

ポスター

ポスター2

病院情報システム1（部門システム等）

2018年11月23日(金) 14:20 ～ 15:10 K会場(ポスター、HyperDemo) (2F 多目的ホール)

[2-K-1-3] 被ばく線量管理ソフトを用いた CTの線量管理

○小野寺 聡之, 若山 季樹, 高井 寿克, 金丸 誠太郎, 佐々木 和広, 佐藤 仁律, 屋代 健, 田部井 照美（東京都保健医療公社 荏原病院放射線科）

[背景]平成27年に J-RIMEが提案する診断参考レベル(DRL)案が正式に公開され、医学放射線学会より「エックス線 CT被ばく線量管理指針」が発表されている。本年度の診療報酬改訂において「頭部 MRI撮影加算」「画像診断管理加算3」の施設基準の1つとして「CT検査の線量情報を電子的に記録し、患者単位及び検査プロトコル単位で集計・管理の上、被ばく線量の最適化を行っていること」との要件があり、当院においてもCT検査の線量管理を実施するために被ばく線量管理ソフトの導入を行った。[目的]被ばく線量管理ソフトにおける線量管理方法として、DICOM RDSR用いる方法、DICOMタグおよび実画像より算出する方法、装置が出力する線量レポートを取り込む手法が考えられる。そこで、それぞれの手法における算出値の特性や運用方法について検討を行った。[方法]被ばく線量管理ソフトとして Radimetrics; Bayerを用いた。128列デュアルソース CT(Definition Flash; Siemens)および治療計画用16列 CT(Aquilion LB; Canon)におけるCT検査の線量管理を実施した。[結果・考察]ファントムおよび臨床例において、それぞれの手法を用いて算出された線量の間に誤差が発生した。特に FOV外に被写体が存在する場合にそれぞれの誤差が大きい傾向を示した。そのため、被曝線量管理ソフトの導入に当たって計算手法を変える場合には、過去データの比較には十分な検証が必要となる。また、「エックス線 CT被ばく線量管理指針」においては部位ごとの線量が示されているため、今後線量管理ソフトには再構成関数等に応じた部位分け機能等が求められる。線量管理ソフトには各メーカーの X線特性情報が入っているため、CT装置更新時にシミュレーションを行い、より被ばく線量が少ない機種を選定するようなことも行える可能性がある。

被ばく線量管理ソフトを用いた CT の線量管理

小野寺 聡之^{*1}, 若山 季樹^{*1}, 高井 寿克^{*1}, 金丸 誠太郎^{*1},
佐々木 和広^{*1}, 佐藤 仁律^{*1}, 屋代 健^{*1}, 田部井 照美^{*1}

^{*1} 東京都保健医療公社 荏原病院放射線科

CT dose management using Management software

Toshiyuki Onodera^{*1}, Toshiki Wakayama^{*1}, Toshikatsu Takai^{*1}, Seitaro Kanemaru^{*1},
Kazuhiro Sasaki^{*1}, Yoshinori Satoh^{*1}, Ken Yashiro^{*1}, Terumi Tabe^{*1}

^{*1} Department of Radiology, Ebara Hospital
Tokyo Metropolitan Health and Hospitals Corporation

The Diagnostic Reference Level; DRLs proposed by J-RIME in 2015 is officially released, and the "Radiation dose control guidelines for CT exposure" has been published by the Medical Radiological Society. One of the facility standards of "Head MRI imaging addition" and "Diagnostic management addition 3" in this fiscal year's revision of medical treatment fee "Dose information of CT examination is electronically recorded and totalized and managed by patient unit and examination protocol unit We are doing the optimization of radiation doses", and we also introduced radiation dose control software to carry out dose management of CT examination at our hospital.

Radiation dose management software for radiation dosimetry was performed for CT examination in Radimetrics; Bayer with 128 row dual source CT and 16 row CT for treatment planning.

In the phantom and the clinical case, An error occurred in the calculated dose depending on the method of using DICOM RDSR, the method of calculating from DICOM tag and real image, and the method of loading dose report output by the apparatus respectively. In particular, when subjects are present outside the FOV, the errors tend to be large. Therefore, when changing the calculation method when introducing exposure dose management software, sufficient verification is required for comparing past data.

Keywords: DRL, Dose Management, CTDI, DLP, SSDE

1. 緒論

ICRP(International Commission on Radiological Protection)の諸勧告やIAEA(International Atomic Energy Agency)の国際基本安全基準など国際的な指針において、診断参考レベル(Diagnostic Reference Level; DRL)が診断領域の医療放射線防護において最適化のツールであるとされている。欧州ではEUの欧州指令 Council Directive 97/43/Euratom(1997年6月)によって医療放射線防護の枠組みが定められたが、その中で診断領域に関してDRLの確立がEU加盟国に求められ、それを受けて各国でDRLを取り入れている。また米国ではACR(American College of Radiology), AAPM(American Association of Physicists in Medicine), NCRP(National Council on Radiation Protection and Measurements)などによって示されたDRLが事実上の標準となっている。

本邦においてはJ-RIME(Japan Network for Research and Information on Medical Exposure)が2010年3月に関係団体が医療被ばく研究情報を共有して連携するための組織として設立され、2015年にはJ-RIMEよりDRLs 2015が正式に公開された。成人CTにおいては日本医学放射線学会および放射線医学総合研究所が専門医修練機関を対象として実施した調査、および日本診療放射線技師会が実施したアンケート調査の結果を参考にして決定された。小児CTについては、日本放射線技術学会竹井班が実施したアンケート調査および日本診療放射線技師会が実施したアンケート調査の結果を参考にして決定された。いずれも2つの調査に基づく75パー

センタイル値の間を取った上で、切りの良い数値に丸めるという原則でDRLが設定された。

DRLs 2015では、CTのDRLの数値として、CT装置の制御盤上に表示、もしくは線量レポートに記録された volume CT dose index (CTDI_{vol})およびDose Length Product(DLP)の推定値が用いられている。CTDI_{vol}とは、16 cmもしくは32 cm径の円柱型メタクリル樹脂製(密度 1.19±0.01g/cm³)ファントムおよびCT用電離箱線量計を用いて測定・計算される値である。JIS Z 4751-2-44では、選択された検査の種類、頭部または体幹部およびCT撮影条件を反映し、一連のスキャンの開始前に、制御盤上にCTDI_{vol} [mGy]およびDLP [mGy・cm]の単位で表示すること、およびCTDI_{vol}の基となるファントムの直径を表示することが義務づけられている。

また同時期に、医学放射線学会より「エックス線CT被ばく線量管理指針」が発表されている。この指針では、DRLs 2015を利用して、適切な被ばく線量管理が行えるよう、管理方法が具体的に提示されている。①被ばく線量及び撮影プロトコル等を管理するチーム(被ばく線量・撮影プロトコル管理チーム)による線量管理体制、②DICOM規格による線量レポート(DICOM Radiation Dose Structured Reports; RDSR)を用いた被ばく線量の記録、③撮影プロトコルの適宜見直し、④年1回以上の検査実施後の被ばく線量の評価、⑤始業時・終業時点検並びに保守点検によるCT装置の品質管理を求めている。

DRLは一度設定した値を恒久的に使用し続けるのではな

く、必要な安定性と観察された線量分布の長期的変動との折衷を意味するような間隔で見直されるべきであるとされている。

2. 原理

本年度の診療報酬改訂において「頭部 MRI 撮影加算」「画像診断管理加算3」の施設基準の1つとして「施設内の全てのCT検査の線量情報を電子的に記録し、患者単位及び検査プロトコル単位で集計・管理の上、被ばく線量の最適化を行っていること」との要件があり、当院においても「頭部 MRI 撮影加算」の施設基準を満たすことを目的とし、CT 検査の線量管理を実施するために被ばく線量管理ソフトの導入を行った。

被ばく線量の評価基準としては、DRLs2015 においても指標とされている $CTDI_{vol}$ [mGy]や DLP [mGy・cm], 患者の体型を補正した $SSDE$ [mGy]など複数の指標がある。また、被ばく線量管理ソフトにおける線量管理方法としても DICOM RDSR 用いる方法、DICOM タグおよび実画像より算出する方法、装置が出力する Dose Report を取り込む手法が考えられる。

2.1 CTDI

CTDI は空気カーマ(空気衝突カーマ)として下式にて示される。

$$CTDI = \frac{1}{n \cdot T} \times \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (1)$$

ここで n は単一のアキシャルスキャンで生成されるスライス数、 T は公称スライス厚(mm)、 $D(z)$ はスライス面に対して垂直な線に沿った線量プロファイルを表し、線量プロファイルは CT 用電離箱線量計を用いてアキシャルスキャン(ノンヘリカルスキャン)によって取得する。 $n \cdot T$ で除することによって中心スキャン部分における平均線量を表している。

しかし、マルチスライス CT において無限長の線量プロファイルの積分値を求めるというのは非現実的である。そこで、一般的に 10 cm の電離長を有するペンシル型 CT 用電離箱線量計を使用すること

から、実用的な値として $CTDI_{100}$ が用いられる。 $CTDI_{100}$ 測定範囲を-50mm から+50mm とすることより下式にて示される。

$$CTDI_{100} = \frac{1}{n \cdot T} \times \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2)$$

この $CTDI_{100}$ は図 1 に示すように CTDI 測定用ファントムの中心部および周辺部 4 箇所(ファントム表面より 1 cm 内側の 4 点)で測定され、加重平均を行うことによって、加重平均線量(weighted CTDI: $CTDI_w$)として取り扱われる。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad (3)$$

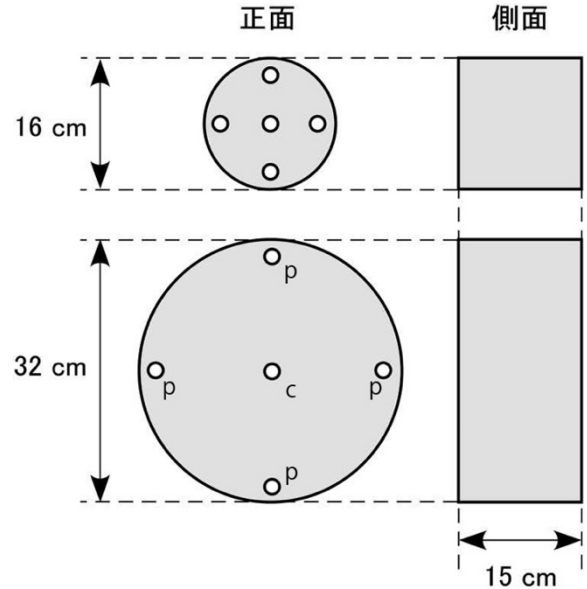


図 1 測定ポイント

$CTDI_{vol}$ 測定用 16 cm もしくは 32 cm 径の円柱型メタクリル樹脂製ファントムの概略図

多重スキャンやヘリカルスキャンを用いて体軸方向に任意の範囲で撮像を行うと、他スライス面からの線量のオーバーラップやギャップが生ずるため、実際の $CTDI$ は合算された値となる。オーバーラップやギャップの割合は、X 線ビーム幅と寝台移動間隔の割合(ピッチファクタ; PF)によって決まるため、 $CTDI_{vol}$ として下式にて示される。

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{PF} CTDI_w \quad (4)$$

なお、 $CTDI_{vol}$ は DICOM Tag (0018, 9345)内に格納されている。

2.2 DLP

$CTDI_{vol}$ はスキャン範囲における平均的な場の線量である。すべてのスキャン長さとの積を特性とする指標として DLP は定義されており、スキャン方法によって下式によって示される。

(1)コンベンショナルスキャン方式の場合

$$DLP = CTDI_{vol} \times \Delta d \times N \quad (5-1)$$

(2)ヘリカルスキャン方式の場合

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \quad (5-2)$$

ここで、 Δd はスキャン間の寝台の移動量、 N は一連のスキャン数、 L は X 線照射中の寝台の移動量を表す。全身への影響を考慮した線量値として実効線量があるが、 DLP から実効線量への換算係数が示されていることから DLP は実効線量推定のための線量としても取り扱うことができる。

2.3 SSDE と Water-Equivalent Diameter

$CTDI_{vol}$ は直径 16 cm と 32 cm のファントムサイズより求められた値であり、体型差の考慮がされていないため実被ばく線量は異なってくると考えられる。そこで、体型の違いを考慮した指標である Size-Specific Dose Estimates(SSDE)が AAPM より報告されている。横断面画像もしくは位置決め画像より等価

円の直径は下式によって算出する。

$$D_{eff} = \sqrt{A \times B} \quad (6)$$

ここで A は長軸径, B は短軸径であり, D_{eff} は等価円の直径である。A, B, A+B および D_{eff} の値より AAPM Report No.204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult body CT Examinations 中の変換係数を使用し変換を行う。

また, SSDE の発展系として AAPM Report No.220: Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT において, 肺野など水の吸収線量と大きく異なる部位の吸収線量を補正するため, 撮像された横断面画像の CT 値を用いて水等価直径を算出する手法として, 水等価経路 Water-Equivalent Diameter (D_w) が提案されている。

$$D_w = 2 \sqrt{\left[\frac{1}{1000} \overline{CT(x,y)_{ROI}} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}} \quad (7)$$

$\overline{CT(x,y)_{ROI}}$ は ROI 内の平均 CT 値を示し, A_{ROI} は ROI の面積を示す。

2.4 DRLs 2015

J-RIME によって示された診断参考レベル DRLs 2015 を下表に示す。なお, 成人における標準体格は体重 50~60kg, 冠動脈のみ体重 50~70 kg とし, 肝臓ダイナミックは, 胸部や骨盤を含まないとされている。

表 1 成人 CT の診断参考レベル

撮影部位	CTDI _{vol} [mGy]	DLP [mGy·cm]
頭部単純	85	1350
胸部 1 相	15	550
胸部～骨盤 1 相	18	1300
上腹～骨盤 1 相	20	1000
肝臓ダイナミック	15	1800
冠動脈	90	1400

3. 方法

被ばく線量管理ソフトとして Radimetrics; Bayer を用いた。128 列デュアルソース CT(Definition Flash; Siemens)および治療計画用 16 列 CT(Aquilion LB; Canon)における CT 検査の線量管理を実施した。

4. 結果

当院における線量管理ソフト導入後 6 ヶ月間のデータを Radimetrics の管理画面を用い集計し, 線量管理結果を表 2 として示した。また, 各部位における線量分布を図 2 として示した。

表 2-1 当院における CTDI_{vol} の各パーセンタイル値

CTDI _{vol} [mGy]	50 percentile	75 percentile
頭部単純	97.8	97.9
胸部 1 相	5.8	8.2
肝臓ダイナミック	13.1	14.6
冠動脈	73.7	86.2

表 2-2 当院における CTDI_{vol} の各パーセンタイル値

DLP [mGy·cm]	50 percentile	75 percentile
頭部単純	1689	2027
胸部 1 相	205	300
肝臓ダイナミック	2295	2752
冠動脈	1084	1328

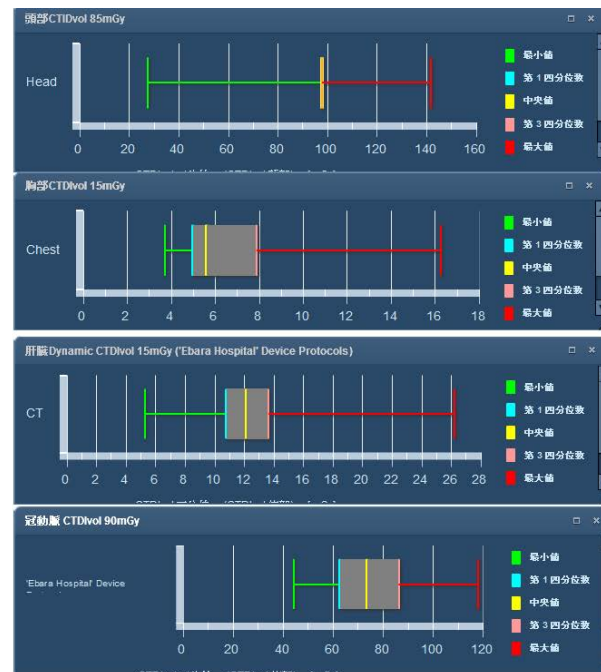


図 2-1 当院における CTDI_{vol} の分布



図 2-2 当院における DLP の分布
Radimetrics のダッシュボード機能を用いた
各検査における CTDI_{vol} および DLP 集計結果

被ばく線量管理ソフト導入後6ヶ月間のデータを Radimetrics の管理画面を用いて作成した肝臓ダイナミック検査におけるヒストグラムを図3として示した。

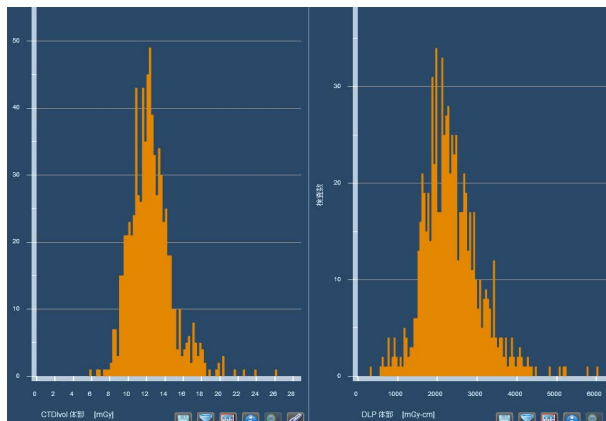


図3 肝臓ダイナミック検査におけるCTDI_{vol} DLPの分布
Radimetricsのダッシュボード機能を用いた
CTDI_{vol}およびDLPヒストグラム

また, Radimetrics に搭載されている撮影画像を用いた各臓器線量[mSv]およびICRP 勧告値, および装置および撮影範囲を変化させた場合の推定臓器線量[mSv]およびICRP 勧告値のモンテカルロシミュレーションを使用して算出された臓器線量画面を図4として示した。

当院においては128列デュアルソースCTを用いて通常の検査を実施しているが, 緊急時に治療計画用16列CTを用いることがある。線量管理ソフトには各装置のX線特性情報が入っているため, 後方視的検討として同一条件にて128列デュアルソースCT装置で検査を行ったと仮定した際の線量のシミュレーションを実施し, 図4および図5として示した。

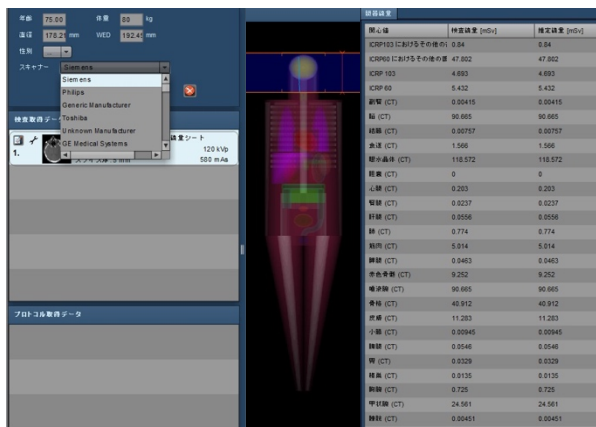


図4 シミュレーション画面
Radimetricsにおける各臓器線量線量および
シミュレーション結果表示画面

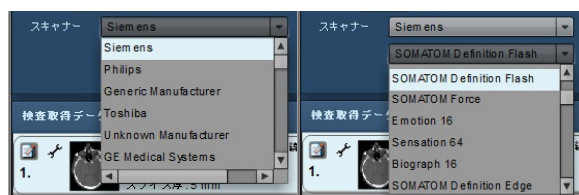


図5 シミュレーションにおける装置選択画面
同一の撮影条件にて他の装置を用いて撮影した場合の
推定線量をシミュレーションすることが可能

5. 考察

当院におけるCTDI_{vol}の75パーセンタイル値とDRLs 2015比較においては, 「頭部単純」を除いてDRLs 2015を下回る結果となった(表3-1)。「頭部単純」の当院値がDRLs 2015を上回ってしまった結果としては, 急性期脳虚血疾患の救急搬送が多く, AECを使用せずに撮影を行っている影響が考えられる。フォローアップ時のmAs値の低減やAECの使用等を考慮することにより, 今後線量の最適化を行っていく必要がある。

DLPの75パーセンタイル値とDRLs 2015比較においては, 胸部単純および冠動脈を除いてDRLs 2015を上回る結果となった。特に肝臓ダイナミックにおいてCTDI_{vol}はDRLs 2015を下回っているにもかかわらずDLPは非常に上回る結果となった。これは, デュアルソースCTを用いて全例デュアルエネルギー撮影を実施していることに加え, 全例胸部や骨盤の撮影も行っていることに起因すると考えられる。

表3-1 75パーセンタイル値の比較CTDI_{vol}

CTDI _{vol} [mGy]	DRLs 2015	当院値
頭部単純	85	97.9
胸部1相	15	8.2
肝臓ダイナミック	15	14.6
冠動脈	90	86.2

表3-2 75パーセンタイル値の比較DLP

DLP [mGy-cm]	DRLs 2015	当院値
頭部単純	1350	2027
胸部1相	550	300
肝臓ダイナミック	1800	2752
冠動脈	1400	1328

図2および図3の各線量分布において, 最大値が非常に大きくなってしまっているものが存在した。DRLs 2015に対応する撮影方法に振り分けを行う際, 主として撮影プロトコル名称を使用して振り分けを行うために, 他の部位を撮像してしまっているもの一定数含まれてしまっていることが原因であった。この点においては, 「エックス線CT被ばく線量管理指針」においては部位ごとの線量が示されているため, 今後被ばく線量管理ソフトには再構成回数等に応じた部位の振り分け機能等が求められる。

ファントムおよび臨床例において, DICOM RDSR用いる方法, DICOMタグおよび実画像より算出する方法, 装置が出力するDose Reportを取り込む手法, それぞれの手法を用いて算出された線量の間に10%程度の誤差が発生した。

DICOMタグおよび実画像より算出する方法とDICOM RDSRおよびDose Report間に生じた誤差は, 計算アルゴリズムの違いに起因すると考えられるが, DICOM RDSRとDose Report間に生じた誤差要因は不明である。

SSDEについては最大30%程度の誤差が発生した。特にFOV外に被写体が存在する場合, 位置決め画像を転送しなかった場合にそれぞれの誤差が大きい傾向を示した。これは, SSDEを算出する際に使用する等価円の直径 D_{eff} が正確に計算されなかったことが原因と考えられる。そのため, 位置決め画像は必ず転送することや, 患者の体表が含まれたスライス厚の薄い画像を必ず線量管理ソフトに転送することなどの

運用上の対策が必要である。また、被ばく線量管理ソフトの導入に当たって線量計算アルゴリズムを変える場合、過去の被ばく線量データとの比較には十分な検証が必要となる。

16 列 CT を用いて撮影した画像より後方視的に 128 列デュアルソース CT で撮影した場合のシミュレーションを行った結果、同一管電圧、同一 mAs においても撮像部位によっては臓器線量が 30% 以上異なる結果が得られる場合があった。装置によって AEC 特性や画像再構成手法が異なるため、実検査において 30% 以上臓器線量が異なる結果になったとは結論づけられないが、検査時の装置特性として非常に参考となるデータであった。今後は同一臓器線量下での画質や再構成法の評価などへの応用や、CT 装置更新時にシミュレーションを行い、より被ばく線量が少ない機種を選定するようなことも行える可能性がある。

6. 結論

被ばく線量管理ソフトの導入によって経時的に簡便にかつ視覚的に DRLs 2015 に基づく線量(CTDI_{vol}, DLP, SSDE)の管理が行えるようになった。

DRL は一度設定した値を恒久的に使用し続けるのではなく定期的に見直されるべきであるとされているため、被ばく線量管理ソフトを用いることによってより視覚的に評価が可能である。

本検討では6ヶ月間の短い間での検討であったが、マルチモダリティでの累積線量のトラッキングツールとしても非常に有用であった。

参考文献

- 1) 山口 貴弘. 画像情報研究会「X 線 CT における被ばく線量の把握方法」. 日本放射線技術学術大会中国・四国支部 第 16 回 夏季学術大会 2008 ; 28 :13-26.
- 2) AAPM Report No.204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult body CT Examinations
- 3) AAPM Report No.220: Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT
- 4) 松原孝祐. X 線 CT ミニレクチャー—線量評価法—, 2016 Jpn. J. Med. Phys. Vol. 36 No. 1: 62-66
- 5) 療被ばく研究情報ネットワーク. 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.2015
- 6) Shope TB, Gagne RM, Johnson GC: A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. Med. Phys. 8: 488-495, 1981
- 7) JIS Z 4751-2-44: 2012 医用 X 線 CT 装置—基礎安全及び基本性能—. 2012
- 8) Leitz W, Axelsson W, Szendro G: Computed tomography dose assessment: a practical approach. Radiat. Prot. Dosim. 57: 377-380, 1995
- 9) International Electrotechnical Commission: IEC Publication No. 60601-2-44. Ed.2.1: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography. Geneva, 2002
- 10) Huda W, Sterzik A, Tipnis S, et al.: Organ doses to adult patients for chest CT. Med. Phys. 37: 842-847, 2010
- 11) Matsubara K, Koshida K, Noto K, et al.: Relationship between specific organ doses and volumetric CT dose indices in multidetector CT studies. J. Med. Imaging Radiat. Oncol. 55: 493-497, 2011
- 12) Tucker DM, Barners GT, Chakraborty DP: Semiempirical model for generating tungsten x-ray spectra. Med. Phys.18: 211-218, 1991
- 13) Ban N, Takahashi F, Sato K, et al.: Development of a web-based

CT dose calculator: WAZA-ARI. Radiat. Prot. Dosimetry 147: 333-337, 2011

- 14) Aoyama T, Koyama S, Kawaura C: An in-phantom dosimetry system using pin silicon photodiode radiation sensors for measuring organ doses in x-ray CT and other diagnostic radiology. Med. Phys. 29: 1504-1510, 2002

