

## LATITUDE 40N

2017年  
8月22日

通巻65

●発行／(公社)秋田県診療放射線技師会 〒010-1106 秋田市太平山谷字中山谷247-32 TEL・FAX(018)838-3231  
 ●発行責任者／豊嶋 英仁 ホームページ <http://www.aart.jp> AART E-mail: [akita@aart.jp](mailto:akita@aart.jp)



## 巻頭言

## 2017夏 巨視ベクトル

(公社)秋田県診療放射線技師会 会長 豊嶋 英仁

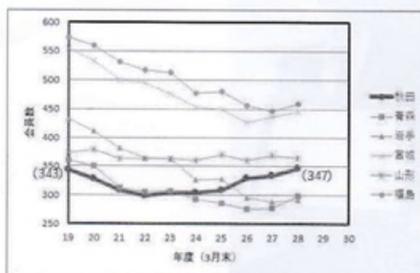
早いもので2017年も半年が過ぎました。この半年間では本会として、業務拡大に伴う統一講習会、第77回定時社員総会・学術大会・学術講演会をはじめとして多くの事業を開催してまいりました。会員の皆様には、日頃より本会の運営には多大なるご協力とご支援をいただき厚く御礼を申し上げます。

会長を拝命し早1年が過ぎました。全国会長会議や東北地域会長会議に参加する中で、本会の特徴が少しずつ判ってきました。配布された資料をグラフ化してみると、会員動向は、一時期の会員離れした時点から会員数の増加傾向が顕著に見られました。組織率は、平成26年度に厚生労働省が調査した診療放射線技師数に対する会員数の割合を組織率として表しますと、当県の組織率は81%であり、東北地域ではナンバーワン、全国的に見てもトップクラスでした。年齢構成は、秋田県の会員年齢層はほぼ均等な構成になっていました。以上より、本会の会員構

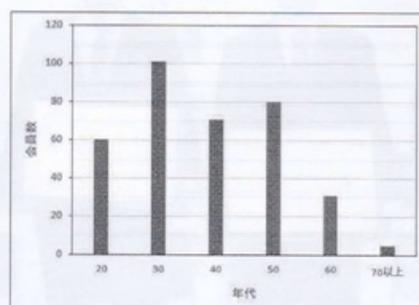
成は、好ましい状態(巨視ベクトル)であることが判りました。本会の活動方針は、地域の内情に沿うだけではなく、日本診療放射線技師会や関連学術団体の方向性を鑑みて決まっています。会員の皆様の期待感が高揚していくよう、事業を展開することが重要と考えております。

一方、公益社団法人を運営するにあたり、理事の業務負担が大きいことが判ってきました。公益法人インフォメーション処理、財務処理および法人監査に向けた資料整備等があげられます。そこで、今年度の理事会テーマを“業務の分散化”とし、負担軽減と運営課題の整理に取り組むことにしました。

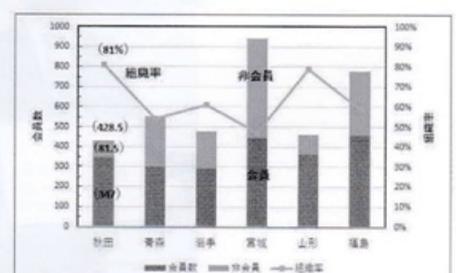
診療放射線技師の発展は、多くの会員の意識の向上と事業への参加ならびに協力無しには成し得ないものと思っています。後期事業の実施にあたり、会員皆様のご理解とご協力を賜りますようお願い申し上げます。



会員数動向



会員年齢層 (秋田県, H28年度)



組織率 (会員数 H29.3.31/登録放射線技師数 H26.10.1)

会員数動向および組織率は、第78回 (公社) 日本診療放射線技師会定時総会から引用。

# 功労賞の表彰

[表彰]

佐々木 肇 様      佐藤 郁 様  
千葉 大志 様      篠原 俊晴 様



## 功労賞を受賞して

市立大森病院 佐々木 肇

このたびは、栄えある功労賞を授かりまして誠にありがとうございます。

この賞を頂くにあたりまして、会員の皆様、理事の皆様のご協力とお力添えに、深く感謝と御礼を申し上げます。また理事会の出席にご協力をいただいた市立大森病院のスタッフに感謝申し上げます。

平成12年から県南支部の理事をさせていただき、平成24年からは県理事もさせていただいて現在に至っております。最初のうちは右も左もわからず、何をやるにしても先輩理事よりご指導をいただき見よう見まねでなんとかここまでやってこれました。

情報委員として現在使用しているホーム

ページを作成させていただき、作成時は頭を悩ましておりましたが何とかそれなりの形となり、今では公益社団法人秋田県診療放射線技師会を全国にお披露目できていることをとてもうれしく思っております。

現在、情報委員長としてホームページの管理と更新作業、技師会のデータベースの管理等を行わせていただいておりますが、今後も微力ながらも少し技師会のためにお手伝いできればと思っております。

最後に公益社団法人秋田県診療放射線技師会のさらなる発展を祈念しましてお礼の言葉とさせていただきます。



## 功労賞の表彰



### 学術功労賞をいただいて

秋田県立脳血管研究センター 佐藤 郁

この度は、公益社団法人秋田県診療放射線技師会 学術功労賞を頂き心よりお礼申し上げます。今回の受賞に関しては、まだまだ賞を頂ける実力・実績がなく戸惑いを感じています。

昨年で入職約20年になりましたが、自分の取り組みを考えてみますとちょうど10年ごとの前半と後半に分けられるような気がしています。前半10年は、とにかく臨床の検査業務を一人で対応できることが目標でした。入職時において新規採用が10年以上なく、一番年齢の近い先輩は10歳以上離れているという状況でした。先輩方が、様々なモダリティーを使いこなし検査に対応されている姿は、まさに神!!。「先輩方の様になるには何年かかるか? 一体どうなっているの?」と途方に暮れた記憶があります。夜間・休日の急患対応においては、担当一名でCT検査、血管撮影検査、稀にある脳血流SPECT検査、血管撮影室での血栓溶解療法などの検査や治療への対応が求められていました。施設にある全モダリティーを自分ひとりで出来るようにならねばと奮闘していました。落ち着いて急患対応ができるまで、やはり10年ぐらひは時間が必要だったような気がします。(更に急患に必要なとされるモダリティーや画像の種類が増え、今後も訓練の日々が続きそうです。)

一方、学会発表・研究は、自分でテーマを見つけ出し積極的に研究に取り組むというよりは、忙しい日常業務のなかデータをまと

め研究活動を行っている先輩方の姿を目にして、「そういうものなのだ。先輩の皆さんと同じようにやるものだ。」と明確な目標は特になしで状況に流されるようなかたちでのスタートでした。本当に何も分からない状態でしたので、豊嶋技師会長には、人生初の学術発表となった秋田県技師会での研究発表をゼロから指導して頂きました。当時教えて頂いたことは昨日のように覚えていて、今でもデータまとめ・スライド作成においてポイントとなっています。(余談ですが、当時は暗室で青焼スライドを自作するものでした。)どちらかという受け身な状況で始まった学会発表・研究の取り組みで、しばらくは先輩の指導に頼りきりでした。自分の力でテーマを決め発表できるようになることが後半10年の目標となり、とにかく長く続けることが大事と年に一度は全国規模の学会での発表を行い10年間続けることを考えました。今年がちょうど10年目であり、なんとか発表も途切れることなく出来ました。未だに不慣れなプレゼンですが、発表に際してコメント・ご指導頂ける皆さまには大変感謝しております。

まだまだ先輩や同僚、会員の皆さまに指導して頂いている状態で一人前となっていない状況ですが、皆様に認めて頂き賞に値するよう今後も取り組みを続けていきたいと思えます。今後ともどうぞよろしく願いいたします。

## 功労賞の表彰



## 奨励賞の受賞

市立角館総合病院 千葉大志

この度奨励賞という大変栄誉ある表彰を頂きましたことを大変感謝申し上げます。私自身大きなことをしたわけではありませんので恐縮しております。個人的に30歳を迎え、節目の年を感じております。また当院は今年新築移転を行い装置の多くが一新されました。古い病院の時は年代物の装置が連なり、フィルム・紙カルテ運用で一般撮影装置は30年・MRI装置も20年選手のものが活躍し、その他の装置も軒並み古い状態でした。そのような状況でもできることがあると思い、一つ一つの基本を大事にして様々な検討を重ねてきました。いわばこのタイミングで表彰を頂けたという事は、「装置が古くてもできることがある」というのを認めて頂けたのではないかと思います感無量です。

「新しい装置じゃないとできない」「古いからしょうがない」というのを聞くと「本当にできないのか」という思いが沸き起こってきます。いわば職人魂とでもいいでしょうか。様々な勉強会に足繁く通い、成書を読み漁り、実験を重ね、満足いく画像が完成した時は達成感に包まれます。よくゲームでロールプレイングゲーム：RPGがありますが、その感覚は近いものがあります(不謹慎かもしれませんが)。伝わるでしょうか？(笑)最初はレベルが1からスタートします。様々な敵との対戦を経験し、負けた

時は、仲間を増やし、アイテムを買い、情報を集めます。勝ってレベルが上がると魔法や技などを習得するでしょう。自分がどんどん強くなっていくのがわかります。置き換えてみてください。工夫を重ねできる検査が増えていく姿を。

蛇足ではありますが最近になって感じたことが2つあります。1つは「これまで多くの出会いがあり、教えがあり、助けがあつてこそ今がある」です。年齢関係無く教えあい高め合っていくことは相乗効果が働きます。あつというまの人生で、支えあうことを拒んでは良いことはありません。もう1つは「基礎は万事に通じる」ということです。意外なほどに古い装置で行ってきたことは新しい装置でも応用できることばかりです。これを見ている古い装置で頑張っている方は是非諦めずに検討を重ねてほしいと思います。

冒頭で「私自身大きなことをしたわけではありません」と書きました。ですが奨励賞を頂いた限りは、賞の名に恥じない姿を目指そうと思います。新しい装置の元で、“レベル1から”再度評価されるよう今後も邁進していきます。皆様方にはご迷惑をお掛け致しますが、今後とも何卒ご指導ご鞭撻のほどよろしくお願い申し上げます。

## 功労賞の表彰



### 奨励賞表彰を受けて

秋田大学医学部附属病院 篠原俊晴

この度は平成29年度秋田県診療放射線技師会奨励賞をいただきまして、誠にありがとうございます。職場の諸先輩・後輩をはじめ、院外の方々にも多大な指導を受けたことにより受賞ができました。心より御礼を申し上げます。自分にとって“技師同士のつながり”は自身のスキルアップには欠かすことができない事柄と考えております。今回の受賞につながったこのような恵まれた指導環境があったのも秋田県診療放射線技師会への参加が一因であり、会員で良かったと感じております。

振り返りますと入職当初の自分は日々の業務をこなすことで精いっぱいでした。研究や発表には無縁であり、そのような場は苦手な人間でした。この考えが変化したのは院内外の先輩方の熱心な指導と発表する姿にありました。熱心に活動する先輩方の姿は、見ている者の考えを変えていく要因になりえることを自身が体験してきました。今後は自分がこのような姿勢を見せていく立場となり一層気を引き締めなければならないと感じております。また優秀な後輩の出現による危機感も自身の考えを変えた要因の一つでありました。毎年優秀な人材が入職して

くるかと思いますが、その危機感を逆に良い刺激としてとらえ今後の自身の成長につなげていきたいと考えております。

本年の秋田県診療放射線技師学術大会において“出る杭は打たれる 出ない釘は腐る”とのお話がありました。世の中に出ないで腐るよりは全力で飛び出して全力で打たれたほうがよいという、とても共感できる言葉でありました。しかし全力で飛び出すにはそれなりの準備が必要となります。そのためにはまず”気になることはやってみる”ことではないでしょうか。悩むよりまず行動し、その結果に対してまた悩む。それを繰り返すことで効率は悪いのですが研究・発表につながっていきます。何かしたいと考えている会員の皆様も思い切って研究・発表に向けて行動なさってはいかがでしょうか。そして出る杭として思いっきり打たれてみませんか？それが自分自身を成長させる第一歩になると思います。

最期になりますが、これからも本会の発展に微力ながら協力してまいりたいと思います。今後とも皆様方のより一層のご指導ご鞭撻を賜りますようお願い申し上げます。

# 定時社員総会及び特別講演に参加して

市立田沢湖病院 齊藤 龍 晴

朝、車で出発するも県内は雨雲が広がり、小雨の中、ワイパーを作動させ保健センターに向かった。当日午前は同施設でフレッシューズセミナーや放射線安全管理セミナーが行われ、昼食をはさみ総会に参加する会員もいた。私は管理セミナーに参加していたため、総会の準備は他の理事がほとんど行ってくれていた。昼頃になると心配された雨は上がり、市内で行われた「食と芸能の祭典2017」も活気づいていた。会場には会員が集まり、定時に総会に先立ち表彰式が行われた。当会の発展に顕著な功績のあった4名の会員が表彰された。特に若い会員が表彰される姿を目にし、その頼もしさに期待感を感じた。今後も他の会員を引っ張っていただきたき、当会に寄与していただきたい。

総会が始まり私には、気がかりな事があった。資格審査委員として出席者数・委任状数による、総会の成立・不成立の事であった。ともあれギリギリの数ではあったが「総会が成立する」に至るとの報告ができて安堵したが、担当理事としてヒヤヒヤものであった。

総ての議案は三浦・小林両議長の進行でほぼ



予定通りに報告と承認がなされ採決された。

特別講演は「診療放射線技師の未来を考えよう」と題して、放射線医学総合研究所の奥田保男先生のお話を頂いた。半年前にIT・マネジメント研修会(脳研センター)で奥田先生の講演を受講していたので、今回はどのようなお話かと興味深く聞き入った。

我々診療放射線技師の業務がこの先も継続されていくものであろうか?というものである。現在、我々の業務(診療放射線技師業務)に柔道整復師(接骨院)や歯科衛生士・看護師、更には臨床工学技士が入り込んでこようとしている。でも、このような職域の縄張り争いは今始まった問題ではない。ただ日進月歩の勢いで開発がされているのは、医療に限ったものではない。すべての分野で発展がなされ、機械・機器が高精度化されている。特にAI(人工知能)が組み入れられた機械が、我々の業務を行ってしまうことが近い将来起きるかもしれないのである。医者が行う診断さえ機械が行う、そんな事はSF映画の世界だけと思っていたが、現実になるのかもしれない。我々はこれから何をすれば良いのか先生に問われてしまった。

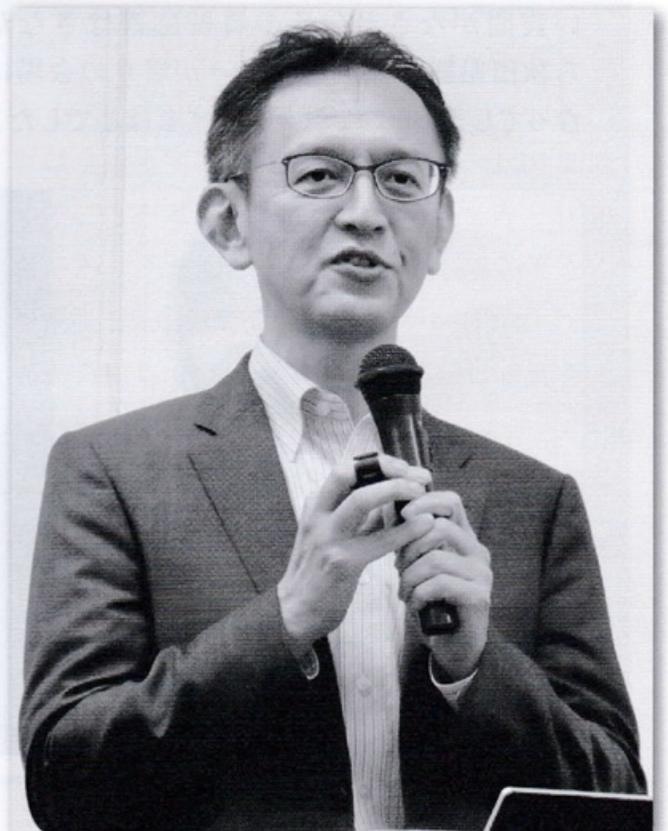
きれいな画像になるように撮影したり、きれいな画像を作ったりするのが我々の本分であると考えている会員もいるだろう。しかし実際には、患者さんの状況に配慮して撮影・検査し、被ばく線量も考慮しなければならない。さらに作られた画像の、その後の事も考える必要があるようだ。情報社会の昨今、毎日莫大な情報が世界規模で作られている。その半分が日本国内で作られ、その大部分を我々が関係する医療画像情報が占めるといふ。情報は標準化されないとはいえないという。標準とならなければ共有がなされないため価値が低減する。俗に言う利用価値のあるビッグデータとはいえなくなるようだ。また医療画像の標準化のみに押し固まると、今度は個性や発展の妨げにもなるという。弊害があることも頭の片隅において置きたい。

本日の講演で、我々は意識を高く持ち、モチベーションを継続させ、個々の組織・地域での活躍が大切であろうと感じさせられた。そのためには「楽はするな。」とのことであった。

余談ではあるがこの土・日、「食と芸能の祭典



2017」が行われた。主な会場となったのは広小路・アゴラ広場・エリアなかいち・AUなどであった。当会の総会は当初AUで予約されていたものであったが、祭典主催者からの依頼で使用の権利を譲った経緯があった。山車を押し引きした若者、半被姿で歓声をあげる参加者。各地域の名産品に舌づつみをうっている大勢の見物客を眺めながら私は思った。「祭りを楽しんでいる方々、実は祭典会場確保のため、診療放射線技師会が協力したんだよー。」「では、俺もこれから楽しむぞー。」情報交換会が行われるホテルメトロポリタンへと向かう私の歩幅が大きくなった。



平成29年度

## 学術大会・学術講演会報告

市立秋田総合病院 石塚康裕

平成29年5月27日(土)、28日(日)の2日間、平成29年度(公社)秋田県診療放射線技師会学術大会並びに学術講演会が開催されました。

昨年は「ABSまつり」と被りながらもにぎわい交流館AUで開催された県技師会でしたが、今年は「これが秋田だ! 食と芸能大祭典」と被り、場所を秋田県総合保健センターへと変えての開催となりました。

周辺の道路が通行止めとなっている中で、祭りに目もくれず多くの会員が集まった学術大会は、特別講演後に11題、翌日に16題と2日間にわたって計27題の演題となりました。

学術大会はプロジェクターの不調により、いきなり30分押して始まるという波乱な幕開けでしたが、各セッションとも外の祭りに負けない熱い演題ばかりであり、また質問者からもさらに熱気を高めるような鋭い質問がなされ、その質疑応答はさながら秋田県総合保健センターが祭りの会場になってしまったのではと錯覚するほどでした。

学術大会終了後には第一三共株式会社と共催のランチョンセミナーがあり、造影剤「ビジパーク」に関する情報提供が行われました。

学術講演会では、日本放射線カウンセリング学会会長の三樹陽子先生より、「どうして被ばく相談にカウンセリングが必要なのか」と題してご講演頂きました。先生は、事例をまじえて、傾聴の意義からカウンセリングの必要性まで、わかりやすくご講演くださいました。11月には、日本放射線カウンセリング学会が来秋のご予定ということで、非常に楽しみにしております。

来年は何の祭りかと被るかわかりませんが、たとえどのような祭りだろうと、それ以上に熱いものを見せてくれるのが秋田県診療放射線技師会の学術大会だと確信できる2日間だったと思います。



# 放射線安全管理委員会 報告書

## はじめに

近年、医療の高度化に伴う多様化・複雑化と同時に、安全性が求められる時代となっています。医療現場においては、CTによる局所線量増加や発がんリスク上昇の可能性、妊婦への放射線検査による不必要な堕胎、核医学・放射線治療による過剰投与・過小照射事故などが様々なメディアに取り上げられ、さらには2011年の福島原発事故を契機として、被ばくについて国民の関心が高まっているのではないのでしょうか。また、平成22年4月30日付厚生労働省医政局長通知「医療スタッフの協働・連携によるチーム医療の推進」には放射線検査等に関する説明・相談が現行制度の下で実施する業務として挙げられています。医療放射線の最適化はもちろん、被ばく線量等の情報開示、インフォームドコンセントのスキル向上が診療放射線技師に求められます。

そのような背景のもと、2015年6月、J-RIMEから本邦初の診断参考レベル(Japan DRLs 2015)が公開されました。放射線診療の最適化を担う我々にとって、有用なツールとなります。また、診断参考レベルとの対比をするためには、自施設の線量を把握する事が重要な足掛かりとなります。秋田県診療放射線技師会放射線安全管理委員会では、活動方針として県内の医療機関における医療被ばく低減施設取得と定め、モダリティの被ばく線量の実態調査、線量推計PCソフトによるハンズオンを含めた線量評価セミナー、被ばく相談対応を目的とした傾聴スキルのグループワーク等の活動を行っています。以下、セミナー開催実績を示します。

平成26年 9月6日 第1回放射線安全管理セミナー

『管理士の現状と取り組み』 参加者21名

平成27年5月27日 第2回放射線安全管理セミナー

『PCXMCを使用した一般撮影系の被ばく線量評価』 参加者26名

平成27年9月19日 第3回放射線安全管理セミナー

『PCXMCを使用した透視系の被ばく線量評価』 参加者30名

平成28年5月21日 第4回放射線安全管理セミナー

『ImPACT、WAZA-ARIを用いたCTの被ばく線量評価』 参加者35名

平成28年 9月3日 第5回放射線安全管理セミナー

『被ばく相談に対応するための傾聴技法を用いたグループワーク』 参加者23名

本報告書は、県内の医療施設の被ばく線量を集約したのですが、残念ながら全施設を網羅したものではありません。また、最適化の動機付けとして線量計あるいは推計PCソフトについても触れています。All Akitaで最適化に取り組むために、“自施設の被ばく線量”を知る事は重要です。各医療施設の更なる御協力を願うとともに、本報告書を御一読いただき、参考にしていただけますと幸いです。

## 目次

- 1)一般撮影 市立角館総合病院 千葉大志
- 2)一般透視 市立横手病院 法花堂学
- 3)CT (頭部) 市立秋田総合病院 工藤和也
- 4)CT (成人胸部・成人腹部) かつの厚生病院 湯瀬直樹
- 5)CT (小児頭部・小児腹部) かつの厚生病院 湯瀬直樹
- 6)線量計(電離箱、半導体) 秋田厚生医療センター 佐藤均
- 7)被ばく線量推計ソフト(PCXMC、SDEC、EPD) 大曲厚生医療センター 小林林太郎
- 8)被ばく線量推計ソフト(ImPACT) 大館市立総合病院 石田一彦

# 一般撮影 (General Radiography)

市立角館総合病院 千葉大志 (Taishi Chiba)

【調査概要】秋田県内の被ばく低減施設認定の取得推進のため、一般撮影系におけるPC線量算定ソフトの使用方法の啓蒙と被ばく線量評価を行なった。あらかじめ作成・規定したマニュアルに基づき、撮影条件から入射表面線量を算定・集計し、傾向を分析した。対象を県内施設の線量算定ソフトを用いて算出された一般撮影系の入射表面線量データ (JARTガイドライン2006に準ずる (マンモグラフィを除く) 27部位) とした。使用ソフトは茨城県放射線技師会配布の線量算定ソフト (EPD) を用いた。分析内容は以下の5点である。(1)一般撮影系の入射表面線量とJARTガイドライン2006との対比、(2)一般撮影系の入射表面線量と診断参考レベル (Diagnostic Reference Level : DRL) との対比、(3)JARTガイドラインの1/3値・DRLの1/3値との比較、(4)受光系による違い (CR, FPD)、(5)撮影パラメータのばらつきの特徴的傾向 (地域差・施設依存性) 尚、本報告内ではDRLを上回る値を線量過多、25パーセンタイル値を下回る値を線量過小と一時的に定義し分析を行った。調査時期は平成26年9月～平成27年9月、協力施設は本調査に同意が得られた秋田県内の18施設で、アンケートをPCメールで送付し、回収した。

【線量指標について】調査に用いる平均体格：調査に用いたEPDでは体厚と、FFDを入力後FSDが自動算出される。撮影時の照射野サイズの入力値をtable 1の値で統一した。

【診断参考レベル (DRL2015) との対比】全体の内、胸椎・腹部正面・足関節・マルチウス・グースマンにおいてDRLsの値を越えた。またDRRとの比較でも大きく下回る値が股関節正面・グースマンで見られた。

No.	検査部位	X (cm)	Y (cm)
1	胸部	25.2	30.3
2	胸部	25.2	30.3
3	胸部	25.2	30.3
4	胸部	25.2	30.3
5	胸部	35.4	43.0
6	胸部	35.4	43.0
7	胸部	35.4	35.4
8	胸部	35.4	35.4
9	胸部	35.4	43.0
10	膝	25.2	30.3
11	膝	25.2	30.3
12	骨盤	43.0	35.4
13	股関節	43.0	35.4
14	大腿部	35.4	43.0
15	膝関節	25.2	30.3
16	足関節	25.2	25.2
17	手関節	12.6	30.3
18	手関節	25.2	25.2
19	Guthman	35.4	43.0
20	Maritus	35.4	43.0
21	0線胸部	20.1	25.2
22	3線胸部	25.2	30.3
23	5線胸部	25.2	30.3
24	0線胸部	20.1	25.2
25	3線胸部	25.2	30.3
26	5線胸部	25.2	30.3
27	関節股関節	25.2	30.3

Table.1 EPDの使用における照射野の統一データ

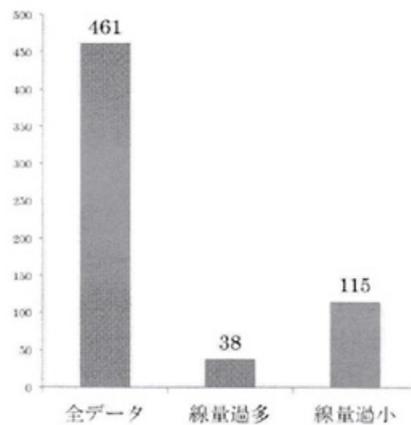


Fig.1 全データ数に対する線量過多/線量過小の数

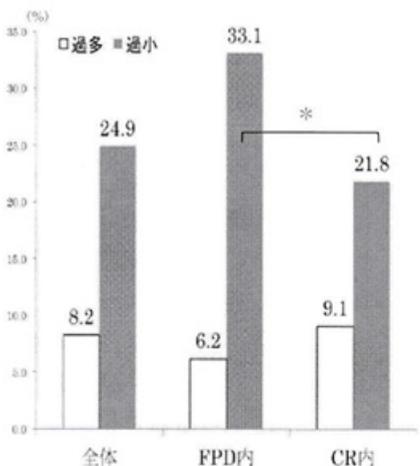


Fig.2 FPDとCRでの線量過多/線量過小の割合

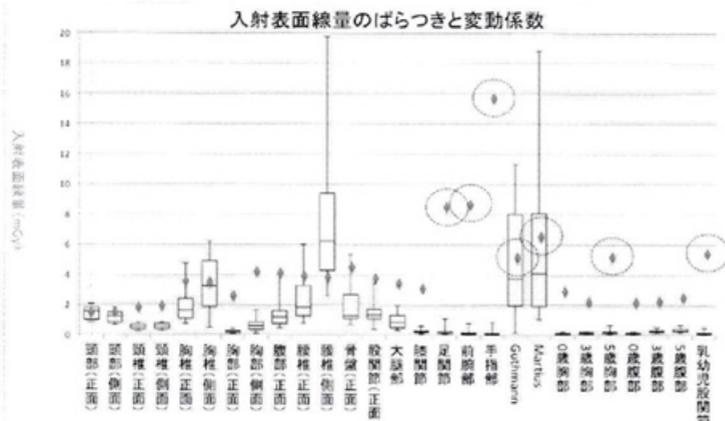


Fig.3 入射表面線量のばらつきと変動係数の関係

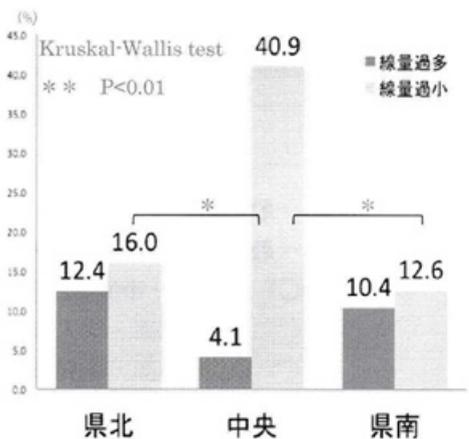


Fig.4 各地域における線量過多/線量過小の割合の平均

全データ数と全データ数に対する線量過多/線量過小の割合は線量過小の方が多かったが、概ね適正であった(Fig.1)。DRL2015の値がFPDとCRの値を内包するため、FPDとCRそれぞれの線量過多/線量過小の割合を示す(Fig.2)。FPDとCRを比べると有意にFPDで線量過小が多い傾向であった。これはFPDがCRの2倍以上の量子検出効率を有する1)2)事から生じるミスマッチであり、今後DRLの改定により大きく変動する箇所と思われる。

【施設間のパラメータ比較】各施設での入射表面線量は変動係数を算出し比較した。変動係数とは標準偏差を平均で割った値であり、相対的なばらつきを表すが、四肢や体厚の厚いマルチウス・グースマン、小児(5歳胸部、乳幼児股関節)でばらつきが大きかった(Fig.3)。秋田県内での各地域におけるFPDの普及率を示す(Table.2)。地域差をFPD保有率から観察すると県北地域で普及が進んでいる印象を受ける。しかし、各地域での線量過多と線量過小の割合の平均を算出すると中央地域は有意に線量過小であった(Fig.4)。さらに地域毎にFPDを保有する施設と保有していない施設にデータを分け分析したところ、有意に線量過多である地域は無かった(Fig.5)。FPDを保有している施設間では有意差は出なかったがFPDを保有していない施設においては県北地域と比べ中央地域で有意に線量過小であった。また、施設間の差をみるため全体の入射表面線量から算出した変動係数と技師の施設間移動がある施設のみに限定し算出した変動係数を比較したところ有意な差は見られなかった(Fig.6)。これは撮影線量が技師に依存せず、施設の方針に依存する傾向があると言える。

地域	全体	県北	中央	県南
保有率(%)	38.9	50	42.9	20

Table.2 集計データ内における地域別FPD保有率

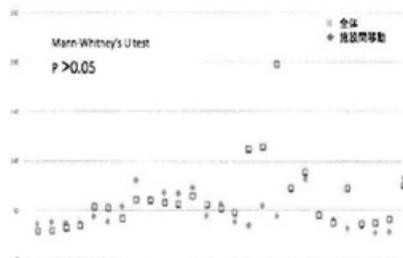


Fig.6 全体と施設間移動のある施設との変動係数の比較

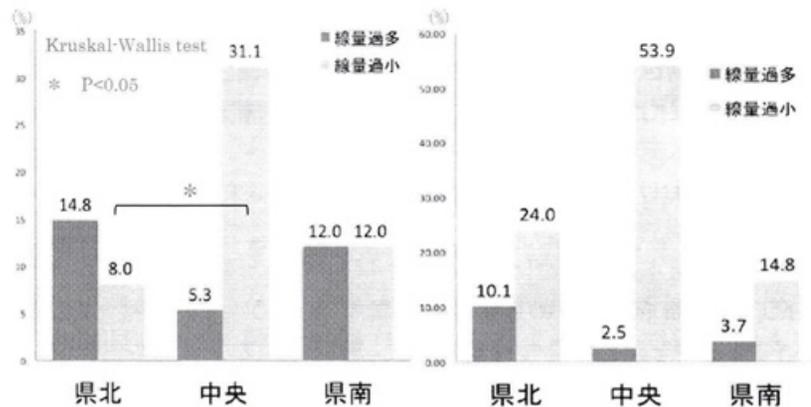


Fig.5 各地域における線量過多/線量過小の割合の平均  
左：FPD非保有施設 右：FPD保有施設

【最適化に向けた提言】診断参考レベルは撮影線量の制限値ではなく参考値であり、施設の撮影線量は各々の臨床現場でのエビデンスが存在するため一概に論ずることはできないが、各施設において、撮影条件の再検討の機会にはなりうる。全国的な線量分布を確認し、今一度自施設のエビデンスの洗い直しをすることは重要である。また、他の施設と比べ自施設がどこに位置するか相対的に確認することにより被ばく相談への利用を考慮することができる。また、線量算定ソフトを用いることにより撮影線量を定期的にフォローアップする際の敷居が低くなるのではないかと考える。継続的に管理することで、“施設の診断参考レベル”において診断参考レンジを狭めることにもつながる。施設依存となる傾向も述べたが、全国的に職場改善の風土はまだ不十分である報告もある4)。適正化を進める上で施設一丸となって風土を作り上げる必要もあり、管理者の一つの課題ともいえる。

【さいごに】今回の調査は限定した施設数にて行われ、且つ線量算定ソフトを用いて行われた。撮影線量の把握において実測に勝るものは無いが、施設条件として困難な場合も存在するため、是非この機会に線量算定ソフトを用いて本調査で得られたデータと自施設のデータを比較して頂きたい。また、平成26年度よりJARTが認定する被ばく低減施設認定の認定要件が緩和され、実測ではなく線量算定ソフトの使用が認められた。ぜひ各施設において自施設のデータを算定し認定施設取得へのきっかけとなれば幸いである。

#### 【参考文献・図書】

- 1) デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究 岸本健治 他 日放技学誌67(11),1381-1397
- 2) X線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)による線量評価 浅田 恭生 他 日放技学誌69(4),371-379
- 3) デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究 岸本健治 他 日放技学誌67(11),1381-1397
- 4) 放射線業務における安全管理の実態調査 天内 廣 他 日放技学誌63(1),62-68

## 一般透視 (General Fluoroscopy)

市立横手病院 法花堂学 (Manabu Hokkedo)

【調査概要】 一般透視撮影装置を用いる検査は多種多様である。なかでも健康人を対象とする事が多い上部消化管検査では、撮影はもちろん透視による被ばくも加わるため、受診者の被ばくは一般撮影系に比べて非常に多いと推察する。我々には防護の最適化への取り組みはもちろんであるが、受診者の被ばくへの不安に対し、データの裏付けをもって応える責務もある。したがって被ばく線量の評価が求められる。当委員会では2015年に県内における上部消化管検査の現状調査を行った。協力施設は8施設(県北:3、中央:2、県南:3)である。尚、同年9月に開催した放射線安全管理セミナーでPCXMCを用いた実習と、本調査の結果報告を行っている。

【線量指標について】 撮影:入射表面線量(mGy)、透視:入射表面線量率(mGy/min)

【被ばく低減指標】

DRL2015では一般透視が記載されなかったため、現在はJARTガイドライン2016が適用されている。上部消化管撮影(直接撮影)は、撮影:30mGy、透視:70mGy、Total:100mGyである。

【方法】

日本消化器がん検診学会の新・胃X線撮影法ガイドライン改訂版に準じ、撮影は16体位、総透視時間は6分(1体位22・5秒)とした。日本人平均男性体型(171cm/63kg)の上部消化管撮影における各撮影体位(食道、背臥位正面、背臥位第1射位、背臥位第2射位、右側臥位、圧迫)の透視・撮影パラメータを収集し、被ばく線量推計ソフト(PCXMC)を用いて、入射表面線量、組織・臓器吸収線量を求めた。

【調査結果】

各施設における使用装置の詳細をTable.1に示す。約80%がOvertube方式を採用し、背臥位正面体位による透視・撮影管電圧はおおよそ80~99kV、透視モードは連続透視を使用する装置が45%であった。また、入射表面線量率はII-DR群が平均12.1mGy/min、FPD群が平均7.4mGy/minで有意な差を認めた(Fig.1)。

各施設の1検査当たりの入射表面線量をFig.2に示す。透視と撮影の線量比は平均3.54だった。JARTガイドライン2006を超える施設は5装置で、透視パルスレートや付加フィルタ、インチサイズ等適切な選択を検討する必要がある。X線受像系の違いでは、II-DR群がFPD群より優位に線量が高かった。

各施設の1体位当たりの入射表面線量の平均値をFig.3に示す。高い順に、右側臥位、圧迫、臥位(正面・1斜位・2斜位)、食道であった。特に側面体位、圧迫撮影時の不必要な長時間の透視は、被ばく線量の著明な増加を招くため注意が必要である。

放射線防護の目安量(個人のリスク評価には用いない)として、また、モダリティ間の比較、自然放射線との対比において、臓器線量を全身について評価し直した実効線量が用いられる。1検査当たりの実効線量は最大8.64mSv、最小1.37mSv、平均5.37mSvだった(Table.2)。上部消化管撮影1検査あたりの実効線量について、UNSCEAR2000年報告書には本邦の実効線量は3.33mSvと記載されているが、これは透視による線量は考慮しておらず、撮影のみの値である。現実には1検査当たりの被ばく線量は透視によるものが多くを占めるため、過小評価されていると考える。参考までに、低線量肺がん検診CTの平均実効線量は1.6 mSv [男性]、2.4 mSv [女性]とされている。(AJR 2011;197:1165-9)。

【線量データの活用】

X線によるがん発症のリスクや胎児への組織反応の評価では、各組織・臓器が個別に受けた組織・臓器吸収線量(=等価線量)による評価を用いる。Table.3に1検査当たりの組織・臓器線量の平均値を示す。放射線誘発がんの死亡リスクの評価において、各臓器の名目致死確率係数が用いられる。たとえば放射線誘発胃がんであれば、胃の名目致死確率係数1.1%/Svに $20.29 \times 10^{-3}$ Sv(胃の等価線量)を掛け合わせた0.023(%)となる。これは全がんの死亡率、約25%に対し、25.023%と極めてわずかな発がん率上昇である事を意味する。また、X線検査後に妊娠が発覚した場合の胎児への影響評価では、子宮の吸収線量は0.87mGyであるため、胎児の組織反応の最も低いレベル(胎児の形態異常等)のしきい値100mGyには大きく及ばず、妊娠中絶の必要がない事を説明できる。しかし女性の場合、下垂胃が多いため、通常胃、下垂胃それぞれについて1検査当たりの子宮の臓器線量を比較した。撮影・透視条件は安全側に考えて入射表面線量が最も高い施設データ(施設E)を用いたが、下垂胃においても子宮の吸収線量は31mGyでしきい値を下回っていた(Table.4)。

装置形式	インバータ	13	透視管電圧 (背臥位正面)	70-79kV	1
				80-89kV	7
受像系	II-DR	5	撮影管電圧 (背臥位正面)	90-99kV	4
	FPD	8		100kV~	1
受像面サイズ	9inch	7	透視モード	80-89kV	9
	12inch	1		90-99kV	4
	9/12inch	5		連続	6
X線管球位置	Overtube	11	総ろ過(透視)	15pps	6
	Uudertube	2		7.5pps	1
SID	123cm	1		Al2.5 mm	Al2.5mm+
	120cm	1	Cu0.1 mm		3
	118cm	1	Al2.5mm+		1
	114cm	1	Ta0.03 mm		
	110cm	7			
	100cm	2			

Table.1 各施設の使用装置詳細

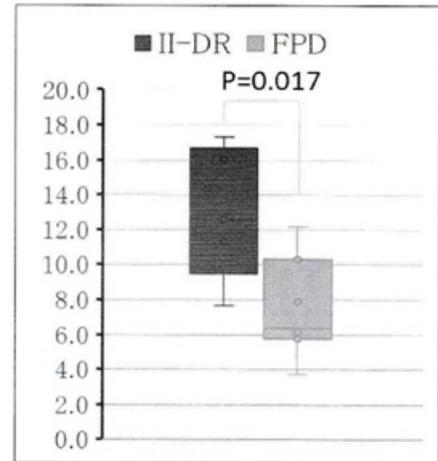


Fig.1 入射表面線量率の受像系による違い

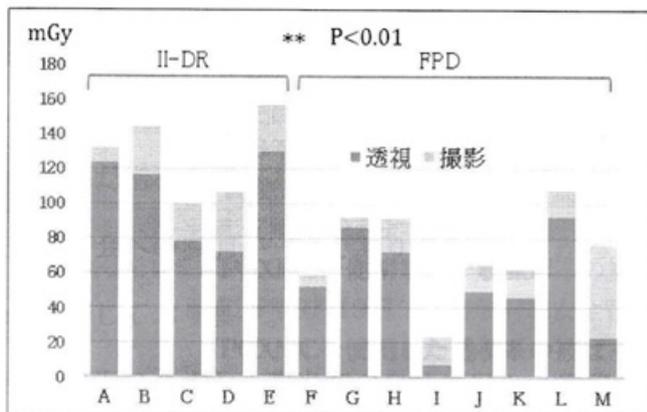


Fig.2 1検査当たりの入射表面線量(mGy)

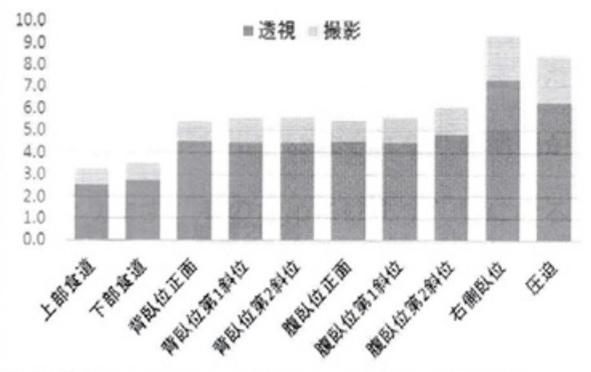


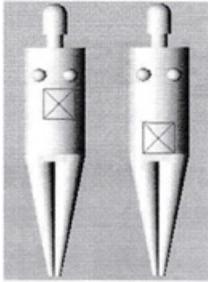
Fig3. 1体位当たりの入射表面線量の平均値(mGy)

装置	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	平均
受像系	II-DR						FPD							
透視	5.95	6.90	3.80	4.79	5.03	3.05	5.21	3.06	0.41	2.30	4.10	5.85	1.28	4.19
撮影	0.42	1.74	0.92	2.18	1.00	0.41	0.40	0.90	0.96	1.02	1.39	0.90	2.27	1.18
計	6.37	8.64	4.71	6.97	6.03	3.46	5.61	3.96	1.37	3.32	5.50	6.76	3.55	5.37

Table.2 各装置の1検査当たりの実効線量

胃	胆嚢	脾臓	腎臓	膵臓	副腎	肝臓	リンパ節	小腸
20.29	18.66	15.17	14.19	13.63	12.21	9.58	6.86	5.79
結腸	心臓	食道	骨格	肺	筋組織	骨髄	胸腺	乳腺
5.56	5.05	4.26	4.19	3.58	3.18	3.08	2.15	2.05
甲状腺	卵巣	子宮	膀胱	前立腺	唾液腺	精巣	脳	
1.05	0.99	0.87	0.22	0.08	0.03	0.01	0.00	

Table.3 1検査当たりの組織・臓器吸収線量の平均値(mGy)



	入射表面線量	子宮		卵巣	
		通常胃	下垂胃	通常胃	下垂胃
透視	130	0.64	25.62	0.72	15.87
撮影	27	0.14	5.54	0.15	3.34
計	157	0.78	31.17	0.88	19.21

Table.4 通常胃と下垂胃における臓器吸収線量の違い(mGy) 施設Eのデータを使用

【被ばく管理に向けて】

PCXMCは入射面の空気カーマ、組織・臓器線量が容易に推計可能な点で有用である。しかし、その使用においては装置の撮影条件をベースとするため、装置が適正に管理がされている事が前提となる。また、ソフトの実行画面には“mAsによる入力はずしも正確ではない場合がある”と記載されている。推計値はあくまで大まかな値である事を理解する必要があり、線量計による実測値との対比が望ましい。

上部消化管撮影では撮影方法が標準化されている事や、施設のルールもあり、撮影線量の大幅な低減は困難と考える。したがって受診者の被ばくに大きく寄与する透視線量の低減に着目すべきである。とりわけ、透視パルスレートの選択は透視線量率を変化させる大きな因子である。透視パルスレートと線量率はほぼ直線関係にあるため、低パルスレートの透視を選択すべきである。加えて、受像系インチサイズの選択も線量の変化を来す(Fig.4)。また、Cu、Ta等の付加フィルタの選択が可能な装置では、軟X線を除去するため有効である(Table.5)。装置以外の因子として、術者の1検査当たりの透視時間は経験年数により異なるため、無駄な透視をせず、効率的な検査を行えるような技術力の向上も、被ばく低減に大きく寄与すると考える(Table.6)。

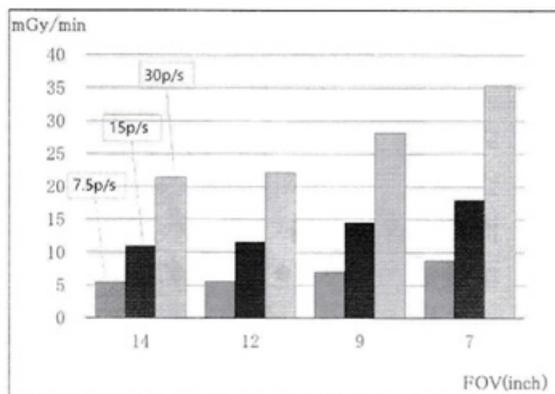


Fig.4 透視パルスレートと受像系inchサイズの組み合わせと入射表面線量率(mGy/min)

フィルタ	線量率	変化率
Al 1.2mm	13.4	
Ta 0.015mm	11.7	-13%
Ta 0.03mm	8.0	-41%

Table.5 付加フィルタと入射表面線量率(mGy/min) (市立横手病院データ)

経験年数	透視時間
1~5年	434秒
6~10年	388秒
10~20年	262秒
20年以上	286秒

Table.6 経験年数毎の透視時間(秒) : 8施設の平均値

【さいごに】

限られた施設調査であるが、13装置中、5装置がガイドラインを超えている事がわかった。本調査は実測データではなく推計ソフトでの推計値であるため、おおよその値であるが、施設間格差が確認できた。一般透視撮影における被ばく線量は標準的な測定方法が確立されておらず、またDRLが提示されなかった経緯もあり、被ばく管理がなおざりにされがちな状況と考えるが、引き続き透視線量管理の重要性を啓蒙していく必要がある。

繰り返してであるが、一般透視検査において取り組んでいただきたいポイントを下記に示す。

- ①標準体格あるいはファントムにおける自施設の被ばく線量を把握し、ガイドラインとの対比を行う。
- ②被ばく低減の大きな因子であるパルス透視を積極的に活用する。
- ③付加フィルタの活用・拡大透視は避ける・FSDを大きくとる。
- ④透視時間を短縮させる(透視をこまめに切る・出しっぱなしにしない等)。

受診者の被ばく管理の大前提は、被ばく線量を把握する事と考える。安心、安全な放射線検査を実施するために検査の被ばく線量を可能な限り低減させ、検診の最適化を図ることは我々に課せられた極めて重要な課題であると言える。また、医療放射線への不安をお持ちの受診者に対し、今回提示した実効線量ならびに組織・臓器線量を、被ばく相談のツールとしてお役立ていただければ幸いである。

# CT (Computed Tomography)

## - 成人頭部 -

市立秋田総合病院 工藤和也 (Kazuya Kudo)

【調査概要】2015年6月に我が国初の診断参考レベル「最新の国内実態調査に基づく診断参考レベルの設定(以下、DRLs 2015)」が公表された。この事を踏まえ前回2011年に行ったアンケート調査やDRLs2015との比較を目的に秋田県内のCT保有施設にアンケート調査を依頼した。

【調査時期】2016年2月～4月8日まで

【アンケート回収方法】用意したアンケートの設問(Excelファイル)に記述しE-mailで返信

【協力施設】24施設29装置

【線量指標について】CTDIvol(volume computed tomography dose index)(mGy), DLP(dose length product)(mGy・cm)を用いた。

【対象】各施設において調査対象に該当する10症例の平均値から求めた。調査対象であるがDRLs2015と同様に成人頭部については標準体格を体重55±5kgとした。

【診断参考レベル(DRL2015)との対比】

CTDIvolは2011年調査と比較して平均値に統計学的有意差は見られなかった(Fig.1)。ほとんどの施設が頭部のDRLである85mGyを下回っており(Fig.2),75パーセンタイル値は84.6mGyとほぼ同等であった(Table.1)。DLPに関しても2011年調査と比較して平均値に統計学的有意差は見られなかった(Fig.3)。2016年調査でのDLPの75パーセンタイルはDRLの1350mGy・cmを下回っており(Table.2),ほとんどの施設が下回っていた(Fig.4)。基底核の画像SDとCTDIvol,DLP共に関係性は見られなかった。

【最適化に向けた提言】

2011年調査時と比較して、画像再構成にフィルタ補正逆投影(filtered back projection:FBP)法に比較してノイズ低減効果による被曝線量の低減が期待されている逐次近似再構成(iterative reconstruction:IR)応用を行うことが出来る64列以上の装置が増えたことにより(Fig.5),画像処理パラメータに幅ができたと思われる。

しかし、依然としてスキャン方式はコンベンショナルスキャン(Fig.6),画像再構成にはFBP法(Fig.7)を採用している施設がほとんどであったことから、装置のスペックが向上してもあまり変化を望まない施設が多いことが伺える。また、X線の管電流出力を変調し被写体間の大小に依存する画質の差を解消するCT用自動露出機構(CT automatic exposure control:CT-AEC)の使用割合が2011年に比較して減少していた(Fig.8)。これは頭部CTが画像ノイズを低く抑えるように十分なX線を照射するため、CT-AECを用いなくても十分な画質が得られることからCT-AECを使用していないと推察される。だが、頭部においてもスライス位置間の大小に依存する画質の差(スライス位置依存性)、被写体間の大小に依存する画質の差(被写体依存性)、およびスライス断面形状間に依存する画質の差(断面形状依存性)は存在しており、それらを低減または解消するためにCT-AECを用いることは、患者間のノイズ量を均一化し、さらに被ばくを低減する機能として有用性が認められている1～4)事から、積極的にCT-AECを用いるべきと考える。

さらに、撮影範囲に水晶体を含んでいる施設が2011年と比較して増加しており(Fig.9,10),放射線感受性の高い水晶体に高線量のX線が照射されていることが懸念される。最近の疫学調査等から得られた知見では、白内障のしきい線量はこれまで考えられていた8Gyより低い0.5Gyと言われている5)。撮影基準線をSM lineにする6)ことや、ビスマスを用いたCT撮影用防護剤7),局所的被ばく低減機構(シーメンス:X-CARE,東芝:OEM)を用いるなど水晶体への防護を行うことが今後必要と思われる。

スライス厚に関しては2011年と比較して4～5mmといった薄いスライス厚を採用している施設が増加していた。これは、読影環境がフィルムからPACSに変わったことや、MRI検査との比較をやすくするために行われていると推察される。薄いスライス厚を選択すると画像ノイズ対策が重要となってくるが、今回の調査では基底核部の画像SDが4以下の施設がほとんどであった。CT-AECが5mmスライス厚で画像SDが4程度となるように設定することが推奨されていること8)から、日常診療において十分な画質を提供しているものと思われる。しかし、画像SDが4を超えている施設も散見されることから、撮影条件や画像処理パラメータ見直しを考慮しなければならないと思われる。

CTDIvolの値についてであるが、今回調査では装置から出力されるdose reportの表示値を用いた。この事に

より数施設において100mGyを超えていた。これについては一部の装置においてCTDIvolの計算方法がIEC60601-2-44:2002(Ed2.1)を採用していたため、撮影範囲における設定管電流の最大値から算出された事による過大評価が原因と推察される。現時点で販売されているCT装置は全てCTDIvolの計算方法が撮影範囲における設定管電流の平均値から算出されたIEC60601-2-44:2002(Ed3.0)に変更されている。今後装置の更新が進み、全体のCTDIvol値が下がる事でDRLの値も2015年よりも低下する事を期待する。

【参考文献】

- 1)Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology 2004; 233(3): 649-657.
- 2)Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. Radiology 2005; 237(1): 213-223.
- 3)Kanal KM, Stewart BK, Kolokythas O, et al. Impact of operator-selected image noise index and reconstruction slice thickness on patient radiation dose in 64-MDCT. AJR Am J Roentgenol 2007; 189(1): 219-225.
- 4)Smith AB, Dillon WP, Lau BC, et al. Radiation dose reduction strategy for CT protocols: successful implementation in neuroradiology section. Radiology 2008; 247(2): 499-506.
- 5)ICRP; Statement on Tissue Reactions, <http://www.icrp.org/docs/ICRP%20Statement%20on%20Tissue%20Reactions.pdf>
- 6)「脳血管障害画像診断のガイドライン」作成に関わるワーキンググループ:脳血管障害画像診断のガイドライン第一版.<http://mradi.iwate-med.ac.jp/guideline/2006>
- 7)<https://www.somatex.com/en/radiation-protection/ct-eye-protex.html>
- 8)X線CT撮影における標準化～ GALACTIC ～ (改訂2版)

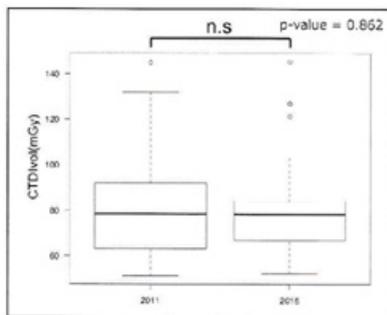


Fig.1 県内における頭部CT検査のCTDIvolの比較 2011年と2016年調査

	2011年	2016年
平均値	83.1	81.9
最大値	145.0	145.4
最小値	51.3	52.1
75percentile	95.0	84.6
25percentile	61.5	66.7
SD	25.1	23.4

Table.1 県内における頭部CT検査のCTDIvolの比較 2011年と2016年調査

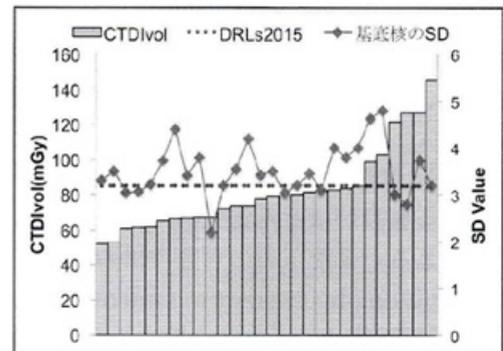


Fig.2 県内における頭部CT検査のCTDIvolの比較

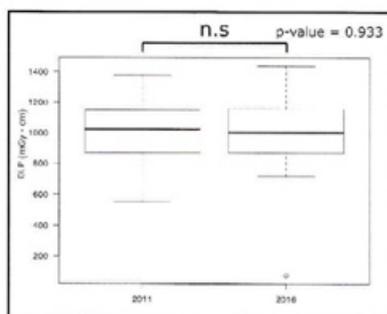


Fig.3 県内における頭部CT検査のDLPの比較 2011年と2016年調査

	2011年	2016年
平均値	1025.7	1015.4
最大値	1374.0	1435.9
最小値	659.0	719.0
75percentile	1165.1	1159.5
25percentile	890.0	867.2
SD	191.5	194.9

Table.2 県内における頭部CT検査のDLPの比較 2011年と2016年調査

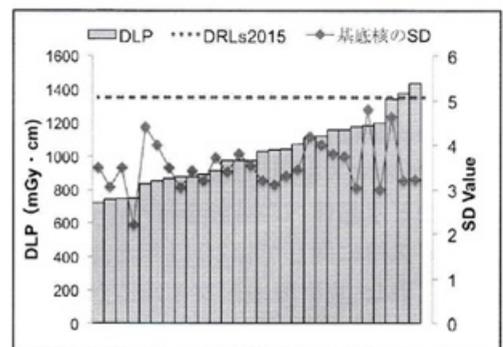


Fig.4 県内における頭部CT検査のDLPの比較

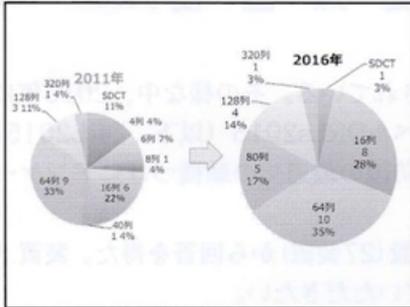


Fig.5 頭部CT検査の列数の内訳 2011年と2016年調査の比較

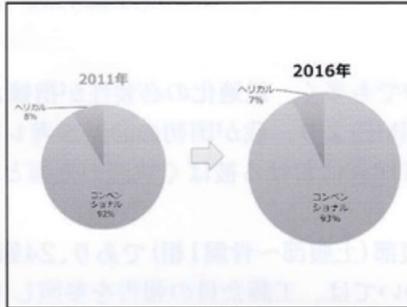


Fig.6 頭部CT検査時のスキャン方式の内訳 2011年と2016年調査の比較

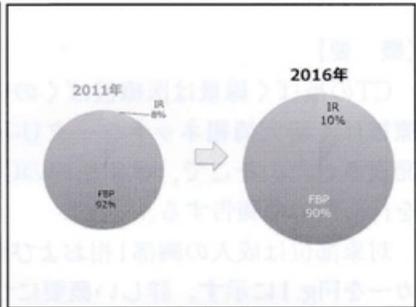


Fig.7 頭部CT検査時の画像再構成法の内訳 2011年と2016年調査の比較

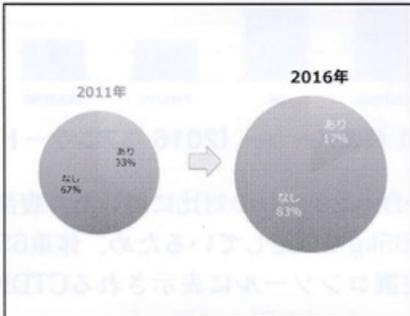


Fig.8 頭部CT検査時のCT-AEC使用の内訳 2011年と2016年調査の比較

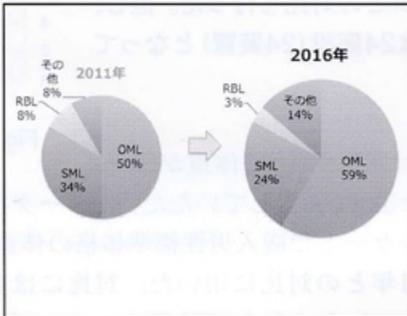


Fig.9 頭部CT検査時の撮影基準線の内訳 2011年と2016年調査の比較

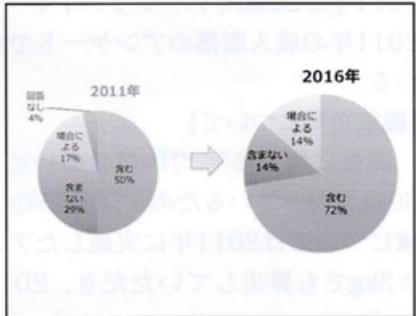


Fig.10 頭部CT検査時、撮影範囲に水晶体が含まれるか2011年と2016年調査の比較

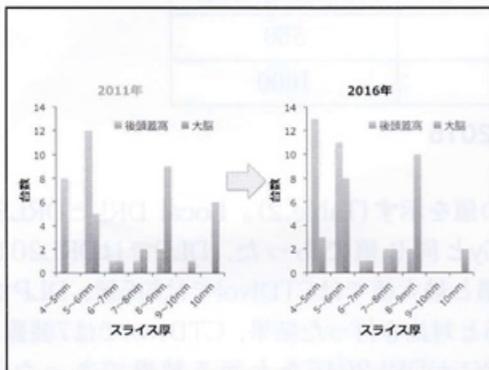


Fig.11 頭部CT検査時の再構成スライス厚 2011年と2016年調査の比較

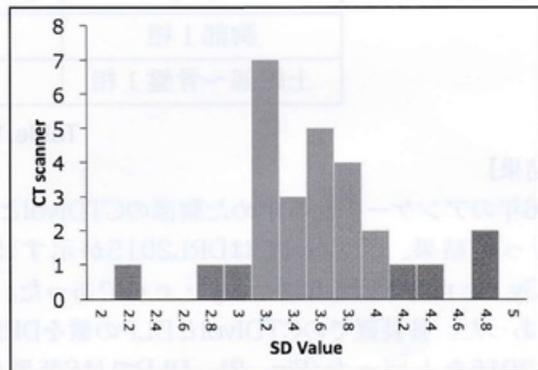


Fig.12 頭部CT検査時の大脳基底核部における画像SD 2016年調査

# CT(Computed Tomography) - 成人胸部および腹部領域 -

かづの厚生病院 湯 瀬 直 樹 (Naoki Yuze)

### 【概 要】

CTの被ばく線量は医療被ばくの中でも多く、最適化の必要性が指摘されている。その様な中、2015年に医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)より、我が国初の診断参考レベルDRLs2015(以下、DRL2015)が発表された。そこで、秋田県内のCT検査における被ばく状況の把握と防護の最適化の動機づけにアンケートを行ったので報告する。

対象部位は成人の胸部1相および腹部(上腹部~骨盤1相)であり、24施設(27装置)から回答を得た。装置メーカーをFig.1に示す。詳しい概要については、工藤会員の報告を参照していただきたい。

### 【方 法】

成人胸部・腹部領域ともに、2016年のアンケートから求めた秋田県の75パーセンタイル値(以下、Local DRL)とDRL2015を対比する。また、2011年にも秋田県内のCT被ばく状況アンケートを行っているため、腹部領域については2011年と2016年のアンケートデータとの対比も行った。但し、2011年の成人腹部のアンケートでは24施設(24装置)となっている。

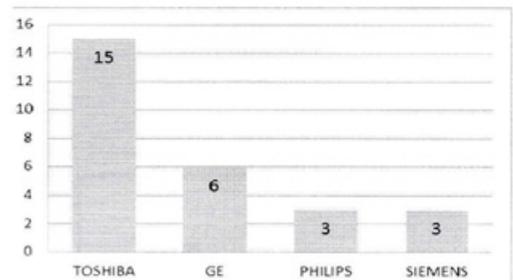


Fig.1 装置メーカー (2016年アンケート)

### 【線量指標について】

調査に用いる平均体格についてはDRL2015で体重が50~60kgとなっているため、体重55kg±3kgで算出していただいたデータをDRL2015との対比に用いた。腹部領域については2011年に実施したアンケートで成人男性標準体格の体重65kgで算定しているため、体重65kg±3kgでも算出していただき、2011年との対比に用いた。対比には装置コンソールに表示されるCTDIvol(volume computed tomography dose index)およびDLP(dose length product)を用いて行った。

### 【被ばく低減指標】

DRL2015での胸部1相と上腹部~骨盤1相のCTDIvolとDLPの数値を示す(Table.1)。定められた標準的な体型もしくは標準ファントムにおいて、多施設の測定によって得た線量分布の75パーセンタイル値が用いられている。

	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy・cm)
胸部1相	15	550
上腹部~骨盤1相	20	1000

Table.1 DRL2015

### 【調査結果】

2016年のアンケートから求めた胸部のCTDIvolとDLPの値を示す(Table.2)。Local DRLとDRL2015の対比を行った結果、CTDIvolではDRL2015が示す15.0mGyと同じ値であった。DLPではDRL2015が示す550mGy・cmを下回る539mGy・cmであった。最小値と最大値ではCTDIvolでは約5倍、DLPでは約3倍の差があった。各装置でのCTDIvolとDLPの値をDRL2015と対比を行った結果、CTDIvolでは7装置(25.9%)がDRL2015を上回った(Fig. 2)。DLPでは6装置(22.2%)がDRL2015を上回る結果であった(Fig. 3)。DLPでDRL2015を上回った装置のうち、1装置が逐次近似(応用)再構成(以下、IR応用法)を用いていた。

同様にアンケートから求めた腹部のCTDIvolとDLPの値を示す(Table.3)。Local DRLとDRL2015の対比ではCTDIvolでは、DRL2015が示す20mGyを下回る19.1mGy、DLPではDRL2015が示す1000mGy・cmを下回る830mGy・cmであった。最小値と最大値を対比してみるとCTDIvolでは約7.5倍、DLPでは約4倍の差があった。各装置でのCTDIvolとDLPの値をDRL2015と対比を行った結果、CTDIvolでは6装置(22.2%)がDRL2015を上回った(Fig. 4)。DLPでは5装置(18.5%)がDRL2015を上回る結果であった(Fig. 5)。CTDIvol、DLPともにDRL2015を上回った装置のうち、1装置がIR応用法を用いていた。

今後、被ばく低減技術の進歩やIR応用法の普及により診断参考レベルは低くなることが予想される。

胸部1相	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy・cm)
minimum	5.7	255
25percentile	9.7	372
50percentile	12.2	440
<b>75percentie</b>	<b>15.0</b>	<b>539</b>
maximum	28.8	758
average	13.1	457
DRL2015	15.0	550

Table.2 胸部 CTDIvol と DLP の値

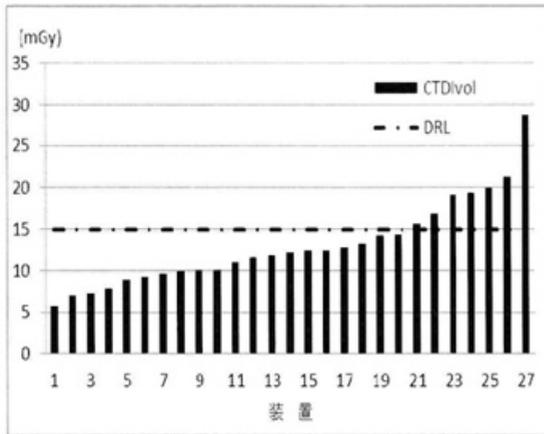


Fig.2 各装置の胸部 CTDIvol と DRL2015 の対比

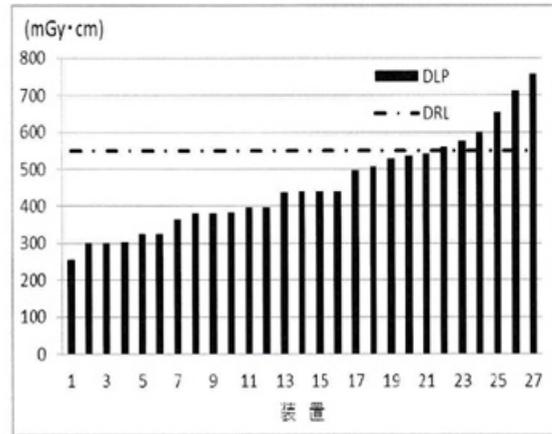


Fig.3 各装置の胸部 DLP と DRL2015 の対比

上腹部～骨盤1相	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy・cm)
minimum	6.5	313
25percentile	11.5	564.5
50percentile	14.4	679
<b>75percentie</b>	<b>19.1</b>	<b>830</b>
maximum	48.4	1256
average	16.9	726.5
DRL2015	20	1000

Table.3 腹部 CTDIvol と DLP の値

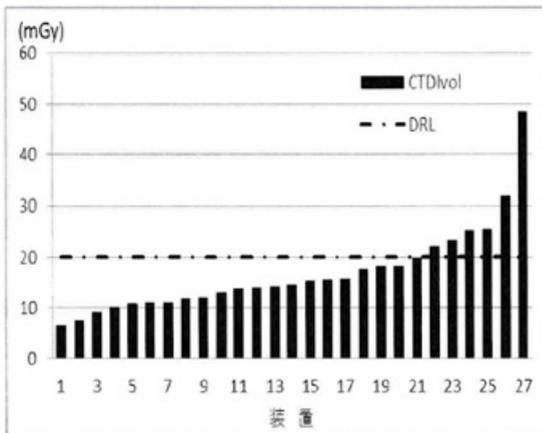


Fig.4 各装置の腹部 CTDIvol と DRL2015 の対比

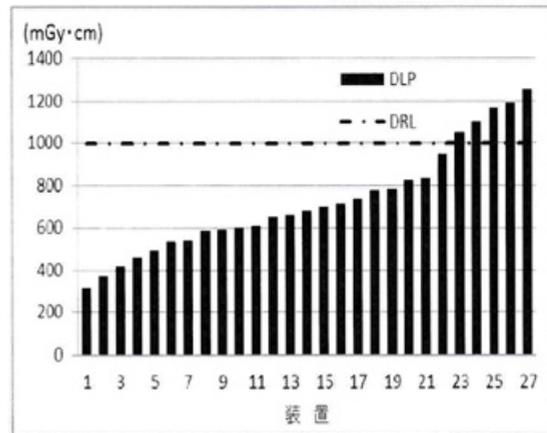


Fig.5 各装置の腹部 DLP と DRL2015 の対比

2011年と2016年の腹部領域アンケートデータの対比を行った結果では、CTDIvolでは2011年・2016年ともに平均20.6mGyで差はなかった。データのばらつきは2016年で大きくなっている (Fig. 6)。DLPでは2011年が平均844mGy・cm、2016年が平均942mGy・cmで若干多くなっているが、優位な差は見られない。ばらつきはCTDIvol同様に大きくなっている (Fig. 7)。DRL2015発表前と後では大きな差はなかった。

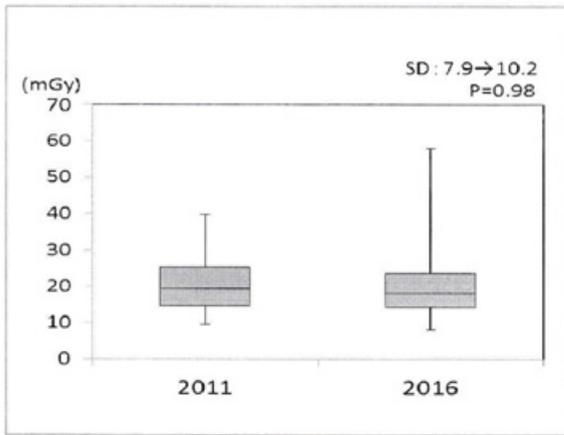


Fig.6 腹部 CTDIvol 2011 年と 2016 年対比

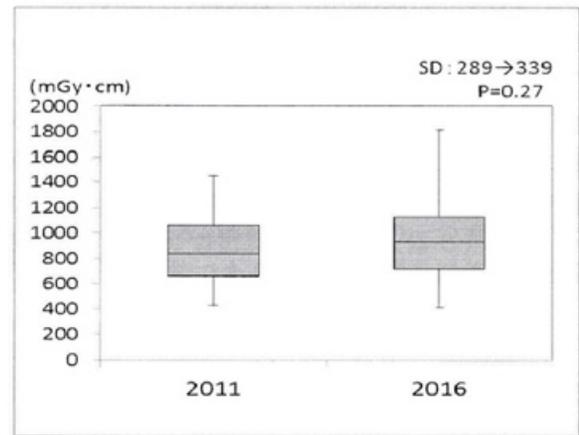


Fig.7 腹部 DLP 2011 年と 2016 年対比

【再構成法と標準偏差(SD) 2016年アンケートより】

逐次近似再構成法(iterative reconstruction:IR法) (以下IR法)は、フィルタ補正逆投影法(filtered backprojection:FBP) (以下、FBP法)よりノイズの低減が可能とされており、被ばく線量の低減が期待されている。IR法は再構成時間が長くなる傾向にあり、その欠点を補うため開発されたIR応用法が現在最も用いられている。今回のアンケートでは、IR応用法を活用されていた装置は12装置(44.4%)、2011年アンケートでは4装置(16.7%)であり、5年間で3倍になっている。再構成スライス厚は、胸部・腹部領域ともに89%が5mmスライスであった。CT自動露出機構(CT-AEC)の使用については、96%の装置で用いられていた。画像SDは、縦隔は最小値4.8、最大値13.3、平均値7.8であった。肝門部は最小値6.8、最大値12.8、平均値9.5であった。

GALACTIC(改訂2版)では、CT-AECの設定は肺・腹部領域とも幹部標準関数の5mmスライス厚で画像SDが10から12程度になるように設定するとなっている。

腹部領域でのCTDIvolデータをIR応用法とFBP法に分けて見てみると、IR応用法を用いてもDRL2015が示す20mGyを超えている装置があった(Fig.8)。この装置については、パラメータの設定に疑問を感じた。肝門部SDは12を超えるものはなかった。FBP法では、DRL2015が示す20mGyを下回っているにもかかわらず、SDが10以下の装置があり、適切なパラメータの設定がなされている(Fig.9)。

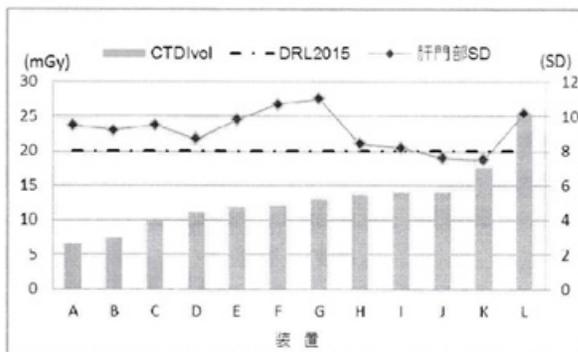


Fig.8 IR 応用法におけるCTDIvol と肝門部SD の関係

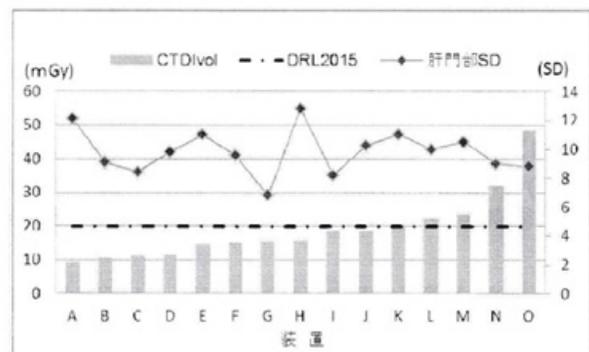


Fig.9 FBP 法におけるCTDIvol と肝門部SD の関係

【さいごに】

DRL2015と比較することは、必要以上に高い線量で撮影をしていないか確認する目安となる。標準体型でDRL2015より高い線量を用いている場合は、線量が最適化されているか見直しを行う必要がある。最適化とは、目的とする診断情報を得るための線量管理を行うことで、被ばく量を最小化するというのではない。他の施設の値と比べて差が大きいとすれば、最適化が不十分の可能性はある。DRL2015を自施設の線量の把握やパラメータ変更時などの、医療被ばくに関わる線量の最適化に活用していただきたい。

## CT (Computed Tomography)

## - 小児頭部・腹部領域 -

かづの厚生病院 湯瀬直樹 (Naoki Yuze)

【はじめに】

CTの被ばく線量は医療被ばくの中でも多く、最適化の必要性が指摘されている。その様な中、2015年に医療被ばく研究情報ネットワーク(J-RIME)より、我が国初の診断参考レベルDRLs2015(以下、DRL2015)が発表された。そこで、2016年に秋田県内のCT検査における被ばく状況の把握と防護の最適化の動機づけにアンケートを行った。ここでは、小児領域について報告する。

小児は、放射線による感受性が成人と比べて数倍高く、成人と同様の撮影条件では、臓器あたりの被ばく線量が2倍から5倍になる。検査にあたっては撮影プロトコルの検討が最も重要である。

本アンケートは24施設から回答をいただいているが、小児領域について記載があった施設数はTable. 1の通りである。アンケート概要については、工藤会員の報告を参照していただきたい。

【方法】

2016年のアンケートから求めた秋田県の75パーセントイル値(以下、Local DRL)とDRL2015を対比する。但し、小児腹部については、データ数が10件未満と少ないため対比を行わない。また、小児頭部に関しては、2011年に秋田県内のCT被ばく状況アンケートを行っているため、2016年のアンケートデータとの対比を行った。

尚、2011年の小児頭部におけるアンケート回答施設数は、1歳未満・1～5歳・6～10歳それぞれ13・14・15施設となっている。

【線量指標について】

対比には、年齢区分それぞれのCTDIvol (volume computed tomography dose index)およびDLP(dose length product)を用いる。CTDIvol・DLPは、CTDI測定用ファントムを用いて測定された線量指標である。CTDI測定用ファントムは、直径が16cmと32cmの2種類あり、コンソール上に表示されるCTDIvol・DLPの線量値は、どちらのファントムを使用した線量値であるかを確認することが重要である。特に小児体幹部の線量値は、16cmファントムの線量値を表示する装置と32cmファントムの線量値を表示する装置が混在している(Table.2)。また、TOSHIBA社製装置では、Versionによってファントムが異なる(Table.3)。

	小児頭部	小児腹部
1歳未満	13施設	3施設
1～5歳	15施設	8施設
6～10歳	13施設	9施設

Table.1 小児領域の記載があった施設数

Vender	成人		小児	
	頭部	体幹部	頭部	体幹部
TOSHIBA	16cm	32cm	16cm	機種・Verによる
GE				16cm
SIEMENS				32cm
PHILIPS				
HITACHI				16cm

Table.2 装置に表示されるCTDI値の基準となるファントム径

	Ver2.0 まで	Ver3.2 ～4.73	Ver4.74 以降
小児頭部	S/SS:16cm	16cm	16cm
小児体幹部	M <sup>^</sup> LL:32cm	32cm	S/SS:16cm M <sup>^</sup> LL:32cm

Table.3 TOSHIBA社製装置に表示されるCTDI値の基準となるファントム径

	1歳未満		1～5歳		6～10歳	
	CTDIvol (mGy)	DLP(mGy・cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy・cm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy・cm)
小児頭部	38	500	47	660	60	850
小児腹部	11(5.5)	220(110)	16(8)	400(200)	17(8.5)	530(265)

Table.4 DRL2015

【被ばく低減指標】

DRL2015では、小児は3つの年齢区分に分かれており、小児頭部・腹部のCTDIvol (mGy)とDLP (mGy・cm)の数値をTable.4に示す。調査によって得た線量分布の75パーセンタイル値が用いられている。数値は16cmファントムによる値を示す。括弧内は32cmファントムによる値である。

【調査結果】

2016年のアンケートから求めた小児頭部のCTDIvolの値をTable.5に示す。Local DRLとDRL2015の対比を行った結果、1歳未満・1～5歳ではDRL2015を下回ったが、6～10歳ではDRL2015を上回る結果であった。次に、小児頭部のDLPの値をTable.6に示す。Local DRLとDRL2015の対比を行った結果、どの年齢区分でもDRL2015を下回る結果であった。それぞれの最小値と最大値を見てみると、CTDIvolでは約3.8～5.2倍、DLPでは約3.3～5.5倍の差があった。

各施設における小児頭部のCTDIvolとDLPの値を見てみると、CTDIvolでは、DRL2015を上回った施設数は、1歳未満で2施設、1～5歳で3施設、6～10歳で4施設であった(Fig.1)。DLPではDRL2015を上回った施設数は、1歳未満で1施設、1～5歳で3施設、6～10歳で3施設であった(Fig.2)。施設単位で見ると、DRL2015を上回っている施設が複数あることが確認できた。特にCTDIvolにおいて100mGyを超えている施設については、撮影条件の見直しが必要であると考えられる。

頭部	AVERAGE	Minimum	25PERCENTILE	50PERCENTILE	75PERCENTILE	Maximum	DRL2015
1歳未満	36.9	20.5	28.9	31.2	36.9	101.6	38
1～5歳	36.9	11.1	30.2	37.4	42	58.2	47
6～10歳	57.3	27.2	45.6	58.1	64.2	103	60

Table.5 小児頭部 CTDIvol の値(mGy)

頭部	AVERAGE	Minimum	25PERCENTILE	50PERCENTILE	75PERCENTILE	Maximum	DRL2015
1歳未満	400.3	196.4	318.3	421.5	453.1	650	500
1～5歳	526.7	148.2	453.9	490.9	614.7	817.6	660
6～10歳	718.6	332	636.4	685	788	1182.2	850

Table.6 小児頭部 DLP の値(mGy・cm)

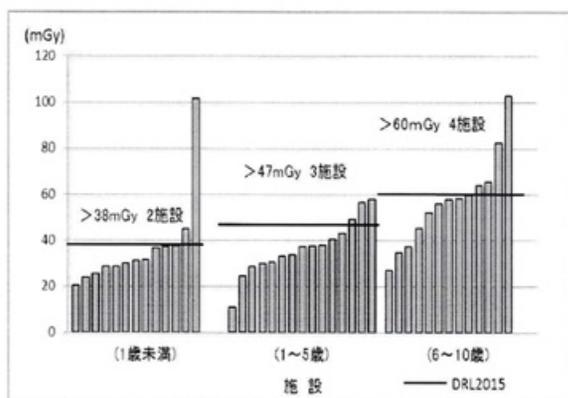


Fig.1 各施設の小児頭部 CTDIvol と DRL2015 の対比

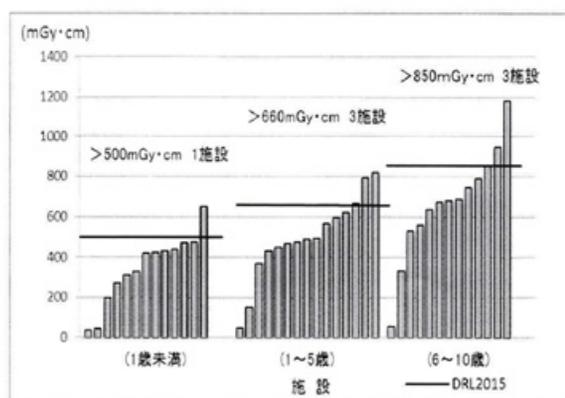


Fig.2 各施設の小児頭部 DLP と DRL2015 の対比

小児腹部では、データ不足のためにLocalDRLを求められず、DRL2015との対比は行っていないが、各施設におけるCTDIvolとDLPの値を見てみると、CTDIvolでは、どの年齢区分もDRL2015を下回る結果であった(Fig.3)。DLPでは、DRL2015を上回った施設数は、1～5歳で1施設、6～10歳で1施設であった(Fig.4)。

2011年と2016年の小児頭部(CTDIvol)アンケートデータの対比を行った結果をFig.5に示す。各年齢で有意な差は認めなかった。データのばらつきは収束傾向にあった。(但し、2016年の1歳未満での101.6mGyと6歳～10歳での103mGyデータは除外している。)対比の結果、DRL2015発表前と後では大きな差はなかった。

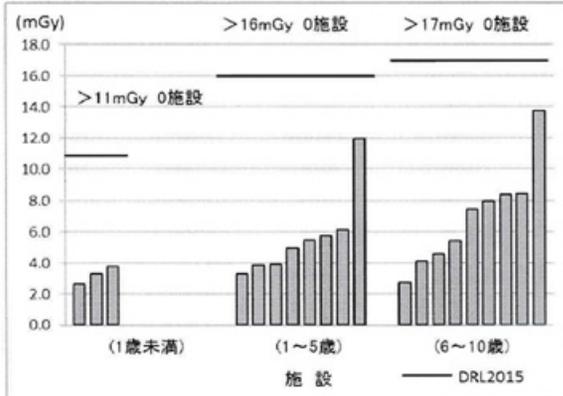


Fig.3 各施設の小児腹部 CTDIvol と DRL2015 の対比

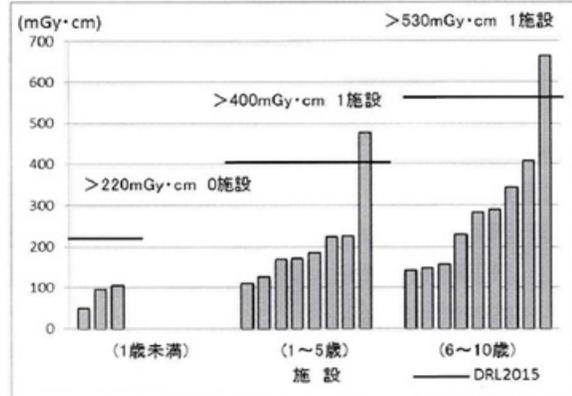


Fig.4 各施設の小児腹部 DLP と DRL2015 の対比

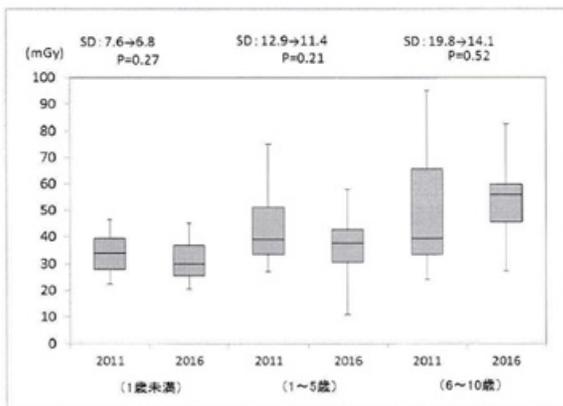


Fig.5 小児頭部 CTDIvol 2011 年と 2016 年対比

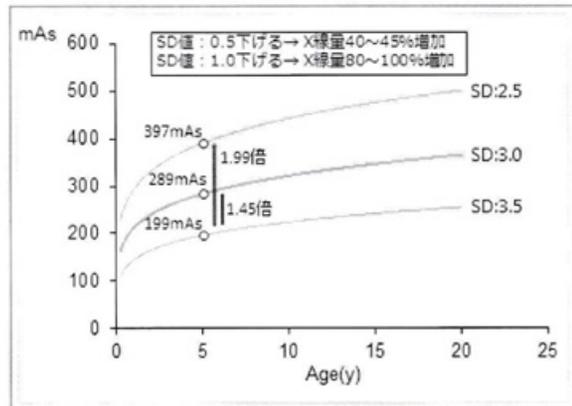


Fig.6 SD値と線量(mAs)の関係

【撮影条件と被ばく低減(小児頭部)】

小児頭部の撮影条件について、X線CT撮影における標準化～ GALACTIC ～ (改訂2版)では、管電圧(kV)は120 kV、線量(mAs)はCT-AECの使用となっている。管電圧については、120 kVを選択している施設は1歳未満で77%、1～5歳で73%、6～10歳で84%であったが、施設によって80 kVから140 kVと幅があった。線量については、CT-AECを使用している施設は1歳未満で38%、1～5歳で40%、6～10歳で46%であった。GALACTICでは、CT-AEC使用の際は、頭部標準関数の5mmスライス厚で画像SD値が3.5～4程度となるように設定されている。アンケート結果では、小児頭部基底核レベルの画像SD値は、全ての年齢区分で3～3.4の範囲が約50%と最も多かった。CT-AECの設定の際は、画像診断能を損なわない範囲の設定値を検討し、被ばく低減を目的に積極的に利用することが推奨されている。設定の際には、Fig.6に示すように、装置によってはSD値を0.5下げるとmAs値が1.45倍、SD値を1.0下げるとmAs値が1.99倍となることから、慎重に行わなければならない。また、スキャンベースラインを眼窩上縁と後頭蓋底を結ぶ角度(OM+15° Line)で撮影することで水晶体の被ばくを6分の1程度に低減できる。診断に不要な感受性が高い部位への被ばくは避ける必要があるため、スキャンベースラインの検討がされていない場合は、施設の方針を考慮の上、検討してほしい。

【さいごに】

小児の撮影は、単純に成人より身体が小さいだけでなく、身体的な特徴や発育段階での組織の変化があることを理解することが必要である。また、コミュニケーションをとることが難しい場合は、体動や息止め不良により画質が低下する。その様な中、撮影にあたっては診断に必要な情報を的確に収集するためのプロトコルの選択と、必要最低限の被ばく線量での撮影が求められている。安全で低侵襲な検査を実現するためにも、自施設の線量把握とDRL2015との対比は必要であると考え。

【参考図書】

・ X線CT撮影における標準化～ GALACTIC ～ (改訂2版) 公益社団法人 日本放射線技術学会

## 線量計 (Dosimeter)

### - 電離箱線量計、半導体線量計 -

秋田厚生医療センター 佐藤 均 (Hitoshi Sato)

#### 【概要、特徴】

##### ● 電離箱線量計

校正定数と温度気圧補正係数を求めて乗じることにより、正しい測定値を得ることが出来る。  
構造上、円筒形(指頭形)と平行平板形(シャロー形)に大別される。

##### ● 半導体線量計

- ・電圧、照射時間、半価層、入射線量を一回の照射で求めることが出来るのが大きな特徴の一つである。  
また電離箱線量計とは異なり温度気圧補正が不要で容易に測定が可能であり、測定精度も偏差なく日常の精度管理には十分使用可能といえる。
- ・欠点としてエネルギー依存性が高いことがあげられる。
- ・半導体線量計の構造の種類は兼用機種として一般撮影用と乳房撮影用などの検出部を交換して使用する機種、両方の検出部を内蔵した機種、内部の付加フィルタを交換する機種、ある係数を用いて補正する機種などがある。

#### 【線量指標の解説】

I.一般撮影領域では入射線量を測定評価する。単位は[Gy]

一般撮影領域の診断参考レベルでは各部位ごとの入射表面線量が設定されており、各施設での撮影条件での入射線量を把握することが重要であるといえる。

II.CT撮影領域では現在認められている線量計は電離箱線量計のみとされている。

CT撮影は他の領域とは異なり360度方向で、さらに長軸方向にわたってのスキャンが行われるため積算された吸収線量値CTDI (computed tomography dose index) で評価する。

評価方法としてCTDIファントムを用いたCTDIvolがある。単位は[Gy]。

さらにCTDIvolに照射された長さL [cm]を乗じたものを患者が受ける総線量DLP:dose length productとする。単位は[Gy・cm]

CT撮影領域の診断参考レベルではCTDIvolとDLPが設定されており、自施設のCTDIvolとDLPを知ることが重要といえる。

III.透視、IVR領域では患者照射基準点PERP:patient entrance reference pointから補正係数等を用いて入射表面線量ESD:entrance skin doseを求めることが出来る。単位は[mGy]

IVR領域の診断参考レベルはPERPでのPMMAファントム20cmを用いた線量率[mGy/min]を設定している。

あらかじめPERPでの線量率[mGy/min]を把握しておくことで臨床での透視時間等から被ばく量を推測し放射線皮膚障害を防ぐことにつながるといえる。

#### 【線量測定】

I.一般撮影領域～入射面の吸収線量の求め方～

- ・電離箱線量計は指頭形線量計を使用する。
- ・SCD:source chamber distance、照射野サイズ、撮影条件(管電圧[kv]、管電流[mA]、撮影時間[ms])は臨床で使用している条件とする。
- ・配置は「Fig.1」とする。背面に受光器がない位置に線量計を配置し、空中に向けて照射し後方散乱がない測定点での線量を求める。
- ・距離の逆二乗の法則より入射点での線量を求める。
- ・被写体厚を考慮した照射野と実効エネルギーから後方散乱を算出し乗じ入射面の吸収線量を求める。

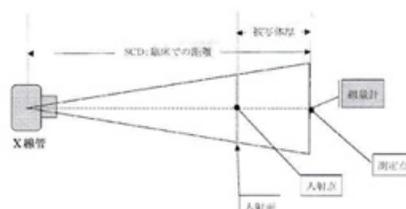


Fig.1 一般撮影の配置図

II. CT撮影領域～CTDIファントムを用いたCTDI<sub>w</sub>の求め方～

- ・電離箱線量計は10cm長のCT用電離箱線量計を用いる。
- ・CTDIファントムの測定位置を「Fig.2」とする。
- ・ファントム中心でのCTDI<sub>100c</sub>とP1～P4の4か所の平均CTDI<sub>100p</sub>からCTDI<sub>w</sub>を求める。
- ・320列(1回転で最大160mm長スキャン)など、電離箱長100mmを超えるMDCTに対する測定についても現状では変わらない方法で測定を行う。

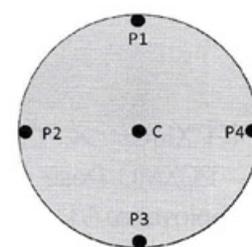


Fig.2 CTDIファントムの配置

## III. 透視、IVR領域～透視線量(率)の求め方～

- ・電離箱線量計は指頭形電離箱を用いる。
- ・透視領域の測定を行う場合の配置を「Fig.3」に示す。
- OverTube型とUnderTube型では測定点の配置が異なる。
- ・IVR領域の測定を行う場合の配置を「Fig.4」に示す。

20cmアクリルファントムを用いたPERPでの透視線量率[mGy/min]の測定を行う。

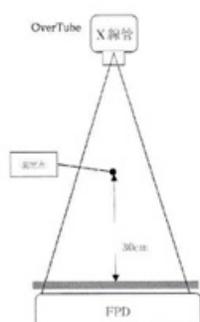


Fig.3 透視の配置図

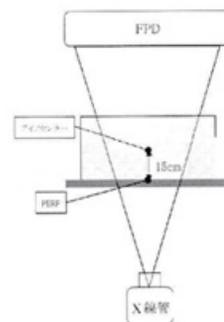
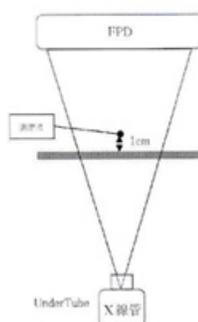


Fig.4 IVRの配置図

## 【注意点】

電離箱線量計、半導体線量計共通の注意点としてどちらも精密機械であり強い衝撃や落下には十分に注意が必要である。

## ● 電離箱線量計

- ・使用する際には電離箱空洞内と室温が同じになるように測定開始前に設置する。
- ・線量計に印加電圧がかかった状態での電離箱線量計や延長ケーブルの取り扱いは絶対に行わない。
- ・X線装置及び電離箱線量計の電源投入後のウォームアップ時間は十分にとる。
- ・線量計本体、延長ケーブル、電離箱は必ず乾燥庫(湿度40%以下に設定)に入れて保管する。
- ・方向依存性がなく、散乱線の影響を受ける。(中心部では後方散乱の影響を多く受ける線量率が高く出る一方で、中心より外した位置では後方散乱が少なく線量率は低く表示される。)

## ● 半導体線量計

- ・半導体線量計は電離箱線量計と異なり自己吸収があるので注意が必要である。
- 装置のAEC-ROIの位置と半導体線量計の設定位置が重複しないようにする。(Fig.5)
- ・方向依存性があり後方散乱の影響を受けないので後方散乱補正が必要となる。
- ・半導体線量計を使用する場合には施設ごとで電離箱線量計との比較校正が必要となる。

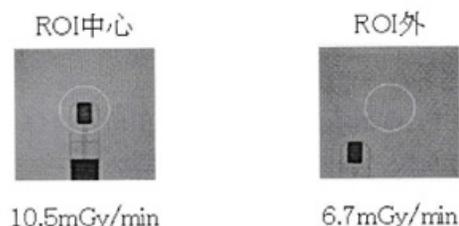


Fig.5 ROIの位置による違い

## 【最後に】

線量計での測定は注意点も多く、各モダリティによって測定方法が異なるため煩雑である。しかし、線量計自体の特性を熟知したうえで、日常において自施設の装置が適正な線量で使用され、かつ診断参考レベルとの兼ね合いを含めて使用されているかを把握することが我々診療放射線技師に課せられた責務だと思われる。

## 【参考文献・図書】

- ・医療被ばく測定テキスト(改定2版)
- ・「半導体線量計の適切な使用方法について」 全国循環器撮影研究会 ホームページ

# 被ばく線量推定ソフト (PCXMC/SDEC/EPD)

大曲厚生医療センター 小林 林太郎 (Rintaro Kobayashi)

【PCXMCについて】

PCXMC Dose Calculationsを略してPCXMCは、Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK) の Tapiovaaraらによって開発されたMS-Windowsベースのモンテカルロプログラムで、X線検査における“組織・臓器吸収線量”や“実効線量”が推計可能である。購入はSTUKの公式サイト、あるいは国内代理店からも入手可能である。2016年現在、最新Versionは2.0である。

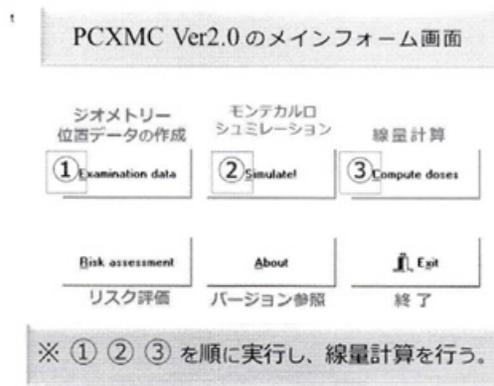


Fig.1 PCXMC のメインフォーム

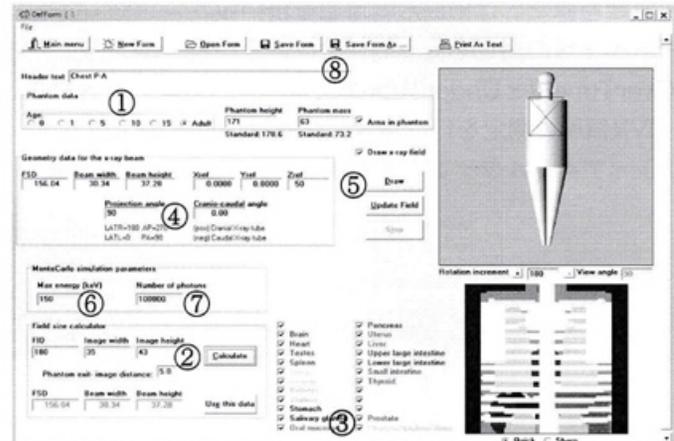


Fig.2 PCXMC の X 線検査データ入力フォーム

## 1. 使用方法

ソフトを起動すると、5つのコマンドボタンから成るメインフォームが現れる。計算は“Examination data”、“Simulate”、“Compute doses”の順に行う(Fig.1)。

### 1.1 X線検査データの入力

“Examination data”によりFig.2のような“Def Form”があらわれ、既存のファイルを開いたり、新たな患者やX線検査の幾何学的な条件を入力する。ここでは新規に条件を入力すると仮定して説明する。

①“Phantom : Age”にラジオボタンで年齢を選択する。選択が可能な年齢は0歳、1歳、5歳、10歳、15歳、成人(30歳)の6種類である。年齢を選択すると、右横の編集ボックスにデフォルトで(欧米人の)標準身長 [cm] と体重 [kg] がペーストされる。このボックスには、必要に応じて日本人の平均身長(男性170cm、女性157cm)などを入力する。

②FSD (X線管焦点-表面間距離)などのデータを編集ボックス“Beam data”に入力する必要があるが、この計算はフォームの左下にある“Field size calculator”を使うと簡単である。“Field size calculator”は、FID (X線管焦点-受像面間距離)、フィルムなどの受像面の幅と高さをすべてcm単位で表した数値を編集ボックスに入れ、“Calculate”のクリックで、体厚データを差し引いたFSDなどが自動的に表示される。

③“Use this data”をクリックすると値が“Beam data”にコピーされる。”Phantom exit image distance”は、ブッキーテーブルなどを考慮した患者背面から受像面までの距離 [cm]であり、デフォルト値は5となっている。

④“ProjAngle”には、矢状・前額方向(A→P:270, P→A:90, R→L:180, L→R:0)、また“CranioCaudal angle”には頭尾方向(頭側から:+, 足側から:-)の投影方向を[degree]で入力する。

⑤フォーム右側のファントム上に表示されている照射野をドラッグし撮像部位に合わせ”Draw”をクリックすると、フォーム右下にX線画像が現れる。

⑥“Simulation”の“Max energy [keV]”は、X線光子の最大エネルギーの値で、X線発生装置の最高管電圧の値を入力する。シミュレーションでは1 [keV]ステップの光子エネルギーで行われ、線量計算のとき読み込まれるX線スペクトルにより重み付けをし、各器官の吸収線量を求めている。

⑦“Number of photons”は、10 [keV]ステップでの計算回数であり100000は、1 [keV]ステップあたりの計算回数が100,000回であることを意味する。

⑧データを入力し終わったら、データをファイル保存する。(保存しないと次のシミュレーションに反映されない)ので注意が必要である)。保存は、ツールバー“Save Form”か“Save Form As”を使うが、この際に

フォーム左上の編集ボックス“Header text”に適切なコメントを入れておくとデータファイルを探しやすくなる。(日本語入力は不可)

⑨データの保存先はPCXMC フォルダ内の“MCRUNS”で、年齢別のフォルダに仕分けられる。なお、このデータファイルの拡張子は、“DF 2”であるが、プログラム側で勝手に付与するために記入する必要はない。保存後、“Exit”をクリックし、一旦メインフォームへ戻る。

1.2 シミュレーション (Simulate !)

モンテカルロシミュレーションを行う。Main Menuから”Simulate!”ボタンでシミュレーションウィンドウへ移る。

コマンドボタン“Start”をクリックすると、保存した定義ファイル“Definition file DF2”を指定するためのダイアログがあらわれ、シミュレーションが自動的に始まる。計算が終われば“Exit”をクリックし、メインフォームへ戻る。このとき計算結果の保存先として、データファイルと同名のファイル拡張子“en2”が同じフォルダ中に自動的に作成される。

1.3 線量計算 (Compute doses)

メインフォームから“Compute doses”で線量計算のウィンドウへ移る。ここでは、ツールバーの“Change Spectrum” (Fig.3)をクリックし、X線スペクトルを決定するパラメータを入力する。管電圧、ターゲット角をそれぞれ入力し、総ろ過をアルミニウムか銅で指定する。入力後、“Exit : Generate this spectrum !”をクリックすると、線量計算のウィンドウへ戻る。

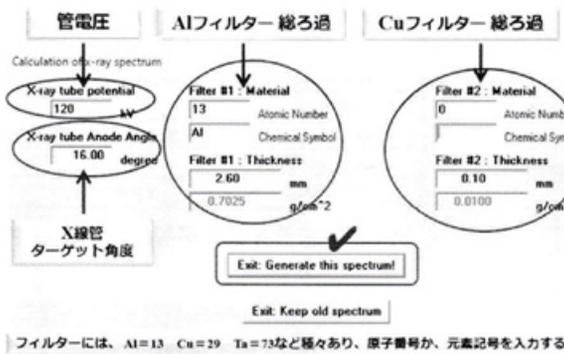


Fig.3 Change Spectrum

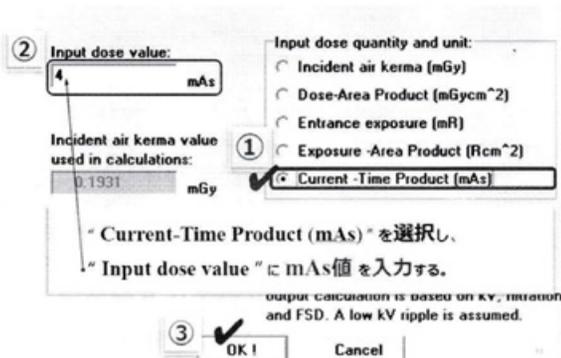


Fig.4 Calculate doses

次に、“Calculate doses” (Fig.4) をクリックするとシミュレーションの結果(\*.en2)を指定するためのダイアグラムがあらわれる。ラジオボタンで入射線量と単位を選択し、“Input dose value”に実測値などの数値(後方散乱係数なしの値)を与えると、各器官・組織ごとの吸収線量 [mGy] と見積もり誤差 [%] が得られる(Fig.5)。

2. PCXMCの問題点

線量推計のための計算モデルは西欧人の標準体格を用いており、成人の年齢30歳をモデルとしている。日本人の被験者に比べ体格が大きいので評価値には若干の誤差が生じるものと思われる。実際の患者被ばくの場面で最も問題視される胎児被ばく(胚の被ばく)は、子宮の平均組織吸収線量の値で代用せざるを得ず、この点で精度は劣る事になるものと思われる。

3. まとめ

PCXMCは、モンテカルロ計算によってシミュレーションされている。すなわち自施設の撮影室や推定する患者の体格がコンピューター上に正確には再現されていないことをよく認識しなければいけない。この点に注意して用いれば、PCXMCの基本操作は簡単であり、X線検査の(距離を含めた)条件が比較的細かく設定できるため、PCXMCは、撮影条件の変更時や新しい付加フィルタを想定した実験的なスペクトルを用いる場合などには有益なソフトと言える。

Organ	Dose (mSv)	Dose (mGy)	Organ	Dose (mSv)	Dose (mGy)
Right bone marrow	0.00624	0.2	Esophagus	0.04012	0.5
Adipose	0.00624	0.2	Colon	0.00624	0.2
Breast	0.00624	0.2	Bladder	0.00624	0.2
Brain	0.00624	0.2	Stomach	0.00624	0.2
Colon (large intestine)	0.00624	0.2	Small intestine	0.00624	0.2
Colon (small intestine)	0.00624	0.2	Uterus	0.00624	0.2
Esophagus	0.00624	0.2	Testis	0.00624	0.2
Esophagus (upper)	0.00624	0.2	Thyroid	0.00624	0.2
Esophagus (lower)	0.00624	0.2	Uterine bladder	0.00624	0.2
Esophagus (middle)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (stomach)	0.00624	0.2	Uterus (fallopian tube)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)	0.00624	0.2	Uterus (vagina)	0.00624	0.2
Esophagus (spleen)	0.00624	0.2	Uterus (ovary)	0.00624	0.2
Esophagus (pancreas)	0.00624	0.2	Uterus (cervix)	0.00624	0.2
Esophagus (liver)					

【EPDについて】

EPD : (Estimation of Patient dose in Diagnostic X-ray examinations)は、茨城県立医療大学の佐藤斉教授により開発された被ばく線量評価ソフトである。公益社団法人 茨城県診療放射線技師会では、開発者の許可を受け、診療放射線技師を対象に氏名や所属などを登録したうえで配布している。PCXMCを用いての被ばく線量評価では、X線検査モデルを用いて計算により線量評価が実施される。ほとんどの場合モデルによる線量評価で十分な場合が多いと思うが、実際の照射条件での臓器線量を知りたいというために患者線量を評価するツールとして、撮影パラメータを用いてX線検査時の患者線量(表面線量と臓器線量)を算出するソフトウェアがEPDである。27種類のX線検査部位ごとに、一般的な撮影体位と照射範囲を想定しX線ビーム中心軸と患者皮膚入射面との交点における後方散乱を含む空気カーマの値である表面線量と、モンテカルロ計算による各臓器線量の算出結果から求めた係数を整備している。EPDはこれらの係数を組み合わせて任意の照射条件による表面線量と臓器線量を算出する仕組みになっている。モンテカルロ計算に用いた人体モデルは、0才、3才、5才、成人の4種類の日本人標準体型の両性MIRD phantomである。

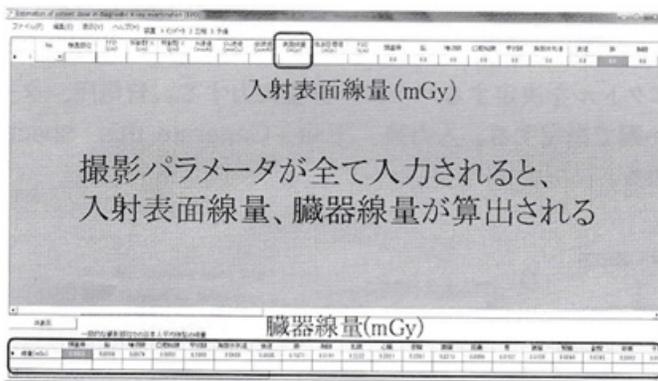


Fig.6 PCXMC の線量計算 ウィンドウ (計算結果)

No.	1~27の数字と検査部位が対応
検査部位	JARTガイドラインで数値が示された部位
体厚(cm)	部位を選択すると自動的に数値が算出
装置(1,2,3)	1.インバータ / 2.3相 / 8.予備
管電圧(kV)	標準体格における数値を入力
管電流(mA)	
時間(sec)	
管電流時間積(μAs)	自動的に算出
FFD(cm)	部位毎の数値を入力
照射野X(cm)	
照射野Y(cm)	
Al濾過(mm-Al)	管球濾過+絞り濾過+付加濾過
Cu濾過(mm-Cu)	付加濾過
銅濾過(mm-Al)	自動的に算出

Fig.7 線量推計に必要なパラメータ

各係数は、インバータ方式と管電圧と管電流の脈動を補正した3相方式のX線発生装置について、管電圧 40 kVから150 kV、アルミ濾過1.5mmから9.0mmの場合で、X線管球の陽極焦点角度は12度のみの想定となっている。また、現状では付加濾過材として銅を用いたときの算出値は参考程度としている。臓器線量は代表的な47種類の臓器を対象として算出し、ICRP103の組織加重係数による実効線量を求めることが可能である。算出値は両性(男性and女性)であるため、性別の実効線量を知る場合には、乳腺、卵巣、子宮、睪丸の線量を考慮して別途算出する必要がある。X線管装置の設置状況や使用頻度などにより X線出力が異なることが知られているが、EPDによる表面線量の算出値が過小評価となるケースをできるだけ減らすため、係数をやや高めに設定しているようである。線量算定後のデータはファイル→保存(S)により、CSVデータとして保存される (Fig.8)。

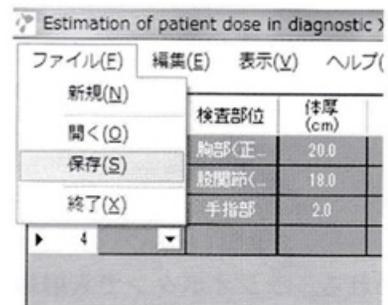


Fig.8 データの保存(CSV)

【SDECについて】

SDEC : (Surface Dose Evaluation Code)は、加藤秀起、藤井茂久(藤田保健衛生大学 医療科学部 放射線学科)及び吉見勇治(エスエス技研株式会社)らによって照射条件を基に近似的に求めたX線スペクトルデータを用いて後方散乱係数と吸収線量変換係数を計算し、入射表面線量を自動的に計算するプログラムソフトである。各撮影条件を入力し、計算させると後方散乱係数が求められ、これをAir Kermaに乗ずることで、入射表面線量が求められる。入力する項目は以下の通りである。

- ① X線装置の高電圧整流方式(選択) : 定電圧、インバータ、三相12ピーク(三相12ピーク形X線装置)、単相全波(単相2ピーク形X線装置)から選択する
- ② 焦点から1mの距離の照射線量(選択) : “実測値を直接入力”を選択すると、実測した照射線量を入力出来る。“出力データを利用”を選択するとあらかじめ作成された出力データを基にし、入力された照射条件に合致した照射線量が計算に用いられる。

- ③X線管ターゲット角度(度)
- ④固有フィルタ(mm)
- ⑤付加フィルタ(mm)
- ⑥X線管電圧(kV)
- ⑦X線管電流(mA)
- ⑧照射時間(sec)
- ⑨焦点受像面間距離[cm]
- ⑩焦点入射表面間距離[cm]
- ⑪被写体厚[cm]
- ⑫受像器面での照射野サイズ[cm]

以上を入力し、“この条件で計算”ボタンをクリックすると計算結果が表示される。

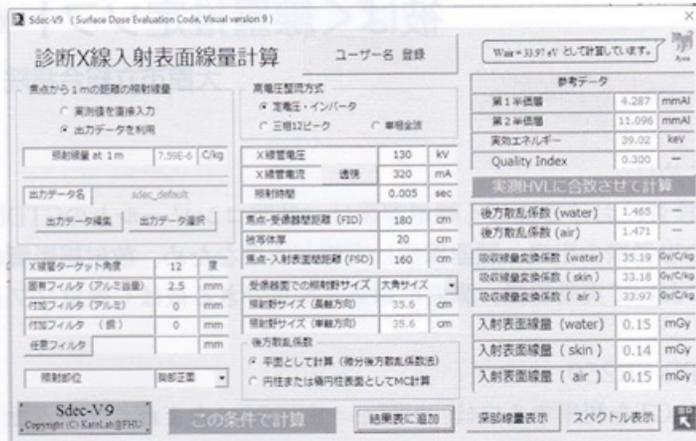


Fig.9 SDEC の線量計算ウィンドウ (胸部 PA 撮影の計算結果)

照射部位	照射線量 at 1m C/kg	管電圧 kV	管電流 mA	時間 sec	固有フィルタ (アルミ) mm	付加フィルタ (銅) mm	注意フィルタ	焦点-受像器距離 (FSD) cm	焦点-入射表面距離 (PSD) cm	照射野 at FFD 直径 cm	照射野 at FFD 縦幅 cm	B.S.A. water	吸収線量変換係数 Gy/C/kg	入射表面線量 mGy				
胸部	7.59E-6	130	320	0.005	2.50	0.00		180	160	20	35.6	35.6	1.471	35.19	33.18	0.15	0.14	0.15

Fig.10 線量計算の保存、プリント機能

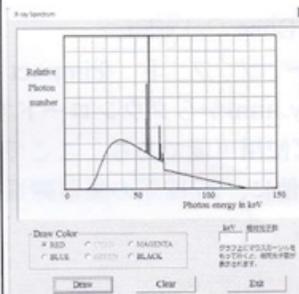


Fig.11 X線スペクトルの表示

尚、計算が複数ある場合は、“結果表に追加”ボタンにより、別ウィンドウのデータリストに保存・追加され、リストのプリントアウトも可能である (Fig.10)。また、入力したパラメータからX線スペクトルを表示可能で、管電圧・付加フィルタ・FSDによるX線質の違いが視覚的に評価可能である (Fig.11)。その他、評価項目を Fig.12に示すが、線量計による実測や被ばく線量推計ソフトによる評価で後方散乱が加味されない場合、本ソフトにより簡易的に後方散乱係数が算出可能であるため、有用と考える

- 第1 AI半価層 [mm] 線質指標 (Quality Index)
- 第2 AI半価層 [mm] 吸収線量変換係数：(水、筋肉組織) [Gy/C/kg]
- 実行エネルギー [keV] 入射表面線量 (水、筋肉組織) [mGy]
- 後方散乱係数 BSF

第1 AI半価層 [mm]	線質指標 (Quality Index)
第2 AI半価層 [mm]	吸収線量変換係数：(水、筋肉組織) [Gy/C/kg]
実行エネルギー [keV]	入射表面線量 (水、筋肉組織) [mGy]
後方散乱係数 BSF	

Fig.12 EPD による評価項目

【さいごに】

2015年に「DRLs2015」として診断参考レベルが公表されたが、これは2006年に日本診療放射線技師会が公表した「医療被ばくガイドライン」とはやや性格が異なることを理解しておかなければならない。「医療被ばくガイドライン」は目標値を示していたのに対し、DRLは診断参考値である。各々の施設でしっかりとしたエビデンスがあれば、例えDRL以上の線量であっても許されるものと考えられる。

まずは自施設の現時点での標準体型での撮影線量がどの程度なのかしっかりと把握することが大切であり、そのためのツールとして“PCXMC” “EPD” “SDEC”などといったシミュレーションソフトを活用することで線量計がなくても照射線量を確認することができる。

このようなことを積み重ねつつ撮影画像処理装置のパラメータも同時に吟味し、より一層意義のある被ばく線量の低減と画質向上を目指して日々の業務に当たらなければならないと考える。

# 被ばく線量推定ソフト (ImPACT)

大館市立総合病院 石田 一彦 (Kazuhiko Ishida)

## 1.はじめに

CT検査における被ばく線量評価は、装置コンソール上のCTDI、DLPを用いるのが一般的である。しかし、個々の患者様の組織・臓器線量は実測が困難なため、放射線影響のリスク評価は容易ではない。そこで、CT検査において実効線量、臓器別線量を推定できる被ばく線量ソフトImPACTについて紹介する。

## 2.NRPB-SR250

ImPACTを利用するには、NRPB-SR250に含まれるデータセット(Fig.1)が必要となる。これは、イギリス放射線防護庁が配布していて、海外ソフト調達サービス等を利用すると20,000円前後で購入可能である。

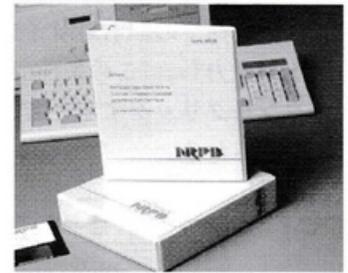


Fig.1 SR250 データセット

## 3.ImPACT Dose Calculator

フリーソフトをimpact scan.org(<http://www.impactscan.org/ctdosimetry.htm>)からダウンロードする。エクセルがインストールされているPCならば使用可能である。ここで先に述べたNRPB-SR250データセットを同じフォルダに保存する事で、実効線量の他に、27種類の臓器線量を算出できる。最新versionは2011年のリリースで、それ以降は更新されていない。

## 4.MatchingとImPACT Factor :ImF (Fig.2)

データに含まれていないX線CT装置でソフトを使用する場合、ImPACT係数ImFを求めてデータの中で最もよく一致するCT装置を選択して使用する。これを、マッチングと呼ぶ。ImFはCTDI<sub>air</sub>、CTDI<sub>center</sub>、CTDI<sub>periphery</sub>を測定し、下記の計算式で求めることができる。

$$ImF = A \cdot \frac{CTDI_{center}}{CTDI_{air}} + B \cdot \frac{CTDI_{periphery}}{CTDI_{air}} + C$$

Head A=0.4738, B=0.8045, C=0.0752  
Body A=3.5842, B=0.6328, C=-0.0902

ImF	Scanner	MC Data Set
0	Picker 1200SX Body	5
0	GE 8800, 9000 I/II/HP Body	7
0	Philips 305N, 310, 350	15
0.577	Picker 1200SX Head	4
0.641	GE 8800, 9000 I/II/HP Head	6
0.677	GE Max	10
0.788	GE Pace	11
0.794	GE 9800, 9800 Quick, 120kV	8
0.816	GE 9800, 9800 Quick, 140kV	9
0.865	Philips 305N, 310, 350	13
0.910	Philips TX, 100kV	20
0.958	Philips TX, 120kV	17
0.981	Philips LX, 100kV	22
1.002	Philips 305N, 310, 350	14
1.007	Philips CX, CX/S	18
1.029	Philips LX, 120kV	19
1.038	Philips LX, 130kV	23
1.046	Philips TX, 130kV	21
1.083	CGR CE 10000, 12000	12
1.110	Philips 305N, 310, 350	16
1.114	Siemens Somatom 2, DR1/2/3	1
1.135	Siemens Somatom DRH, CR, CR512	3
1.219	Siemens Somatom DRG, DRG1	2

Fig.2 ImF

## 5.計算手順

- 1) エクセルシートCTDosimetry.xlsを開く。
- 2) ワークシートScanCalculationで装置を選択し、撮影条件を入力する。(Fig.3)
- 3) ワークシートPhantomで撮影範囲を設定する(Fig.4)。
- 4) Update Data Setをクリックすると、データが読み込まれ結果が算出される。
- 5) 算出結果は27種類の臓器線量、実効線量、CTDI<sub>w</sub>、CTDI<sub>vol</sub>、DLPである。(Fig.5)

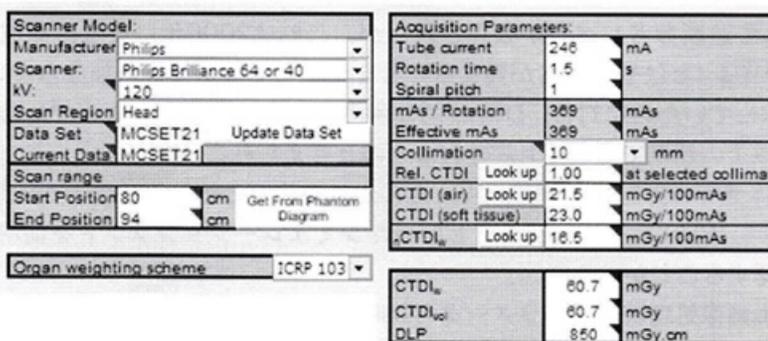


Fig.3 ワークシート ScanCalculation

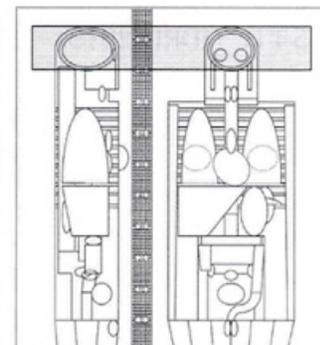


Fig.4 ワークシート Phantom

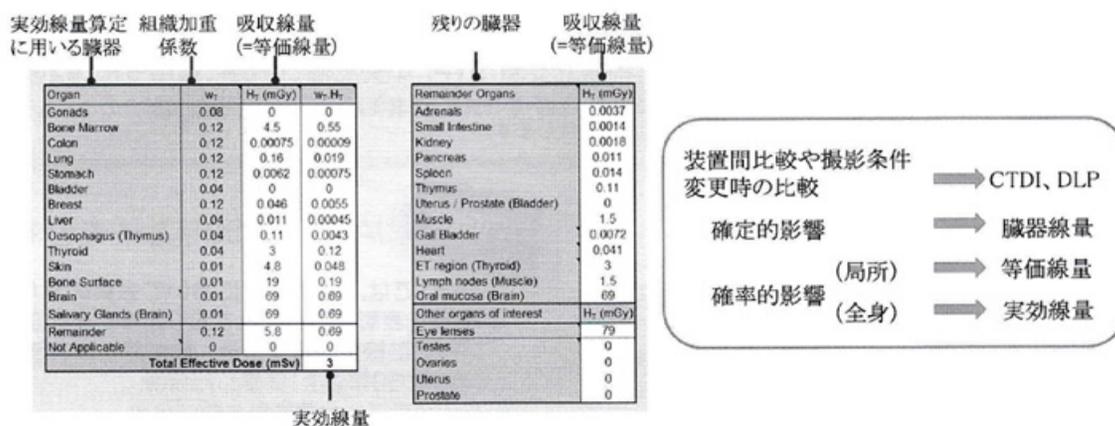


Fig.5 計算結果と線量指標の使い分け

6. 有用性

高価な測定器がなくとも組織・臓器線量、実効線量が評価可能で、照射野外臓器の評価もできる。また、条件変更時の線量評価を瞬時に繰り返すことができ、プロトコルの比較が容易に行うことができる。

7. 注意点

- 1) すべてのCT装置が登録されている訳ではない。
- 2) 四肢の算定はできない。
- 3) CT-AEC使用時の評価は不可能なので、安全を考慮し最大電流にて計算する。
- 4) ガントリの傾斜設定は不可能であり、範囲設定時は重要臓器の存在を確認すること。
- 5) 体型を考慮できない。あくまでも欧米人の大人が基本となる。
- 6) 小児の算定は係数にて補正する。ただし実効線量のみ。(Fig.6)
- 7) Helical撮影の場合はオーバーレンジングを考慮していないため、過小評価になってしまう。

	Head and Neck	Chest	Abdo & Pelvis
Adult	1.0	1.0	1.0
15 y	1.1	1.0 - 1.1	1.0 - 1.1
10 y	1.2 - 1.3	1.1 - 1.4	1.2 - 1.5
5 y	1.6 - 1.7	1.2 - 1.6	1.2 - 1.6
1 y	2.2	1.3 - 1.9	1.3 - 2.0
Newborn (0 y)	2.3 - 2.6	1.4 - 2.2	1.4 - 2.4

Typical normalised effective doses to paediatric patients relative to adults

Fig.6 小児の実効線量算定で使用する係数

8. さいごに

医療現場において、CT装置を保有する施設の診療放射線技師は、検査内容に応じた被ばく線量を把握し、患者及び家族とのリスクコミュニケーションに備えておく必要がある。また、線量推定ソフトを用いる場合において計算された数値の意味を十分に理解し、医療被ばくの最適化に努めることが私達に課せられた責務と考える。

参考文献

- 1) 第26回計測分科会 討論会「X線CTにおける被ばく線量推定ソフトImPACTについて」
- 2) 平成25年度 実践医療被ばく線量評価セミナー 「ImPACTを用いた被ばく評価実習」

## 会員情報

(平成29年6月30日現在)

【会員数】 355名(正会員353名、名誉会員2名)賛助会員:24社  
 県北支部:91名、中央支部:170名、県南支部:92名

※会員情報(住所・氏名・勤務先等)の変更は、日本診療放射線技師会のホームページにて手続きをお願い致します。

情報委員会  
より

### メール会員登録のお願い

現在、登録者数は約50%と、伸び悩んでいます。すでに、ペーパーレス化が進み、紙面での通知は限定されてきています。当技師会から会員の皆様への連絡を迅速かつ広くお伝えするために、メール会員の登録をお願いいたします。施設単位ではなく、会員個々の登録となります。携帯メールでの登録も可能です。登録者数を80%まで引き上げるために、登録をお願いいたします。

なお、登録はホームページ“会員の皆様へ”を選択し左側メニュー欄“メール登録はこちら”からご登録をお願いいたします。

登録先メール: [akita@art.jp](mailto:akita@art.jp)

「メール会員登録希望」と記載してください。

メール会員数:登録件数は193件

現在JARTにアドレスを登録されている方も、JARTのみでAARTには登録されておられません。お手数をおかけしますが、改めてAARTにご登録をお願いいたします。

ご案内

### 今年のピンクリボンキャンペーンの開催日が決定しました。

- 平成29年10月1日 日曜日
- アルヴェ 1階きらめき広場にて

女性会員はもちろん男性会員もふるってご参加ください！  
 開催時間、内容等詳細につきましては、ピンクリボンキャンペーン in akita 2017 ホームページをご覧ください。

お知らせ

### JART30・50年勤続表彰のお知らせ

JARTでは、表彰規程において会員の永年(30年、50年)勤続を表彰するとされており。その要件は

- ①診療放射線技師籍登録後、放射線技師業務に30年以上(あるいは50年以上)従事した会員
- ②本年度までに会費未納の無い会員
- ③JART入会后、連続15年以上経過した会員(再入会は新規入会とみなす)
- ④50年勤続表彰該当者は30年勤続表彰を受賞した会員となっております。

今年度30年勤続表彰に該当される会員は、技師籍登録1987年(昭和62年)の方々です。例年、当該会員には、はがきや電話にてご案内しております。表彰を希望される会員は県技師会HP/「会員の皆様へ」/「各種申請ダウンロード」より「表彰関係(履歴書)」をダウンロードし、ご準備いただけますようお願い申し上げます。

なお、今回の推薦でJART表彰委員会が受理した会員の皆様は、来年秋季に開催されます全国学術大会にて表彰されることとなっております。また当日出席できない方には賞状と記念品が郵送される予定です。

今まで該当者(上記太字以前に技師籍を取得されている会員)でありながら推薦を希望されなかった方でも要件を満たす方は推薦いたしますので、ご一報いただけますようお願いいたします。

表彰委員会 問い合わせ

委員長 谷口直人(e-mail:tani-rt@gipc.akita-u.ac.jp)秋田大学附属病院 (Tel:018-884-6305)

## 編集後記

■今年度も、情報誌LATITUDE40N通巻65を発行することが出来ました。皆様からのご協力に感謝いたします。広報委員会では、引き続き原稿を募集中ですので、今後とも協力のほど、よろしくお願いいたします。(田村)

■今年は空梅雨なのかあまり雨が降りませんね。昨年までの大変だった集中豪雨がなく無難に過ごせていますが、みなさんはいかがでしょう。いよいよ夏本番ですね。スイカ・枝豆をつまみながら豪快に生ビール…いいですね。ピヤガーデンに繰り出してストレス発散も…いいですね。ただし、無茶飲みや飲みすぎには注意しましょうね。ましてや飲酒運転はご法度!!自分の身体とルールはちゃんとしないとね。今年も頑張ってお楽しみながら夏を乗り切りましょう!!(佐々木)

■昨年からは日本各地で熊の被害がニュースとなっています。日本では昔からマタギと称する猟師や木々を育林する山師がいました。山師は自然をよく知り、動植物と人間との共存共栄を営んできました。そんな山師の方々も高齢化や採算のとれない職種として年々数が減り、前述した共存関係が崩れてきた結果が今回の熊増加のひとつの理由なのかも?と勝手に思っています。春の山菜、秋のキノコ、食べるのはもちろん、採る楽しみが出来ないのは残念な限りです。なんとかなりませんかね。(大隅)

■うちは2年前からソフトテニス一家です。もともと夫が中学生の頃からやっていて、娘が小3から、息子が小6から始めて3年目。せっかくなので私も!と、先日コートと一緒に入ってみました。私がラケットを振ると、ボールがラケットの柄に当たったり、思ったところに返せず・・・娘にはちゃんと返して!と怒られ、隣で夫にカッコ悪い!と爆笑され・・・やはり基本が

ら始めないと、ですかね。教えてくれようとした夫に「私はいよいよ!」と遠慮しましたが、いつか家族で対戦出来たら楽しいですね。頑張ってみようかな～(平塚)

■「北海道はてっかいどう!!」子供のころからよく聞くダジャレですが、これは本当だと実感しました!北海道は空が大きい、道路が大きい、海が大きい、食べ物がとにかく大きい(いやいや、ここは美味しい)。滞在中はレンタカーを借りてこの広大な自然の中を気持ちよく走りました。目的は第16回NTRT全国X線撮影技術読影研究会in SAPPOROに参加させていただくためです。大きくて立派な会場で200名近い参加者と一般撮影のお勉強です。全国各地の先生から貴重な講演をいただき充実の2日間でした。初参加の方が多く、北海道チームの企画力の大きさも感じました。次回は1月に千葉県は夢の国TDLのおひざ元での開催です。そして、そして!その次は東北初進出の秋田開催です!2018年5月12日-13日は是非秋田市へおいでください!!(渡部)

■テレビを見てると小中学校の修学旅行隊の安否を知らせるコマースシャルを見かける時期になりました。あれが秋田県特有のものだということは有名になりましたね。成人式のタイミングで同窓会が開催されると同じように、県内では厄年の時に同窓会が開かれることが多いと思います。これも秋田県特有の催しだと聞いたことがあります。私も1年後にその同窓会を控えていて、この度同窓会実行委員長を拝命しました。33歳より42歳のそれは人数が集まりにくいといわれているので、どうにか盛り上がるように企画したいと思っています。良いアイデアがあればぜひお知らせください。(高橋)