

## 小児心血管画像検査に伴う放射線被曝

近藤 千里

東京女子医科大学放射線科核医学部

## Key words :

radiation risk, cardiovascular imaging, cardiac CT, cardiac catheterization, nuclear cardiology

## Radiation Risks and Dose Assessments in Pediatric Cardiovascular Imaging

Chisato Kondo

Division of Nuclear Medicine, Department of Radiology, Tokyo Women's Medical University, Tokyo, Japan

Rapid advances have been made in imaging in children with both congenital and acquired heart disease. These include technical advances in cardiac catheterization and conventional angiography, as well as noninvasive radiological imaging with CT and nuclear medicine. These imaging modalities, however, impart a radiation dose to children. Although the presence of radiation exposure to children has long been recognized, there is a lack of readily accessible information to address radiation risks and radiation dose assessment for pediatric cardiologists, radiologists, and other pediatric health care providers. This article provides practical information on age-dependent radiation risk and radiation dose associated with cardiac catheterization, cardiac CT, and nuclear medicine.

## 要 旨

近年めざましく発展している画像診断技術には放射線被曝を伴うものが含まれ、小児では放射線感受性の高さから成人とは異なった配慮が求められる。特に、心血管系の検査・治療は頻度が高く、条件によっては高度の被曝を伴うため、小児診療にかかわる医師と関係者には放射線被曝のリスクと線量測定に関する具体的知識が必要である。本稿では、低線量放射線被曝の年齢依存性のリスクと、心臓CT、カテーテル検査、核医学に伴う被曝線量の具体的推定方法を概説する。

## はじめに：小児の放射線被曝への理解がなぜ必要か

近年の画像診断の進歩はめざましい。最近の心臓画像診断に用いられる方法は、これまでのカテーテル心血管造影や心臓超音波だけでなく、心臓核医学、心臓MRI、マルチスライスCTを用いた心臓CTなど多様化している。これらでは大量の画像情報を高速に処理することにより、断層像だけでなく三次元画像や動画も容易に得ることができる。このような新しい画像診断法は成人の後天性心血管疾患におもに用いられるが、装置の普及に伴い先天性心奇形などの小児心疾患にも応用が広がっている。心カテーテル法においてはカテーテルインターベンションやカテーテルアブレーションなどの治療面への応用が小児でも広く施行されている。一方で、心臓は拍動を繰り返す臓器であるため、画像化においては他の部位に比べて時間的、空間

的にきめ細かく撮影する必要があり、患者の被曝が増大しやすい。

医療被曝は“医療上の目的を損なわない範囲で、合理的にできるかぎり低く (as low as reasonably achievable = ALARA の原則)” する必要がある。そのため、個々の検査・治療において具体的に被曝線量を把握できることと、システム全体として低被曝をめざすようになっていくことが必要である。一般的なプロトコルに従っていれば成人では問題なくても、そのまま小児に適用すると高被曝になることがある。小児、若年者においては中高年者に比べて細胞分裂が活発で放射線感受性が高く、しかも生物学的な余命が長いため障害の影響をより長期の観点で考えなければならない。したがって、検査により得られる医療上の利益と被曝リスクのバランスを考慮して、検査の適応や施行方法を選択することが大切である。

平成 19 年 3 月 22 日受付 別刷請求先：〒 162-8666 東京都新宿区河田町 8-1

平成 19 年 6 月 25 日受理

東京女子医科大学放射線科核医学部 近藤 千里

しかし、日本では検査に伴う小児の医療被曝防護の認識が医療従事者間で十分なされていない。これには、いくつかの原因が考えられる。第1に、最近の医用画像はほとんどがデジタル化されているため、放射線量が過剰になっても画像がきれいになるだけで、アナログ画像のように露出過度という不都合を生じないため、線量過剰に対する抑止がかかりにくい。第2に、放射線量測定では重層的な単位系（照射線量、吸収線量、等価線量、実効線量）が用いられて複雑で、一般の医師には理解しがたい。第3に、生体への影響を推定するのに重要な実効線量の値が、現行の商用CT装置やアンギオ装置には具体的に表示されるようになっていない。最後に、低線量被曝と発がんの仮想的な関係は、ただちに特定の個人における放射線発がんの因果関係特定に用いることはできないため、過剰照射に対するフィードバックがかからない。

著者は、患者の放射線被曝管理の感覚を身に着けるには、まず、「個々の被曝線量を具体的数値として求めることをルーチンに行い、それに慣れること」から入るのが最も近道なのではないかと考えている。そこで、本稿では、1) 低線量放射線被曝の人体への影響、2) 心臓CTにおける被曝、3) 心臓カテーテルにおける被曝、4) 心臓核医学における被曝、の各内容について実効線量を推定するための具体的手順を述べることにする。なお、放射線量測定関連の用語は、末尾に解説を載せた。

### 低線量放射線被曝の人体への影響

放射線防護と管理が十分に行われているとき、線量限度以下の被曝については確率的影響とされる放射線発がんや遺伝性疾患のリスクを考えることになる。この根拠になるデータは、マウス等を用いた放射線影響評価のための実験データ、1950年に行われた10万人規模の広島、長崎の原爆被曝生存者を対象にした被曝線量の遡及的評価と疫学調査、その他の疫学調査データがある。このうち遺伝性疾患については、原爆被曝生存者の子ども集団において死産、出生時死亡、奇形、男女比率、染色体異常、遺伝子突然変異率、致死率等について疫学的調査が行われているが、現在までの知見では有意な遺伝性異常の増加は認められていない。したがって、医療被曝においては放射線発がんが主たる対象となる。

原爆被曝者調査などの疫学データから、発がんリスクと線量の関係が求められる。これらのデータでは、1回の全身的被曝の線量が200～3,000mSvの範囲では両者の関係は直線回帰（しきい値なし直線仮説：linear non-threshold hypothesisによる）としてよくあてはまる。一方、100mSv以下の低線量被曝の疫学デー

タは現実には得られていないため、200～3,000mSvで観察された線量効果関係を100mSv以下の低線量側にもそのままあてはめる（直線的に外挿する）ことが便宜的に行われてきた。ところが、近年の放射線生物学の知見では、低線量の影響は単に細胞に蓄積するのではなく、傷ついた細胞の除去やDNAの修復による回復効果が認められること、放射線感受性の変化が起これること、低線量率被曝（同じ線量でもゆっくり時間をかけて受ける場合）では腫瘍発生率が低下することなどから、高線量域の線量効果関係をそのまま低線量域に持ち込むことへの疑問がもたれている。そこで、国際放射線防護委員会（ICRP）では、X線、 $\gamma$ 線において0.2Gy（200mGy）以下を「低線量」、0.05mGy/分以下を「低線量率」と定義したうえで、これらの範囲では線量に対して効果が現われにくいものとし、高線量側の直線回帰の傾きを低線量・低線量率効果関係係数（DDREF）で除して補正することを勧告している。DDREF値としては2から10までの値が提案されているが、ICRPでは安全側に配慮して影響が高めに算出される2を採用している<sup>1)</sup>。

人口動態統計データから得られる標準的分布の日本人の集団について1SvのX線あるいは $\gamma$ 線により一度に全身被曝が起きた場合の生涯がん誘発確率を求めると、男性8%、女性13%、男女平均10%となる<sup>1)</sup>。一方、100mSvの低線量被曝の場合にはさきのDDREFの補正を加えてから生涯がん誘発確率を求め、男性で0.4%、女性で0.6%、男女平均で0.5%となる。この0.5%という誘発確率は具体的にどのくらいの影響かをみとめる。日本人のおよそ4人に1人はがんで死亡するので自然発生分の生涯がん致死確率は25%である。ここで10,000人の男女を考えると、自然発生分で2,500名ががんで死亡する。統計的には例数の平方根をとり $\pm 50$ 人を標準偏差として考慮する必要がある。次にこの集団が100mSvの放射線被曝を受けて生涯がん致死確率が0.5%増加すると、がんで死亡する人数は50人（ $10,000 \times 0.5 \times 10^{-2}$ ）増えて2,550人になると考えられる。しかし、この増加分は標準偏差相当であり、統計的には検出が困難な程度である<sup>1)</sup>。そこで、統計的に有意な差異が認められるにはどのくらいの線量が必要かをみるため、同じように10,000人の集団で検出すると、累積被曝線量が400mSvになると、生涯がん致死確率は2%だけ自然発生分よりも有意（ $p = 0.001$ ）に上昇する。

小児、若年者の場合には、成人に比べて同じ放射線被曝線量であっても、感受性が高く発がんのリスクが高い。Fig. 1の横軸に被曝時の年齢、縦軸に1Gy 1回被

曝した場合の生涯過剰発がんリスクを示した<sup>2)</sup>。このグラフをみると、10歳未満では14%、10～20歳で12%、20～30歳では5～8%であり、中高年者の3%以下に比べてリスクが相対的に高いことがわかる。このデータから、さきと同様に10,000人の10歳未満の集団について低線量被曝について統計的に有意となる累積被曝線量を推定してみると150mSvであり、このとき生涯がん致死確率は2.1%、自然分よりも有意 ( $p = 0.001$ ) に上昇する。

### 心臓 CT における被曝

CT による被曝線量は、CT 装置のコンソール上に表示される DLP (dose-length product) の値から実効線量を推定することができる。CT における基本的な放射線量指標は computed tomography dose index (CTDI)<sup>3)</sup> であるが、これから派生した下記の諸指標があり、DLP を求めるために必要である。

#### 1. CTDI<sub>100</sub>

CTDI<sub>100</sub> は照射線量を表す指標である。長さ10cmのイオン管に収められた空気が放射線と相互作用を起こして電離することで発生する電流量を測定して照射線量を測定する。イオン管はアクリル製の円柱形のファントム (長さは14cm、直径は16cm および32cmの2種類がある) に開けられた径1cmの穴 (中心および辺縁部、すなわち表面から1cmの深さで12, 3, 6, 9時の位置) の中に置かれる。照射線量のSI単位はC/kg (クーロン/kg) である。

#### 2. CTDI<sub>w</sub>

CTDI<sub>w</sub> は、X線管球の回転軌道面内 (すわなち軸断面) の二次元的な吸収線量の平均値を表す。これを表すためにファントムの中心および辺縁位置での測定値の加重平均を用いる。

$$\text{CTDI}_w = [2/3\text{CTDI}_{100}(\text{辺縁}) + 1/3\text{CTDI}_{100}(\text{中心})] \times f$$

ここで、 $f$  は空気 で測定した照射線量と他の物質の吸収線量の変換係数で、

$$f = 33.7\text{Gy/C/kg} \text{ である。}$$

#### 3. CTDI<sub>vol</sub>

CTDI<sub>vol</sub> は、X線管球の回転軸方向に沿ったテーブル移動による影響を加味した三次元的な吸収線量の平均値である。CTDI<sub>w</sub> をピッチで割って求める。

$$\text{CTDI}_{vol} = \text{CTDI}_w / \text{ピッチ}$$

ここで、ピッチとは回転軸方向に、テーブルをどれくらいの速さで移動させながらスキャンするかの指標

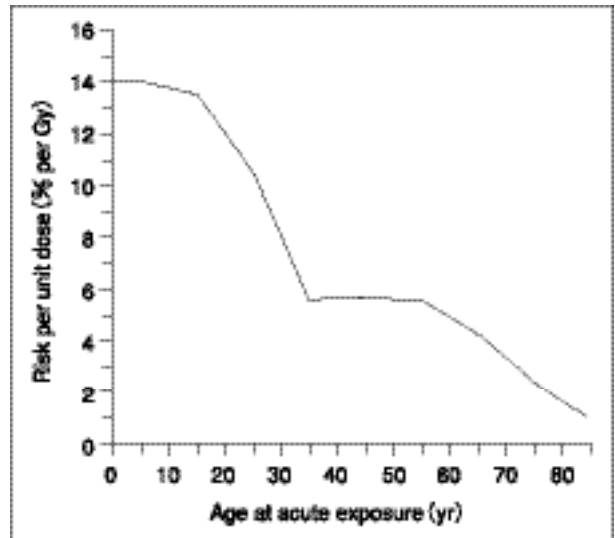


Fig. 1 Graph shows lifetime attributable cancer mortality risk per unit dose as a function of age at a single acute exposure as estimated by the National Academy of Science BEIR V (Biological Effects of Ionizing Radiations) committee. Note the rapid increase in lifetime risk with decreasing age at exposure (reproduced with partial changes from reference 2).

で、ガントリー 1 回転当たりのテーブル移動距離を回転中心におけるビーム幅で割った値である。たとえば、16列 CT で 1 検出器当たりのビーム幅 (コリメーション) が 0.5mm のとき、ビーム幅全体は 8mm (= 16 × 0.5 mm) である。ガントリー 1 回転当たりテーブル移動距離が 8mm であればピッチは 1、4mm であればピッチ 0.5、移動距離が 16mm であればピッチは 2 となる。ピッチが小さいということはゆっくりと場所が重なりながらスキャンが進行するということであり、吸収線量は高くなる。

#### 4. Dose-length product (DLP)

DLP は、スキャン全体における吸収線量の全体量を表す指標である。

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{vol} \times \text{スキャン長}$$

このため、DLP には CT における吸収線量を規定する種々の因子が反映される。たとえば、スキャン長のほかに、X線管電流や管電圧は CTDI<sub>w</sub> を介して、ピッチは CTDI<sub>vol</sub> を介して、DLP に影響する。ここで、スキャン長は cm で表されるために、DLP の SI 単位は mGy × cm である。

#### 5. DLP から実効線量の推定

DLP は実効線量 (E) に正比例する。

$$E = k \times \text{DLP}$$

Table 1 Absolute values for adult patient of effective dose per dose-length product ( $E_{DLP}$ )

Region of body	$E_{DLP}$ (mSv/mGycm)
Head	0.0023
Neck	0.0054
Chest	0.017
Abdomen	0.015
Pelvis	0.019

ここで、係数  $k$  は撮像する部位や体格によって異なる。生殖腺に近いほど実効線量は高くなるので、頭頸部から腹部、骨盤部に向けて  $k$  は高くなる。Table 1 には成人の値が示してある<sup>4)</sup>。CT装置のコンソール上には、 $CTDI_{vol}$  と DLP が表示されるように製品規格で決められている。

同じ照射線量でも胴体の太さが変わると吸収線量は変わってくる。X線が入射される側では吸収線量は高く、この対側では体内を通過したためにX線の吸収が起きており減弱している。CTでは体の周囲で回転させてX線を照射するため、体表面に近い側では吸収線量が高く、中心部では低くなる。胴体が太くなるほどこの影響は強く出て、逆に小児では中心部まで比較的均一に高い線量になる。しかも、体軸方向にも成人に比べて空間的に生殖腺が近くなるので、小児では同じDLP値であっても実効線量は成人に比べて高くなり、変換係数  $k$  について補正をかける必要がある。たとえば乳児の場合には成人に比べて同じDLPでも10倍近い実効線量となる (Table 2)<sup>5)</sup>。

Table 3 には、成人と小児の場合の64列CTの各パラメータの実例を提示した。ここで注意する必要があるのは、実効線量はほぼ似たような値になっているが、成人は心電図同期による冠動脈CTの場合であり、小児は心電図非同期の胸部CTの値である。前者では冠動脈を描出するためにゆっくりテーブルを移動させる必要があり、ピッチは小児の場合の約1/7になっている。したがって、もし小児で心電図同期を併用し小さなピッチでスキャンを行うと、ここに表示された値の7倍近い実効線量になる可能性がある。

### 心臓カテーテルにおける被曝

心臓カテーテル時の被曝線量は、アンギオ装置のコンソール上に表示される DAP (dose-area product) の値から実効線量を推定することができる。

Table 2 Relative values by age of adult  $E_{DLP}$ 

Region of body	Age (yr)				
	0	1	5	10	15
Head	9.5	5.1	3.2	2	1.2
Trunk	7.9	4	2.6	1.8	1.2

Table 3 Examples of imaging conditions of 64-detector row CT

#### 1. ECG-gated cardiac CT study in an adult

Tube voltage (kVp)	120
Tube current (mA)	870
Tube current product (mAs)	290
Collimation (mm)	64 × 0.8
Pitch	0.2
Rotation time (s)	0.33
$CTDI_{vol}$ (mGy)	58.8
Scan length (cm)	12.8
DLP (mGycm)	741
Radiation dose (mSv)	12.8

#### 2. Non ECG-gated chest CT studies in children

	Tube voltage (kVp) (age)		
	80 (0.8 yr)	100 (8.5 yr)	120 (9.2 yr)
Tube current product (mAs)	72	144	174
Collimation (mm)	64 × 0.8	64 × 0.8	64 × 0.8
Pitch	1.5	1.5	1.5
Rotation time (s)	0.33	0.33	0.33
$CTDI_{vol}$ (mGy)	1.5	4.7	12.2
DLP (mGycm)	24.8	128.1	346.1
Radiation dose (mSv)	3.3	5.7	10.8

ンソール上に表示される DAP (dose-area product) の値から実効線量を推定することができる。

DAP 値は、X線管球を覆うハウジングの内部で、管球とコリメータ (絞りの役割をする) の前に装着してある DAP メーターで測定される。DAP メーターは中空の円盤状のイオンチャンバーで、空気電離程度に比例する電流量から X線照射線量を測定している。DAP の単位は、 $cGy \times cm^2$  である。

心臓カテーテルにおける実効線量は、照射する方向による X線スペクトルの変化、管球と患者との距離による照射面積の変化、シネ撮影をどのくらい多用するかなど、多くの因子により複雑に影響を受ける。最近、

Table 4 Conversion factors of effective dose per dose-area product (mSv/cGycm<sup>2</sup>) for cardiac catheterization of children

	Age							
	0 - 1 w	1 - 5 w	5 w - 6 mo	6 mo - 2 yr	2 - 5 yr	5 - 10 yr	10 - 15 yr	15 - 21 yr
PA	0.01151	0.01184	0.01034	0.00485	0.00348	0.0026	0.00162	0.00117
Lat	0.02456	0.02478	0.02142	0.01019	0.00708	0.00526	0.00321	0.00214

These values were determined with the use of 2.5 mm Al filter, X-ray tube voltage of 55-67 kVp for PA beams, and 64-84 kVp for Lat beams. PA: posteroanterior beam, Lat: lateral beam

Table 5 Radiation dosage of cardiovascular radionuclide studies (mSv)

Typical administration dose for adult	Age (ratio to adult dose)				
	1 yr (1/4)	5 yr (1/4)	10 yr (1/2)	15 yr (3/4)	Adult (1)
Tc-99m tetrofosmin stress-rest 1000 MBq	11	6	7	7	8
Tc-99m tetrofosmin rest 555 MBq	6	3	4	4	4
Tc-99m MIBI stress-rest 1000 MBq	13	7	9	9	9
Tl-201 stress-rest 74 MBq	52	32	34	17	16
F-18 FDG 370 MBq	8.9	4.6	6.7	7	7
Tc-99m RBC 740 MBq	7.2	4	5.2	5	5.2
I-123 MIBG 111 MBq	1.9	1	1.4	1.4	1.4
I-123 BMIPP 111 MBq					2.9
Tc-99m MAA 195 MBq	2.9	1.6	2.1	2.2	2

小児における DAP の値と実効線量の関係を調べたいくつかの報告がされている<sup>6, 7)</sup>。年齢 10 歳以下 (年齢中央値 2 歳, 体重中央値 11.7kg) の検討では, DAP 値 1,000cGycm<sup>2</sup> 当たりの実効線量は 16mSv であった<sup>6)</sup>。この報告では診断的カテーテルの場合, 実効線量の中央値 4.6mSv (範囲 0.6 ~ 23.2mSv), 治療的カテーテルの場合, 実効線量の中央値 6.0mSv (範囲 1.0 ~ 37mSv) であったとされている。また, Rassow らは新生児から思春期, 若年成人までの年齢群に分けて詳細な検討を加えている<sup>7)</sup>。それによると, 実効線量と DAP の関係は, CT の場合と同じように年齢によって大きく変わり, 同じ DAP 値でも実効線量に約 10 倍の差が発生する。DAP 値は年齢とともに照射面積の拡大を反映して増加するが, 実効線量は逆に新生児期が最も高く, 年齢とともに減少する。また側面は正面に比べて同じ DAP 値に対して約 2 倍の実効線量になる。Table 4 に, Rassow らによる実効線量を推定するための変換係数を年齢別に示した<sup>7)</sup>。実効線量の推定にあたっては, 正面および側面のそれぞれの DAP 値にこの係数を掛けて, 得られた正面, 側面の実効線量を足し合わせて求める。

### 心臓核医学における被曝

Table 5 には, 現在使用される種々の心臓検査用の放

射性トレーサーの一般的な投与量における実効線量を示した<sup>8, 9)</sup>。年齢が幼少であるほど投与単位量当たりの実効線量は高くなる。乳幼児では拡大撮影が必要なが多いため, 極端に投与量を制限することが難しく実効線量がどうしても高めになる。心筋血流イメージングに使われる Tl-201 の実効線量が高いのは, 半減期が長い (73 時間) ためである。放射性トレーサーは通常ラベルに記載している検定日よりも前もって出荷されるため, 使用時の 1 シリンジバイアルの内容量はラベル記載量よりも実際には多いことがほとんどである。したがって, 小児に投与する場合は, バイアルからキューリーメーターで必要量を測定して別に小分けにしてから使用する。患者被曝を軽減するために, 尿路排泄の薬剤 (たとえば Tl-201) では, 検査後の水分投与により利尿をつけて排泄を促すことは有効である。

### 付録: 放射線量測定に関する基本的用語の解説

#### 照射線量

$\gamma$  線あるいは X 線を空気に照射すると空気を電離し, 電離された電子は, その運動エネルギーを失いながらさらに周囲の空気を電離する。この結果つくり出されるイオンの数で表される放射線量を照射線量という。照射線量の単位として C/kg (クーロン毎キログ

ラム)を用いる。1C/kgとは、空気1kg中に1クーロンの電気を生じる $\gamma$ 線あるいはX線の線量である。

### 吸収線量

放射線が当たった物質の単位質量あたりに吸収されたエネルギーで表される放射線量を吸収線量という。単位としてGy (gray, グレイ)を用いる。1Gyとは、物質1kg中に1Jのエネルギーが吸収されることを意味する。放射線によって受ける効果を表すために用いる最も基本的な量が吸収線量である。吸収線量は照射線量と異なり、放射線の種類、物質の種類に関係なく使用される。

### 等価線量と実効線量

等価線量：吸収線量が同じであっても、放射線の種類、エネルギーによって組織・臓器への確率的影響は異なる。これを、同じ尺度で評価するために導入された。吸収線量に放射線の種類によって決まる放射線荷重係数を掛けて補正したものが等価線量である。なお、放射線荷重係数は、 $\beta$ 線、 $\gamma$ 線、X線では1、 $\alpha$ 線では20である。等価線量、実効線量の共通した単位としてSv (sievert, シーベルト)を用いる。放射線荷重係数が1 ( $\beta$ 線、 $\gamma$ 線、X線)の場合には、1Sv = 1Gyである。

実効線量：等価線量は同じでも、放射線に対する感受性は組織・臓器によって異なるため、この感受性を補正するために導入された。個々の組織・臓器の等価線量にその組織の組織荷重係数を掛けて、これらすべての総和として定義される。したがって、実効線量を求めるには各臓器・組織の吸収線量をすべて測定することが必要であるが、現実には不可能なので、測定が可能な種々の実用量を用いて推定される。

### 確率的影響と確定的影響

高線量の場合には確定的影響、低線量の場合には確率的影響が問題となる。高線量の場合には多くの細胞が破壊され、その数が一定限度を超えると臨床的に明らかな症状(白内障、不妊、皮膚損傷、造血器障害など)が現れる。しきい線量は、臨床症状が認められる最小の線量を表すが、放射線被曝に対する感受性は個人差があり、被曝した集団の1~5%の人に影響が現れる線量をしきい線量と定義する。たとえば、脱毛は3Gy、男性不妊3.5~6Gy、女性不妊2.5~6Gy、白内障5Gy、造血機能低下は0.5Gyなどである(「ICRP publ. 60」ICRP 1990年勧告より)。これ以下の線量で

は、生存している細胞が組織・臓器の機能を代償し障害として現れない、という意味で確定的影響である。このしきい値以下に被曝線量を制限すれば、確実に確定的影響の発現を防ぐことができる。

一方、ごく低線量の放射線被曝によりたとえ1個の突然変異細胞が誘発されたとしても、その個体に発がんや遺伝的影響が発生する可能性を完全には除外できない。被曝線量が増えると影響発現の確率が増えるため、確率的影響と呼ばれる。ここでは“どんな低線量でも影響が発生するという仮説(しきい値なし直線仮説)”が、特に集団を対象とした低線量域の放射線防護のための原則として用いられる。しかし、低線量域における線量と障害頻度の関係を直接示したエビデンスはなく、特定個人について過去の被曝をさかのぼって確率的影響が現れるかを断定する根拠としては用いられるべきでない。

### 【参考文献】

- 1) 土居雅広：100mGy以下の被曝線量に対する考え方—LNT仮説を中心として—。日放技学誌 2004；60：635-645
- 2) Brenner D, Elliston C, Hall E, et al: Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. AJR Am J Roentgenol 2001; 176: 289-296
- 3) Morin RL, Gerber TC, McCollough CH: Radiation dose in computed tomography of the heart. Circulation 2003; 107: 917-922
- 4) Bongartz G, Golding S, Jurik A, et al: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography 1998. <http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/>
- 5) Shrimpton PC, Wall BF: Reference doses for pediatric computed tomography. Radiat Prot Dosimetry 2000; 90: 249-252
- 6) Bacher K, Bogaert E, Lapere R, et al: Patient-specific dose and radiation risk estimation in pediatric cardiac catheterization. Circulation 2005; 111: 83-89
- 7) Rassow J, Schmaltz AA, Hentrich F, et al: Effective doses to patients from paediatric cardiac catheterization. Br J Radiol 2000; 73: 172-183
- 8) Valentin J: Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals, ICRP publication 80: (addendum 2 to ICRP publication 53) approved by commission in September 1997. Ann ICRP 1998; 28: 1-123
- 9) Thompson RC, Cullom SJ: Issues regarding radiation dosage of cardiac nuclear and radiography procedures. J Nucl Cardiol 2006; 13: 19-23