 命令 1 クロックの高速処理を行い、電源電圧が低く消費電力が小さいため電池駆動が可能であり、LED などを直接点灯できる。基本命令は 35 個のため互換性が高いが、制御プログラムは長くなる。そこで今回、mikro C コンパイラを用いて制御プログラムを記述した。使用した PIC は 18pin の 16F88 であり、8 MHz の内部クロックと、10 bit で 7 チャンネルの A-D 変換器が利用できる。また、2 行 16 文字の液晶表示器(SC1602BS*B)を用いて測定結果を表示した。

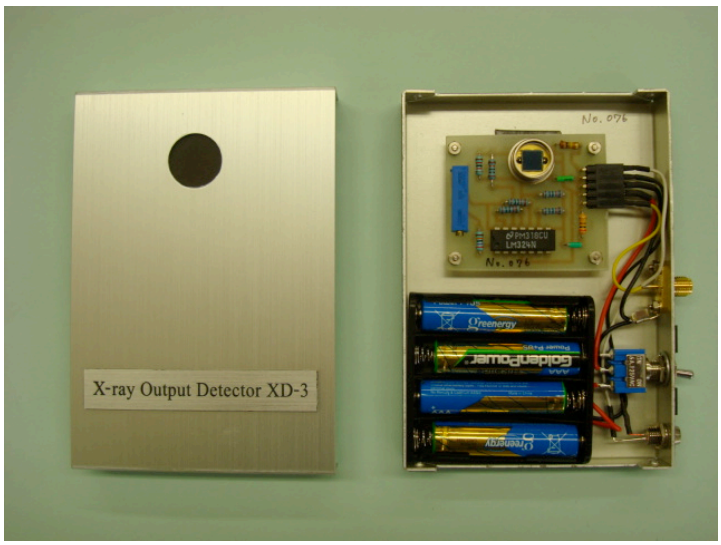


図 4　検出部の外観

図 5 に検出部と計測・表示部の外観を示す。左下は計測・表示部の前面パネルであり、電源スイッチ、電源ランプ、リセットスイッチ、X 線入射時に点灯する LED、測定結果を表示する液晶表示器を配置し、背面には検出部からの入力端子とオシロスコープへの出力端子を配置した。右は計測・表示部の前面パネルを持ち上げたときの内部構造であり、PIC を含む制御基板と電源である 006P 乾電池等が確認できる。

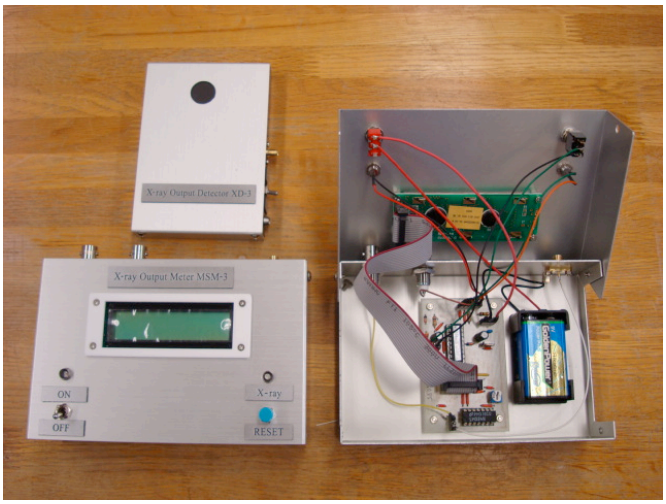


図５　検出部と計測・表示部の外観

図６は検出器から出力される線量強度波形を基に、簡易形線量計の計測アルゴリズムを説明したものである。RESET SW を押すことで、PIC が初期化されて液晶表示器に"READY OK"の文字を出力して A-D 変換を開始する。A-D 変換値が 10 を超えるとX 線照射の開始を判断して、LED を点灯し、毎回の A-D 変換値を積算するとともに、A-D 変換の回数もカウントする。次に、管電圧波形の立ち下がりとともに線量強度が低下して A-D 変換値が 10 以下になるとX 線照射の終了を判断してLED を消灯し、線量[μGy]と照射時間[ms]を計算して液晶表示器に表示する。

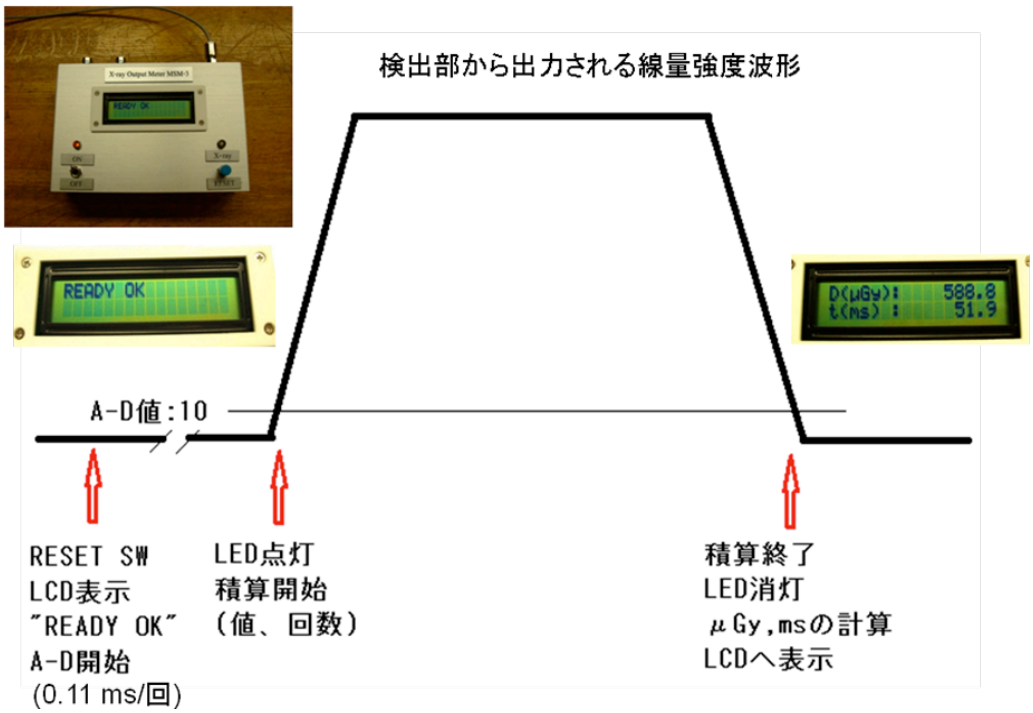
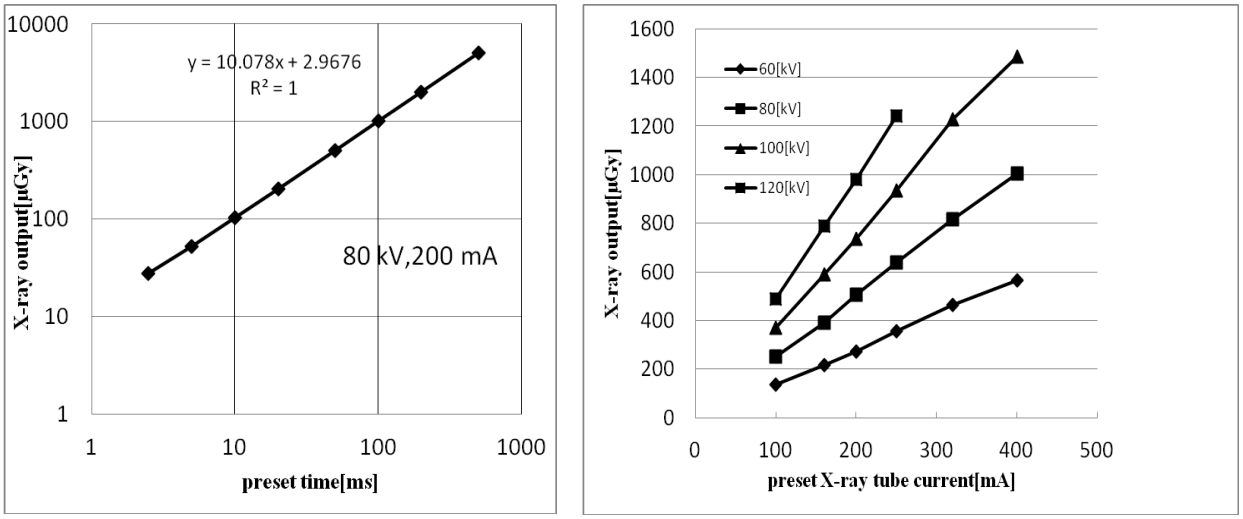


図６　簡易形線量計 MSM-3D の計測アルゴリズム

図 7 に簡易形線量計の動作特性を示す。左に横軸を設定照射時間、縦軸を測定線量とした照射時間特性を示す。80 kV, 200 mA において 2.5 ms から 500 ms の範囲では両者の直線性は良好である。右に横軸を設定管電流、縦軸を測定線量とした管電流特性を示す。60 kV から 120 kV の各特性において両者はほぼ直線となっている。なお、管電流設定値と実際の管電流値が異なるため、一部で変動が見られる。



照射時間特性　　管電流特性

図 7　簡易形線量計 MSM-3D(No.062)の動作特性

図 8 に管電圧管電流計(AB-2015E)で測定した管電圧波形と、簡易形線量計から出力される線量強度波形を同時計測した波形を示す。60 kV,80 kV,100 kV,120 kV の各管電圧において、上が管電圧波形、下が線量強度波形である。定常値については、線量強度が管電圧の2乗にほぼ比例するため、管電圧の変化に比べて線量強度の変化は大きくなる。ただし、先に示したホトダイオードの管電圧依存性の影響で、120 kV では 6 %程度低い値を示す。また、立ち上がりは遅く、立ち下がりは早くなるとともに、立ち上がりから定常値に移行するわずかな管電圧変化が強調されて現れる。そのため、線量強度波形を観測することで、管電圧波形の推定が可能となり、正常時の線量強度波形を測定しておくことで、異常時の判断材料となる。

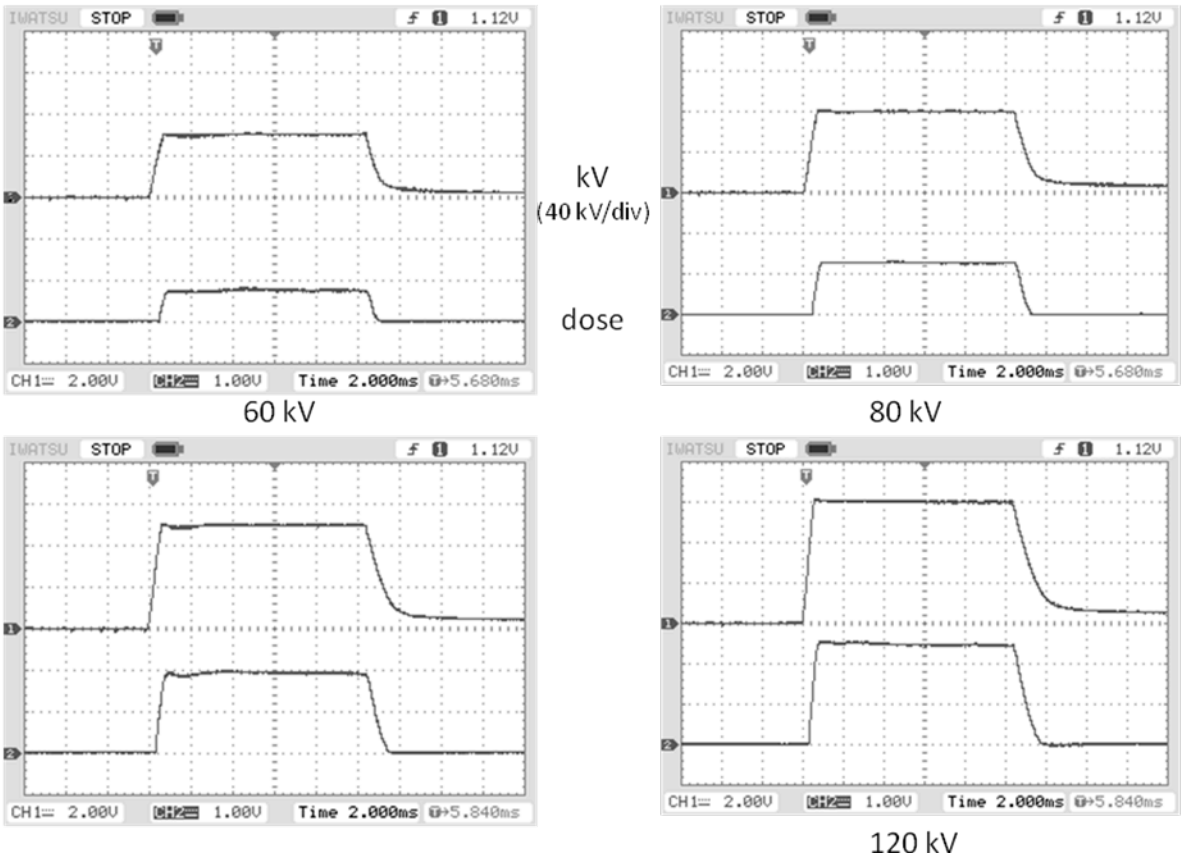


図８　管電圧波形(AB-2015E)と線量強度波形(MSM-3D No.062)の比較

図９～図１１に計測部会の主催による簡易形線量計作成セミナーの紹介を示す。セミナーは2日間で行われ、１日目に簡易形線量計を作成し、2日目は標準センターにおいて各自で校正を行う。１日目の午前には、開講挨拶の中で全体スケジュールの説明を行うとともに、線量計の概要説明を行う。最初に検出部基板を半田付けにより完成させる。左下は実際に半田付けを行っている様子で、パターンの間隔は 2.54 mm ピッチのため、極細の半田コテを使用する。右上は作成の様子を示しており、対応可能な最大人数は 14 名である。基板の動作確認を行った後、右下のように検出部を組み立て、各端子にリード線を半田付けして完成させる。

１日目の午後は、半田付けにより計測・表示部基板を完成させるが、検出部に比べて部品点数が多くなるため、半田付け不良による動作不良も多くなる。これらを修正しながら動作確認を行った後、右のように計測・表示部を組み立て、各端子にリード線を半田付けする。この組み立てにもかなり時間を要する。最後に検出部と計測表示部を同軸ケーブルで接続し、全体の動作確認を行って完成となる。なお、ここまでの作業について 17 時までの終了を目標としている。１日目の夜に任意の情報交換会を行うが、参加者から「動作を確認できたときに感激した」との話を多く聞く。

２日目は近接の診断領域線量計標準センターにて、作成した簡易形線量計を各自で校正

する。この線量計標準センターは全国に 10 箇所、協力施設が 1 箇所あり、各大学施設に所属する計測部会の委員によって運営管理されている。技術学会会員に対して無償で電離箱線量計および半導体検出器の校正を行い、相互比較書を提供しているが、校正依頼者は線量相互比較作業に立ち会う必要がある。簡易形線量計作成セミナーでも同様の線量相互比較作業を行って頂き、作成した線量計とともに相互比較書を持ち帰って、臨床で利用して頂く。本セミナーは簡易形線量計を作成するのみでなく、標準センターの線量計と線量相互比較を行うことでトレーサビリティを確立するとともに、標準センターの活動を周知することを目的としている。

開講挨拶
簡易形線量計の概要説明
検出部基板の作成
動作確認
検出部の組み立て･配線



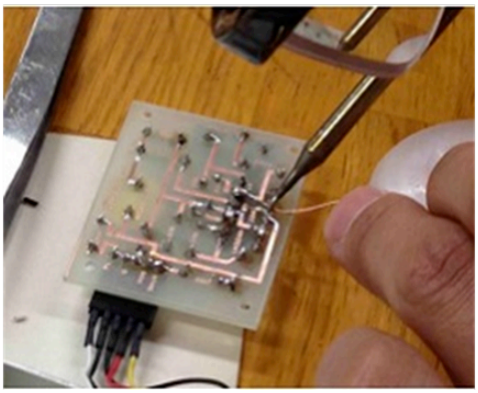
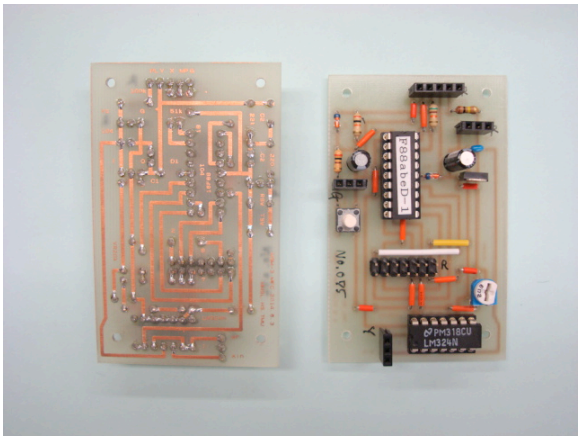




図９　簡易形線量計作成セミナー(1 日目・午前)



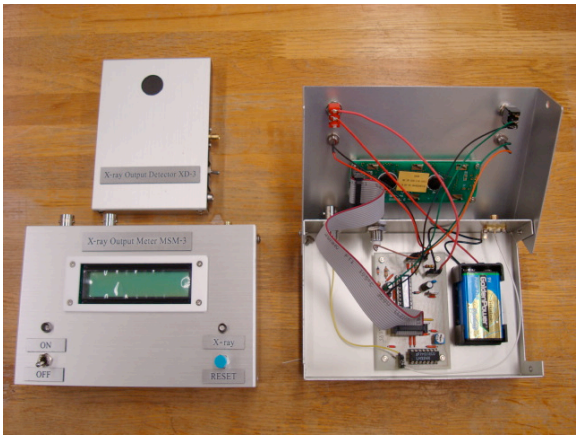


図１０　簡易形線量計作成セミナー(1 日目・午後)

校正方法の概要説明
各自で校正
臨床施設での校正値の利用方法





図１１　簡易形線量計作成セミナー（２日目・午前　診断領域線量計標準センター）

平成27年度計測分野に関する論文・発表

・ 平成 27 年度 10 月から平成 28 年度 3 月，技術学会誌から掲載しています．

題　名	著 者	所 属 施 設 名	学会誌	雑誌号巻
胸部ファントムを用いた低線量肺がんCT検診における逐次近似再構成法による被ばく低減の検討	峰広　香織	金沢大学附属病院 放射線部	ノート	71 巻 12 号 (1201-1208)
Hybrid O.R. System におけるステントグラフト内挿術の放射線被ばく	芳賀　喜裕	一般財団法人厚生会 仙台厚生病院放射線部	臨床技術	71 巻 12 号 (1215-1220)
Interventional Radiology 装置の線量測定における留意点	吉田 秀義	新潟大学医学部保健学科 放射線技術科学専攻	臨床技術	72 巻 1 号 (63-72)
心臓インターベンション時の皮膚入射線量実測による他施設線量評価	加藤　守	秋田県立脳血管研究センター 放射線診療部	臨床技術	72 巻 1 号 (73-81)
逐次近似応用 CT 再構成を用いた低吸収域の検出能評価−超急性期脳梗塞評価用ファントムの開発および解析−	西村　一晃	市立ひらかた病院 放射線科	原著	72 巻 2 号 (157-164)
自動露出制御機能を使用した胸部正面像における最適な exposure index 算出方法の検討	柳田　智	北里大学メディカルセンター 放射線部	原著	72 巻 3 号 (234-243)
X 線 CT 装置の半価層測定における非接続形 X 線出力アナライザ専用鉛ケースの開発	赤石　泰一	札幌医科大学医学部 教育研究機器センター	ノート	72 巻 3 号 (244-250)

第 72 回日本放射線技術学会　総会学術大会　計測分野に関する一般研究発表

口述研究発表

○ X-ray Tomosymthesis: Breast Imaging, DR／X 線検査トモシンセシス(乳腺・DR)

61. トモシンセシス撮影装置の平均乳腺線量測定

大阪市立総合医療センター　宮嶋郁実

64. Image Reconstruction Using Interpolation Technique in Tomosynthesis Aimed for Patient Dose Reduction

鳥取大学医学部附属病院　福井亮平

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

70. 蛍光ガラス線量計を用いた脳血管内手術における水晶体線量の評価

虎の門病院　川内　覚

71. IVR における術者水晶体被ばく管理の検討

鳥取大学医学部附属病院　田中拓郎

72. C アーム型 X 線装置を使用した手術中透視時の術者水晶体線量の測定

仙台赤十字病院　鈴木　陽

73. 心臓カテーテル検査の術者水晶体被ばくの評価と検討

藤田保健衛生大学病院　荒川伸二

74. シンチレーション光ファイバー検出器(SOF)による心臓カテーテル術者の水晶体被ばく線量測定の試み

鳥取大学医学部附属病院　廣田勝彦

○ Radiation control Angiography／放射線管理血管撮影

75. ERCP 検査における防護具使用時の従事者被ばくの検討

山梨大学医学部附属病院　村松　治

76. 間接変換方式 FPD 透視撮影装置を用いた胃 X 線基準撮影法の入射表面線量における検討

宮城県対がん協会　八島幸子

77. リアルタイム線量計を用いたカテーテルアブレーション時の患者被ばく線量測定に関する基礎検討

秋田県立脳血管研究センター　加藤　守

78. 多施設測定による循環器 X 線撮影装置の空気カーマ値の実測値と装置表示値の実態調査

横浜市立市民病院　田邉頌章

79. 循環器 X 線撮影装置の PCI 条件下における線量実態調査追跡と現状報告

埼玉石心会病院　上野浩輝

80. 多施設間での PCI の被ばく低減意識アンケート調査と透視撮影線量の関係について

東京医科大学八王子医療センター　藤村耕平

○ X-ray Angiography: Radiation Condition／X 線検査血管(撮影条件)

94. 腹部血管撮影におけるモンテカルロシミュレーションを用いた臓器線量の評価

熊本大学大学院　坂部大介

95. 慢性肺血栓塞栓性肺高血圧症に対するバルーン肺動脈形成術における術者被ばく低減法の検討

九州大学病院　宮崎仁志

○ CT Radiation dose reduction technology (Dose Index)／CT 検査被ばく低減技術(線量指標)

105. Exposure Dose Survey in the X-ray CT Examination byMultiple Dose Calculation Software

弘前大学大学院　辻口貴清

106. SSDE(Size-Specific Dose Estimates)算出のための CTDIvol 補正係数に関する検討

札幌医科大学附属病院　溝延数房

107. Size-Specific Dose Estimate for Thoracic Imaging in 320 Row Detector Computed Tomography

Chulalongkorn University　Saowapark Yoykaew

108. Exposure Dose Estimation in Abdominal Dynamic Computed Tomographic Examination Using Size-specific Dose Estimation

弘前大学　吉田久美

109. 非造影腹部 CT の画質と Size-specific Dose Estimates の評価

静岡県立静岡がんセンター　瓜倉厚志

○ CT Radiation dose reduction technology (Dose mesuerment, Dosimetry)／CT 検査被ばく低減技術(線量測定)

110. X 線 CT 装置の半価層測定

首都大学東京　岩久貴裕

111. Development of Fan-beam X-ray Energy Measurement of CT

藤田保健衛生大学　大須賀琢弥

112. A Comparison of Computed Tomography Dose IndexMeasurement Accuracy for Different Detectors

済生会川口総合病院　志藤正和

113. Influence of Differential Rotation Time onMeasurements of CT Dose Index

秋田県立脳血管研究センター　佐々木文昭

114. 80 列ノンヘリカルスキャン法におけるオーバーラップ補正法の画質改善および被ばく線量の検証

倉敷中央病院　福永正明

115. Accuracy Verification of the Motion Assay of a Dynamic Z-collimator Based on Primary X-ray Dosimetry Using a Real-time Dosimeter

愛知医科大学病院　山内雅人

○ CT Radiation dose reduction technology(Dose distrubution)/CT 検査被ばく低減技術(線量分布)

116. Relationship CT-AEC and Dose Distribution Using Monte Carlo Simulations

京都大学医学部附属病院　堀田竜也

117. Estimation of Absorbed Doses Using Re-projection Simulation with Computed Tomographic Images

兵庫医科大学病院　中村憲治

118. Evaluation of Computed Tomography Dose Distribution with Changes in Tube Voltage

自治医科大学附属さいたま医療センター　永井良明

119. MDCT における低線量撮像条件下での Organ DoseModulation の応答と画像への影響

NTT 東日本関東病院　豊田高次

120. Evaluation of the Dose Distribution at the Time of Chest CT Imaging

木沢記念病院　酒向健二

○ Imaging Image evaluation, etc／画像工学画質評価他

132. FPD の実効エネルギー感度依存特性の検討

福井大学医学部附属病院　吉澤沙織

133. 軽量型表面集光式間接型 FPD の線質特性に関する検討

明成会塩川医院　山下達也

134. 自作ファントムを用いたディジタルデンタルシステムにおける撮影線量最適化の検討

鳥取大学医学部附属病院　金田昌也

○ Radiation control X-ray examination／放射線管理 X 線検査

202. 診断用 X 線装置の総ろ過厚の導出

筑波大学　関本道治

203. 吸収線量を考慮した未熟児ポータブル撮影条件の構築

倉敷中央病院　田中崇史

204. Phantom Study for Entrance-Skin Doses Measurement in the Diagnostic X-ray Region Using a Small-type OSL Dosimeter: Comparison of the Doses Measured with Other Detectors

徳島大学大学院　竹上和希

205. Practical Calibration Curve for Entrance Skin Dose Measurement Using Small-type OSL Dosimeter

徳島大学大学院　竹上和希

206. Patient Dose Calculation from Digital Image Files and Suggestion of Effective-DAP

Korea University　HoSun Lee

207. Improvement of Electrical Resistivities of CdZnTe Detector with Low Temperature Annealing

Korea University　Ki-Hyun Kim

○ Radiation control Hazard／放射線管理災害

209. 湖沼底部堆積土壌中の放射性 Cs の垂直濃度分布

首都大学東京　新井田拓也

210. 福島原発事故による食品汚染の推移分析

茨城県立医療大学　中島絵梨華

211. 小型OSL線量計を用いた137Csと90Srの分離測定に関する基礎的研究

徳島大学大学院　沖野啓樹

○ CT Cardiac CT (Basic study)／CT検査心臓CT(基礎評価)

246. ECG-modulation法を用いた心臓CTにおける線量と画像雑音の対比

東北大学病院　小野寺崇

247. 320列面検出器型CTを用いた冠動脈石灰化スコアにおけるスライス厚と線量変化の影響：ファントムによる検討

聖マリアンナ医科大学病院　小川泰良

○ Imaging Scattered radiation correction processing (evaluation) / 画像工学散乱線補正処理(評価)

273. 散乱線補正ソフトの性能評価

京都府立医科大学附属病院　水田正芳

274. 散乱線補正処理技術とグリッド撮影における画像特性の比較

札幌医科大学附属病院　次木嵩人

275. 散乱線補正処理によるコントラストへの影響

東京女子医科大学東医療センター　中山　卓

276. 散乱線補正処理における設定グリッド比があたえる影響

東京女子医科大学東医療センター　佐藤弘樹

277. 装置メーカーによる散乱線補正処理の違い

東海大学医学部付属大磯病院　庄司有希

○ Imaging Scattered radiation correction processing (application)／画像工学散乱線補正処理(応用)

278. 散乱線補正処理を用いた産科撮影における撮影条件の基礎的検討

東京大学医学部附属病院　新川翔太

279. 散乱線補正処理を使用した胸部ポータブル撮影における撮影条件の検討

東京慈恵会医科大学附属病院　影山耕平

280. ディジタル散乱線除去処理を用いた頸椎側面画像の検討：被写体-検出器間距離の影響

大阪府立急性期・総合医療センター　中邑友美

281. ディジタル散乱線除去処理を用いた胸部画像の臨床評価

大阪府立急性期・総合医療センター　樫山和幸

○ X-ray Breast Imaging／X線検査乳腺

282. Full Field Digital Mammography of Low-dose Technique: Trend Correction of without Grid

埼玉県済生会川口総合病院　土田拓治

283. ディジタルマンモグラフィ装置の被ばく低減モードにおける有効被写体厚の検討

杏林大学医学部付属病院　榎本裕美

284. Validity of Mammographic X-ray Tube Output and Half Value Layer by Robson’s Parametric Approach

鳥取大学医学部附属病院　永見晶子

285. Verification of Photon Number on Detective Quantum Efficiency (DQE) Calculation in Different Mammography Units

名古屋大学大学院　大谷菜月

286. Intensity Distribution of a Mammography Device According to the Combination of Target/Filter

首都大学東京　玉井涼子

287. Usefulness of Daily Dose Control Using Simplicity Dosimeter for Mammography Domain

東京都立広尾病院　小林　剛

○ Collaborative session (DRL)／コラボセッション(DRL)

293. 地域医療機関における医療被ばくの意識調査

伊勢赤十字病院　柴原卓彦

294. 多施設心血管 IVR 装置における患者照射基準点線量の実測～DRLs2015 との考察～

東北大学　稲葉洋平

295. 一般撮影領域の診断参考レベルを自施設で活用する方法

NTT 東日本関東病院　樋口彩夏

297. 胸部ファントムをもちいた異なる 2 機種間における CT-AEC の挙動の検証～IEC 規格の違いによる影響～

滋賀医科大学医学部附属病院　牛尾哲敏

○ X-ray Angiography: Development／X 線検査血管(開発)

391. 穴あき減衰フィルタ使用時の X 線制御による線量低減効果の評価

東芝メディカルシステムズ(株)　秋山真己

○ X-ray General Radiography／X 線検査一般撮影

396. 銅フィルタ付加による脊柱側彎症術後の全脊椎 X 線撮影における被ばく低減の試み

金沢大学附属病院　峰広香織

397. SLOT 撮影における撮影時のパルス幅の変化が画像に与える影響について

滋賀医科大学医学部附属病院　浜田悠斗

398. ロングサイズ型 DR 装置を使用した長尺撮影のワークフロー向上と線量低減の検討

日本赤十字社医療センター　木下摩望

○ Radiation control CT／放射線管理 CT

415. 半導体検出器を使用した CT 装置のフィルタ厚さの推定

藤田保健衛生大学　鈴木昇一

416. X 線 CT 装置の線質におけるフィルム型線量計の応答特性

茨城県立医療大学　五反田留見

417. 脳神経外科手術前後のCT検査によって受ける水晶体被ばく線量

名古屋共立病院　松永雄太

418. Evaluation of K-factor (DLP to Effective Dose) with ICRP 110 Reference Phantom

藤田保健衛生大学　小林正尚

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

419. EIを管理指標としたFPD搭載形直接撮影用X線装置のAEC不変性試験の基礎的検討

埼玉県済生会川口総合病院　土田拓治

420. Exposure IndexおよびDeviation Indexを用いた膝の撮影条件の標準化

北海道大学病院　坂野稜典

21. Effects of Different Parameters with Scattered Radiation Correction Processing on Exposure Index: A Phantom Experiment

東京女子医科大学東医療センター　佐藤圭太

422. 胸部一般撮影における面積線量とExposure Indexの相関関係の検討

虎の門病院　田野政勝

423. Attempts to Calculate Optimal Imaging Conditions Using the Division Index

産業医科大学病院　高木剛司

セミナー参加の感想

第１回　診断参考レベル活用セミナーに参加して（北海道科学大学）

我汝会　えにわ病院　放射線科
柴田　隼

- きっかけ

  学会に参加すると“DRL,DRL,DRL”と呪文のように聞こえてくるこの言葉，今，しっかり理解したい！！そんな気持ちから，参加したいと思いました．

- 参加決定

  放射線防護部会・計測部会の専門委員が集結して，基礎から教えてくださるということで，場所は少し遠いですけど，こんなチャンスめったにないと思い，参加をする事に決めました．

- セミナー当日

  朝 9 時に集合し，午前中は座学で，午後は実習でした．周りを見てみると，計測・防護の先生方が沢山（10 人以上？）居ました．
  これはチャンスと思い，患者さんからの被ばくの相談，DRL についての素朴な疑問，計測についての質問を聞いて回りました！！
  なんでも答えてくださる先生が，沢山いるというのは，かなり貴重な機会ですので，今後，参加される方は，色々聞いて回ることおすすめします！！

- 座学

  講師の方が，DRL 発足に携わっているという事で，詳細に，そしてわかりやすい講義でした．DRL について，理解を深める事ができたと思います．

- 実習

  一般撮影，CT，乳房撮影の計測実習があり，スピーディーでしたが，熟練の講師の先生と，まわりの専門委員の皆さんのおかげで，無事に，終えることができました．

- 研修を終えて

  今回理解したのが，DRL を活用するためには，DRL を正しく理解し，計測できるようにならなくてはならないということです．
  「だから，座学と実習があったのだ….」と，今さらながら，理解した私は，DRL の呪縛も解けた気がします．
  講師の皆さん，本当にありがとうございました．皆さんも，DRL を基礎から教えてくださるこのセミナーに，是非参加してみてください！！

セミナー参加の感想

第１回　診断参考レベル活用セミナーに参加して（北海道科学大学）

札幌医科大学 医学部教育研究機器センター ラジオアイソトープ部門
佐藤　香織

2016 年 7 月 31 日に札幌市の北海道科学大学にて第 1 回診断参考レベル活用セミナーが開催されました．診断参考レベル（DRL）は 2015 年 6 月に関連団体から構成される J-RIME から出され，私も施設での勉強会や技術学会北海道支部第 72 回春季大会のシンポジウムを聴講して基礎的な事は学んでいたつもりでしたが，今回のセミナーでは DRL の設定に関わった諸先生の講義を聴講でき，さらに実習が出来るということで参加しました．

午前は講義室で DRL の概要，解説と今後の展望，日常診療への利用の３つのテーマで講演頂きました．

午後からの実習は受講者が 4～5 名ずつ 3 班に別れて一般撮影・乳腺装置・CT 装置の３つのモダリティを約 50 分のローテーションで行われました．

CT 装置ではペンシル型の電離箱の設置に関しての注意事項，事前に講師の先生方で測定していた測定値を使っての CTDIvol や DLP を計算で算出しました．一般撮影では半価層を測定する時の注意点やアルミニウム板を固定するための工夫（ブックエンドの使用）など参考書などには載っていないポイントを教えて頂きました．また乳腺装置は，マンモ認定技師の試験の際に手順は覚えていましたが，乳腺装置特有の薄いアルミニウム板の持ち方や番号を付けての QA 方法なども教えて頂きまして，一緒に参加していた同僚と「うちの施設でもやろう！」という話で盛り上がりました．

今回は第 1 回目ということで，スタッフの皆さまも手探り状態での開催だったと思いますが，参加者の満足度も高く非常に有意義なセミナーでした．講師の方もおっしゃっていたように DRL は設定して終わりではなく，それをもとに施設が実情を把握し，適正化していくことが重要です．このセミナーは適正化のための測定の知識や技術を学べる良い機会でした．今回学んだことを施設でも実践していきたいと思います．セミナーを企画・運営して頂きました教育委員会，計測部会，放射線防護部会，北海道支部の皆さまに感謝いたします．ありがとうございました．

セミナー参加の感想

第 2 回 簡易線量計作成セミナーに参加して（茨城県立医療大学）

東洋公衆衛生学院
齋藤　祐樹

セミナーへの参加は校正された愛着のある自作の線量計を用いて線量測定ができることを期待に胸を膨らませていた．これまで数回，同様のセミナーが開催されてきたが，今回から，市販の基盤で回路が設計されている．これは限られた時間内で終われるように，また，参加者全員に線量計を完成してもらい臨床へ普及してもらいたいとの開催者一同の強い思いが感じられる．

私は部品の準備から参加した．簡易線量計といっても部品数が 100 以上から構成され，調達から準備にかかる様子を身近に見てきたので，私にもできることなら少しでも力になれればと志願した．あらかじめケーブル，コネクタおよび電池ホルダー等は半田付けをしておいた．なかでも，リード線の皮膜剥きには夜遅くまでかかった．ここまでしなければ時間内には終われなかったと今となってやったかいがあったと思っている．



セミナーの準備



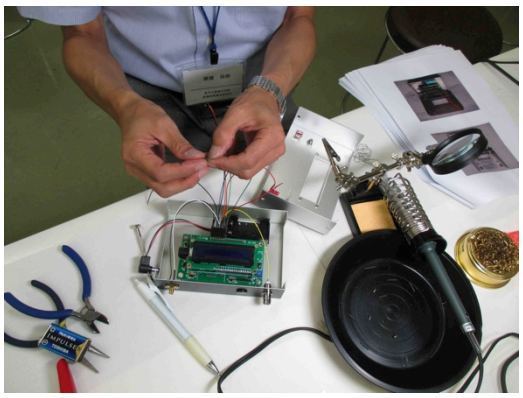
講義風景

前日は会場である茨城県立医療大学への物品の搬入，会場整備および校正場のチェックを行った．茨城県立医療大学は診断領域の標準センターとして全国に 10 施設があるうちの 1 つである．いざ，当日，晴天のもと 13 名の参加者が会場に集まり，加藤部会長のあいさつをかわきりに，関東，東京部会長のあいさつでセミナーが始まった．加藤部会長は「この値段で，しかも，校正書付きで，明日から即使える線量計」であることを力説していた．確かに，そうである．市販の数十万円の測定器でも，リファレンスが取れていなければ精度が欠くことになる．一般の校正業者にお願いしても，最低の金額で 8 万円程度と聞いている．また，部会の代表者からは「作成した簡易線量計で自施設の DRLs2015 の最適化に努めてほしい」と挨拶があった．引き続き，小倉教授からは線量計の概要と測定精度および半田付けのレクチャーがあり，午前は検出部，午後は表示部の作成である．基盤が小さいため，半田付けには「いも」,「饅頭」にならないように注意した．他参加者との確認を取りながら作業を進めたおかげで大半の参加者は時間内に終えることができた．導通チェックで表示部に値が表示されたときには，さすがに「よし！」と声がでた．翌日は自作線量計の校正で，診断用 X 線装置を用いて 3 点および乳房用 X 線装置を用いて 2 点の校正を行

った．校正をおえて加藤部会長から講義形式で入射表面線量も求め方の説明があった．その中で，後方散乱係数の求め方で照射野の大きさの求める場所が，よく間違っていることを指摘された．照射野の大きさを体表上の照射野サイズではなく受像器の大きさとしているがことが多い．私もこのことに気付かされたひとりである．



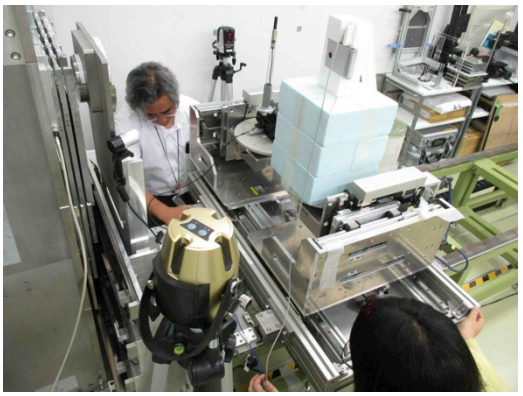
半田付け作業風景



半田付け作業風景



半田付け作業風景



線量計の校正

最後に，この簡易線量計を用いて日々の臨床へ役立てるとともに装置管理を推進して安全な医療を提供していきたいと思っている．データの管理は私が研究で用いているデータベースに登録していただけると簡単にグラフで表示できる Web プログラムがあるので是非利用していただきたい．



線量計の校正



簡易線量計の完成品

セミナー参加の感想

第２回 簡易線量計作成セミナーに参加して（茨城県立医療大学）

東京慈恵会医科大学附属病院　放射線部
藤井　武

平成２８年９月１０日（土），１１日（日）の２日間，計測部会主催の第２回簡易線量計作成セミナーに参加しました．回路作成から線量計の校正までを２日間で実施し，放射線計測器を自分の手で作ることに魅力を感じていました．しかし，半田付け次第で精度に影響がでるのではと不安を抱きつつ，間もなくセミナーが始まりました．



セミナー開始

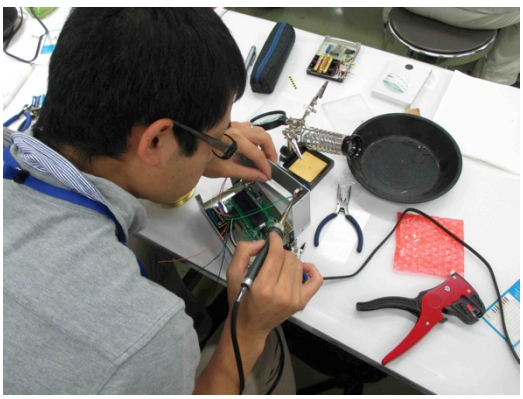


半田付け作業風景

１日目は簡易線量計の作成，２日目に校正作業を行う日程でした．最初は検出部基板の製作でしたが，用意されていた基板は小さいもので，部品もわずかだったので，これで検出部が作成できるのかと疑問を抱きました．しかし，次から次に半田付けする部品が配給されると，作業が滞る場面もあり，完成見本と見比べながら半田付けを進めていきました．最後にホトダイオードを取り付けると検出器の様相を呈し，達成感を得ることができましたが，完成した基板の裏側は，様々な形状の半田が存在し，みるに堪えない状態でした．その後，検出部基板と電源を接続し，動作テストを経て完成となります．動作テスト時の不安な気持ちを今でも思い出しますが，無事に動作テストを通過し安堵しました．



半田付け作業風景



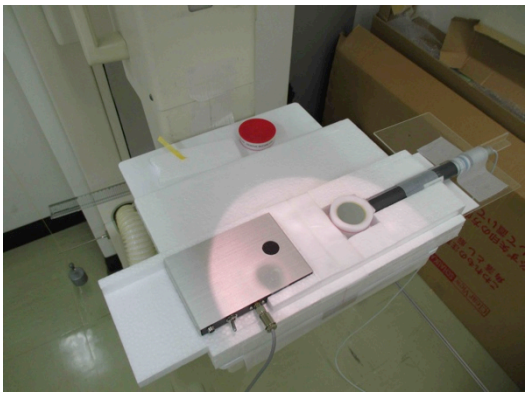
半田付け作業風景

次に表示部基板の製作に移りましたが，先ほどの検出部よりも複雑かつ大きな基板が用意されており，半田付け作業の果てしなきゴールを見据えました．コンデンサやダイオードなど聞き覚えのある部品を次々に接続していきます．最後に液晶ディスプレイが取り付けられると，ディスプレイのバックライトが光り，想像もできなかった仕上がりに感動したことを覚えています．完成した表示部基板をケースに組み込み，電源コネクタと電源スイッチ・ＬＥＤランプなどを接続し，最後に検出部と表示部を信号ケーブルで接続します．この状態で完成検査を通過して見事に簡易線量計の完成となりました．検査通過の際には思わず「できた！」と叫んでしまいました．

２日目は校正作業となります．茨城県立医療大学は，日本放射線技術学会の診断領域線量計標準センターであり，自作線量計と標準器を比較校正することで，証明書が発行されます．たった２日間で線量計と校正書が手に入るすばらしいセミナーであると改めて感動しました．校正作業も見ることができ，自作線量計の隣に標準器が配置され，数回の測定から校正定数が算出されます．管電圧も数種類変化させ測定を行うことで，管電圧ごとに校正定数が算出されるため，様々な撮影条件でも校正定数を直接使用することができ，施設に戻った際に，簡便に計測ができる土台まで整えて頂きました．



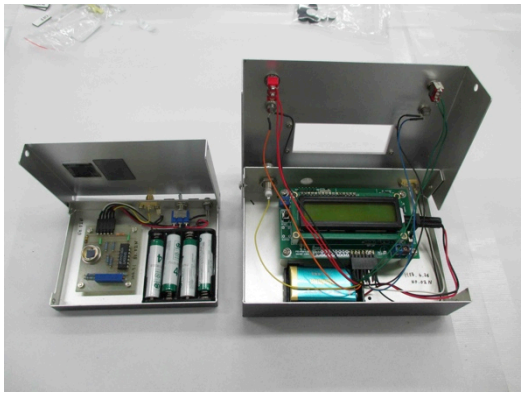
自作線量計完成！



乳腺撮影装置での校正

今回のセミナーの参加費・材料代を含めても線量計の購入費用，線量計の校正費用を考えると，今回のセミナーは費用対効果に優れており，なにより自分で作成したという達成感がとても心地よいものでした．この線量計を自施設での測定に活用したいと思います．

文末にはなりますが，簡易線量計作成セミナーを主催いただいた，首都大学東京の小倉先生，計測部会長の加藤先生，計測部会役員の皆様に感謝を述べさせていただきたいと思います．ありがとうございました．



簡易線量計の内部



講師の先生方

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^{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	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．部会セミナーの開催

〈入会方法〉

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

郵送の場合，年会費は指定の郵便振替口座へ振り込んで下さい．

また、学会ホームページからも簡単に入会申し込みができます．

下記 URL にて受付けています．

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

〈入会申込書送付先〉

〒600-8107　京都市下京区五条通新町東入東錺屋町 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

いよいよ今年度夏より，以前からご案内しておりました「簡易線量計作成セミナー」が北海道を皮切りにスタートしました．沖縄など全国からの参加者が集まり，学生以来？となる半田ごての作業で悪戦苦闘でしたが，自作の線量計が完成すると，参加のみなさんは 2 日間の苦労も忘れて，笑顔とガッツポーズでセミナーを終えることができました．2015 年 6 月に医療被ばく情報ネットワーク（J-RIME）より，診断参考レベル（DRLs2015）が公表され，現在我々は医療被ばくを考慮した放射線業務と，最適化を目指し管理することが必要不可欠となっております．DRL と自施設の線量値を比較する上で線量計は必要でありますが，困った！という施設におきましては，ぜひ活用をしていただきたいセミナーと思っております．ぜひ，計測部会 HP でチェックしてみてください．

今回の秋季大会（大宮）計測部会では「DRLs を検証するための一手段」をテーマに，各モダリティでの線量評価について行います．ご期待ください．

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　　加藤　洋　　首都大学東京

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

計測部会誌　Vol.24, No.2,（通巻 48）

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　　2016 年 10 月 1 日

発行者　　公益社団法人　日本放射線技術学会　計測部会
部会長　加藤　洋