

表 3-7 透視検査において照射された電離放射線に対するヒト皮膚の 1 回しきい線量の近似値

影響	しきい線量の近似値 [Gy]	発症時期
初期の一時的紅斑	2	2~24 時間
主な紅斑反応	6	約 1.5 週
一時的な脱毛	3	約 3 週
永続的な脱毛	7	約 3 週
乾性落屑	14	約 4~6 週
湿性落屑	18	約 4 週
純発生膿瘍形成	24	6 週超
晚発性紅斑	15	8~10 週
虚血性皮膚壞死	18	10 週超
皮膚萎縮（第 1 期）	10	52 週超
毛細血管拡張症	10	52 週超
皮膚壞死（晩期）	>15 ?	52 週超

ICRP, ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs – Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, Ann. ICRP 41 (1-2) (2012) p. 85., [68]より Table 2.2 を和訳し一部改変し引用

### 3-2-1-5. 研究に使用した線量計の種類と特長

血管撮影において患者被ばくは皮膚線量が最大となる。測定の際に求められる要件は、最大線量の特定、位置の特定、リアルタイム性が求められる。

#### 3-2-1-6. 電離線量計

放射線は物質中を通過するとき物質と相互作用をおこす。この放射線と物質の相互作用を利用して放射線量を測定することが可能となる。空気中に放射線が通過すると放射線が気体原子に対して電離作用を起し、原子が陽イオンと電子に分離する。電離作用とは放射線が物質中の原子核の電子を外に弾き飛ばす作用をいう。

電離線量計 (ionization chamber dosimeter) の原理は、放射線と気体との電離作用を利用し、分離した電子と陽イオンが、それぞれの電極に引き寄せられ電流が流れ、これを電気信号に変換することで放射線量として測定している。

電離線量計は、放射線による空気の電離量を測定原理としているため、照射線量の定義（空気 1 kg につき 1 クーロンの電気量に相当する正または負のイオン群を生じさせる照射線量を 1 C

kg とする）に合った測定法になっており、エネルギー特性も良好で、X 線の測定に適している。電離線量計も X 線の実効エネルギーの変化により応答特性に僅かがら差を生じるが、国家標準とのトレーサビリティで担保された校正を行った状態で使用している。また、空気を使用しているため気温や気圧の影響を受けやすい点は、温度・大気補正を行うことで補償は可能である。以上より、電離線量計は、エネルギー特性が良好で X 線測定に適し、国家標準とのトレーラビリティを行うことで基準線量計として一般的な線量計であるため、本研究においても基準線量計として選択した。

電離線筒内の空気量は、測定対象のエネルギーによつて選択される。一般的に、放射線治療などの大エネルギー領域における測定には 0.2~0.6 ml, CT や血管撮影などの診断領域における測定では 3.0~6.0 ml, 散乱線などの環境測定では 300 ml が用いられる。一回の照射線量が大きい場合には 3.0~6.0 ml, 散乱線などの大エネルギー領域でも特に損失が大きくなり、実際の線量より過小評価してしまうことになる。一方、照射線量が少ない場合、測定感度を高くするためには電離線筒体積を大きくする必要がある。また電離線形状にも特徴があり、診断領域では指頭型チエンバー（または円筒型チエンバー）や平行平板型チエンバーが用いられる。これも測定対象にあつた最適なものを選択しなければ、イオン再結合損失やそもそもその形状に起因する後出口スの影響を受け、測定値に誤差を生じる。

本研究では、RPLGD のエネルギー依存性に対する補正のための正確な校正定数の算出が重要となる。したがつて、トレーサビリティの取れた基準線量計（リファレンス線量計）としての電離線量計と RPLGD の同時照射を行い、それぞれの値の感度比から RPLGD の校正定数を求めておく必要があった。線量計のトレーサビリティの目的は、測定の不確かさを評価し校正することではなく、確かさの改善に寄与し、国家標準線量計に連なる切れ目のない校正の連鎖を通して決められた基準へ関連づけることである。電離線量計は、おおよそ医療の放射線量測定に使用する基準線量計としては一般的に使用されているものであり、今回、トレーサビリティの取れた電離線量計と RPLGD は比較校正され、その点で、RPLGD も国家標準に連なっていると考えることができる。次に、頭部血管撮影で RPLGD を用いた得た実測値に前述の校正定数を乗じて得た真の被ばく線量と、そのときの装置の出力値で、DICOM-RDSR にも記録される  $K_{air}$  との比較を行い、この比率をリアルタイム表示される  $K_{air}$  に乘じることで患者の被ばく線量を求めることが可能となる。したがつて、 $K_{air}$  から真の被ばく線量を導くための変換係数 1 を求めておく必要があった。そこで、後方散乱などの要素を極力含まない実験環境を整え、電離線筒線量計と RPLGD の同時照射を行う必要があった。線量計形態によつては、放射線の入射方向の影響を受ける（方向依存性）という特性がある。指頭型チエンバーは全方向で均等な感度を持つが、平行平板型チエンバーには電極方

向に指向性があり、側面からの入射に対する感度が非常に低いという特徴がある。以上のことから、本研究では、方向依存性の少ない指頭型電離管線量計(6.0 ml)をリファレンス線量計として使用することとした(図3-9)。



図3-9 電離管線量計、応用技研 電位計：AE-1322、電離箱：C-110(6.0ml)。

### 3-2-1-7. 萤光ガラス線量計 (RPLGD)

RPLGDは、ラジオオタルミネッセンス (radio photo luminescence: RPL) 現象を利用した放射線測定器である(図3-7)。RPLとは、銀活性リン酸塩ガラス (silver activated phosphate glass) などの素子に放射線を照射したのち、紫外線光(最大強度波長 337.1 nm)により励起するとオレンジ色の蛍光(最大強度波長 606 nm)を発する現象をいう。この蛍光量が放射線量に比例することから、線量計として応用されている。放射線が銀活性リン酸塩ガラスに照射されると、電子および正孔が叩き出され、電子がガラス構造中のAg<sup>+</sup>に捕獲されAg<sup>0</sup>となる。正孔はPO<sub>4</sub>結晶に捕らえられ、時間経過とともにAg<sup>+</sup>に移行し、より安定なAg<sup>++</sup>を形成する。これらのAg<sup>0</sup>、Ag<sup>+</sup>がガラス中の蛍光中心となる。紫外線光をガラス素子に照射すると励起され、電子、正孔が放出されて蛍光を発する。また、放出された電子、正孔は基底状態に戻ることなく、再び螢光中心に戻る。



ここで、eは電子(electron)、hは正孔(hole)。

以上のことは、RPLGDの重要な特性を示している。電子捕獲、正孔捕獲された螢光中心は時間とともに安定性が高くなり、フェーディングがほとんどない。また、励起後に再度螢光中心に戻るため、繰返し読み取りが可能で、再現性も高い。しかし、安定するまでの時間経過が必要なため、放射線照射直後の読み取りでは誤差を生じることに注意する必要がある。なお、フェーディングとは、放射線照射によって形成された潜像が時間がとともに退行する現象のことであり、熱ルミネッセンス線量計(thermos luminescence dosimeter: TLD)のようにフェーディングの影響を受け易い線量計もある。

RPLGDは、超小型素子(GD-302M: φ1.5×12mm)(図3-10)で、X線透視や撮影でも写り込むことがないため、手技中術者の視野の妨げにならない。また、素子間のばらつきも小さく、繰返し読み取りが可能である。これら特徴により、診断や治療分野での被ばく線量測定に適しており、多くの先行研究に使用されている[4,20,21,23,36-40]。自施設においても、院内倫理委員会の承認を得て2015年10月より、RPLGDを用いた頭部血管撮影の患者被ばく線量測定多施設共同研究を開始している。

ここで重要なことは、放射線の実効エネルギーによってRPLGDの相対レスポンスが異なり、エネルギー依存性が存在するという点である。特に、血管撮影領域で用いられる実効エネルギー領域(約20~60 keV)では、相対レスポンスが一番大きく変動する。RPLGDに低エネルギー補償用の錫フィルタを装着することでエネルギー補正是可能となるものの、金属のフィルタは透視や撮影の際に障害陰影となるため、最適とはいえない、また、実効エネルギーはX線管電圧と付加フィルタの材質に依存するため、RPLGDのエネルギー依存性に対する装置固有の校正定数を求めることが必要がある。



図3-10 RPLGDのガラス素子の外観(左)と素子ホルダーの外観(右)  
出典：千代田テクノル、螢光ガラス線量計・小型素子システム Dose Ace 取扱説明書、表紙、Available from URL: <http://isotope.e-technol.co.jp/pdf/DoseAce1407ATG.pdf> (2020年10月31日確認)

#### 第4章 方法

##### 4-1. 脳血管撮影患者の $D_{skin,max}$ 推定法の問題点

近年のIVR技術の進歩により長時間の手技を受ける患者の数が増加し、患者の放射線被ばくの增加が大きな懸念事項になっている。実際、NIRは外科手術に比べて患者身体への侵襲が少なく、入院期間も短縮できるなど、患者に対して様々な恩恵をもたらす一方で、脱毛などの組織反応を数多く発生させている[1-6]。

患者の被ばく線量管理で最も重要なのは、IVRの手技中に最大線量を受ける部位の皮膚の  $D_{skin,max}$  を知ることである[7]。とりわけ、治療手技中リアルタイムに  $D_{skin,max}$  を知ることが、患者の皮膚障害の回避に重要であるとされている。リアルタイムに  $D_{skin,max}$  を推定する方法としては、Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor (MOSFET) dosimeterを用いて眼の水晶体線量の測定を試みた方法[41, 58-61]や、Photoluminescence sensors (non-toxic phosphor)を患者の背面に最大4つ貼り入射皮膚線量を測定する方法が報告されている[69]。両者とも刻々と変化する線量情報を術者に認識させることができることは最大の利点である。しかし、測定可能なセンサの数が限られているため、最大線量となる部位をあらかじめ予測することは難しい、手技中に測定位置の変更も困難なため  $D_{skin,max}$  の推定に用いるのは限定的といえる。近年では、プラスチックシングルデータを用いた無線送信システムの線量計も開発されている。素材が金属でないためX線透視に映り込みず、ケーブルが無いことで利便性も増している。一度に測定できるポイントを増やすことができれば、今後の発展が予想される[70]。また、血管撮影装置(Biplane-DTS)を使用し、人体のシェーマ上に被ばく線量をマッピングする方法[71]は、リアルタイムで可視化できることの意義は大きいものの、装置専用のシステムであるため、利用できる環境が限られてくる。モントカルロシミュレーション用いた  $D_{skin,max}$  推定法は、計算に時間がかかるというデメリットがあったが、Takataらが高い演算機能を有するGPU(Graphics Processing Unit)を用いることで処理時間の短縮を行い、さらに患者のCTデータセットを用いて個々の体格に合わせた線量推定を試みている[42]。Takataらによるこの推定法は、リアルタイム性と個々の患者に対応した推定の意義が大きいものの、現時点では特定の施設でしか使用できない。

RDSRへの記録が義務づけられており[72]、治療手技中に常に血管撮影装置モニタに表示されている。もし事前に  $D_{skin,max,RPLGD}$  と Total  $K_{ar}$ との比から  $D_{skin,max}$  を推定するための変換係数  $(CF_{K_{ar},constant})$  を準備できならば、簡便かつリアルタイムに  $D_{skin,max,K_{ar}}$  を推定することができて便利である。しかしながら、本来は症例によって治療手技中のX線照射角度が大きく変わらなどの理由によりばらつきが大きくなることがある。したがって、 $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$ を、1つの固定値 ( $CF_{K_{ar},constant}$ ) にまとめて  $D_{skin,max,K_{ar}}$  に変換する手法(推定モデル1)(図4-1b)は、必然的に誤差が大きくなる[20, 21, 37, 39, 40]。そのため、症例毎にDICOM-RDSR情報を利用し、リアルタイムに  $D_{skin,max,RPLGD}$  と Total  $K_{ar}$ との比を用いた関数で  $D_{skin,max}$  を推定するための変換関数2 ( $CF_{K_{ar},function}$ )を与えて  $D_{skin,max,K_{ar}}$  に変換する手法(推定モデル2)(図4-1c)の開発が必要であると考えた。

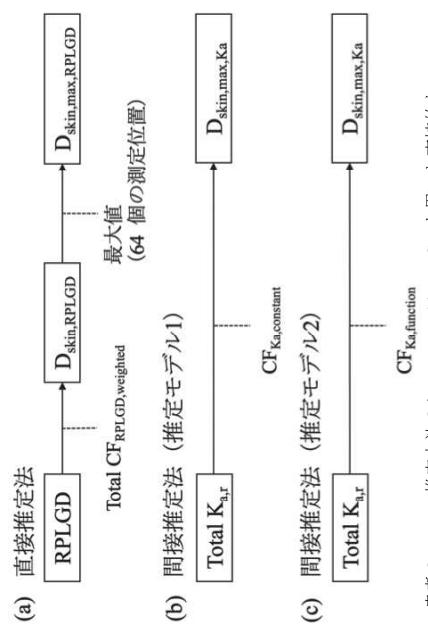


図4-1 NIR患者の  $D_{skin,max}$  推定方法のシエーマ。(a) RPLGDを用いた直接的な  $D_{skin,max,RPLGD}$  の推定方法。血管撮影装置指示值である Total  $K_{ar}$ から間接的に  $D_{skin,max,K_{ar}}$  を推定する方法。(b) 定数を変換係数1 ( $CF_{K_{ar},constant}$ )に与えて推定する方法(推定モデル1);(c) 関数により症例ごとに個別の変換係数2 ( $CF_{K_{ar},function}$ )を与えて推定する方法(推定モデル2)。Morita, K., et al (2020). "Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine—Radiation Dose Structured Report Data for Patients Undergoing Cerebral Angiography." Diagnostics 11(1): 14. © Scheme 1より転載して引用[73].

##### 4-2. 調査方針

今回の実態調査は、新小文字病院にて実施されたNIRを対象に、DICOM-RDSR情報を活用して Total  $K_{ar}$ の値から精度良く  $D_{skin,max}$  を推定する方法を考案することを基本方針とする。

#### 4・3・調査方法

##### 4・3・1・被ばく線量の測定対象

当院で2015年10月から2016年8月の間に実施された脳血管造影51症例(診断脳血管造影:43症例, NIR:8症例)を基礎データとし, 2016年8月から2017年11月の間に実施された脳血管造影51症例(診断脳血管造影:43症例, NIR:8症例)を検証データとした(表4-1)。

表4-1 被ばく線量測定対象のデータ特徴

	基礎データ	検証データ	P-value*
調査期間	Oct. 2015-Aug. 2016	Aug. 2016-Nov. 2017	
症例数 (NIR)	51(8)	51(8)	
男性	20 (39%)	25 (49%)	
女性	31 (61%)	26 (51%)	
年齢 [y] [range]	57.5 ± 13.8 [30-78]	62.6 ± 14.3 [33-88]	N.S.
BMI [kg・m <sup>-2</sup> ] [range]	22.6 ± 3.1 [16.8-32.4]	23.5 ± 3.8 [16.9-33.4]	N.S.
D <sub>skin,max,RPLGD</sub> [mGy]	553.8 ± 247.8	491.1 ± 422.8	N.S.
Total K <sub>ar</sub> [mGy]	959.1 ± 398.2	853.8 ± 634.5	N.S.
透視 K <sub>ar</sub> [mGy]	120.9 ± 152.5	148. ± 249.3	N.S.
撮影 K <sub>ar</sub> [mGy]	838.2 ± 320.9	705.6 ± 424.7	N.S.
透視時間 [min]	12.0 ± 10.0	13.4 ± 15.0	N.S.
DSA 回数 [times]	12.7 ± 5.4	11.7 ± 9.1	N.S.
フレーム数 [フレーム]	322.6 ± 100.7	300.7 ± 155.8	N.S.

\*すべてのデータは平均士標準偏差として表示。\*Welch's t-test, N.S.: Not significant, NIR: neuro interventional radiology, BMI: Body mass index, D<sub>skin,max,RPLGD</sub>: 患者の頭頸部の表面に配置された64個のRPLGD(RADIREC)を使用して得られた局所領域への最大吸収線量, K<sub>ar</sub>: 患者基準量, Total K<sub>ar</sub> = 透視 K<sub>ar</sub> + 撮影 K<sub>ar</sub>

撮影フレームレートは3 frames/secで行った。また、透視では1.5 mm Al + 0.6 mm Cu、撮影では1.0 mm Alのフィルタが自動で選択され、付加された。

4・3・2・被ばく線量の線量測定  
患者の頭部から頸部にかけて RPLGD で測定した(入射)皮膚線量 (D<sub>skin,RPLGD</sub>) の測定には RADIREC を用いた。このシステムは、専用の帽子にバッジ線量計である RPLGD(GD-302M) を 64 個配置しており、頭部の全周をくまなくカバーすることで、線量分布と測定点中の最大値である D<sub>skin,max,RPLGD</sub> を得ることができる[4, 20, 21, 39, 40]。

4・3・3・RPLGD の X 線エネルギー校正  
血管撮影装置の X 線管電圧を、透視と撮影の実用領域である 60 kVp から 120 kVp まで 10 kVp 間隔で設定し、それぞれの実効エネルギーをアルミニウム半価層法で測定した[74]。また、フリーエア条件下で、電離管線量計 (AE-1322 exposure ratemeter, Applied Engineering Inc., Kiyose, 東京、日本) と RPLGD (GD-302M) に前記と同じ管電圧の X 線を同時照射した。このときの電離管線量計の値を RPLGD (GD-302M) の読み値で除し、それぞれの実効エネルギーにおける RPLGD エネルギー校正定数 (CF<sub>RPLGD</sub>) を求め、CF<sub>RPLGD</sub>(y) を X 線実効エネルギー-[keV](x) の 2 次式(式(1))でフィットした(図4-2)。

$$y = 0.0002x^2 - 0.0147x + 0.5270 \quad (1)$$

#### 4・3・2・使用機器

FPD を搭載した Single plane 型の血管撮影装置 (BRANSIST Safire VCO slender, 鳥津製作所, 京都、日本) を用いた。正面方向は 7.5 inch サイズ、側面方向は 9 inch サイズで、X 線透視と DSA 撮影を行った。管電圧と管電流は自動露出機構により調整され、透視ペルスレートは 15 pulses/sec,

ただし、RPLGD readout value は 660 keV の  $^{137}\text{Cs}$  γ-ray による空気吸収線量で校正されており、 $D_{\text{skin},\text{RPLGD}}$  はバックスキャッターを含む皮膚表面での空気吸収線量 [Gy] である。なお、RADIREC を使用している間、64箇所の線量モニタリングポイントにおけるすべての  $D_{\text{skin},\text{RPLGD}}$  の最大値が、 $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  であると仮定した。

**4・3・6. 間接推定法: 任意の定数で変換係数 1 ( $CF_{K_a,\text{constant}}$ ) を与えて Total  $K_{a,r}$  から  $D_{\text{skin,max}}$  を推定する方法(推定モデル 1)**

基礎データ 51症例における  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  と Total  $K_{a,r}$  の比 ( $D_{\text{skin,max,RPLGD}}/\text{Total } K_{a,r}$ ) の平均値を  $CF_{K_a,\text{constant}}$  と定め、式(3)に従って  $D_{\text{skin,max,Ka}}$  を推定した(図 4-1b)。

$$D_{\text{skin,max,Ka}} = CF_{K_a,\text{constant}} \times \text{Total } K_{a,r} \quad (3)$$

**4・3・7. 間接推定法: 任意の関数で変換係数 2 ( $CF_{K_a,\text{function}}$ ) を与えて Total  $K_{a,r}$  から  $D_{\text{skin,max}}$  を推定する方法(推定モデル 2)**

基礎データ 51症例の DICOM-RDSR 記載情報のうち、Total  $K_{a,r}$ 、Fluoro.  $K_{a,r}$ 、Expo.  $K_{a,r}$ 、透視時間、DSA 撮影回数、フレームレート、さらにはその組み合わせである Fluoro.  $K_{a,r}/\text{Total } K_{a,r}$  ratio について、それぞれ  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}/\text{Total } K_{a,r}$  との相関を解析した。その結果を踏まえて、 $D_{\text{skin,max,Ka}}$  推定値と  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  との誤差を最も小さくできる任意の関数  $CF_{K_a,\text{function}}$  を用いて、症例ごとに式(4)に従って  $D_{\text{skin,max,Ka}}$  を推定した(図 4-1c)。

$$D_{\text{skin,max,Ka}} = CF_{K_a,\text{function}} \times \text{Total } K_{a,r} \quad (4)$$

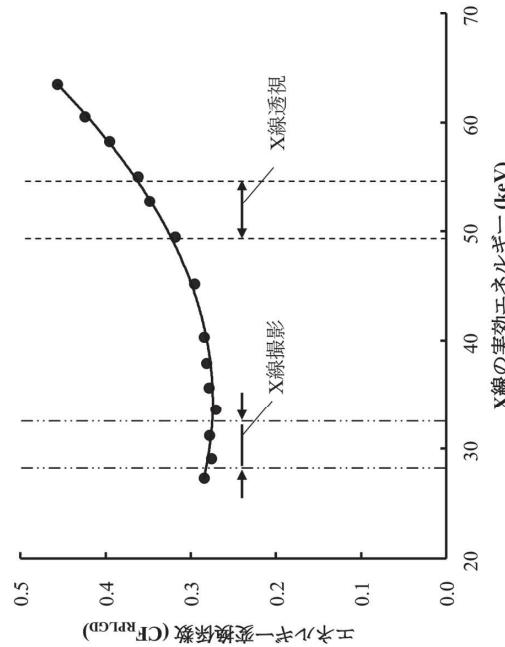


図 4-2 X 線の実効エネルギーと RPLGD エネルギー校正定数 ( $CF_{\text{RPLGD}}$ ) との関係。  
 $CF_{\text{RPLGD}}(y)$  は X 線実効エネルギー (x) の 2 次式  $y = 0.0002x^2 - 0.0147x + 0.5270$  ( $R = 0.999$ ) で表された(実線)。Morita, K., et al. (2020). "Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine—Radiation Dose Structured Report Data for Patients Undergoing Cerebral Angiography," Diagnostics 11(1). 14. © Figure 1 より引用[73]。

**4・3・5. 直接推定方法: RPLGD を用いて  $D_{\text{skin,max,RPLGD}}$  を推定する方法**

実際の脳血管造影では、その目的や手技、撮影部位、患者の体格、X 線の入射方向などが変化するたび、自動露出機構により透視画像の輝度を一定に保つよう管電圧は絶えず変化するので、X 線実効エネルギーも絶えず変化する。そこでまず、症例毎に DICOM-RDSR から得た透視と撮影の代表実効エネルギー値を用いて、基礎データ 51 症例の  $CF_{\text{RPLGD}}$  を式(1)からそれぞれ求めた。

次に、各  $CF_{\text{RPLGD}}$  を透視  $K_{a,r}$  と撮影  $K_{a,r}$  で加重平均した校正定数 ( $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$ ) を求め、全 51 症例での  $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$  平均値を全 RPLGD エネルギー校正定数 (Total  $CF_{\text{RPLGD,weighted}}$ ) として定めた。最後に、以下の式(2)に従い、RPLGD 読み取り値 (RPLGD readout value) を  $D_{\text{skin,RPLGD}}$  に変換した(図 4-1a)。

$$D_{\text{skin,RPLGD}} = \text{Total } CF_{\text{RPLGD,weighted}} \times \text{RPLGD readout value} \quad (2)$$

#### 4・3・9. 檢証データを用いた推定モデル 1 と 2 の推定精度の検証

検証データ 51 症例を用いて、まず CF<sub>RPLGDweighted</sub> のばらつきが小さいことを確認し、Total CF<sub>RPLGDweighted</sub> を決めた。次に、基礎データと同様の方法で、2 つの間接的な D<sub>skin,max</sub> 推定モデル（推定モデル 1 and 2）の適合性を比較した。

##### 4・3・10. 総計

解析は SPSS (Version 25, SPSS Inc., Chicago, IL, USA) を用いて行った。基礎データと検証データの 2 群間の平均値の差の検定には Welch's t-test を行い、 $p < 0.05$  を有意とした。

#### 第5章 結果

5・1. 直接推定法による D<sub>skin,max,RPLGD</sub> の推定  
基礎データ 51 症例において、DICOM-RDSR より抽出した透視と撮影の K<sub>air</sub> で加重平均した CF<sub>RPLGDweighted</sub> を表 5-1 に示す。CF<sub>RPLGDweighted</sub> は  $0.272 \pm 0.004$  [mean  $\pm$  standard deviation, range: 0.267–0.284] とばらつきが小さく、症例の違いが CF<sub>RPLGDweighted</sub> に与える影響は実用上無視できると考えられるため、Total CF<sub>RPLGDweighted</sub> には 0.272 を採用した。症例ごとに求めた 64箇所の D<sub>skin,RPLGD</sub> のうち最大の値を、その症例の D<sub>skin,max,RPLGD</sub> とした。

表 5-1 透視時の RPLGD エネルギー校正定数（基礎データ: n = 51）

症例 No.	管電圧 <sup>*</sup> [kV]	透視		
		実効エネルギー <sup>**</sup> [keV]	CF <sub>RPLGD</sub>	CF <sub>RPLGD</sub> *** (a)
1 <sup>†</sup>	79.3	51.8	0.302	
2 <sup>†</sup>	74.9	50.5	0.295	
3 <sup>†</sup>	83.8	53.1	0.311	
4 <sup>†</sup>	76.0	50.8	0.297	
5 <sup>†</sup>	78.0	51.4	0.300	
6 <sup>†</sup>	78.5	51.5	0.301	
7 <sup>†</sup>	74.5	50.4	0.294	
8 <sup>†</sup>	77.5	51.3	0.299	
9 <sup>†</sup>	77.1	51.1	0.298	
10 <sup>†</sup>	75.1	50.5	0.295	
11 <sup>†</sup>	84.7	53.4	0.312	
12 <sup>†</sup>	75.0	50.5	0.295	
13 <sup>†</sup>	75.9	50.8	0.296	
14 <sup>†</sup>	76.9	51.1	0.298	
15 <sup>†</sup>	74.4	50.3	0.294	
16 <sup>†</sup>	77.2	51.2	0.299	
17 <sup>†</sup>	75.6	50.7	0.296	
18 <sup>†</sup>	78.2	51.5	0.300	
19 <sup>†</sup>	75.7	50.7	0.296	
20 <sup>†</sup>	82.6	52.7	0.308	
21 <sup>†</sup>	75.1	50.5	0.295	
22 <sup>†</sup>	69.7	49.0	0.287	
23 <sup>†</sup>	73.9	50.2	0.293	
24 <sup>†</sup>	74.8	50.5	0.295	
25 <sup>†</sup>	75.3	50.6	0.295	

0.288  
49.2  
70.7

表 5-2 撮影時の RPLGD 工ネルギー校正定数 (基礎データ: n = 51)

症例 No.	撮影		実効エネルギー** [keV]	CF <sub>Repd</sub> *** (b)
	管電圧*	[kV]		
1 <sup>†</sup>	69.4		29.1	0.269
2 <sup>†</sup>	68.6		28.9	0.269
3 <sup>†</sup>	71.0		29.4	0.268
4 <sup>†</sup>	69.4		29.1	0.269
5 <sup>†</sup>	63.4		29.1	0.269
6 <sup>†</sup>	70.6		29.3	0.268
7 <sup>†</sup>	69.1		29.0	0.269
8 <sup>†</sup>	71.5		29.5	0.267
9 <sup>†</sup>	69.5		29.1	0.269
10 <sup>†</sup>	68.7		28.9	0.269
11 <sup>†</sup>	69.3		29.0	0.269
12 <sup>†</sup>	68.4		28.8	0.269
13 <sup>†</sup>	69.3		29.0	0.269
14 <sup>†</sup>	68.8		28.9	0.269
15 <sup>†</sup>	71.7		29.6	0.267
16 <sup>†</sup>	69.2		29.0	0.269
17 <sup>†</sup>	68.6		28.9	0.269
18 <sup>†</sup>	70.3		29.3	0.268
19 <sup>†</sup>	70.4		29.3	0.268
20 <sup>†</sup>	70.9		29.4	0.268
21 <sup>†</sup>	68.6		28.9	0.269
22 <sup>†</sup>	67.8		28.7	0.270
23 <sup>†</sup>	68.6		28.9	0.269
24 <sup>†</sup>	76.2		30.5	0.265
25 <sup>†</sup>	69.2		29.0	0.269
26 <sup>†</sup>	68.1		28.8	0.270
27 <sup>†</sup>	68.3		28.8	0.270
28 <sup>†</sup>	75.8		30.5	0.265
29 <sup>†</sup>	67.5		28.7	0.270
30 <sup>†</sup>	71.0		29.4	0.268
31 <sup>†</sup>	75.9		30.5	0.265
32 <sup>†</sup>	68.8		28.9	0.269
33 <sup>†</sup>	69.0		29.0	0.269
34 <sup>†</sup>	70.0		29.2	0.268
35 <sup>†</sup>	69.6		29.1	0.269
Mean	77.0	51.1	0.298	
S.D.	3.6	1.1	0.006	
Range	69.7—87.3	49.0—54.2	0.287—0.318	

CF<sub>Rep</sub>: 蓄光ガラス線量 (エネルギー補正のため) の校正定数

\*DICOM-RDSR から求めた各症例の平均管電圧

\*\*各症例の平均管電圧に対する実効エネルギーの値。NIST Standard Reference Database126 (19) の

データから内挿して求めた。

\*\*\*図 4-2 の CF<sub>Rep</sub> の X 線実効エネルギーの関数 (式(1)) から求めた。

† Morota S., Diagnostics 誌 (2021) に掲載された症例 (n = 50) [diagnostics1101014]

表 5-3 患者照射基準点線量比 ( $K_{air ratio}$ ) で加重平均された RPLGD 工ネルギー校正定数  
(基礎データ: n = 51)

症例 No.	$K_{air}$ ratio		$CF_{RPLGD, weighted}$
	Fluoro. $K_{air}$ /Total $K_{air}$ (c)	Expo. $K_{air}$ /Total $K_{air}$ (d)	
1 <sup>†</sup>	0.074	0.026	0.271
2 <sup>†</sup>	0.074	0.026	0.271
3 <sup>†</sup>	0.278	0.722	0.280
4 <sup>†</sup>	0.036	0.964	0.270
5 <sup>†</sup>	0.051	0.949	0.270
6 <sup>†</sup>	0.054	0.946	0.270
7 <sup>†</sup>	0.034	0.966	0.270
8 <sup>†</sup>	0.278	0.722	0.276
9 <sup>†</sup>	0.076	0.924	0.271
10 <sup>†</sup>	0.084	0.916	0.271
11 <sup>†</sup>	0.347	0.653	0.284
12 <sup>†</sup>	0.094	0.906	0.272
13 <sup>†</sup>	0.059	0.941	0.271
14 <sup>†</sup>	0.068	0.932	0.271
15 <sup>†</sup>	0.135	0.865	0.271
16 <sup>†</sup>	0.039	0.961	0.270
17 <sup>†</sup>	0.066	0.934	0.271
18 <sup>†</sup>	0.049	0.951	0.270
19 <sup>†</sup>	0.060	0.940	0.270
20 <sup>†</sup>	0.322	0.678	0.281
21 <sup>†</sup>	0.035	0.965	0.270
22 <sup>†</sup>	0.115	0.885	0.272
23 <sup>†</sup>	0.042	0.958	0.270
24 <sup>†</sup>	0.066	0.934	0.267
25 <sup>†</sup>	0.071	0.929	0.271
26 <sup>†</sup>	0.169	0.831	0.273
27 <sup>†</sup>	0.123	0.877	0.272
28 <sup>†</sup>	0.062	0.938	0.267
29 <sup>†</sup>	0.238	0.762	0.275
30 <sup>†</sup>	0.066	0.934	0.270
31 <sup>†</sup>	0.092	0.908	0.268
32 <sup>†</sup>	0.139	0.861	0.273
33 <sup>†</sup>	0.378	0.622	0.282

Mean 70.0 29.2 0.268  
S.D. 2.0 0.4 0.001  
Range 67.5—76.2 28.7—30.5 0.265—0.270

$CF_{RPLGD}$ : 蛍光ガラス線量(エネルギー補正のため)の校正定数

\*DICOM-RDSR から求めた各症例の平均管電圧

\*\*各症例の平均管電圧に対する実効工ネルギーの値。NIST Standard Reference Database126 (19) の

データから内挿して求めた。

\*\*\*図 4-2 の CF<sub>fluor</sub> の X 線実効工ネルギーの閾値(式(1))から求めた。

<sup>†</sup>Morota S., Diagnostics 誌 (2021) [掲載された症例 (n = 50) [diagnostics11010014]]

表 5-4 基礎データにおける症例毎の変換係数<sup>†</sup> (CF<sub>Ka,constant</sub>) / 基礎データ (CF<sub>Ka,constant</sub> / Total K<sub>ar</sub>)

	症例 No.	D <sub>skin,max</sub> (mGy)	Total K <sub>ar</sub> (mGy)	CF <sub>Ka,constant</sub> (D <sub>skin,max</sub> / Total K <sub>ar</sub> )
34 <sup>†</sup>	0.050			
35 <sup>†</sup>	0.059	0.941		
36 <sup>†</sup>	0.096	0.904		
37 <sup>†</sup>	0.058	0.942		
38 <sup>†</sup>	0.087	0.913	0.272	0.270
39 <sup>†</sup>	0.047	0.955	0.270	0.270
40 <sup>†</sup>	0.090	0.910	0.271	0.270
41 <sup>†</sup>	0.179	0.821	0.272	0.270
42 <sup>†</sup>	0.169	0.831	0.274	0.274
43 <sup>†</sup>	0.069	0.931	0.271	0.271
44 <sup>†</sup>	0.064	0.936	0.270	0.270
45 <sup>†</sup>	0.054	0.946	0.270	0.270
46 <sup>†</sup>	0.356	0.644	0.284	0.284
47 <sup>†</sup>	0.062	0.938	0.271	0.271
48 <sup>†</sup>	0.087	0.913	0.272	0.272
49 <sup>†</sup>	0.139	0.861	0.273	0.273
50 <sup>†</sup>	0.046	0.954	0.271	0.271
51	0.222	0.778	0.277	0.277
Mean	0.114	0.886	0.272	
S.D.	0.092	0.092	0.004	
Range	0.054–0.378	0.622–0.966	0.267–0.284	
CF <sub>EP(D)washed</sub> -K <sub>ar</sub> の線量比 (a) 透視線量/総線量, (b) 撮影線量/総線量を (c) 透視校正定数, (d) 撮影校正定数として算出 = (a) × (c) + (b) × (d) (表 5-1, 表 5-2 より) † Morota S., Diagnostics 誌 (2021) [掲載された症例 (n = 50) [diagnostics11010014]]				

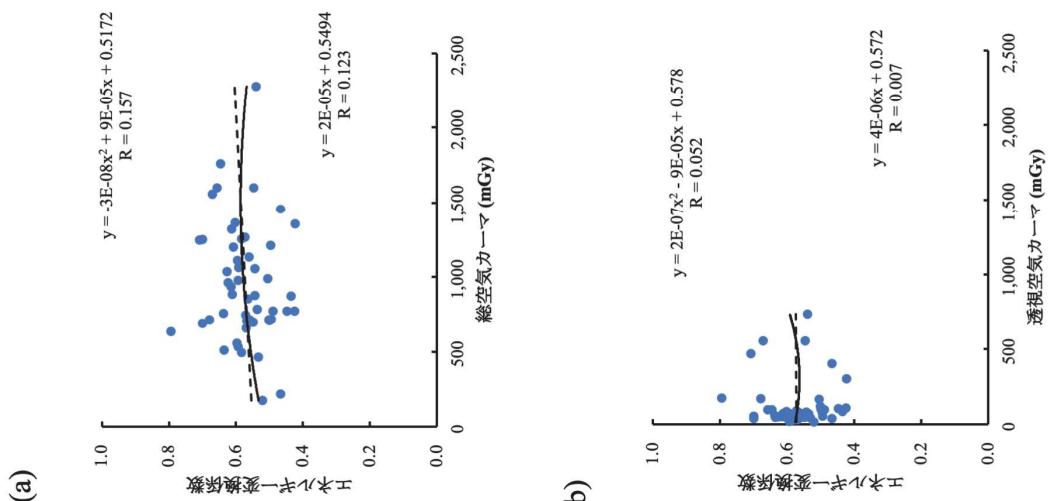
5-2. 間接推定法 (推定モデル 1) による D<sub>skin,max,Ka</sub> の推定

基礎データ 51 症例における D<sub>skin,max,RFLCD</sub>/Total K<sub>ar</sub> ( $\pm 0.579 \pm 0.080$  (mean  $\pm$  standard deviation; range: 0.425–0.795) となつたため、CF<sub>Ka,constant</sub> に 0.579 を採用し、式 (3) により D<sub>skin,max,Ka</sub> を推定した (表 5-4)。

	37 <sup>†</sup>	726.4	1196.8	0.607
	38 <sup>†</sup>	419.9	782.4	0.537
	39 <sup>†</sup>	649.9	1036.8	0.627
	40 <sup>†</sup>	91.0	174.9	0.520
	41 <sup>†</sup>	101.4	217.2	0.467
	42 <sup>†</sup>	498.5	986.5	0.505
	43 <sup>†</sup>	573.6	933.3	0.615
	44 <sup>†</sup>	381.3	696.0	0.548
	45 <sup>†</sup>	483.4	690.7	0.700
	46 <sup>†</sup>	1044.3	1555.9	0.671
	47 <sup>†</sup>	397.6	710.4	0.560
	48 <sup>†</sup>	323.3	509.0	0.635
	49 <sup>†</sup>	328.0	772.1	0.425
	50 <sup>†</sup>	373.2	656.4	0.569
	51	571.9	1352.9	0.778
Mean	552.8	959.1	0.579	
S.D.	247.8	398.2	0.080	
Range	91.0—1229.9	174.9—2277.5	0.425—0.795	

(a)

(b)

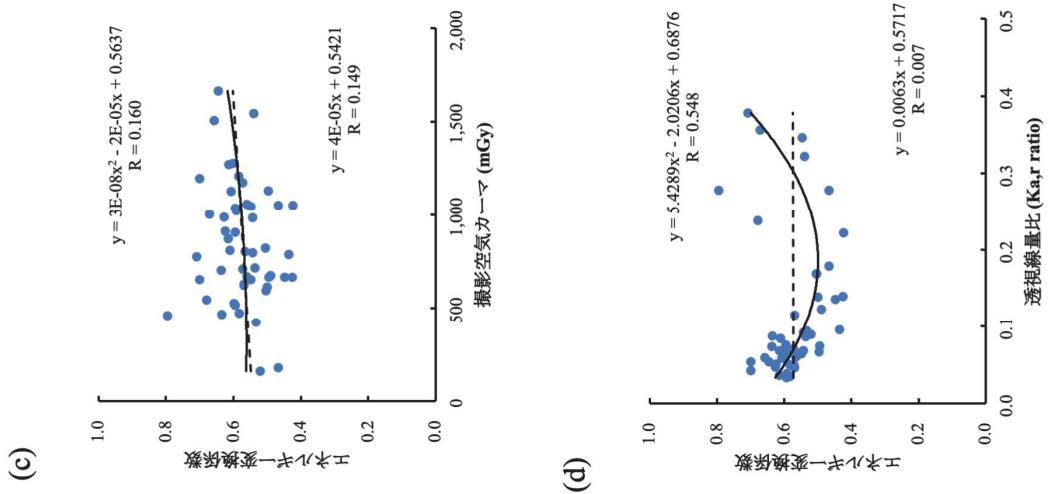


### 5-3. 間接推定法(推定モデル2)によるD<sub>skin,max,Ka</sub>の推定

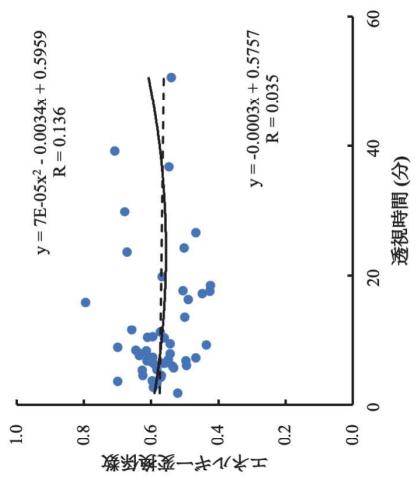
基礎データ 51症例の解析では、Total K<sub>a,r</sub>、透視空気カーマ(Fluoro. K<sub>a,r</sub>)、撮影時間(Fluoro. Time)、DSA撮影回数K<sub>a,r</sub>、透視線量比(Fluoro. K<sub>a,r</sub>/Total K<sub>a,r</sub>) (K<sub>a,r</sub> ratio)、透視フレーム数(Number of Frame)のいずれにおいても、1次式による回帰でD<sub>skin,max,RPCD</sub>/Total K<sub>a,r</sub>との間に有意な相関を認めなかった(図5-1)。しかし、Fluoro. K<sub>a,r</sub>/Total K<sub>a,r</sub>(K<sub>a,r</sub> ratio)のみ、2次式で回帰すると中等度の相関(R=0.548)を示した(図6-3d)。CF<sub>Ka,fraction</sub>として式(5)を採用した。

$$CF_{Ka,fraction} = 5.4289 \times (Fluoro. K_{a,r}/Total K_{a,r})^2 - 2.0206 \times (Fluoro. K_{a,r}/Total K_{a,r}) + 0.6876 \quad (5)$$

式(4)と式(5)により D<sub>skin,max,Ka</sub>を推定した。



(e)



(f)

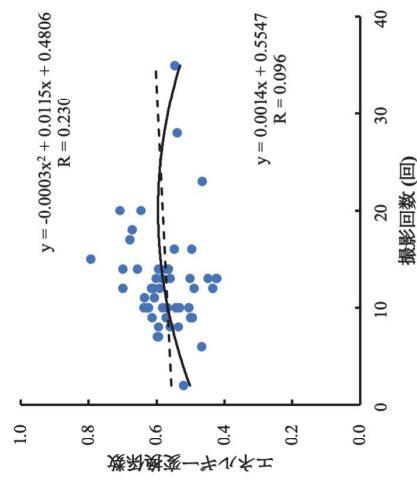




図 5-1 基礎データ ( $n = 51$ ) を用いた RPLGD のエネルギー変換係数 1 ( $CF_{\text{constant}}$ ) に影響を与える要因の解析。図の縦軸はエネルギー変換係数 1 ( $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}/\text{Total } K_{a,i}$ ) を表し,  $CF_{\text{constant}}$  と同義。破線は次式による回帰直線、実線は 2 次式による回帰曲線を示す。 $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}/\text{Total } K_{a,i}$  との相関解析に用いた DICOM-RDSR ヘラメーターは以下の通りである: (a) Total  $K_{a,i}$ , (b) Fluoro, (c) Expo.  $K_{a,i}$ , (d) Fluoro.  $K_{a,i}/\text{Total } K_{a,i}$ , (e) Fluoro. Time, (f) Number of DSA, (g) Number of Frame.

#### 5-4. 推定モデル 1 と 2 による $D_{\text{skin},\text{max},K_a}$ 推定精度の比較

基礎データ 51 定例を用いて、推定モデル 1 と 2 による  $D_{\text{skin},\text{max},K_a}$  推定値と  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  の相関を解析したところ、いずれの推定法でも高い相間を示した（推定モデル 1,  $R = 0.950$ ; 推定モデル 2,  $R = 0.969$ ）。しかし、 $CF_{\text{Kalpha function}}$  を用いて症例ごとに最適な変換係数 2 ( $CF_{\text{Kalpha function}}$ ) を与える推定モデル 2 の方が、RMSE, MAE,  $R^2$  のいずれの値も、推定モデル 1 より適合性が向上したことを見しており、推定モデル 2 の優位性が示された（図 5-2）。

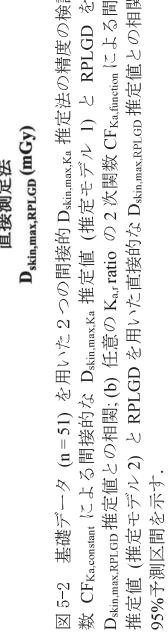


図 5-2 基礎データ ( $n = 51$ ) を用いた 2 つの間接的  $D_{\text{skin},\text{max},K_a}$  推定法の精度の検証。(a) 任意の定数  $CF_{\text{Kalpha function}}$  による間接的  $D_{\text{skin},\text{max},K_a}$  推定値 (推定モデル 1) と RPLGD を用いた直接的な  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  推定値 (推定モデル 2) との相関; (b) 任意の  $K_{a,i}$  ratio の 2 次関数  $CF_{\text{Kalpha function}}$  による間接的  $D_{\text{skin},\text{max},K_a}$  推定値 (推定モデル 2) と RPLGD を用いた直接的な  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  推定値との相関を示す。破線は 95%予測区間を示す。

### 5-5. 検証データを用いた推定モデル 1 と 2 の推定精度の検証

検証データ 51 症例でも、 $CF_{RP/CD,weighted}$  は  $0.273 \pm 0.004$  (mean  $\pm$  standard deviation; range: 0.270–0.291) とばらつきが小さく、Total  $CF_{RP/CD,weighted}$  には 0.273 を採用した (表 5-7)。  
 $D_{skin,max,RP/CD}/Total K_{a,r}$  は  $0.564 \pm 0.090$  (mean  $\pm$  standard deviation; range: 0.403–0.850) となり、 $CF_{Ka,constant}$  [ $\approx 0.562$ ] を採用した (表 5-8).

表 5-5 透視時の RPLGD 工ネルギー校正定数 (検証データ: n = 51)

Case No.	管電圧 [kV]		$CF_{RP/CD}^{***}$ (b)
	透視	実効エネルギー <sup>**</sup> [keV]	
52 <sup>†</sup>	76.7	51.0	0.298
53 <sup>†</sup>	80.0	52.0	0.303
54 <sup>†</sup>	77.6	51.3	0.299
55 <sup>†</sup>	76.8	51.0	0.298
56 <sup>†</sup>	81.9	52.5	0.307
57 <sup>†</sup>	75.4	50.6	0.296
58 <sup>†</sup>	75.7	50.7	0.296
59 <sup>†</sup>	85.9	53.7	0.315
60 <sup>†</sup>	75.2	50.6	0.295
61 <sup>†</sup>	75.6	50.7	0.296
62 <sup>†</sup>	82.2	52.6	0.307
63 <sup>†</sup>	78.3	51.5	0.300
64 <sup>†</sup>	82.4	52.7	0.308
65 <sup>†</sup>	75.5	50.7	0.296
66 <sup>†</sup>	77.6	51.3	0.299
67 <sup>†</sup>	73.2	50.0	0.292
68 <sup>†</sup>	77.5	51.2	0.299
69 <sup>†</sup>	82.3	52.7	0.308
70 <sup>†</sup>	74.4	50.3	0.294
71 <sup>†</sup>	73.8	50.2	0.293
72 <sup>†</sup>	74.5	50.4	0.294
73 <sup>†</sup>	82.5	52.7	0.308
74 <sup>†</sup>	75.6	50.7	0.296
75 <sup>†</sup>	76.7	51.0	0.298
76 <sup>†</sup>	76.7	51.0	0.298
77 <sup>†</sup>	79.6	51.9	0.303
Mean		77.4	0.299
S.D.		2.9	0.005
Range		73.1–85.9	0.292–0.315
$CF_{RP/CD}$ : 常光ガラス線量(エネルギー補正のため)の校正定数			
*DICOM-RDSR から求めた各症例の平均管電圧			
**各症例の平均管電圧に対する実効エネルギーの値。NIST Standard Reference Database126 (19) のデータから内挿して求めた。			
***図 4-2 の CRPlan の X線実効エネルギーの関数(式(1))から求めた。			
† Morota S., Diagnostics 誌 (2021) に掲載された症例 (n = 50) [diagnostics10/0014].			

表5-6 撮影時のRPLGDとネルギー校正定数(検証データ; n=51)

Case No.	管電圧*[kV]	実効エネルギー**[keV]	撮影		CF <sub>RPLGD</sub> *** (b)
			CF <sub>RPLGD</sub>	CF <sub>RPLGD</sub>	
52 <sup>†</sup>	69.3	29.0	0.269	0.269	0.269
53 <sup>†</sup>	70.0	29.2	0.268	0.269	0.269
54 <sup>†</sup>	68.8	28.9	0.269	0.269	0.269
55 <sup>†</sup>	69.1	29.0	0.269	0.270	0.270
56 <sup>†</sup>	69.5	29.1	0.269	0.269	0.269
57 <sup>†</sup>	68.9	29.0	0.269	0.269	0.269
58 <sup>†</sup>	69.5	29.1	0.269	0.269	0.269
59 <sup>†</sup>	70.3	29.3	0.268	0.269	0.269
60 <sup>†</sup>	68.8	28.9	0.269	0.269	0.269
61 <sup>†</sup>	68.7	28.9	0.269	0.269	0.269
62 <sup>†</sup>	69.3	29.0	0.269	0.270	0.270
63 <sup>†</sup>	69.1	29.0	0.269	0.269	0.269
64 <sup>†</sup>	69.7	29.1	0.269	0.269	0.269
65 <sup>†</sup>	68.6	28.9	0.269	0.267	0.267
66 <sup>†</sup>	69.0	29.0	0.269	0.269	0.269
67 <sup>†</sup>	67.7	28.7	0.270	0.269	0.269
68 <sup>†</sup>	68.4	28.8	0.269	0.269	0.269
69 <sup>†</sup>	69.8	29.2	0.269	0.270	0.270
70 <sup>†</sup>	68.1	28.8	0.269	0.269	0.269
71 <sup>†</sup>	69.0	29.0	0.269	0.270	0.270
72 <sup>†</sup>	68.2	28.8	0.269	0.264	0.264
73 <sup>†</sup>	78.4	31.0	0.264	0.264	0.264
74 <sup>†</sup>	69.3	29.0	0.269	0.269	0.269
75 <sup>†</sup>	68.5	28.9	0.269	0.269	0.269
76 <sup>†</sup>	68.6	28.9	0.269	0.269	0.269
77 <sup>†</sup>	69.4	29.1	0.269	0.269	0.269
78 <sup>†</sup>	69.0	29.0	0.269	0.269	0.269
79 <sup>†</sup>	69.5	29.1	0.269	0.267	0.267
80 <sup>†</sup>	68.4	28.8	0.269	0.269	0.269
81 <sup>†</sup>	69.3	29.0	0.269	0.269	0.269
82 <sup>†</sup>	69.5	29.1	0.269	0.269	0.269
83 <sup>†</sup>	71.6	29.5	0.267	0.267	0.267
84 <sup>†</sup>	69.3	29.0	0.269	0.269	0.269
85 <sup>†</sup>	68.7	28.9	0.269	0.269	0.269

Range 67.7—78.4 28.7—31.0 0.264—0.270  
 CF<sub>RPLGD</sub>: 單光ガラス線量(エネルギー補正のため)の校正定数  
 \*DICOM-RDSRから求めた各症例の平均管電圧  
 \*\*各症例の平均管電圧に対する実効エネルギーの値. NIST Standard Reference Database126 (19) の  
 データから内挿して求めた.  
 \*\*\*図4-2のCF<sub>RPLGD</sub>のX線実効エネルギーの関数(式(1))から求めた.  
 † Morotaら, Diagnostics誌(2021)に掲載された症例(n=30)[diagnostics11010014].

表 5-7 患者照射基準点線量比 ( $K_{\text{air}}$  ratio) の加重平均された RPLGD 工ネルギー校正定数 (検証  
→  
†: n = 51)

症例 No.	$K_{\text{air}}$ ratio		CF <sub>RPLGDweighted</sub>
	Fluoro. $K_{\text{air}}$ /Total $K_{\text{air}}$ (c)	Expo. $K_{\text{air}}$ /Total $K_{\text{air}}$ (d)	
52 <sup>†</sup>	0.055	0.945	0.270
53 <sup>†</sup>	0.075	0.925	0.271
54 <sup>†</sup>	0.136	0.864	0.273
55 <sup>†</sup>	0.055	0.945	0.271
56 <sup>†</sup>	0.249	0.751	0.278
57 <sup>†</sup>	0.062	0.938	0.271
58 <sup>†</sup>	0.057	0.943	0.270
59 <sup>†</sup>	0.404	0.596	0.287
60 <sup>†</sup>	0.117	0.883	0.272
61 <sup>†</sup>	0.127	0.873	0.273
62 <sup>†</sup>	0.416	0.584	0.285
63 <sup>†</sup>	0.059	0.941	0.271
64 <sup>†</sup>	0.117	0.883	0.273
65 <sup>†</sup>	0.123	0.877	0.273
66 <sup>†</sup>	0.097	0.903	0.272
67 <sup>†</sup>	0.081	0.919	0.272
68 <sup>†</sup>	0.109	0.891	0.273
69 <sup>†</sup>	0.288	0.712	0.280
70 <sup>†</sup>	0.134	0.866	0.273
71 <sup>†</sup>	0.094	0.906	0.271
72 <sup>†</sup>	0.081	0.919	0.272
73 <sup>†</sup>	0.139	0.861	0.270
74 <sup>†</sup>	0.045	0.955	0.270
75 <sup>†</sup>	0.063	0.937	0.271
76 <sup>†</sup>	0.090	0.910	0.272
77 <sup>†</sup>	0.075	0.925	0.271
78 <sup>†</sup>	0.042	0.958	0.270
79 <sup>†</sup>	0.100	0.900	0.272
80 <sup>†</sup>	0.073	0.927	0.271
81 <sup>†</sup>	0.085	0.915	0.272
		Mean	0.130
		S.D.	0.099
		Range	0.039–0.421
			0.579–0.961
			0.270–0.287

CF<sub>RPLGDweighted</sub>: (a) Fluoro.  $K_{\text{air}}$ /Total  $K_{\text{air}}$ , (b) Expo. Kar./Total  $K_{\text{air}}$ , (c) 透視の CF<sub>RPLGD</sub>(表 5-5 より)  
と, (d) 撮影の CF<sub>RPLGD</sub>(表 5-6 より) にそれぞれ乗じた和を CF<sub>RPLGDweighted</sub> として算出。  
CF<sub>RPLGDweighted</sub> = (a) × (c) + (b) × (d).

† Morota 等, Diagnostics 誌 (2021) に掲載された症例 (n = 50) [diagnostics11010014].

表5-8 檢証データにおける症例毎の変換係数1(CF<sub>Kα,constant</sub>) (検証データ: n=51)

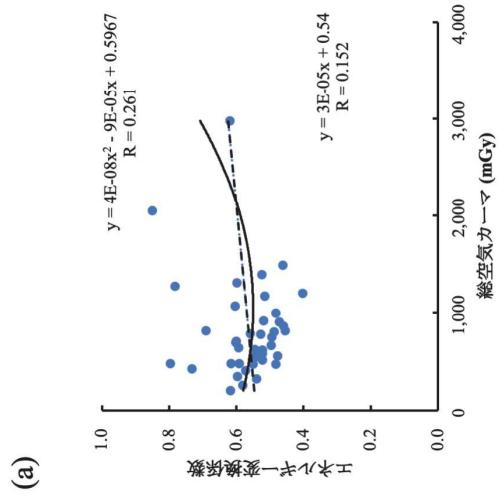
症例 No.	D <sub>skin,max</sub> (mGy)	Total K <sub>a,r</sub> (mGy)	CF <sub>Kα,constant</sub> (D <sub>skin,max</sub> /Total K <sub>a,r</sub> )
52 <sup>†</sup>	148.8	248.9	0.598
53 <sup>†</sup>	172.2	315.8	0.545
54 <sup>†</sup>	305.1	574.1	0.531
55 <sup>†</sup>	194.0	382.2	0.508
56 <sup>†</sup>	1377.5	2662.1	0.517
57 <sup>†</sup>	448.9	665.6	0.674
58 <sup>†</sup>	479.7	946.4	0.507
59 <sup>†</sup>	996.7	1274.5	0.782
60 <sup>†</sup>	303.9	582.1	0.522
61 <sup>†</sup>	127.5	206.7	0.617
62 <sup>†</sup>	1740.6	2048.7	0.850
63 <sup>†</sup>	412.7	782.3	0.527
64 <sup>†</sup>	371.5	817.4	0.454
65 <sup>†</sup>	311.2	593.6	0.524
66 <sup>†</sup>	477.0	919.4	0.519
67 <sup>†</sup>	290.3	546.2	0.531
68 <sup>†</sup>	150.1	257.9	0.582
69 <sup>†</sup>	479.4	993.9	0.482
70 <sup>†</sup>	782.7	1307.6	0.599
71 <sup>†</sup>	208.4	349.5	0.596
72 <sup>†</sup>	297.5	482.7	0.616
73 <sup>†</sup>	228.3	474.1	0.482
74 <sup>†</sup>	562.3	813.7	0.691
75 <sup>†</sup>	392.7	803.9	0.488
76 <sup>†</sup>	603.8	1170.5	0.516
77 <sup>†</sup>	425.7	903.5	0.471
78 <sup>†</sup>	380.5	640.9	0.594
79 <sup>†</sup>	728.2	1391.4	0.523
80 <sup>†</sup>	338.4	621.8	0.544
81 <sup>†</sup>	439.9	788.1	0.558
82 <sup>†</sup>	398.5	865.4	0.460
83 <sup>†</sup>	484.0	1201.0	0.403
84 <sup>†</sup>	645.5	1069.2	0.604
85 <sup>†</sup>	423.1	705.0	0.600
86 <sup>†</sup>	1845.5	2978.1	0.620
87 <sup>†</sup>	305.9	567.0	0.540

88<sup>†</sup> 1489.1  
89<sup>†</sup> 284.6  
90<sup>†</sup> 372.6  
91<sup>†</sup> 234.1  
92<sup>†</sup> 330.3  
93<sup>†</sup> 314.1  
94<sup>†</sup> 321.9  
95<sup>†</sup> 261.6  
96<sup>†</sup> 419.9  
97<sup>†</sup> 265.7  
98<sup>†</sup> 299.3  
99<sup>†</sup> 175.6  
100<sup>†</sup> 268.8  
101<sup>†</sup> 379.9  
102 2151.2  
Mean 491.1  
S.D. 422.8  
Range 127.5–2151.2  
206.7–3152.1  
0.403–0.850

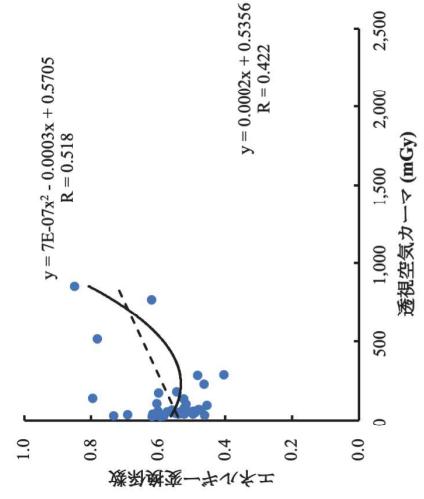
総空気力— $\gamma$  (Total K<sub>a,t</sub>), 透視空気カーマ (Fluoro. K<sub>a,t</sub>), 撮影空気カーマ (Expo. K<sub>a,t</sub>), 透視線量比 (Fluoro. K<sub>a,r</sub>/Total K<sub>a,r</sub>) (K<sub>a,r</sub>,ratio), 透視時間 (Fluoro. Time), DSA撮影回数 (Number of DSA), 撮影フレーム数 (Number of Frame) (はいすれにおいても, 基礎データと同様, 1次式による回帰で D<sub>skin,max,RPL,GP</sub>/Total K<sub>a,r</sub> との間に有意な相関を認めなかつた (図 5-3)・しかし, Fluoro. K<sub>a,r</sub>/Total K<sub>a,r</sub> (K<sub>a,r</sub>,ratio) の2次式による回帰で中等度の相関 (R = 0.609) を認めたため (図 5-3d), CF<sub>Kα,function</sub>  $\leftarrow$  して, 式 (6) の2次式を採用した。

$$CF_{K\alpha,function} = 4.594 \times (Fluoro. K_{a,r}/Total K_{a,r})^2 - 1.5054 \times (Fluoro. K_{a,r}/Total K_{a,r}) + 0.6415 \quad (6)$$

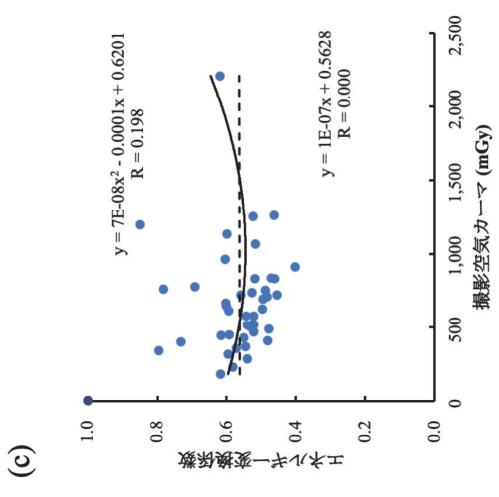
式 (4) と式 (6) により D<sub>skin,max,Ka</sub> を推定した。



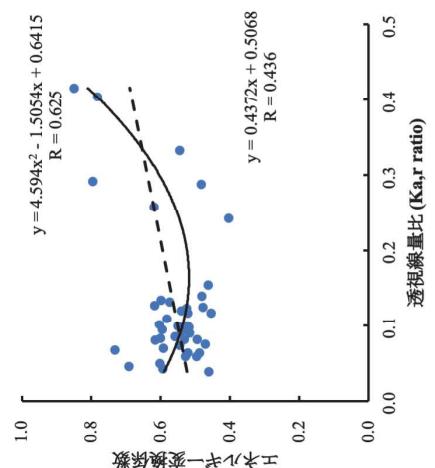
(b)



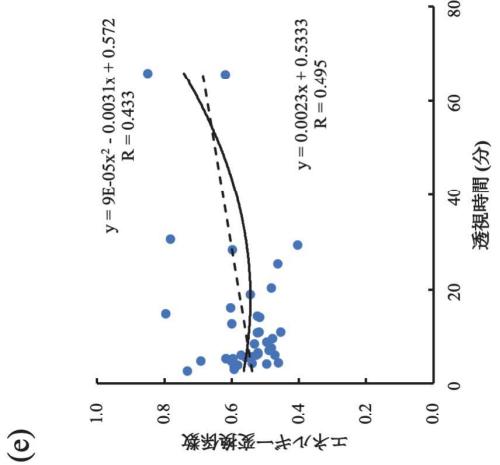
66



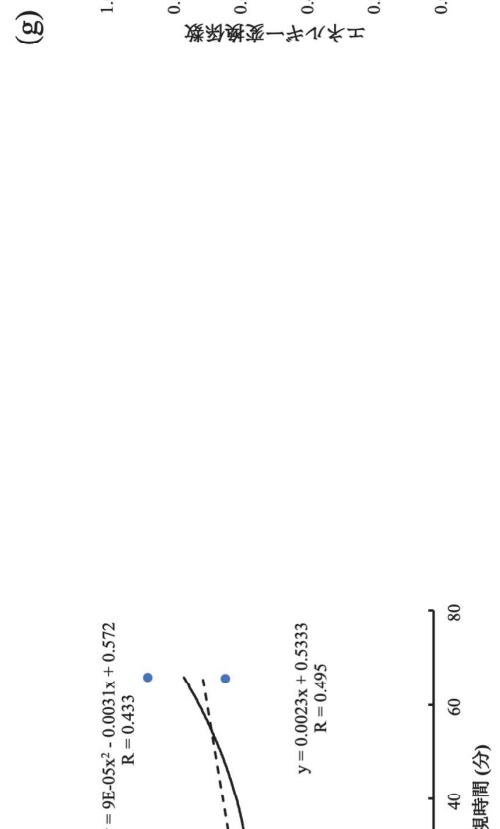
(d)



67



(e)



(g)

図 5-3 検証データ ( $n = 51$ ) を用いた RPGLD のエネルギー変換係数 1 ( $CF_{constant}$ ) に影響を与える要因の解析。図の縦軸はエネルギー変換係数 1 ( $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{al}$ ) を表し、 $CF_{constant}$  と同義。破線は 1 次式による回帰直線、実線は 2 次式による回帰曲線を示す。 $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{al}$  との相関解析に用いた DICOM-RDSR パラメーターは以下の通りである: (a) Total  $K_{al}$ , (b) Fluoro.  $K_{al}$ , (c) Expo.  $K_{al}$ , (d) Fluoro.  $K_{al}/Total K_{al}$ , (e) Number of DSA, (f) Number of Frame.

これらの値を用いて、推定モデル 1 と 2 による  $D_{skin,max,RPLCD}$  との相間を解析したところ、いずれの推定法でも高い相間を示した（推定モデル 1,  $R = 0.964$ ; 推定モデル 2,  $R = 0.983$ ）。しかし、 $CF_{K_{al},function}$  を用いて症例ごとに最適なエネルギー変換係数 1 ( $CF_{K_{al},constant}$ ) を与える推定モデル 2 の方が、RMSE, MAE,  $R^2$  のいずれの値も、推定モデル 1 より適合性が向上したことを見出しており、推定モデル 2 の優位性が示された（図 5-4）。

## 第6章 考察

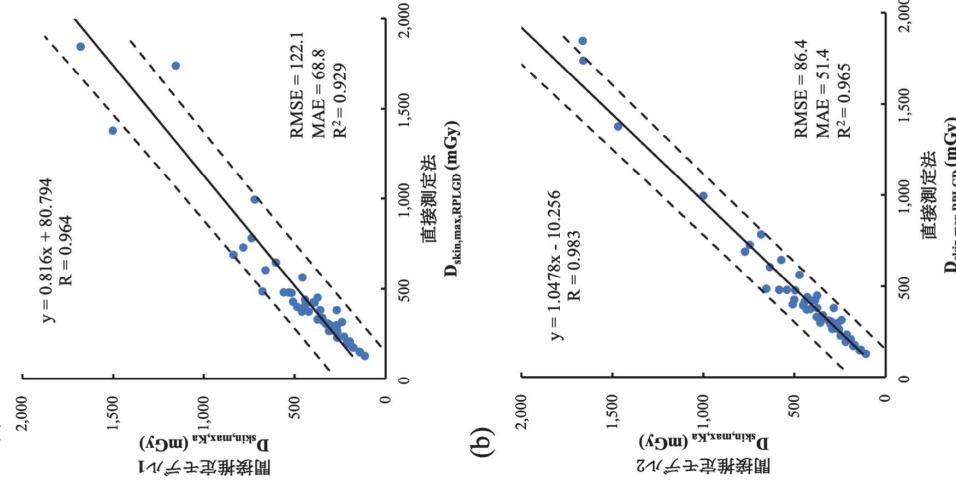


図 5-4 検証データ ( $n = 50$ ) を用いた 2 つの間接的  $D_{skin,max,Ka}$  推定法の精度の検証。 (a) 任意の定数  $CF_{Ka,constant}$  による間接的な  $D_{skin,max,Ka}$  推定値(推定モデル 1)と RPLGD を用いた直接的な  $D_{skin,max,Ka}$  推定値(推定モデル 2)による間接的  $D_{skin,max,RPLGD}$  推定値との相関; (b) 任意の  $K_{ar}$  ratio の 2 次多項式  $CF_{Ka,function}$  による間接的  $D_{skin,max,Ka}$  推定値(推定モデル 1)と RPLGD を用いた直接的な  $D_{skin,max,RPLGD}$  推定値との相関を示す。破線は 95% 予測区間を示す。

## 6-1. IVR における患者の入射皮膚線量評価方法

### 6-1-1. 術中リアルタイム $D_{skin,max,Ka}$ を推定する変換係数

先行研究では、RADIREC を用いた  $D_{skin,max,RPLGD}$  のデータを解析し、平均的な  $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$  を推定して  $K_{ar}$  の値を  $CF_{Ka,constant}$  として Total  $K_{ar}$  に乘じることで、術中リアルタイムに  $D_{skin,max,Ka}$  を推定してきました(図 4-1b) [37, 20, 4, 21, 22, 39, 40]。しかしながら、Total  $K_{ar}$  は全ての X 線照射角度からの総和であり、症例毎に X 線照射角度もまちまちであるため、 $D_{skin,max,Ka}$  は実際の  $D_{skin,max,RPLGD}$  より過大もしくは過少に評価されていることが多い。理論上、術中一度も X 線照射角度を変えることがなければ  $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$  の値は大きくなつて 1 に近づき、逆に X 線照射角度を分散すればその比の値は小さくなる。しかし、どれだけ X 線照射角度が分散したかを的確に示す指標は、文献を涉獥する限り未だ無く、 $K_{ar}$  ratio の 2 次式で  $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$  の値の変動を説明できることを見いだした本研究が、初の報告となる。

先行研究では、Total  $K_{ar}$  を用いた間接推定法として、 $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$  の値である  $CF_{Ka,constant}$  を適当な数(51 症例)の平均値をとつて一つの変換係数 1 として使用していた(推定モデル 1)(図 4-1b)。筆者は、このことが誤差の原因に開与している可能性があると考えた。 $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$  の値は、おおよそ X 線照射角度の分散具合で決定づけられるが、術者の観察報告の嗜好や症例の違い、ターゲットとなる病変の局在部位など様々な要因によつても変化する。例えば、X 線照射角度の分散が同一であつても、透視時間や撮影回数が異なれば、照射線量や皮膚線量も異なることになる。この要因を調査するため、基礎データセットを用い、変換係数 1( $D_{skin,max,RPLGD}/Total K_{ar}$ ) と DICOM-RDSR に記録される情報から線量に開わる因子を抽出し、相関係数を調査したところ(表 6-1)、透視線量比を用いた 2 次多項式(5)において中等度の正の相関を認めた( $R = 0.548$ )。そこで、(5) 式を  $CF_{Ka,function}$  の補正に用い、式(4) と式(5)により  $D_{skin,max,Ka}$  を推定した(推定モデル 2)(図 4-1c)。

$$D_{skin,max,Ka} = CF_{Ka,function} \times Total K_{ar} \dots \dots (4)$$

$$CF_{Ka,function} = 5.4289 \times (Fluoro, K_{ar}/Total K_{ar})^2 - 2.0206 \times (Fluoro, K_{ar}/Total K_{ar}) + 0.6876 \dots \dots (5)$$

表 6-1 變換係数 1 ( $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{ar}$ ) と DICOM-RDSR から抽出した要因との関係 (基準データセット; n=51)

DICOM-RDSR 情報	直線回帰分析	曲線回帰分析
総空気カーマ (mGy)	0.123	0.157
透視空気カーマ (mGy)	0.007	0.052
撮影空気カーマ (mGy)	0.149	0.160
透視線量比 ( $K_{ar}$ ratio)	0.007	0.548
透視時間 (分)	-0.035	0.136
DSA撮影回数 (回)	0.096	0.230
撮影フレーム数 (フレーム)	0.307	0.314

6-1-2 検証データセットの解析

基礎データセットで確認された方法を検証する目的で、2016年8月から2017年11月の期間に施行された血管撮影 51 症例 (8 例の IVR を含む) を検証データセットとし、基礎データセットと同様の解釈を行った。なお、検証データセットに含まれる患者の年齢や撮影条件に関する体格の指標として記録した BMI において差はなく、比較対象として適切と判断した。DICOM-RDSR に記録される情報から線量に関わる因子を抽出し、 $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{ar}$  との相関を調査したところ (表 6-2), 透視線量比を用いた 2 次多項式 (6) において中等度の正の相関を認めた ( $R = 0.625$ )。そこで、(6) 式により  $CF_{K_{ar},function}$  を求め、式 (4) と式 (6) により  $D_{skin,max,K_{ar}}$  を推定した (推定モデル 2) (図 4-1c)。

$$D_{skin,max,K_{ar}} = CF_{K_{ar},function} \times Total K_{ar} \dots \dots (4)$$

$CF_{K_{ar},function}$  が得られたことにより、装置に表示している Total  $K_{ar}$  に乘じることでリアルタイムに正確な線量を推定することが可能となり、管理線量 (溝り返される症例では 1 Gy, または、全ての症例において 3 Gy) に近づいたときに術者へ情報提供することも可能となった。また、検査終了後には、症例毎の最大入射線量も即座に把握できるようになり、経過観察の対象となる組織反応のしきい線量を超えた症例の洗い出しだしも容易になった。従来、 $CF_{K_{ar},function}$  の補正に実測値との一次回帰式を用いた推定法は存在するが、本研究のように、透視線量に占める透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) を採用し、2 次回帰式により症例毎に最適な補正を行った先行研究は存在せず初の報告となる。

間接推定法の推定モデル 2 では、推定モデル 1 における 1 つの値に固定した変換係数 1 ( $CF_{K_{ar},constant}$ ) を使用することで新たな変換係数 2 ( $CF_{K_{ar},function}$ ) を得た。図 5-1(d) は、1 つの固定した変換係数 1 ( $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{ar}$ ) と透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) の相関関係を表した散布図で、1 次回帰式の相関係数は  $R = 0.007$  となり相関関係は認められなかった。一方で、同じ散布図から 2 次回帰式の相関係数は  $0.548$  で中等度の相関を認めたため補正に 2 次回帰式を使用した (表 6-1)。また、透視線量比が 0.2 を境に小さい方で診断群、大きい方で治療群が纏まっている。その後者が負、後者が正になつており、単純な 1 次回帰式ではどうしても誤差の大きい症例が発生してしまう。結果として、診断群と治療群では 1 つの変換係数 1 では対応できない傾向の違いを含んでおり、2 次回帰式を用いた理由であり、最適な解析と考えられる。

$$CF_{K_{ar},function} = 4.594 \times (Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar})^2 - 1.5054 \times (Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}) + 0.6415 \dots \dots (6)$$

表 6-2 變換係数 1 ( $D_{skin,max,RPLCD}/Total K_{ar}$ ) と DICOM-RDSR から抽出した要因との関係 (検証データセット ; n=51)

DICOM-RDSR 情報	直線回帰分析	曲線回帰分析
総空気カーマ (mGy)	0.152	0.261
透視空気カーマ (mGy)	0.422	0.518
撮影空気カーマ (mGy)	0.000	0.198
透視線量比 ( $K_{ar}$ ratio)	0.436	0.625
透視時間 (分)	0.349	0.433
DSA撮影回数 (回)	0.268	0.358
撮影フレーム数 (フレーム)	-0.124	0.209

検証データセットにおいても、総線量に占める透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) を用いて  $CF_{K_{ar},function}$  の補正をする方法が最適であり、基準データセットと同様の結果となつた。DICOM-RDSR の情報から、補正項として採用した項目は透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) であり、検証データセットにおいても 0.2 を境に小さい領域に診断群、大きい領域に治療群が集中する傾向を見出した。

2016 年の Morota らは、頭部血管撮影における診断および治療目的の手技別による総線量に占める撮影線量の寄与率を調査した研究において、診断で  $89.9 \pm 10.9\%$ 、治療で  $70.7 \pm 12.9\%$  となつたと報告している[23]。即ち、透視線量比 (Fluoro.  $K_{ar}/Total K_{ar}$ ) に換算すると約 0.1 と約 0.3 となり、本研究で示された 0.2 増に診断群と治療群で分かれる結果と一致した。経験的に、臨床例においても治療になれば透視時間は相対的に長くなり、1 時間を超えるような症例も経験されることがある。しかし、結果的に透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) は大きくなりやすく、また、疾患別に評価した結果では、血管病変の診断目的と治療目的の違いによって、総線量の差に有意差が認められている[23]。以上より、症例毎の透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) に着目したとき、診断群または治療群などの同じ群の中では共通する傾向が確認され、一方で、異なる群の中では違う傾向があることが確認された。このことは、それぞれの時間で異なる傾向が存在することが示唆され、予め分けて解析する必要があることを示している。

臨床応用する場合、診断群と治療群などに分け 2 つ換算式の使用や、そもそも分け集計する行為は手間になるため使用し難いため、変換係数 1 ( $D_{skin,max,RPL,GD}/Total K_{ar}$ ) に対し透視線量比 ( $Fluoro. K_{ar}/Total K_{ar}$ ) を用いた 2 次式で補正することにより、色々な異なった傾向を持つ疾患群に対し、1 つの 2 次式で説明することができる。

#### 6-1-3. $D_{skin,max,RPL,GD}/Total K_{ar}$ の補正効果

従来の単純な一次回帰式を用いた Total  $K_{ar}$  から  $D_{skin,max,K_{ar}}$  の推定では、Total  $K_{ar}$  が大きくなれば必然的に  $D_{skin,max,K_{ar}}$  も大きくなる。

血管撮影の患者被ばく線量は透視線量と撮影線量の合計である。一般的に被ばくの影響は、撮影線量方が大きい分その影響も大きい傾向にある[23]。また、診断目的の検査と IVR では、前述の撮影線量と透視線量の割合に違いがあり、IVR において透視線量の割合が大きいことが確認されている[23]。この理由は、診断目的の検査では、対象となる疾患や血管の画像診断が目的であり、透視時間は比較的短く記録を残すための撮影が中心となる。また、観察方向も正面方向と側面方向など決まった方向が選択され、X 線入射方向は分散される傾向がある。一方で、IVR の場合、対象疾患の治療のため透視下で超選択的なカテーテル操作が行われる。このカテーテル操作に要する透視時間は長くなることがしばしばで、最も適した観察方向が一旦決定すれば撮影はほぼ同一方向で行われることが多く、X 線入射方向もほぼ同一方向で行われることになる。このように、診断目的の検査と IVR といった手技の違いによる被ばくの傾向は必ず異なることが予想される。

したがって、最初に述べた単純な一次回帰式を用いた  $D_{skin,max,K_{ar}}$  の推定では、それぞれの傾向に違いがあることから、推定結果にもミスマッチを生じる危険性があると言える。

本研究では、 $D_{skin,max,K_{ar}}$  をより精度よく推定するための補正の材料に、DICOM-RSDR に記録された情報の中から透視の  $K_{ar}$  ratio を選択した (図 5-1d) (図 5-3d)。

検証データセットにおいて、脳動脈瘤コイル塞栓術などの治療目的の IVR の場合、長時間にわたり同じ X 線照射角度から透視を行っているため、被ばく線量は高くなる傾向にある。従来法では、単純な一次回帰式であったため、 $D_{skin,max,RPL,GD}/Total K_{ar}$  も大きくなるので、高めの CF<sub>K<sub>ar</sub>,function</sub> の値が与えられていた。これに対し、透視の  $K_{ar}$  ratio を参考にした 2 次回帰式で  $D_{skin,max,K_{ar}}$  が適切に補正できただと考えられた (図 5-3d)。逆に、被ばくが低線量となるのは診断的な脳血管撮影の場合が多く、手技は定型的で同一 X 線照射角度 主に後部・前部およびまたは左右の投影を介してからの撮影による被ばくが主になるため  $K_{ar}$  ratio は小さくなり、 $D_{skin,max,RPL,GD}/Total K_{ar}$  は高くなれる (図 5-1d, 図 5-3d)。高線量被ばくの場合と同様に、高めの CF<sub>K<sub>ar</sub>,function</sub> の値が与えられたことでも  $D_{skin,max,K_{ar}}$  が適切に補正できたと考えられた。特に、高線量域において一次回帰式で高く推定されていた  $D_{skin,max,K_{ar}}$  は、透視の  $K_{ar}$  ratio を加味した 2 次回帰式により、低く補正されるこになり、結果的に、IVR の高線量域の誤差を適切に修正できていることが確認できた (図 6-1)。

このように、症例毎に  $K_{ar}$  ratio を加味した CF<sub>K<sub>ar</sub>,function</sub> を与えることで、より精度の高い  $D_{skin,max,K_{ar}}$  推定が可能になることが示された。

直接推定法による  $D_{skin,max,RPL,GD}$  と間接推定法による  $D_{skin,max,K_{ar}}$  の残差プロットを図 6 に示す。

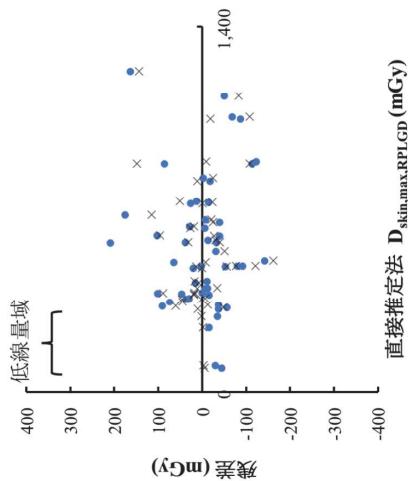
$K_{ar}$  ratio の 2 次式 (基礎データ: 式 (5); 検証データ: 式 (6)) に CF<sub>K<sub>ar</sub>,function</sub> を与えて、症例毎に最適な補正により  $D_{skin,max,K_{ar}}$  推定を行うことで、基礎データでは、低線量領域において弱い補正効果が認められた (図 6(a))。検証データでは、低線量領域において弱い補正効果が認められ、高線量域において強い補正効果を認めた (図 6(b))。基礎データの低線量域と、検証データの低線量域および高線量域において、推定モデル 1 でマイナスの値であった残差が、推定モデル 2 ではゼロに近づいており、CF<sub>K<sub>ar</sub>,function</sub> による補正効果が認められた。

間接推定法の推定モデル 1 では、実測値 ( $D_{skin,max,RPL,GD}$ ) と装置に表示される総線量 (Total  $K_{ar}$ ) の一次相関式から得た 1 つの値で固定された変換係数 1 ( $D_{skin,max,RPL,GD}/Total K_{ar}$ ) を使用した。これは、単純な一次式による解析であり、誤差は低線量群・高線量群のどちらでも起こり得る。この中で、低線量群には診断目的の検査が集中し、高線量群には治療目的の症例が集中している。実測値と推定値の残差という点では、低線量群ではそもそも線量が小さいため残差も目立たず、高線量域にすれば残差も大きくなり、特に、治療群 (高線量域) ではらつきが大きくなる原因になつたと推察される。

実測値と予想値の残差を間接推定法の推定モデル 1 と推定モデル 2 で比較したとき、殆どの症例において推定モデル 2 の優位性が示されている。しかし、推定モデル 2 の誤差が 69 mGy から -

128 mGy と大きくなっている症例も確認された(図 6). この症例を詳細に見直したところ硬膜動静脈瘻の NIR 症例は高線量となることが知られており、患者及び医療従事者の放射線防護の観点からも注意が必要な疾患といえる。本研究では、診断目的の検査と IVR (本研究では NIR が対象) の間で患者被ばくの傾向が異なり、DICOM-RDSR から抽出した透視線量比 (Fluoro.  $K_{\alpha}/\text{Total } K_{\alpha}$ ) が変化することで傾向が変わることを見出した。その相関式を用い推定線量を計算する際の変換係数 2 の補正項として利用したこところが新規性でもある。診断群と治療群には透視線量比に違いがあり[23]、その分岐点はおよそ透視線量比 0.2 が分歧点となっていた。DICOM-RDSR の記録から、NIR 症例の透視線量比を確認すると 0.4 を超えるものが多くた。一方、誤差の大きくなつた、この硬膜動静脈瘻症例は撮影を多用したことにより透視線量比が 0.25 となつておらず、頻回の撮影は高線量となりやすく注意が必要である。結果として、この誤差(残差)の大きかった症例は、術者が異なつた、新しいデバイス(塞栓材料など)を使用し撮影での確認が必要だつたなど、いつもの作業と手順が異なることを行つた可能性が考えられる。DICOM-RDSR に記録される情報がない場合このような原因解析は不可能であり、原因が分かることで有効な防護対策に繋げられるツールであることが改めて確認された。NIR で繰り返し撮影を行う際、撮影フレーム数を削減する、撮影時間を短くするなど、現場に還元できる防護策に応用できることが示唆された。

(a)

直接推定法  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  (mGy)

(b)

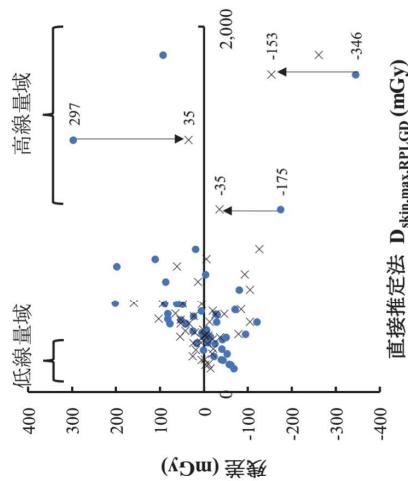
直接推定法  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  (mGy)

図 6 直接推定法による  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  と間接推定法による  $D_{\text{skin},\text{max},K_{\alpha}}$  の残差プロット。  
 $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}} - D_{\text{skin},\text{max},K_{\alpha}}$  の残差を: (a) 基礎データ ( $n = 51$ ); (b) 検証データ ( $n = 51$ ) でプロットしている。●は  $CF_{K_{\alpha}}$  constant による  $D_{\text{skin},\text{max},K_{\alpha}}$  推定値(推定モデル 1) と  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  との残差を示し; × は  $CF_{K_{\alpha},\text{function}}$  による  $D_{\text{skin},\text{max},K_{\alpha}}$  推定値(推定モデル 2) と  $D_{\text{skin},\text{max},\text{RPLGD}}$  との残差を示す。

## 6-2. IVR 時の患者の皮膚線量の把握

ICRP は publication 85 (2000) の中で, IVR による患者の放射線傷害発生を抑制するためには, 痒がんや遺伝的影響などの確率的影響を可能な限り低く抑えることと, 脱毛や皮膚障害などの組織反応(確定的影響)を回避することの 2 つが重要であると述べている。また, IVR における組織反応の発生回避のためには, 繰り返し行われる手技の累積吸収線量が 1 Gy 以上のことや, いかなる手技においても 3 Gy に近づくかまたは超えるときには, 診療記録に記載されるべきであるとも述べている[69]。したがって, IVR を受けた患者の正確な  $D_{skin,max}$  を把握し, 従事するスタッフ間で情報を共有しておく必要がある。さらに, 手技中の線量をリアルタイムに評価することも必須の条件となった。これができなければ, 1 Gy または 3 Gy の管理線量に達するタイミングを知ることは不可能で, ましてや, 手技中の術者への注意喚起を行うこともできない。線量計を用いた実測においてリアルタイム測定を行なった報告はあるが, 現状では測定できるポイントが限られており, 予め  $D_{skin,max}$  になるところを予測して線量計を配置する必要があることから, 多くの方向から X 線照射する NIR での使用には適さない。その点, 装置に表示され, DICOM-RDSR にも記録される累積空気カーマや累積面積線量などの線量情報を利用することは, 簡単であり, 最適でもある。また, これらの線量情報は, 2010 年 IEC によって装置への実装が義務化されており[72], どの施設の装置でも利用できる環境が整いつつある。但し, このときの必須条件として, 累積空気カーマや累積面積線量などを実際の  $D_{skin,max}$  に変換する変換係数 2 を決定しておく必要がある。そのためには, 事前に適当な数の実測が必要となる。

6-3. RPLGD のエネルギー特性が校正定数に与える影響  
実測に用いた RPLGD (GD-302M) は, X 線の実効エネルギーによって相対レスポンスが異なるため(図 3-5), 使用する血管撮影装置の実効エネルギーを事前に測定しておく必要があった。そこで、2015 年 10 月から 2016 年 8 月の期間に施行された血管撮影 51 症例(8 例の IVR を含む)を基礎データセットとし, DICOM-RDSR に記録された情報から症例毎の平均透視管電圧, 平均撮影管電圧を抽出し, アルミニウム半価層法実験で得た結果から透視実効エネルギー ( $51.1 \pm 1.1$  keV) と撮影実効エネルギー ( $29.2 \pm 0.4$  keV) を算出した。さらに, それぞれの RPLGD の透視校正定数( $CF_{RPLGD} = 0.298 \pm 0.006$ ), 撮影校正定数( $CF_{RPLGD} = 0.268 \pm 0.001$ )を求め(表 5-1, 表 5-2)。DICOM-RDSR に記録された透視および撮影の線量比を考慮した加重平均より, 最終校正定数( $CF_{RPLGD, weighted} = 0.272 \pm 0.004$ )を算出した(表 5-3)。基礎データセット 51 症例の  $CF_{RPLGD, weighted}$  の標準偏差は 0.004 と低く, 透視や撮影の実効エネルギーの変動や線量比が症例毎に変わることも

含め, RPLGD の校正定数に与える影響は低いことが確認された。そこで, RPLGD の読み取り値

を, 真の値に戻すための校正定数  $CF_{RPLGD, weighted}$  を 0.272 に決定した。  
RPLGD の校正定数は, 透視と撮影でそれぞれ代表的な実効エネルギーに対応する  $CF_{RPLGD, weighted}$  を算出し, 臨床で使用した透視線量と撮影線量の線量比で重み付けをして合算した値を求めた。そのため, 透視および撮影の臨床例毎に使用した管電圧と実効エネルギー, 線量比などの情報を事前に取得しておく必要があった。また, 殆どが DICOM-RDSR に記録されていたため, 唯一実効エネルギーへの換算のみ, アルミニウム半価層法による実験データが必要であった。

装置メーカー毎機種によって, 付加フィルタの設定は異なることが多い、透視と撮影では実効エネルギーが異なることから, ガラス線量計のエネルギー応答特性の評価を行なった先行論文では, 透視エネルギーのみで蛍光ガラス線量計のエネルギー特性を評価する方法がほとんどであった。臨床では, 透視と撮影を頻繁に切り替えて使用することが一般的で, その実効エネルギーは大きく変化することから, 双方の要素を適切に取り込んだ校正法が必要であった。本研究では, 透視と撮影に対して別々の応答特性を持つ蛍光ガラス線量計のエネルギーレスポンスを, 一つの 2 次多项式で表した(図 4-2, 式(2))。我々の知る限り同様の先行研究はなく, 本研究は「蛍光ガラス線量計のエネルギー特性は, 透視や撮影といった異なるペシメントに左右されるのではないか, 実効エネルギーにおいて制御される」ということを数式化した初の報告となる。

## 6-4. DICOM-RDSR を用いた線量管理

血管撮影では, 透視を用いて観察しながらターゲットとなる血管を選択し, 造影剤を用いて撮影が行われる。撮影条件は, 患者の被写体厚などに対応して自動露出制御(automatic exposure control; AEC)が機能し, 自動調節される。付加フィルタも透視(1.5 mm Al + 0.6 mm Cu)と撮影(1.0 mm Al)とで自動的に切り替わる。このときの実効エネルギーは, 使用される管電圧と付加フィルタにより決定される。一般的に, 透視と撮影ことで, その実効エネルギーは大きく異なる。透視の実効エネルギーは, 高く設定することで透過性が増し, 皮膚被ばくの軽減やステントなどの小さな治療に用いる材料の描出に効果を発揮する。IVR では透視時間が長くなることが問題の一因でもあり, 皮膚被ばく軽減の観点からも透視の実効エネルギーは高く設定する必要がある。一方, 撮影の実効エネルギーは, 使用するヨード造影剤の  $k$  吸収端(約 33 keV)付近で設定するごとににより撮影コントラストが上昇する。ヨード造影剤の  $k$  吸収端より高い方向に乖離することにより撮影効果は低減し, 同じ撮影効果を得るために, より多い造影剤を必要とするごとから, ヨード造影剤の  $k$  吸収端に近似させ設定することも重要な条件となる。我々が実験から得た血管撮影装置の透視および撮影条件は, セオリー通りの設定になっていることが確認された。

DICOM-RDSRには、透視や撮影のイベント毎に刻々と変化する照射条件などのデータが自動収集される。この情報は、IVRを受ける患者の医療被ばくの管理に利用することができ[20, 23-27]。複数の施設での患者線量監視を試みる事例も報告されている[28]。とりわけ Total  $K_{ar}$ は、治療手接中ずっと血管撮影装置モニタに表示されており、かつ DICOM-RDSRへの記録が義務づけられているため[51]、どの医療施設でも簡便かつリアルタイムな  $D_{skin,max,Ka}$  の推定に利用することができます。しかし、X線照射方向や照射範囲が刻々と変化する NIRにおいて、 $D_{skin,max,Ka}$  を正確に推定することは必ずしも容易なことではなく、通常は  $D_{skin,max,RPL,GD} < Total K_{ar}$  という関係になる。実際に、血管撮影では、X線は複数の方向から照射されるため、DICOM-RDSRに記録される累積線量 ( $Total K_{ar}$ ) と特定の部位に照射された総線量 ( $D_{skin,max,RPL,GD}$ ) とは同一ではない。また、X線照射方向は、診断目的の検査やIVRで傾向が異なり、疾患別や病変の局在部位においても傾向が異なる。したがって、 $D_{skin,max}$  と  $Total K_{ar}$  の値の間にには乖離が生じることとなる。更に術者によっても観察する方向の嗜好に差があるため、Total  $K_{ar}$  の値から、 $D_{skin,max,Ka}$  に変換する変換係数2は、自施設で独自に用意する必要がある。

## 6・5. 推定モデル1と推定モデル2による $D_{skin,max}$ 推定の精度比較

基礎データセット51症例を用いた推定モデル1と2による推定値  $D_{skin,max,Ka}$  と実測値  $D_{skin,max,RPL,CD}$  の相関を解析したところ、いずれの推定法でも高い相関を示した(推定モデル1,  $R = 0.964$ ; 推定モデル2,  $R = 0.983$ 。しかし、 $CF_{Ka,function}$  を用いて症例毎に最適な conversion factor を与える推定モデル2の方が、RMSE, MAE,  $R^2$  のいずれの値も、推定モデル1より適合性が向上したことを示しており、推定モデル2の優位性が示された(図5-4)。

血管撮影装置は透視画像の輝度を一定に保つため、自動露出機能が働きフルオートで条件設定がなされ、患者の体型が大きくなるほど線量は高くなる。したがって、基礎データと検証データで、患者の BMI の差は撮影条件や照射線量に与える影響が大きい。本研究では、表4-1に示すように、基礎データと検証データの間で患者体型(BMI)に差はない、その他の線量指標においても差がないことが確認した。そこで、比較対象のデータセットとして問題がないと判断し使用した。

この中で、検証データにおいて  $D_{skin,max,RPL,CD}$  の最大線量が大きくなっていた。考えられる理由として、基礎データと検証データは、ほぼ同一の術者により施行されており、基礎データの収集期間は脳血管内治療専門医になって間もない時期で、検証データの収集期間には経験を重ねたことで、徐々に複雑な手技に適応が拡大していった結果、線量も高くなつたことが考えられる。平均すると双方の平均線量に有意差はないものの、NIR 症例では明らかに検証データの方が高くなっています。基礎データと検証データの NIR ( $n = 8$ ) の平均  $D_{skin,max,RPL,CD}$  は、それぞれ、 $784 \pm 270$  mGy,  $1159 \pm 725$  mGy となっており、有意差は認めないものの約 1.5 倍に増加していた。このため、基礎データで構築した推定モデル2(透視線量比を用いて個々の症例に最適な変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を与える方法)をそのまま検証データに応用するのではなく、このメソッドが検証データを用いて得られた変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を与えて、検証データを解析しても再現できるか確認するため、基礎データで得られた変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を検証データの解析に使用しなかった。

推定モデル1と基礎データ及び検証データで得られた変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を用い、それぞれ検証データを解析したときの真値との平均誤差を表6-3に示す。結果は、推定モデル1に対し、いずれの推定モデル2も誤差が縮小していることが確認された。また、2つの推定モデル2については、検証データで得られた変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を検証データの解析に使用したとき、確かに誤差は小さくなつたが有意差は認めなかつたことから、推定モデル2の透視線量比を用いて個々の症例に最適な変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を与える方法は、異なる期間に収集された症例のどちらにも当てはまり、補正方法の再現性が確認された。

## 6・6. 異なる期間の症例に対し、症例毎に調整した変換係数2( $CF_{Ka,function}$ )を用いた検証

検証データセット51症例を用いた推定モデル1と2による推定値  $D_{skin,max,Ka}$  と実測値  $D_{skin,max,RPL,CD}$  との相関を解析したこと、いずれの推定法でも高い相関を示した(推定モデル1,  $R = 0.964$ ; 推定モデル2,  $R = 0.983$ 。しかし、 $CF_{Ka,function}$  を用いて症例毎に最適な conversion factor を与える推定モデル2の方が、RMSE, MAE,  $R^2$  のいずれの値も、推定モデル1より適合性が向上したことを示しており、推定モデル2の優位性が示された(図5-4)。

血管撮影装置は透視画像の輝度を一定に保つため、自動露出機能が働きフルオートで条件設定がなされ、患者の体型が大きくなるほど線量は高くなる。したがって、基礎データと検証データで、患者の BMI の差は撮影条件や照射線量に与える影響が大きい。本研究では、表4-1に示すように、基礎データと検証データの間で患者体型(BMI)に差はない、その他の線量指標においても差がないことが確認した。そこで、比較対象のデータセットとして問題がないと判断し使用した。

この中で、検証データにおいて  $D_{skin,max,RPL,CD}$  の最大線量が大きくなつた。考えられる理由として、基礎データと検証データは、ほぼ同一の術者により施行されており、基礎データの収集期間は脳血管内治療専門医になって間もない時期で、検証データの収集期間には経験を重ねたこと

本研究の評価法は、異なる時期に収集した検証データにおいても同様の結果が示され再現性が確認され、多くの施設においても事前に適当数の実測を実施し、装置表示値の  $CF_{K_{\alpha},function}$  を導けば利用は可能であり、簡便に  $D_{skin,max}$  の推定が可能となった。

表 6-3 実測値 ( $D_{skin,max}RPLG$ ) と各推定モデルの残差の平均誤差 ( $n = 51$ )

	推定モデル 1 (基礎データの変換係数 2 で検証データを解析)	推定モデル 2 (検証データの変換係数 2 で検証データを解析)
誤差 (mGy)	$62.3 \pm 93.8$	$46.1 \pm 48.1$

#### 6・7. 産業医学的意義

IVR 技術の発展に伴う適応症例の拡大や検査件数の増加は、患者の被ばく線量増加につながっている可能性がある。そして、患者の放射線被ばくの増加は、その症例に立ち会う医療従事者の被ばく増加を意味している。したがって、患者の放射線被ばくの低減とも言い換えることができる。被ばく低減には特に術者である医師の関わりが重要である。国際放射線防護委員会は ICRP Publication 85 の中で、多くの術者が放射線のリスクについて知識を持つておらず、放射線傷害の発生を減らす簡単な方法さえ知らない可能性があることを指摘している。さらに、術者が放射線被ばくについてリスクを省みない場合、自らも放射線傷害を引き起こす危険性や、他のスタッフの被ばくも大きくなることを指している[7]。

医療従事者の被ばく防護においても、まずは患者の被ばく線量を把握することが重要となる。何故なら医療従事者被ばくと患者被ばくは相関関係にあるからである。患者の  $D_{skin,max}$  を把握するうえで毎回の実測は困難なことから、利用可能な線量の参考値として、患者基準点の空気カーマ ( $K_{\alpha,i}$ ) や面積線量 ( $P_{\alpha,i}$ ) の値を用いて推定することが簡単で効率的である。この値は手技中装置に當時表示されており、推定のための適切な変換係数 2 を与えることで患者の脱毛や皮膚紅斑など組織反応の回避に利用できる。これを意識して確認をしながら手技を行うことが大変重要である。

本研究において、患者の  $D_{skin,max}$  を簡易計算でリアルタイムに推定する方法を示した。線量計を用いた実測を行わない限り、透視画像モニタ等に表示されている累積  $K_{\alpha,i}$ などをもとに簡易計算

する方法が唯一の患者線量を知る術となる。そのうえで組織反応のしきい線量を常に認識することができる、患者のみならず術者や他の医療従事者にとっても有効な指標になる可能性がある。

ICRP は 2013 年の勧告で、患者線量の低減は従事者線量の低減に繋がると述べている[75]。本研究では  $K_{\alpha,i}$  や推定モデルを使用することで、患者線量をリアルタイムに知ることに利用したが、適切な患者線量のコントロールは、間接的には医療従事者の被ばく増加を防ぐことに直結する。

DICOM-RDSR には、患者に照射した放射線の詳細な情報が透視や撮影のイベント毎に記録されており、今回  $K_{\alpha,i}$ などの線量指標と医療従事者の線量の関係を示していないが、この方法の利点は手技毎や症例毎の解析が可能であり、例えば、術者の被ばくが著しく高かった場合、DICOM-RDSR 情報の解析により具体的な原因究明にも利用できる可能性がある。本研究では患者被ばくの管理者用いたが、検査手技毎の傾向や術者個人への傾向などのデータ解析も可能なことから、医療従事者のための DICOM-RDSR 活用も今後の研究課題として検討している。

#### 6・8. 本研究の限界

本研究の手法を多くの施設で再現することは容易であるが、そのための必須条件として、先ず適切な症例数の実測が必要となる。患者の被ばく線量管理では、如何なる推定法であれ最終的な精度確認のために線量計を用いた実測は避けて通れない。

本研究では、実測に RPLGD を使用した。RPLGD は、X 線の実効エネルギーによって応答特性が異なるため（図 3-5）、使用する実効エネルギーの測定と、それに対応した RPLGD の校正定数（Total  $CF_{RPLGD, weighted}$ ）を事前に決定しておく必要がある。また、装置はメーカー間でも実効エネルギーは異なることが知られており、また、透視と撮影においても実効エネルギーが異なる。更に総線量に占める透視線量や撮影線量の比率は術者の偏好も反映されることから、施設が変われば変換係数 2 ( $CF_{K_{\alpha},function}$ ) も変わることが予測され、間接推定法では、施設毎、装置毎に  $CF_{K_{\alpha},function}$  を算定することが本法を使用するための必須条件となる。

我々は実測に際し頭部の全周に渡り RPLGD を 64 箇所配置した RADIREC® を使用した。RADIREC® の専用器具に装填された測定器である RPLGD (GD-302M) は、透視や撮影条件により変化する実効エネルギーに対応して相対感度が異なる特性がある。この影響を金属（錫）のエネルギー補償フィルタを使用することで補正が可能である。しかし、金属が透視に写り込んで手技の妨げになるため、エネルギー補償フィルタは使用しない。そこで、装置の実効エネルギー測定を行ない、最適な RPLGD の校正定数（読み取り値を真の値に戻す係数）を事前に取得しておく必要があります。また、この準備は、同じ施設内においても使用する装置が複数あればその台数分実施しなくてはならない、この測定作業は数時間を要し非常に煩雑である。臨床の現場では、心筋梗

塞や超急性期脳梗塞などの緊急治療に備えいつでも使用できる体制をとる施設が多い中、長時間装置を占有することが問題となる。今後は、測定を簡素化し短時間で実効エネルギーを測定する方法を確立する必要がある。

次に、実測値と装置出力値との相関式を算出しておく必要がある。そのもどとなる情報をDICOM-RDSRから抽出した。IECにより、2010年にDICOM-RDSRは装置への実装が義務化されたことから、現在では既に多くの施設での利用が可能となっているが、機種によっては一部の情報しか使用できなかったり、古い装置ではそもそも全く使用できなかったりする場合もある。DICOM-RDSRに記録される情報の汎用性は高く、症例のイベント毎に多くの情報が記録されていることから、エクスポートさえ出来れば色々な解析に利用できる。

患者の  $D_{skin,max}$  と局在部位は、X 線の照射角度の変更によって移動する。この情報も詳細にして適切に取り込む方法を開発できれば、さらに推定精度が向上する可能性があり、更に、線量分布図の描画も自作できる可能性がある。

## 第7章 総括

本研究では、DICOM-RDSR に記録される患者基準点の総空気カーマ (Total  $K_{air}$ ) を利用し、患者の  $D_{skin,max}$  の推定値である  $D_{skin,max,Ka}$  を正確に推定することを目的とした。通常、Total  $K_{air}$  は、術者も観察できるよう透視画像モニタなどの目に付きやすい場所に、手技中に最新の累積線量情報としてリアルタイムに表示されている。したがって、 $CF_{Ka,unction}$  さえ事前に取得していれば、Total  $K_{air}$  に  $CF_{Ka,unction}$  を乗じるだけの簡易計算で  $D_{skin,max,Ka}$  を推定することができる。患者の入射皮膚線量が組織反応のしきい線量に近づいたとき X 線入射方向を変更し同一皮膚面の被ばくを回避することや、しきい線量を超えたときに手技の継続や中止の判断にも利用できる。また、検査や治療の終了直後に線量情報が容易に確認できることから、経過觀察などの対応をすべき対象患者も明確になる。

血管撮影では、X 線の照射角度を比較的頻繁に変更する。X 線照射角度は、診断目的の検査と治療とで傾向が異なり、疾患の種類やターゲットとなる病変の局在部位によつても変わる。X 線照射角度の変更は最大皮膚線量になる位置の移動に最も関わっているが、補正のための要素として取り入れるにはハーフドレルが高かったため、現状では見送らざるを得なかつた。

RADIREC を用いて実測したときの最大線量  $D_{skin,max,RPL/GD}$  と Total  $K_{air}$  の比 ( $D_{skin,max,RPL/GD} / Total K_{air}$ ) の平均値を変換係数 1 として固定した推定モデル 1 では、X 線照射角度が大きく異なる症例間で誤差が大きくなると予測された。実際、推定モデルの違いによる誤差を評価した図 7-1 では、特に高線量になる症例において、その誤差が著しく大きかつた。

DICOM-RDSR に記録された多彩な情報の解析から見出した透視線量比 (Fluor.K<sub>air</sub>/Total  $K_{air}$ ) を利用し、推定モデル 1 の変換係数 1 ( $CF_{Ka,constant}$ ) を症例毎に 2 次式で補正する推定モデル 2 では、推定モデル 1 で大きな誤差となっていた高線量域の補正で特に効果が現れた。X 線照射角度の影響は考慮していないかったものの、診断目的の検査と治療とで異なる傾向にある X 線照射角度がそれぞれの透視線量比 (透視を利用する時間の長さ) にも影響していると予測された。結果として、本研究は、透視線量比の 2 次式で X 線の入射角の変化と  $D_{skin,max,RPL/GD}/Total K_{air}$  の変動を適切に説明できることを見いだした初の報告となる。

今後、X 線の照射角度情報を解析に応用できる方法を見出し、分散具合を指標化できるようにすれば、さらに精度の高い  $D_{skin,max,Ka}$  の推定が可能となるかも知れない。現在 DICOM-RDSR は、国内外全ての血管撮影装置への実装が義務付けられており、多くの施設で利用できるツールになりつつある。患者被ばくや医療従事者の被ばく低減のため、DICOM-RDSR のさらなる活用法に関する研究が望まれる。

利益相反  
本研究に関する利益相反はありません。

#### 略語集

ACR	American College of Radiology	米国放射線学会
AK (= K <sub>a,r</sub> )	air kerma	患者基準点の入射線量
CAUD	caudal	足側
CF <sub>RPLGD</sub>	calibration factor for RPLGD	蛍光ガラス線量計の校正係数
CF <sub>K<sub>a</sub>,constant</sub>	calibration factor for estimated model 1 (constant)	推定モデル 1 の変換係数 1
CF <sub>K<sub>a</sub>,function</sub>	calibration factor for estimated model 2 (function)	推定モデル 2 の変換係数 2
CF <sub>RPLGD,weighted</sub>	Total calibration factor for RPLGD	透視線量比、撮影線量比を意味した、蛍光ガラス線量計校正定数
CRAN	cranial	頭側
DAP (= P <sub>K<sub>a</sub></sub> )	dose area product	面積線量
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine	DICOM 規格線量レポート
DICOM-RDSR	Digital Imaging and Communication in Medicine- Radiation Dose Structured Report	DICOM 規格線量レポート
DRL	diagnosis reference level	診断参考レベル
D <sub>skin,max</sub>	maximum skin dose	最大入射皮膚線量
D <sub>skin,max,K<sub>a</sub></sub>	estimated maximum skin dose	推定最大皮膚線量
D <sub>skin,max,RPLGD</sub>	maximum skin dose using RPLGD	RPLGD で測定した最大入射皮膚線量
D <sub>skin,max,RPLGD</sub> /Total K <sub>a,r</sub>	D <sub>skin,max,RPLGD</sub> /Total K <sub>a,r</sub>	皮膚線量
D <sub>skin,RPLGD</sub>	skin dose using RPLGD	変換係数
NEMA	National Electrical Manufacturers Association	RPLGD で測定した皮膚線量
Exp. time	exposure time	撮影時間
Fluoro. K <sub>a,r</sub>	fluoroscopic air kerma	透視空気カーマ
Fluoro. K <sub>a,r</sub> /Total K <sub>a,r</sub>	Fluoro. K <sub>a,r</sub> /Total K <sub>a,r</sub>	透視線量比

#### 謝辞

本稿を終えるにあたり、このような研究の機会を与えて下さり、適時アドバイスをいただきました指導教官の産業医科大学産業生態科学研究所岡崎徹史教授に深く感謝申し上げます。また、本研究に關わる学会活動や論文作成に際し多くご指導、ご助言をいただきました産業医科大学産業生態科学研究所 盛武敦惟教授に深く感謝申し上げます。また、論文作成に際し多大なご助言をいただきました産業医科大学産業保健学部 樺田尚樹教授に深く感謝申し上げます。本稿をご校閲くださいました産業医科大学産業生態科学研究所の堀川智美氏、線量計の読み取りや管理を行っていただいた糸長美恵氏、川越富美子氏、木原貴美氏、被ばく線量測定にご承諾いただきました放射線業務従事者の皆さまに心より感謝申し上げます。また、新小文字病院放射線科の諸氏におかれましても、日々の業務が忙しい中、皆様のご協力をいたいたからこそこのような研究ができたと感謝申し上げます。

皆様のご支援およびご理解があつたからこそ、このような研究ができましたこと、心より重ねて感謝申し上げます。

ICRP	International Commission on Radiological Protection	国際放射線防護委員会
IEC	International Electrotechnical Commission	国際電気標準化会議
IVR	Interventional Radiology	画像下治療
Irr.	Irradiation duration	照射時間
$K_{air}$	incident air kerma	患者基準点の入射線量
$K_{air}$ ratio	Fluoro. $K_{air}$ /Total $K_{air}$	総線量に占める透過線量 (= 透過線量比)
LAO	left anterior oblique	左前斜位
MAE	Mean Absolute Error	平均絶対誤差
MOSFET	Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor	金属酸化膜半導体電界効果トランジスタ
NIR	neuro interventional radiology	脳血管内治療
PERP	patient entrance reference point	患者照射基準点
$P_{KA}$	dose area product	面積線量
Pub.	Publication	勧告
$R^2$	Coefficient of Determination	決定係数
Radirec®	Radirec®	ラジレック®
RAO	right anterior oblique	右前斜位
RDSR	Radiation Dose Structured Report	構造化線量レポート
RMSE	Root Mean Squared Error	2乗平均平方根誤差
RPLGD	Radiophotoluminescence Glass	蛍光ガラス線量計
Dosimeter	standard deviation	標準偏差
SD	source image receptor distance	焦点検出器間距離
SID	Total $CF_{Receptor,Weighted}$	total calibration factor using RP/LGD
Total $K_{air}$	total air kerma	total air kerma
TLD	Thermoluminescent Dosimeter	熱・冷ミネラッセンス線量計 <sup>31†</sup>

## 参考文献

- Huda Waller & Peters Keith R (1994) Radiation-induced temporary epilation after a neuroradiologically guided embolization procedure. *Radiology* 193: 642-644
- Shope Thomas B. (1996) Radiation-induced Skin injuries from Fluoroscopy. *RadioGraphics* 16: 1195-1199
- Mooney R. B., McKinstry C. S., Kamel H. A. M. (2000) Absorbed dose and deterministic effects to patients from interventional neuroradiology. *The British Journal of Radiology* 73: 745-751
- Hayakawa M., Matsutake T., Kataoka F., Takigawa T., Koguchi Y., Miyamoto Y., Akahane K. & Matsumaru Y. (2010) Direct measurement of patient's entrance skin dose during neuroradiventional procedure to avoid further radiation-induced skin injuries. *Clin Neurol Neurosurg* 112: 530-536
- Magrassi L., Borgetta D., D'Ercile L., Liscandru F., Arietta C. & Thyrlin F. Z. (2012) Neuroembolization may expose patients to radiation doses previously linked to tumor induction. *Acta Neurochir (Wien)* 154: 33-41
- Conigall R. S., Martin C. J. & Scott I. (2020) Observations of tissue reactions following neuroradiology interventional procedures. *J Radiol Prot* 40: N9-N15
- ICRP(2000) Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. . ICRP publication 85: 1-53
- 日本循環器学会 (2017) 循環器疾患診療実態調査-2016年報告書 <http://www-sircopalital-chosa2017web.pdf> [accessed on 20 February 2021]
- 日本循環器学会 (2013) 日本循環器疾患診療実態調査報告書(2013年度実施・公表)
- Hanon M. Morello R., Riddell JW, Hanon M. (2007) Coronary arteries: diagnostic performance of 16- versus 64-section spiral CT compared with invasive coronary angiography—meta-analysis. *Radiology* 245(3): 720-731
- Knowles Negat G., Patel Sunita & Kazerooni Ella A. (2009) Cardiac CT for acute chest pain in the emergency department: advantages of prospective triggering. *The International Journal of Cardiovascular Imaging* 25: 255-265
- DANIEL JOHN (1896) THE X-RAYS (letter). *SCIENCE VOL.III, NO. 67*: 562-563
- KATHREN RONALD L. (1964) William H. Rollins (1852-1929). X-ray Protection Pioneer. *Journal of the History of Medicine and Allied Sciences* 19: 287-294
- Banks J. Juris, Mehnhof Austin J. & Stayman J. Webster (1981) Radiation-induced carcinoma of the hand. *The Journal of Hand Surgery* 6: 384-387
- ICRP (1990) Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. . ICRP publication 60. *Ann ICRP* 1990. 1-3
- ICRP(2007) The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. . ICRP Publication 103. *Ann ICRP* 37: 1-132
- ICRP(2007) Publication 105: Radiation protection in medicine. *Ann ICRP* 37: 1-63
- 永井良三、栗井一夫、家坂義人、石鍋清雄、菊池透、豊田春水、庄田守男、宋寅傑、和泉徹 & 大江透 (2006) 循環器診療被ばくに関するガイドライン. *Circulation journal: official journal of the Japanese Circulation Society* 70: 1247-1299
- J-RIME (2015) Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan-Japan DRIs 2015. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/JRDRIoukokuyo.pdf> [accessed on 20 February 2021]
- Moritake T., Matsumaru Y., Takigawa T., Nishizawa K., Matsumura A. & Tsuhoi K. (2008) Dose measurement on both patients and operators during neurointerventional procedures using photoluminescence glass dosimeters. *AINR Am J Neuroradiol* 29: 1910-1917
- Moritake Takashi, Hayakawa Mikito, Matsumaru Yuiji et al (2011) Precise mapping system of entrance skin dose during endovascular embolization for cerebral aneurysm. *Radiation Measurements* 46: 2103-2106
- Kato M., Chida K., Moritake T., Sato T., Oosaka H., Toyoshima H., Zuguchi M. & Abe Y. (2016) Direct Dose Measurement On Patient During Percutaneous Coronary Intervention Procedures Using Radiophotoluminescence Glass Dosimeters. *Radiat Prot Dosimetry* 175: 31-37
- Morita Koichi, Moritake Takashi, Sun Luc, Ishihara Takahiro, Kuma Naotsuyo, Yamada Satomi, Murata Takahiro & Okazaki Ryuuji (2016) Collection of DICOM RDSR (Digital Imaging and Communication in Medicine, Radiation Dose Structured Report) Information Aimed at Reducing Patient Exposure Dose. *J UOEH* 38: 335-343
- ICRP(2017) Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Ann ICRP 2017. ICRP Publication 135: 1-144
- J-RIME (2020) Diagnostic reference levels based on latest surveys in Japan-Japan DRIs 2020.

- [http://www.radiet.ip-J-RIME/report/DRIL2020\\_Engver.pdf](http://www.radiet.ip-J-RIME/report/DRIL2020_Engver.pdf) (accessed on 20 February 2021).
26. Medical electrical equipment Part 2-43:2nd edition. Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-Ray Equipment for Interventional Procedures - document IEC 60601-2-43. ed.2. (2010). Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission.
  27. Vano E. & Fernandez Soto J. (2007). Patient dose management in digital radiography. *Bioméd Imaging Interv. J.* 3: e26
  28. Ten J. I., Fernandez J. M. & Vano E. (2011). Automatic management system for dose parameters in interventional radiology and cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 147: 325-328
  29. Kuwayama Naoya, Takaku Akira, Endo Shunro, Nishijima Michiharu & Kansei Tetsuya (1994). Radiation exposure in endovascular surgery of the head and neck. *American Journal of neuroradiology* 15: 1801-1808
  30. Krasovec M. & Trueb RM. (1998). Temporary roentgen epilation after embolization of a cerebral arteriovenous malformation. *Der Hautarzt, Zeitschrift für Dermatologie, Venerologie, und verwandte Disziplinen* 129: 1441-146
  31. Vano E., Ten J. I., Fernandez J. M., Prieto C., Ordiales J. M. & Martinez D. (2008). Quality control and patient dosimetry in digital radiology. On line system: new features and transportability. *Radiat Prot Dosimetry* 129: 1441-146
  32. Khodadadegan Y., Zhang M., Pavlicek W., Paden R. G., Chong B., Schueler B. A., Fetterly K. A., Langer S. G. & Wu T. (2011). Automatic monitoring of localized skin dose with fluoroscopic and interventional procedures. *J Digit Imaging* 24: 626-639
  33. Matthews L., Dixon M., Rowles N. & Stevens G. (2015). A practical method for skin dose estimation in interventional cardiology based on fluorographic DICOM information. *Radiat Prot Dosimetry* 168: 381-387
  34. Omar A., Bujila R., Fransson A., Andreo P. & Poludniowski G. (2016). A framework for organ dose estimation in x-ray angiography and interventional radiology based on dose-related data in DICOM structured reports. *Phys Med Biol* 61: 3063-3083
  35. Vano E., Ten J. I., Fernandez-Soto J. M. & Sanchez-Casamueva R. M. (2013). Experience with patient dosimetry and quality control online for diagnostic and interventional radiology using DICOM services. *AJR Am J Roentgenol* 200: 783-790
  36. 係 略人見剛, 二ツ矢浩一郎, 加藤 勝, 川内 覧, 茂呂田孝一, 塚本篤子, 早川幹人, 柴 武二, 松丸祐司, 千田浩一, 盛武 敏 (2015). 多施設間 IVR 被ばく線量解析研究を 支援するた めのシステム構築. 日本放射線技術学会雑誌 Vol. 71 No. 12: 1241-1247
  37. Nishizawa K., Moritake T., Matsunari Y., Tsuibo K. & Iwai K. (2003). DOSE MEASUREMENT FOR PATIENTS AND PHYSICIANS USING A GLASS DOSEMETER DURING ENDOVASCULAR TREATMENT FOR BRAIN DISEASE. *Radiation Protection Dosimetry* 107: 247-252
  38. Sun L., Mizuno Y., Iwanami M., Goto T., Koguchi Y., Miyamoto Y., Tsuibo K., Chida K. & Moritake T. (2014). Direct measurement of a patient's entrance skin dose during pediatric cardiac catheterization. *J Radiat Res* 55: 1122-1130
  39. Kawachi S., Chida K., Moritake T., Matsunari Y., Hamada Y., Sakuma H., Yoda S., Sun L., Sato M. & Terutani W. (2018). Estimation of Patient Lens Dose Associated with C-Arm Cone-Beam Computed Tomography Usage during Interventional Neuroradiology. *Radiat Prot Dosimetry* 184: 138-147
  40. Kawachi S., Chida K., Moritake T., Hamada Y., Matsunari Y., Tsuibo W., Sato M., Hosoo H. & Sun L. (2020). Treatment of Internal Carotid Arterysms Using Pipeline Embolization Devices: Measuring the Radiation Dose of the Patient and Determining the Factors Affecting It. *Radiat Prot Dosimetry* 239: 239
  41. Safari M. J., Wong J. H., Ng K. H., Jong W. L., Cutajar D. L. & Rosenthal A. B. (2015). Characterization of a MOSkin detector for in vivo skin dose measurements during interventional radiology procedures. *Med Phys* 42: 2550-2558
  42. Takata T., Kotoku J., Maejima H., Kumagai S., Arai N., Kobayashi T., Shirashi K., Yamamoto M., Kondo H. & Furui S. (2018). Fast skin dose estimation system for interventional radiology. *J Radiat Res* 59: 233-239
  43. Karanbasakcioglu A., Onar A., Fransson A. & Poludniowski G. (2019). Calculating organ and effective doses in paediatric interventional cardiac radiology based on DICOM structured reports - is detailed examination data critical to dose estimates? *Phys Med* 57: 17-24
  44. Baert Stephen, Hopewell John W., Miller Donald L., Wagner Louis K. & Zelenky Michael J. (2010). Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients' Skin and Hair. *Radiology* 254: 326-341
  45. Directive Council (1997). 97/23/EU (ratified by Council Directive 30 June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466/Euratom. [http://www.radiet.ip-J-RIME/report/DRIL2020\\_Engver.pdf](http://www.radiet.ip-J-RIME/report/DRIL2020_Engver.pdf) (accessed on 20 February 2021).
  46. Bor D., Sancak T., Olgar T., Elcim Y., Ardanati A., Sanlidilek U. & Akyar S. (2004). Comparison of effective doses obtained from dose-area product and air kerma measurements in interventional radiology. *The British Journal of Radiology* 77: 315-322
  47. Boogaert E., Baert K., Lemmens K. et al. (2009). A large-scale multicentre study of patient skin doses in interventional cardiology: dose-area product action levels and dose reference levels. *Br J Radiol* 82: 303-312
  48. Bor D., Olgar T., Toklu T., Caglan A., Onal E. & Padovani R. (2009). Patient doses and dosimetric evaluations in interventional cardiology. *Phys Med* 25: 31-42
  49. Struelens Lara, Baert Klaus, Bosmans H., Bleeker F., Hoornaert MT., Malchaire F. & Baert S. (2014). Establishment of trigger levels to steer the follow-up of radiation effects in patients undergoing fluoroscopically-guided interventional procedures in Belgium. *Physica Medica* 30: 934-940
  50. Farah Idr, Trianni Annalisa, Carniou Eleftheria, Cirigli-Bieljac Olivera, Clairand Isabelle, Dabin Jeremie, De Angelis Cinzia, Domienic Joanna, Jarvinen Hannu & Kopce Renata (2014). Measurement of maximum skin dose in interventional radiology and cardiology and challenges in the set-up of European alert thresholds. *Radiation protection dosimetry* 164: 138-142
  51. Kato M., Chida K., Moritake T., Koguchi Y., Sato T., Oosaka H., Tosa T. & Kadovaki K. (2014). Fundamental study on the characteristics of a radiophotoluminescent glass dosimeter with no energy compensation filter for measuring patient entrance doses in cardiac interventional procedures. *Radiat Prot Dosimetry* 162: 224-229
  52. Jones A. Kyle, Einson Joe E. & Pascaia Alexander S. (2014). How accurately can the peak skin dose in fluoroscopy be determined using indirect dose metrics? *Medical physics* 41: 071913
  53. Khoury HJ., Garzon WI., Andrade G., Lunelli N., Kranner R., de Barros VSM & Huda A. (2015). Radiation exposure to patients and medical staff in hepatic chemoembolisation interventional procedures in Recife, Brazil. *Radiation protection dosimetry* 165: 263-267
  54. Bordier C., Klausz R. & Desponds L. (2015). Accuracy of a dose map method assessed in clinical and anthropomorphic phantom situations using Gafchromic films. *Radiation protection dosimetry* 165: 244-249
  55. Greffier J., Moliner G., Pereira F., Cornillet L., Ledermann B., Schmitz L., Lomma M., Cayla G. & Berge JP. (2017). Assessment of patient's peak skin dose using Gafchromic films during interventional cardiology procedures: routine experience feedback. *Radiation Protection Dosimetry* 174: 395-405
  56. Habs Gerys B., Hadidi-Beurrier L., Warry M. J., Jean-Pierre A. & Farah J. (2018). Benchmarking the DACS-Integrated Radiation Dose Monitor(R) skin dose mapping software using XR-RV3 Gafchromic(R) films. *Med Phys* 45: 4683-4692
  57. Krajinovic M., Dobric M. & Cirali-Bieljac O. (2020). SKIN DOSE MAPPING IN INTERVENTIONAL CARDIOLOGY: A PRACTICAL SOLUTION. *Radiation Protection Dosimetry*
  58. Glennie Diana, Connolly Bairbre L. & Gordon Christopher (2008). Entrance skin dose measured with MOSFETs in children undergoing interventional radiology procedures. *Pediatric radiology* 38: 1180-1187
  59. Chida Koichi, Inaba Youhei, Matsuyama Hanako, Yanagawa Isao, Mori Issei, Saito Haruo, Manuka Shin & Zuguchi Masayuki (2009). Evaluating the performance of a MOSFET dosimeter at diagnostic X-ray energies for interventional radiology. *Radiological physics and technology* 2: 58-61
  60. Falco Maria Daniela, D'Andrea Marco, Strigari Lidia, Quagliani Francesco, Santoni Riccardo & Bosco Alessia Lo (2012). Characterization of a健のfree system based on p-type MOSFET detectors for "in vivo" entrance skin dose measurements in interventional radiology. *Medical physics* 39: 4866-4874
  61. 佐藤文義, 本田崇文, 芳賀喜裕, 篠葉洋平, 加賀勇治 & 千田浩一 (2017). リアルタイム型 MOSFET 線量計の基本特性評価. 東北大医学部保健学科紀要 26: 57-65
  62. Inaba Y., Chida K., Murabayashi Y., Endo M., Otomo K. & Zuguchi M. (2020). An initial investigation of a wireless patient radiation dosimeter for use in interventional radiology. *Radiol Phys Technol* 13: 321-326
  63. Vano E., Sanchez R. M., Fernandez J. M. & Ten J. I. (2019). Conversion factors to estimate effective doses from kerma area product in interventional cardiology. *Impact of added filtration. Phys Med* 68: 104-111
  64. Miller Donald L., Baert Stephen, Cole Patricia E., Lu Hollington T., Betenstein Alejandro, Albert Robin, Schueler Beth A., Georgia Jeffrey D., Noonan Patrick T. & Russell Eric J. (2003). Radiation doses in interventional radiology procedures: the RAD-IR study part II. skin dose. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 14: 977-990
  65. DeLorenzo M. C. & Goode A. R. (2019). Evaluation of skin dose calculation factors in interventional

- fluoroscopy. *J Appl Clin Med Phys* 20: 159-168
66. Rana V. K., Rudin S. & Bednarek D. R. (2016). A tracking system to calculate patient skin dose in real-time during neurointerventional procedures using a biplane x-ray imaging system. *Med Phys* 43: 5131-67.
67. ICRP (1977). Recommendations of the ICRP. ICRP Publication 26. Ann. ICRP 1 (3).
68. ICRP (2012). ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context. ICRP Publication 118: 1-22
69. Kato M., Chida K., Nakamura M., Toyoshima H., Terata K. & Abe Y. (2019). New real-time patient radiation dosimeter for use in radiofrequency catheter ablation. *J Radiat Res* 60: 215-220
70. Inaba Yōhei, Chida Kochi, Murabayashi Yuuki, Endo Mine, Otono Kazuki & Zuguchi Masayuki (2020). An initial investigation of a wireless patient radiation dosimeter for use in interventional radiology. *Radiological Physics and Technology* 13: 321-326
71. Rana V.K., Rudin S & Bednarek DR (2016). A tracking system to calculate patient skin dose in real-time during neurointerventional procedures using a biplane x-ray imaging system. *Medical physics* 43: 5131-5144
72. IEC 60601-2-43 ed. 2.0. (2010). Medical electrical equipment Part 2-43 2nd edition. Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of X-Ray Equipment for Interventional Procedures. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission.
73. Morita Koichi, Moritake Takashi, Nagamoto Keisuke, Matsuzaki Satomi, Nakagami Koichi, Sun Lue & Kumagai Naoki (2020). Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine—Radiation Dose Structured Report Data for Patients Undergoing Cerebral Angiography. *Diagnostics* 11: 14
74. S.M.Seitzer J.H.Hubbell and (1995). Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest. Physical Reference Data (NISTIR 5632), National Institute of Standards and Technology
75. ICRP (2013). Radiological protection in cardiology. *Ann ICRP* 2013. ICRP publication 120: 1-125

### III. 研究成果の刊行に関する一覧表



別紙4

不均等被ばくを伴う放射線業務における被ばく線量の実態調査と線量低減に向けた課題評価に関する研究（180501-1）

研究成果の刊行に関する一覧表

書籍

著者氏名	論文タイトル名	書籍全体の編集者名	書籍名	出版社名	出版地	出版年	ページ
盛武 敬	ICRP Publication 121 小児の放射線診断とIVRにおける放射線防護. 翻訳		原子力規制委員会	原子力規制委員会	東京	2021	
盛武 敬	第4章 放射線の生物影響・リスク 第1節～第3節)	日本医学物理学会監修 赤羽恵一・遠藤真広編著	医療放射線防護学	国際文献社	東京	2020	52-84

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
Nagamoto K, Moritake T, Nakagami K, Morota K, Matsuzaki S, Nihei SI, Kamochi M, Kunugita N.	Occupational radiation dose to the lens of the eye of medical staff who assist in diagnostic CT scans.	Heliyon	7(1)	e06063. doi: 10.1016/j.heliyon.2021.e06063.	2021
Morota K, Moritake T, Nagamoto K, Matsuzaki S, Nakagami K, Sun L, Kunugita N.	Optimization of the Maximum Skin Dose Measurement Technique Using Digital Imaging and Communication in Medicine-Radiation Dose Structured Report Data for Patients Undergoing Cerebral Angiography	Diagnostics (Basel)	11(1)	doi: 10.3390/diagnostics11010014.	2020
Yamaguchi I, Inoue K, Natsuhori M, Gonzales CAB, Yasuda H, Nakai Y, Miyake M and Swartz H.	L-Band Electron Paramagnetic Resonance Tooth Dosimetry Applied to Affected Cattle Teeth in Fukushima.	Appl. Sci.	11(3)	1187	2021

Kawauchi S, Chida K, Moritake T, Hamada Y, Tsuruta W	Radioprotection of eye lens using protective material in neuro cone-beam computed tomography: Estimation of dose reduction rate and image quality	Physica Medica.	in press		2021
Kawauchi S, Chida K, Moritake T, Hamada Y, Matsumaru Y, Tsuruta W, Sato M, Hosoo H, Sun L	Treatment of internal carotid aneurysms using pipeline embolization devices: measuring the radiation dose of the patient and determining the factors affecting it.	Radiat Prot Dosimetry	pii: ncz298	doi: 10.1093/rpd/n cz298	2020
Haga Y, Chida K, Kimura Y, Yamanda S, Sota M, Abe M, Kaga Y, Meguro T, Zuguchi M.	Radiation eye dose to medical staff during respiratory endoscopy under X-ray fluoroscopy.	Journal of Radiation Research	61(5)	691-696	2020
Sun L, Inaba Y, Kanzaki N, Bekal M, Chida K, Moritake T	Identification of Potential Biomarkers of Radiation Exposure in Blood Cells by Capillary Electrophoresis Time-of-Flight Mass Spectrometry.	Molecular Endocrinolo gy and Metabolism	21	812 doi: 10.3390/ijms2 1030812	2020
床次眞司ほか 日本 保健物理学会 放射 線防護標準化委員 会 水晶体線量モニ タリングガイドライン 検討作業部会	眼の水晶体の線量モニタリングの ガイドライン(解説)	医療放射線 防護 Newsletter	83	30-36	2020
遠藤美芽, 芳賀喜 裕, 阿部美津也, 加 賀勇治, 大友一輝, 村林優樹, 稲葉洋 平, 千田浩一	心臓IVR手技における 0.75mmPb当量防護眼鏡の遮蔽 効果に関する臨床的検討。	臨床放射線 65	65(1)	71-75	2020
山口 一郎	医療放射線の安全管理に責任を 持つ担当者を国際原子力機関は どう規定しているか?	医療放射線 防護	(82)	44-46	2020
坂本 肇, 五十嵐 隆 元, 加藤 守, 川内 覚, 加藤 英幸, 塚 本 篤子, 盛武 敬, 赤羽 正章	DRLs 2015の血管撮影・IVR分 野における効果検証および追加 項目の検討	日本放射線技 術学会誌	76(2)	210-217 DOI: <a href="https://doi.org/10.6009/jrt.2020_jsrt_76.2.210">https://doi.org/10.6009/jrt.2020_jsrt_76.2.210</a>	2020