

# 医療における放射線被ばくの医学生命倫理的考察

亀 井 修

京都市立医科大学大学院医学研究科 博士課程 医学生命倫理学

要旨：放射線の被ばくは、職業被ばく、医療被ばく、公衆被ばくに分けられる。このうち職業被ばくと公衆被ばくは法令により線量限度が規制されているが、医療被ばくは線量限度が規定されていない。近年、X線 CT 検査の増加に伴って、医療被ばくが増大してきた。医療被ばくは 100mSv 以下の低線量被ばくとはいえ確率の影響である発癌や、白内障などの晩発障害のリスクを高める要因となっている。低線量被ばくの影響については、LNT 仮説モデルの適用なども含めて国際的にも意見が分かれている。そこで、本稿では、医療において放射線を使用することの正当性について、医療倫理学での考察や、未知のリスクに対する予防原則の適用について検討を加え、今後の研究の方向性を見定める契機とする。

## 1. 背景

### 1.1 環境放射線による被ばく<sup>注1)</sup>と医療被ばく

2011年3月11日の東京電力福島第一原子力発電所の事故に伴う、放射性物質の環境への放出は、原子力発電所の事故の過酷さを目の当たりにしたこともさることながら、放射線被ばくや放射能について改めて国民全体が考え直す機会になったことも事実であった。福島第一原子力発電所事故の翌月の2011年4月、政府は原子力発電所から20キロ圏内の警戒区域とその外側の計画的避難区域<sup>1)</sup>を設定し、住民に避難を指示した。2011年末、これらの区域を、(1) 2012年3月から数えて5年以上戻れない帰還困難区域（年間放射線量50ミリシーベルト超：以下mSvと表示）(2) 数年での帰還をめざす居住制限区域（同20mSv超～50mSv以下）(3) 早期の帰還をめざす避難指示解除準備区域（同20mSv以下）の3区域に再編した。(1)の区域は立ち入りが制限されているのに対し(2)と(3)の区域は住民の立ち入りは自由だが、原則宿泊はできない。事故から6年経った現在までに、帰還困難区域および居住制限区域が見直され徐々に避難指示解除準備区域への解除が行われている。しかし、国民の中には放射線の被ばくについてその線量の多少に関わらず、「危険視」または「拒絶」

する態度を示す者も多く存在する。その反面、原子力発電所周辺の避難指示解除準備区域や居住制限区域の住民は、定住を目指して特別に貸与された線量計で自己の被ばく線量を管理しながら生活しているのも事実である。これらの区域を分けている被ばく線量の値である、50mSv、20mSv、の数値の意義は、まず50mSvが放射線業務従事者の被ばく線量（実効線量<sup>注2)</sup>の1年間の最大限度値であり、20mSvは5年間の被ばく線量（実効線量）の平均値である。平常時の公衆の被ばく線量<sup>注3)</sup>（実効線量）の最終目標値は1mSvとなっている。このような原子力発電所の環境汚染事故による被ばく線量に比べて、医療被ばくの場合は、放射線治療以外の、胸部の1回のX線検査の被ばく線量が約0.1mSv、またX線CTによる被ばく線量は1回の検査で部位によっては等価線量<sup>注4)</sup>が50mSvを超える場合もあることから、医療被ばくが環境レベルの被ばく量に対していかに過大な被ばくを与えているかを知ることができる。また、環境放射線による被ばくと医療被ばくの大きな違いは、環境放射線による被ばくが一般的に数カ月から1年間かけての緩やかな被ばくであるのに対して、医療被ばくは数秒または数分間という比較的短時間での被ばくになることである。しかし、今日まで、専門家が被ばく線量の増加に対して警鐘を鳴らすことはあっても、患者自身が被ばくを理由にX線検査を拒否した事例はあまり経験がない。

国際放射線防護委員会（ICRP）の1990年勧告<sup>2)</sup>では、放射線による被ばくは、医療被ばく、職業被ばく<sup>注5)</sup>、公衆被ばくの3つに分けられる。この中で、同勧告では医療被ばくについて次のように定義している。

- (1) 診断または治療の過程で患者自身が受ける被ばく。
- (2) 診断または治療中の患者の介助のために、患者の家族などが承知のうえで自発的に受ける被ばく。
- (3) 医学、生物学的研究プログラムの一部としてボランティアが受ける被ばく。

これらの医療被ばくの特徴は、有害とされる放射線を、診断あるいは治療の目的で意図的に人体に照射する行為であり、また職業被ばくや公衆被ばくは、法令によって被ばく線量が規制され、厳しい管理が行われているのに対して、医療被ばくには線量限度が定められていない。

注1) 環境放射線による被ばく：環境放射線は自然放射線と人工放射線に分類される。自然放射線とは、宇宙線や食物など自然界にもともと存在している放射線である。人工放射線とは、人工

的に作り出された放射線のことで核実験や原子力発電所などから放出された放射性物質による被ばくである。

注2) 実効線量：放射線被ばくによる個人の確率的影響（がん、遺伝的影響）のリスクの程度を表す線量概念である。各臓器の受けた放射線の等価線量にその臓器の組織加重係数を掛けた値の総和量として定義される。単位はシーベルト（記号：Sv）が用いられる。

注3) 公衆被ばく：職業被ばく、医療被ばく以外の被ばくで、原子力・放射線利用に伴う一般の人々の被ばく（例えば原子力施設の周辺の住民の被ばくなど）を公衆被ばくと呼ぶ。

注4) 等価線量：放射線防護のための人体の各臓器の被ばく線量を表す線量概念を言う。放射線を被ばくした人体組織の臓器吸収線量に放射線加重係数を乗じたものとして定義され、単位はシーベルト（記号：Sv）が用いられる。

注5) 職業被ばく：放射線業務従事者または放射線診療従事者が、業務の過程で受ける被ばくを職業被ばくと呼ぶ。職業被ばくをする恐れのある人被ばく線量の測定、健康診断の受診や、そのほか定期的な教育・訓練を受けることなどが義務づけられている。被ばく線量に対しては、法令（放射線障害防止法）で線量限度が決められている。

## 1.2 医療被ばく

近年医療現場において、医療被ばくの増大化（特にX線CT検査）によりその影響が危惧されている。影響の種類は、急性障害と晩発障害に分けられている。その中で急性障害は主に皮膚の発赤や脱毛などがあげられる。また、晩発障害は白内障や、胎児の奇形、そして発癌、遺伝的影響である。医療においては、ほとんど白内障や発癌などの晩発障害が問題となっている。しかし、急性障害はその発生頻度こそ少ないが皆無ではない。そこで被験者に対して、被ばく線量の推定とそれによる晩発障害についてのリスクについての説明義務が生じていると考えられる。

前述したように医療被ばくには線量限度が決められていないため、癌の放射線治療以外のX線撮影などでは今日まで正確な線量の測定が行われてこなかった。しかし、放射線被ばくによるリスクが懸念されるため自主規制という方法で、過去においてはIAEA（国際原子力委員会）のガイダンスレベルや、日本診療放射線技師会などの関連団体において被ばく線量のガイドラインなどが策定されてきた。更にICRP2007年勧告を受け、2015年には国内の複数の団体が協働して、診断参考レベル（diagnostic reference level :DRL）<sup>3)</sup>を策定し、被ばく線量の目安が公表された。しかし、このDRL値は直接的な臓器の被ばく線量ではなく、X線撮影および透視の場合は入射表面線量<sup>注6)</sup>（単位:mGy）での数値であり、またX線CT検査の場合はCTDIvol値（単位:mGy）の値、また核医学検査の場合はその投与量（単位:MBq）で示されている。これらの数値は、被験者の体型や、使用装置に関係なくそれぞれのモダリティ（装置）

ごとに、簡易的に被ばく線量の投与量として比較できるため有用であると考えられる。また、DRLの値には法的な強制力はなく、医療施設で使用している数値が臨床的な理由がなくDRLの数値より大きい場合は、投与量の減少を考慮すべき目安として位置付けされている。

広島、長崎の被爆者の例からも分かるように、ヒトが高線量の被ばくをした場合放射線障害を引き起こすことは明らかであるが、問題は100mSv以下の低線量被ばくの場合の影響をどのように評価するかである。その評価について、100mSv以下の低線量被ばくにおける線量とその影響について、LNT仮説（しきい値<sup>注7）</sup>なし直線仮説：Linear Non-Threshold）モデルでは、被ばく線量がゼロでない限り何らかの影響があるものとして線量に比例した影響（リスク）を考えている。

注6）入射表面線量：診断用X線が入射する側の、患者の皮膚表面の吸収線量で表す。通常最大値となる

注7）しきい値：約1%の出現頻度をもたらす線量をいう。しきい値より低ければ生物学的反応に放射線の影響がない線量値のことである。しきい値モデルは、しきい値より低い線量ではいかなる放射線の影響も生じないことを前提にしている。（ICRP2007年勧告）

## 2. 低線量被ばく問題の現状

### 2.1 低線量被ばくの評価

被ばく線量とその影響について、これまで被ばく線量の推定は数多くの報告があるが、その被ばくによる疫学的なリスク評価はほとんど行われてこなかった。そのなかで、前述した線量評価のひとつである「しきい値なし直線仮説：LNT仮説 図1」の適応の是非についても専門家の間でも意見が分かれているところである。この意見については、大きく2つに分けられる。その一つは、100mSv以下の低線量被ばくのリスクを図1のようにLNT仮説のとおりゼロから被ばく線量に比例して直線的に増加していくとの考え方である。他のひとつは、図2のように、100mSv以下の被ばくの場合そのリスクの評価について、「影響が不確実＝未知」とする考え方である。この低線量被ばくのリスク評価の現状と、これらの問題点についての議論を以下紹介する。

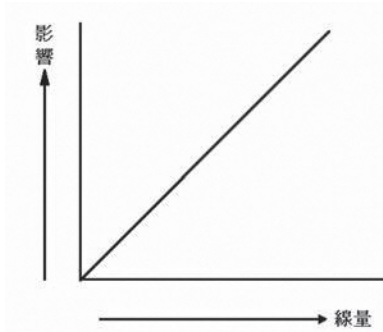


図 . 1 LNT 仮説モデル

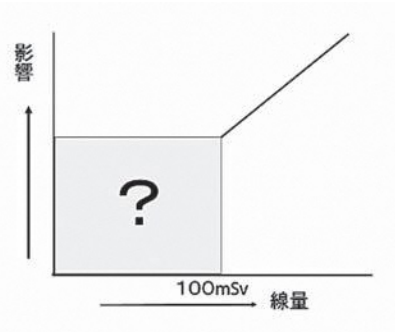


図 . 2 LNT 仮説モデル：未知

- (1) フランス科学アカデミーでは、「低線量電離放射線<sup>注8)</sup>」の発癌影響評価と線量因果関係<sup>4)</sup>：(2004年)において、「100mSv以下の線量域では、LNTモデルを適用することはリスクを過大評価することになる。」としている。
- (2) 米国国立アカデミーのBEIR（電離放射線の生物学的影響に関する委員会）BEIR—VII報告書「低レベルの電離放射線の被ばくからの健康影響」<sup>5)</sup>：(2006年)では、「どんなに低い線量でもDNAの損傷が生じ、それは確率的に変異とがんに関連することから、リスクと線量の関係はLNTモデルで記述できる」としている。
- (3) わが国では政府の原子力委員会の「低線量被ばくのリスク管理に関するワーキンググループ報告書」<sup>6)</sup>で、「国際的な合意に基づく科学的知見によれば、放射線による発がんリスクの増加は、100ミリシーベルト以下の低線量被ばくでは、他の要因による発がんの影響によって隠れてしまうほど小さく、放射線による発がんのリスクの明らかな増加を証明することは難しい。」としている。

注8) 電離放射線：物質に電離作用を及ぼすことができる放射線のことである。一般には、電離放射線を単に放射線と称している。電離放射線が物質に入射すると、散乱や吸収によりそのエネルギーが物質に与えられる。電離放射線の物質へのエネルギーの移行過程を、放射線と物質の相互作用という。相互作用の種類は多く、それらは互いに関連している。

## 2.2 低線量被ばくの問題点

X線を使用した検査は現在の医療においては必須であるが、X線検査には「放射線被ばく」という物理学および生物学的作用がともなう。その結果、人体には影響の

発生に対して「しきい値」が存在する「確定的影響」や発癌や遺伝的影響で「しきい値」が存在しないとされる「確率的影響」といったリスクが生じることになる。前述した急性障害や晩発障害はいずれにしても「確定的影響」と「確率的影響」のどちらか一方に分けられるが、100mSv以下の低線量被ばくの場合はほとんどが「確率的影響」の範疇となる。

前述した、LNTモデルの適用の可否についての問題点は、100mSv以下の低線量被ばくにおいて、何らかのリスクが存在することについては両者とも争いはない。しかし、X線被ばくによる確率的影響によって発生した癌が、自然発生の癌と区別できないことから、フランス科学アカデミーおよび我が国の公式見解では、そのリスクの証明ができないという結論に至っている。また、米国国立アカデミーなどLNT仮説の根拠に「DNAの損傷」を要因とする立場からリスクの存在を結論付けている。これらの医療上における有害事象のリスクの評価について「医学生命倫理学」上の観点からの考察が重要となっている。

### 3. 被ばく問題に対する医学生命倫理学上の検討課題

#### 3.1 医学生命倫理学上の問題点

医療被ばくに関して、一般的な医学生命倫理学上の検討項目については以下のような問題点を考えることができる。

- (1) 放射線被ばくのリスクについて、被験者の理解度に関係なく放射線の被ばくを与えることは、後述する自律尊重原則が不十分であり、パターンナリズム<sup>注9)</sup>に他ならないのではないか。
- (2) 低線量被ばくのリスクが不確実な場合にインフォームド・コンセントは成立するのか検討する必要があるのではないか。
- (3) 未知のリスクに対しては、「予防原則<sup>注10)</sup>」<sup>7)8)</sup>から、科学的証明が不確実であっても、将来世代に悪影響を及ぼさないように何らかの手段を講じる必要があるのではないか。

注9) パターンナリズム：強い立場にある者が、弱い立場にある者の利益のためだとして、本人の意志は問わずに介入・干渉・支援することをいう。親が子供のためによかれと思ってすることから来ている。日本語では家族主義、温情主義、父権主義と訳される。医療においては、患者の利益（生存、健康）を保護するためであるとして、医者が患者に干渉し、その自由・権利に制限を加

えることである。

注 10) 予防原則：化学物質や遺伝子組換えなどの新技術などに対して、環境に重大かつ不可逆的な影響を及ぼす仮説上の恐れがある場合、科学的に因果関係が十分証明されない状況でも、規制措置を可能にする制度や考え方のこと。1990年頃から欧米を中心に取り入れられてきた概念。予防措置原則とも言う。

### 3.2 医療倫理学における原則の対立の問題の検討

医療倫理の四原則<sup>注11)</sup>とは、1979年にT. ビーチャムとJ. チルドレスが『生物医学・医療倫理の諸原則』<sup>注12)</sup> (邦訳『生命医学倫理』)の中で自律尊重原則、善行原則、正義原則、無危害原則として提示したものである。この四原則は、義務論や功利主義といった複雑な倫理理論とは違って、医療現場で用いやすく異なった倫理理論や道徳観を持つ人々が、共通の言葉で議論することを可能にした。また、異なった原則が対立する事例に対処するため、ビーチャムらは原則の比較考量を推奨している。つまり、それらの原則の相対的な重みと強さについて熟慮し、どちらの原則が当該の状況で重要であるかを判断するとしている。<sup>9)</sup>そこで、同様に人体に害のある放射線を医療に用いることの正当性の根拠を原則の対立という視点で、医師の本来的使命である「無危害原則」および「善行原則」の二つの観点から考えることができる。医療において、放射線を用いて検査をするということは、疾病の治癒を目的とすることを前提とした「行為の正当化」が担保されていることになる。もし、疾病の治療及び検査において放射線の利用を制限することは、医師の診療上の裁量を制限することになると考えられている。つまり、診療上において、疾病の検査の為に放射線を利用することは医師の業務における「善行原則」上許される行為であると考えられる。しかし、別の観点からは、たとえ診療のためであっても、放射線による被ばくは一定の有害事象を伴ったリスクが認められる為「無危害原則」に抵触することになるとも考えられる。これを原則の対立問題として考えたとき、一般的には放射線によるリスクは、低線量被ばくのため「無危害原則」に抵触する大きさは極めて小さいという考えから、病気の治療という「善行原則」が勝っていると考えられている。しかし、リスクが更に大きくなった場合、どの程度のリスクなら抵触するのかまた抵触しないのかという限界点について、現時点では答えが見出されていない。

医療における放射線被ばくの正当化について、ICRP (国際放射線防護委員会)の勧告では、被ばくによる「不利益」と疾病の発見による「利益」の比較考量で、利

益が多い場合のみ正当化されるとしている。したがって、「行為の正当化」とは、「無危害原則」と「善行原則」の対立のなかでの比較考量が行われることになる。そこで、この問題においては、以下のように原則の対立の検討と新たな法則による問題点の解決法を探る必要が生じている。

- (1) 医療倫理における四原則の中の「無危害原則」と「善行原則」の対立について、医療倫理学上の検討を行う。
- (2) 放射線被ばくの影響について、「安全」または「危険」の評価の対立ではなく、低線量被ばくのリスクが科学的証明不確実なリスクと考えられる場合、「予防原則」の適用の検討を行う。
- (3) その他、医学生命倫理学における諸原則の適用の検討を行う。

注 11) 医療倫理の四原則：「自律的な患者の意思決定を尊重せよ」という自律尊重原則、「患者に危害を及ぼすのを避けよ」という無危害原則、「患者に利益をもたらせよ」という善行原則、「利益と負担を公平に配分せよ」という正義原則からなる。

注 12) 『生物医学・医療倫理の諸原則』：ビーチャムとチルドレス (Beauchamp, T.L. and Childress, J.F.) により教科書 (Principles of Bioethical Ethics, 1979) として出版されその中で4原則が提唱されている。すなわち、『(1) 自律尊重原則 (Respect of Autonomy) : 患者の自己決定権の尊重すること、(2) 恩恵原則 (Beneficence) : 患者の健康を増進することを目的、それ以外の目的で行われてはならないこと、(3) 無危害原則 (non-maleficence) : 患者の害 (harm) になる行為はしてはならないこと、(4) 正義原則 (Justice) : すべての患者に公平 (equality) ・公正 (fairness) に医療をおこなうこと。』であり、医療現場で倫理的問題に直面したときの、解決の指針とされる。

#### 4. 被ばく線量の推定方法

前述したように医療被ばくには線量限度が設けられていない。しかし、リスク評価のためには放射線被ばく線量の推定が必要であるが、前述した DRL (診断参照レベル) 値にしても具体的な被ばく線量を示しているのではない。このような状況のなかで、被ばく線量の推定方法の一つとして、モンテカルロシミュレーション法<sup>注13)</sup>による推定方法がある。図3および表1に日本人女性の標準体型ボクセルファントム<sup>10)</sup>(JF-103: 身長: 155 cm、体重: 52 kg) における、頭部 CT 検査時の脳、水晶体、甲状腺の被ばく線量を PHITS (Particle and Heavy Ion Transport code System) コード<sup>11)</sup>を利用したモンテカルロシミュレーション法により推定した結果を示した。図3(a)は X線 CT 装置でスキャンする場合の X線の軌跡を示している。また図3(b)は頭部の



横断面の被ばく線量の線量分布、また図 3(c) は矢状面における被ばく線量の分布図である。このように、X 線 CT 装置で頭部をスキャンした場合、被ばく線量が大きい臓器は高濃度で表示されることになる。特に、図 3(b)(c) では頭蓋骨での被ばく線量が大きくなっているのが分かる。脳、水晶体、甲状腺それぞれの臓器の中で、頭部の X 線 CT 検査の場合、脳と水晶体は X 線の直接線および散乱線による被ばくとなるのに対し、甲状腺は散乱線のみでの被ばくとなっている。この実験では特に水晶体の被ばくは A 社の場合 62.3mGy、また B 社の場合 31.5mGy となった。このように X 線 CT 検査の被ばく線量は、装置メーカーによる違いが大きいことが良く分かった。

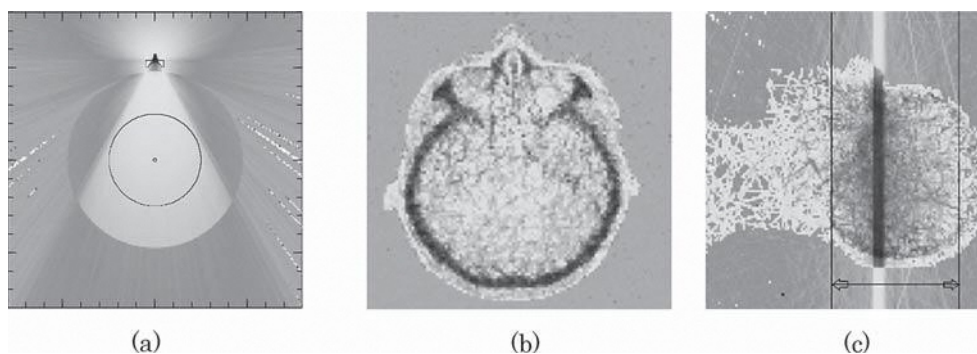


図 . 3 CT 検査における被ばく線量の推定

表 . 1 日本人女性の標準体型ファントムの線量推定結果

Organ	Volume (cm <sup>3</sup> )	Density (g/cm <sup>3</sup> )	A 社 CT 装置 mGy/300mAs	B 社 CT 装置 mGy/300mAs
Brain	1291	1.04	54.9	27.7
Eyes	14.8	1.07	62.3	31.5
Thyroid	6.98	1.05	3.80	1.92

注 13) モンテカルロシミュレーション法 : Monte Carlo method, MC はシミュレーションや数値計算に乱数を用いて行う手法の総称。この事例の場合は、放射線による相互作用や散乱方向、また散乱光子や電子のエネルギーを乱数で決定する。カジノで有名な国家モナコ公国の 4 つの地区 (カルティ) の 1 つであるモンテカルロから名付けられた。

## 5. 放射線被ばくにおけるパラダイム

放射線被ばくの評価は臓器の吸収線量<sup>註14)</sup> (Gy)、等価線量 (Sv)、実効線量 (Sv) の3つがあり、放射線の物理的作用や臓器の生物学的感受性により、生物学影響が変化する。その関係の概要を図4に示した。放射線による被ばくの形態は、人体のすべての部位が均等に被ばくした時を全身被ばくという。また、人体の一部が被ばくした場合は、局所被ばくという。仮に局所的に4 Gy程度の被ばくがあっても致死線量とはならないが、もし全身に4 Gy程度の被ばくがあった場合は、30日のうちに約半数が死亡するいわゆる半致死線量 (LD50/30) と呼ばれるほどの影響となる。この場合の影響を急性障害と呼ぶ。

図4にあるように、臓器の吸収線量が一定のしきい値を超えた場合は、1%以上の頻度で必ず症状が発生することになり、これを確定的影響という。確定的影響は、しきい線量値を超えた場合数時間から数週間のうちに発生する為、「現実的リスク」と考えることができる。これに対し、癌や遺伝的影響は数年から数十年の将来に亘って、確率的に発生する影響であるため、確率的影響と呼ばれ、また「将来的リスク」と考えることができる。

確定的影響を評価する場合は、臓器の吸収線量 (単位: Gy) に X 線の場合は放射線加重係数の「1」を乗じることで、等価線量 (単位: Sv) に換算することができる。表 .1 の A 社の CT 装置による水晶体の被ばく線量の場合は、吸収線量が 62.3mGy で等価線量が 62.3mSv になる。水晶体は、確定的影響として白内障があり、そのしきい線量は 0.5 ~ 1.0 Gy である。ICRP2007 が勧告する放射線業務従事者の水晶体の線量限度は 50mSv であることから 1 回の X 線 CT 検査で年間の線量限度を超えることになる。また、確率的影響を評価する場合は、ICRP2007 年勧告によって臓器ごとの感受性を勘案して設定された値である、組織加重係数を乗じて実効線量 (単位: Sv) に換算することになる。同勧告による組織加重係数は、脳が 0.01、甲状腺が 0.04 であり、表 1 の結果から、A 社の装置による脳の実効線量は約 0.55mSv、甲状腺は約 0.04mSv となる。

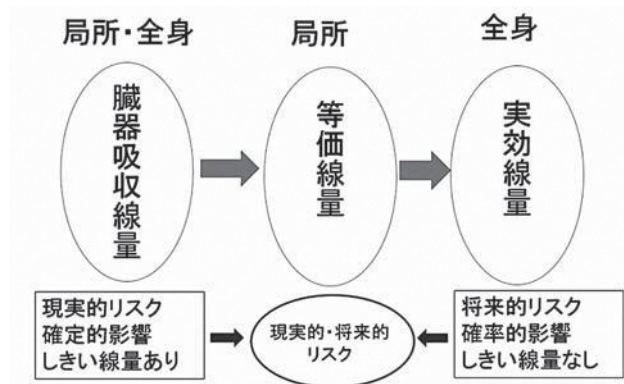


図. 4 被ばく線量の各評価

注 14) 吸収線量：物質に吸収された放射線のエネルギーを計るための物理量であり、電離放射線の照射による物質 1kg 当り 1 ジュールの吸収エネルギーを単位として表し、これを 1 グレイ (Gy) と呼ぶ。

## 5.2 放射線被ばくにおけるパラダイムシフト

医療被ばくに線量限度を設定する必要性はなくても、モンテカルロ法などの臓器線量の推定方法を活用して、被験者の体型や、装置ごとに目的とする臓器の被ばく線量を推定することができるようになったことは、個々の被験者に対応した詳細なリスク評価について検証することが可能になったといえるのではないだろうか。したがって、医療被ばくによる線量限度がないから、被ばく線量の推定はいらぬということではなく、将来のリスクに備えて臓器線量の推定を行う必要があると考える。

## 6. まとめ

低線量の放射線被ばくのリスク評価については、膨大な数の疫学的調査が必要になることが分かっている。ICRP2007 年勧告では、1Sv の実効線量の被ばくの場合の過剰相対リスク（被ばくによって癌による死亡する人が被ばくしない人に比べて高くなるリスク）が 5% 程度高くなるとしている。これに対して LNT 仮説モデルを適用した場合、100mSv の場合 0.5%、10mSv では 0.05% と過剰相対リスクを算定することになるが、この推定の妥当性をどのように考えるのか、また、医療上の被ばくを受ける患者に対して将来的なリスクをどのように説明すれば良いのか等、この小稿をまとめる過程において今後の研究課題が見えてきた。また、低線量被ばくによる未知のリスク

に対して、被ばく線量の算定方法、疫学的調査、リスク評価を国レベルの単位で行うことの必要性を感じている。

### 参考文献

- 1) <http://www.pref.fukushima.lg.jp/site/portal/list281.html#02>: 福島復興ステーション
- 2) ICRP 2007年勧告, 社団法人日本アイソトープ協会翻訳, 2009
- 3) 細野真他, 『医療被ばくの正統化と最適化に向けて Part II』INNERVISION 第31巻12号, 12 2-58:2016
- 4) Maurice Tubiana: Dose-effect relationship and estimation of the carcinogenic effects of low doses of ionizing radiation: the joint report of the Académie des Sciences (Paris) and of the Académie Nationale de Médecine.:317-319, (2005)
- 5) Edward J. Calabrese and Michael K. O'Connor : Estimating Risk of Low Radiation Doses – A Critical Review of the BEIR VII Report and its Use of the Linear No-Threshold (LNT) Hypothesis: Radiation Research, 182(5) 463-474:2014
- 6) 「低線量被ばくのリスク管理に関するワーキンググループ報告書」: 2011
- 7) 東海明宏他, 『環境リスク評価論』大阪大学出版会, 2009年
- 8) 大塚直: 「リスク社会と環境法—環境法における予防原則について」: 法哲学年報 / 日本法哲学会 編 54-71:2009
- 9) 赤林朗 [編]: 「入門・医療倫理 I (改訂版)」 57-67 : 2017
- 10) SATOH, D *et al.*: Monte Carlo Simulation Using Japanese Voxel Phantoms to Analyze the Contribution of article Types and Their Energy Distributions to Organ Doses upon External Neutron Exposure: NUCLEAR SCIENCE and TECHNOLOGY, Vol. 47, No. 1, 62–69 :2010
- 11) Satoh, K *et al.*: Particle and Heavy Ion Transport Code System PHITS, Version 2.52, J. Nucl. Sci. Technol. 50:9, 913-923 :2013