

## CT 検査による被ばく低減について

小柳 宜紀

神戸労災病院中央放射線部

(平成 27 年 3 月 30 日受付)

**要旨：**近年 CT 検査は、装置の多列化に伴い短時間で全身を撮影することが可能になっている。しかし CT 検査は他の放射線診断検査と比べると多くの被ばくを伴う。日本の X 線 CT 装置の保有台数は世界第 1 位であり、全世界のおよそ 30% を占める。つまり日本において CT 検査の被ばく線量は医療における被ばくの大きな比重を占めているといえる。被ばく意識が高まっている中で CT 検査の被ばく線量を低減することは、医療被ばくの低減に直結しているといえる。

CT 検査の被ばく線量を低減させるために、「正当化」と「最適化」「CT 装置の新しい被ばく低減機構」の観点からアプローチする。

(日職災医誌, 63 : 219—224, 2015)

### —キーワード—

CT, 被ばく, 被ばく低減

### 1. はじめに

CT とはガントリ内で回転しながら X 線を照射し、被写体を通じた X 線の減弱度合をデータとし、再構成して画像を取得する装置である。CT 装置を国別保有台数で比べると図 1 のように日本、アメリカが 1 万台を超え他国より 5 倍以上多く CT 装置を所有している。(OECD 2009)

このような CT 装置は他の放射線検査と比べると被ばく線量は多い検査である(図 2)。CT 装置を多く所有する日本で CT 検査による被ばく低減に努めることは、医療被ばく全体の低減につながるといえる。

### 2. 正当化

正当化とは、放射線を伴う検査はそれにより利益がもたらされる場合に施行することが出来る、ということである。正当化される検査として、金原出版株式会社より出版されている、画像診断ガイドラインに掲載されている推奨グレード A, B などは科学的根拠があるものが表記されている。緊急検査や重症度判定、確定診断などもエビデンスがあるものは正当化なされていると判断できる。では、表記がないものについて正当化の面から考えてみる。ICRP 2007 Publication 103 医療被ばくの正当化の 3 レベルというものがあり、それぞれ

- ・第 1 レベル 医学における放射線利用の正当化
- ・第 2 レベル 定義された放射線医学手法の正当化

・第 3 レベル 個々の患者さんへの手法の正当化と明記されている。この中の第 3 レベルの中に、「提案された手法と代替の手法の詳細、個々の患者さんの特徴、予想される線量および、過去あるいは今後予想される検査、治療の情報の利用可能性が含まれる」と表記されている。予想される線量、つまり、自身の病院で設定している CT 検査の予想される線量を把握しておくことが大事になる。このことは、正当化はもちろんのこと、インフォームドコンセントの場面においても既知の情報として把握しておかなければならないものである。

CT 装置やルーチン検査での設定プロトコルは各病院で異なるものである。自身の病院で設定している検査で、概算の線量を算出するための被ばく線量を評価するようなソフトが多数存在している。今回は ImPACT (Imaging Performance Assessment of CT scanners) というソフトを用いて算出した。ImPACT は Excel 形式になっており、使用装置や、パラメータを入力することにより各撮影の線量を推測、把握することが可能となる。注意点としては、規格が欧米人に合わせてあるので、日本人などには過小評価につながることを考慮し、あくまでも実測値ではなく推定値であることを念頭におくべきである。ここで ImPACT での線量推定の算出手順を述べる。Excel シートでの Phantom で撮影範囲の入力を行う。数値での入力で行うのでファントム画像を参考にしてスキャン範囲を決定する(図 3)。続いて Scan Calculation タブにおいて、使用している装置メーカーや、撮影条件

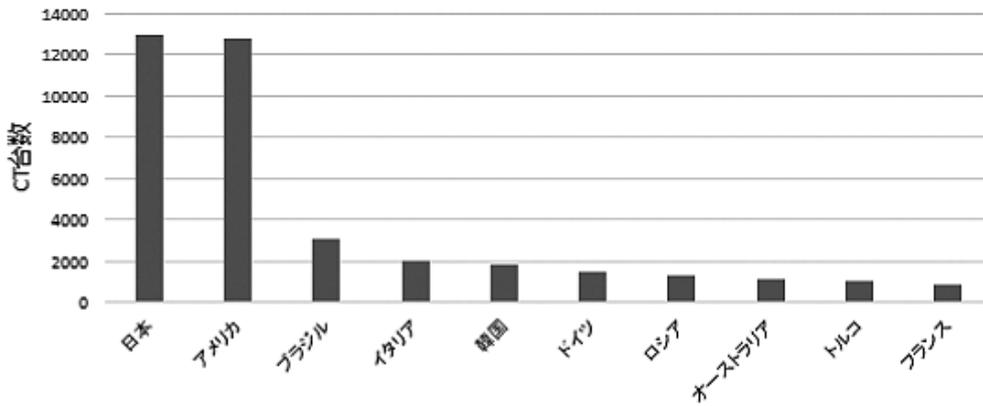


図1 国別 CT 保有台数

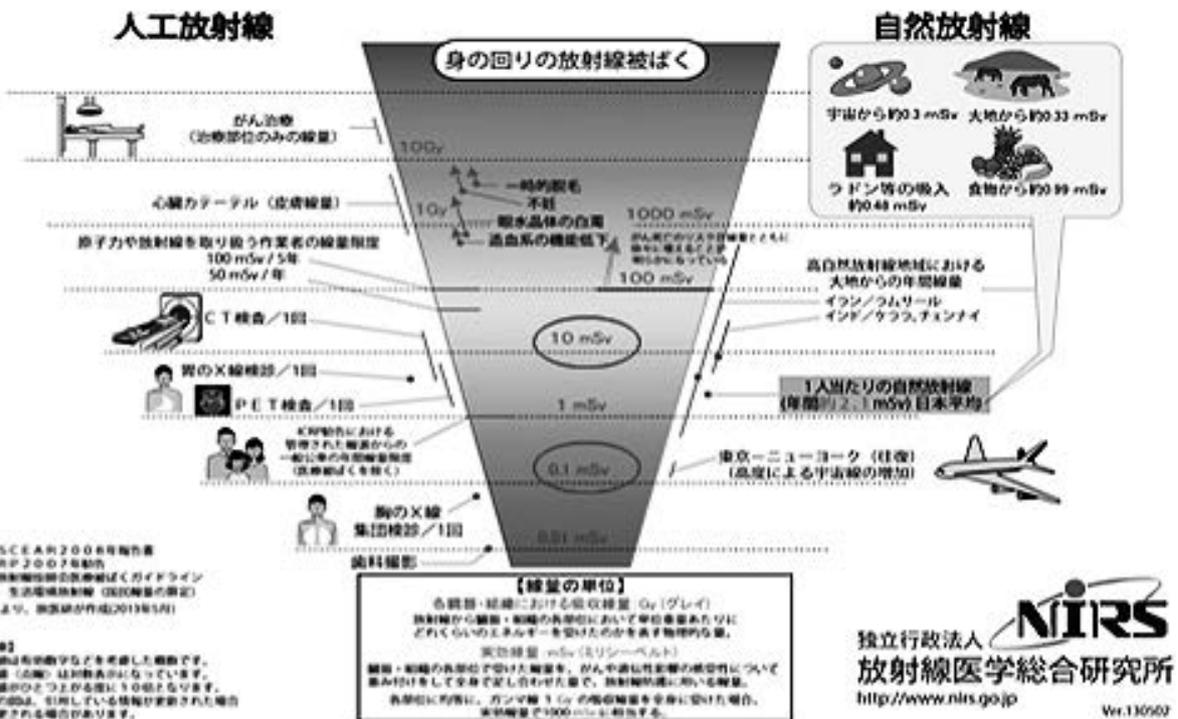


図2 放射線診断検査での被ばく線量

の入力を行う (図4)。入力した値に応じて各臓器の吸収線量と実効線量が表示される。これを病院で使用している全ての撮影プロトコルにおいて算出し、一覧表にしておく。この一覧表があれば、先に述べた医療被ばくの正当化で必要になる、予想される線量として提示することが可能となる。

このImPACTで算出した値は、CT検査を受けるにあたってインフォームドコンセントの場合のリスクとして概算値としても提示することが可能となる。CT検査は被ばくを伴う検査であり、患者さんが最も気になる事の1つが検査を受けるにあたっての被ばくに関するものであろう。検査前段階でこの情報を含めた、目的、撮影範囲など検査内容を理解していると、検査に対する不安や

認識の相違を防ぐことにつながる。それにより検査時も円滑に、検査目的に則った撮影が可能となる。

またインフォームドコンセントがしっかりと得られていれば、仮にオーダーミスのような人的ミスが生じていた場合も撮影前の確認で見発することが可能となる。不要な検査、撮影を行い、全くの無駄な被ばくになってしまう事態を未然に防ぐ確率も高くなる。

ここで上記とは少し内容が異なるが、正当化に関して最近の医療被ばくを取り巻く変遷について併せて追記をしたい。東日本大震災による東京電力福島第一原発事故で、世間の被ばくに対する意識が高まってきている。放射線検査の関連学会で作る団体 (医療被ばく研究情報ネットワーク: J-RIME) が過剰な被ばくを抑えることを

目的に、診断参考レベル (Diagnostic Reference Level : DRL) として撮影線量の統一基準が提案された。国内間の実態調査において撮影線量を低い順に並べ、原則として4分の3に位置する値をDRLとした。これにより線量過多のバラつきを抑え、国内全体の平均線量を段階的

に減らしていくことを目指している。DRLの値は被ばく線量とは異なり、撮影前にCT装置に表示される撮影線量としての数値なので、撮影前にDRLを超えていないことを確認することが重要になる。

正当化の観点から、CT検査における予想される線量を把握し、提供することにより検査の不安を減らし、理解を深め適切な撮影を行うことにつながるといえる。また、医療被ばく抑制のための基準である診断参考レベルを超えない撮影線量、範囲の設定が必須である。

### 3. 最適化

最適化とは、臨床画像に必要なデータを可能な限り少ない線量で撮影をすることである。しかし、撮影線量が少なすぎるとザラザラとしたノイズだらけの画像となり、診断能に欠けるものとなり、無駄な被ばくになってしまう。適正な線量で撮影するには、CTは管電圧(kV)や管電流時間積(mAs)、ヘリカルピッチなど撮影パラメータは多岐にわたるが、今回は被ばく線量と直結するmAs、いわゆる線量に関して最適化を図る。

まずmAsと被ばく線量は正比例の関係にある。mAsと画像のザラツキであるノイズとは線量の比の平方根に反比例するという式が成立している。つまり、照射線量が2倍になれば、ノイズはその $1/\sqrt{2}$ 倍になる。線量が直線的に増加するのに対して、ノイズ成分は指数関数的

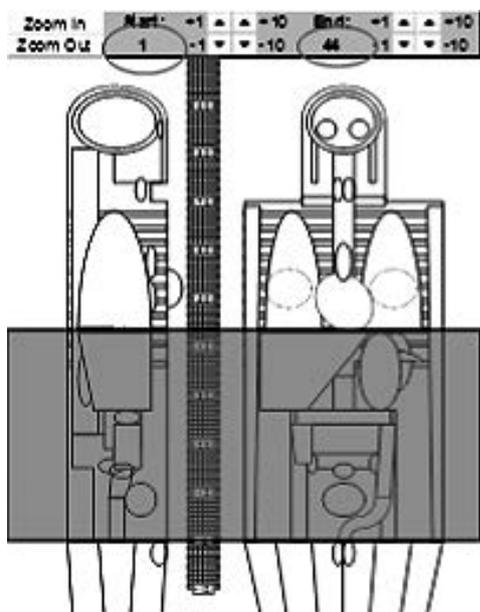


図3 ImPACT スキャン範囲の入力

**Impact CT Patient Dosimetry Calculator**  
Version 1.0.4 (2005/02/1)

**Scanner Info:**  
 Manufacturer: Siemens  
 Scanner: Siemens Sensation 16  
 kV: 120  
 Scan Region: Rocky  
 Collimator: MACSETH E Update Coll Set  
 Current Coll: MACSETH E  
 Scan range: 1 cm  
 Self Position: 44 cm  
 Self Rotation: 0 rpm  
 Self Translation: 0 rpm

**Acquisition Parameters:**  
 Tube current: 200 mA  
 Rotation time: 0.5 s  
 Spiral pitch: 0.75  
 mAs / Rotation: 100 mAs  
 Effective mAs: 200 mAs  
 Collimation: 24 mm  
 Sel. CT DI Look up: 1.11 mS/mAs/100mm  
 CT DI (air) Look up: 17.0 mGy/100mAs  
 CT DI (soft tissue) Look up: 18.2 mGy/100mAs  
 CT DI<sub>eff</sub> Look up: 7.6 mGy/100mAs

**Organ weighting scheme:** ICRP 103

| Organ                             | w <sub>T</sub> | H <sub>T</sub> (mGy) | w <sub>T</sub> H <sub>T</sub> |
|-----------------------------------|----------------|----------------------|-------------------------------|
| Skull                             | 0.02           | 11                   | 0.22                          |
| Brain Tissue                      | 0.12           | 8.4                  | 1                             |
| Colon                             | 0.12           | 19                   | 2.2                           |
| Lung                              | 0.12           | 2                    | 0.24                          |
| Stomach                           | 0.12           | 20                   | 2.4                           |
| Bladder                           | 0.04           | 20                   | 0.8                           |
| Breast                            | 0.12           | 0.75                 | 0.09                          |
| Liver                             | 0.04           | 18                   | 0.72                          |
| Oesophagus (Thyroid)              | 0.04           | 0.54                 | 0.022                         |
| Thyroid                           | 0.04           | 0.061                | 0.0024                        |
| Skin                              | 0.01           | 6.1                  | 0.061                         |
| Skin Surface                      | 0.01           | 11                   | 0.11                          |
| Brain                             | 0.01           | 0.0025               | 0.00025                       |
| Salivary Glands (Gland)           | 0.01           | 0.0025               | 0.00025                       |
| Remainder                         | 0.12           | 12                   | 1.4                           |
| Not Applicable                    | 0              | 0                    | 0                             |
| <b>Total Effective Dose (mSv)</b> |                |                      | <b>12</b>                     |

| Remainder Organs          | H <sub>T</sub> (mGy) |
|---------------------------|----------------------|
| Adrenals                  | 17                   |
| Small Intestine           | 20                   |
| Kidney                    | 21                   |
| Pancreas                  | 17                   |
| Spleen                    | 18                   |
| Thyroid                   | 0.54                 |
| Uterus / Prostate (Gland) | 20                   |
| Uterus                    | 8.4                  |
| Gall bladder              | 20                   |
| Heart                     | 2.6                  |
| CT region (Thyroid)       | 0.061                |
| Lymph nodes (Muscle)      | 8.4                  |
| Soft tissues (Skin)       | 0.0025               |
| Other organs of interest  | 11 (mGy)             |
| Eye lenses                | 0.0025               |
| Testes                    | 2.1                  |
| Ovaries                   | 18                   |
| Uterus                    | 20                   |
| Prostate                  | 20                   |

図4 Scan Calculation の入力



図5 ポジショニングの違いによるCT-AEC平均線量

に減少していくことになる。このことを考慮して診断能を得る画像のために、ノイズ成分を減らす線量を担保しながら、被ばく線量を最小限に抑えることが必要になる。

線量と画質のバランスを、様々な体型や撮影部位で最適化を図るために、CT用自動露出機構(CT-Automatic Exposure Control: CT-AEC)を利用する。CT-AECは体格の違いや体軸方向の解剖学的な違いによるX線吸収の異なるものを、過不足ない線量で撮影をする機構である。CT-AECの原理は、まずは位置決め用のトポグラムの撮影を行う。この画像を取得する間に透過線量の違いを認識し、X線が透過しやすい場所、厚みがある場所で自動的に線量を調整するように考慮している。本スキャンの間も透過線量を180°方向の照射線量にフィードバックする機構、スライス面内に対する最適化も行いながら撮影をしている。

ただしCT-AECの再現性を保つためには、撮影時のポジショニングが大きく関与してくることに注意が必要である。寝台の高さが検査部位の被写体厚センターから±50mm異なるだけで、センター位置での撮影より±15%線量が増減してしまう(図5)。これはCT-AECの動作だけでなく、X線管と被写体の間にあるX線吸収体で、検出器のダイナミックレンジを中心部と辺縁部で均一にするためにあるボウタイフィルタなどの他要素も関与している。しかしポジショニングという簡便なものの違いによって余計な被ばくをする場合があることを念頭においておくべきである。

しかし適切なポジショニングでのCT-AECの併用により、体厚の変化が大きい部位では特に固定したmAsよりも線量を抑えることが可能となる。

#### 4. CT装置の新しい被ばく低減機構

これまでは撮影に関する内容だが、撮影したデータを構築する画像再構成によっても被ばく線量低減に大きく寄与する。画像再構成法には大きく分けて解析的手法と代数的手法がある。CTでは解析的手法であるフィルタ

補正逆投影法が長い間汎用として使用されてきた。単純逆投影法では画像がボケてしまう欠点を、補正フィルタを加えることでエッジを強調しボケの少ない臨床画像を作る手法である。臨床画像を得るまでに短時間であるという理由で用いられてきた。しかし昨今のコンピュータ性能の向上により代数的手法である逐次近似を応用した再構成法が短時間で可能となってきた。画像再構成のプロセスでノイズやアーチファクトなどの補正を繰り返すことで、段階的に画像を改善していくものである。各社補正のプロセスに様々な違いがあるが、当院使用装置シーメンス社の提供を例に被ばく低減機構を紹介する。

逐次近似を応用した再構成法は、投影されたオリジナルデータから、再構成された画像を順投影して得たサイノグラムと差分をする工程を繰り返し行う(図6)。この繰り返しにより画像再構成のプロセスに起因するエラーである、アーチファクトの補正や空間分解能の改善を図っている。また、イメージベースにおいても逐次近似を応用した再構成法により、画像ノイズ平滑処理を行い、局所ノイズの平滑化やエッジの先鋭化も図っている。これらサイノグラムベースの画像処理とイメージベースの画像処理を独立した工程で繰り返すことで、演算処理の最適化と高速化を図っている。この工程を分けることにより、逐次近似法の短所である時間短縮が可能になり、秒間約20枚の再構成スピードが可能になっている。また従来再構成法であるフィルタ補正逆投影法と比べると、最大50%ほどの被ばく線量を低減しながら、低線量においても画質を損なうことなく臨床画像の提供が可能となっている。

また、ソフトウェアのみでなく、ハードウェアでの被ばく低減も進んでいる。従来のCTの検出器は、内部で発生する電気ノイズの影響や、アナログ伝送による信号損失などにより信号収集の効率はあまり良くはなかった。これを改善するために、Stellar Detectorが開発された(図7)。

検出器エレメント上の電子コンポーネント数を減ら

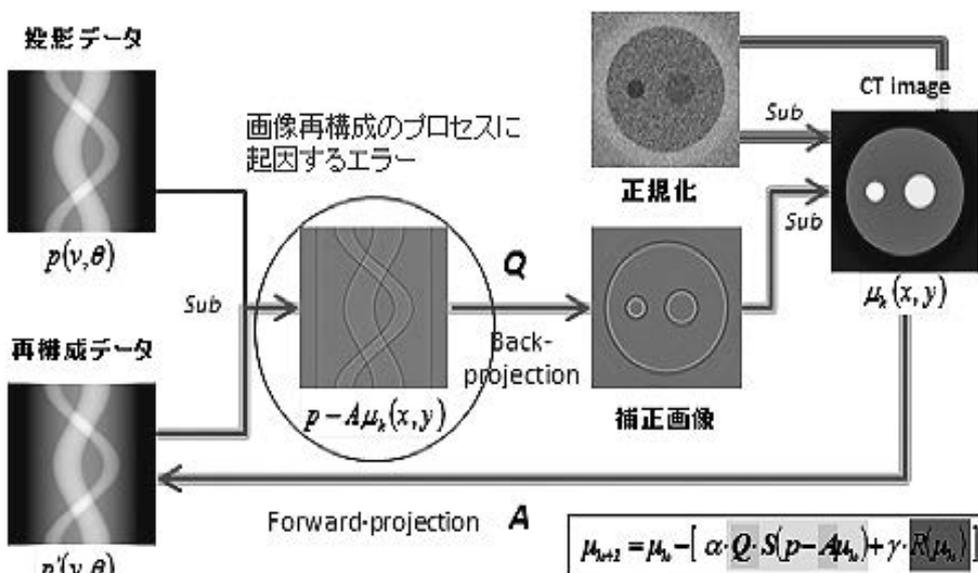


図6 逐次近似再構成法 SAFIRE

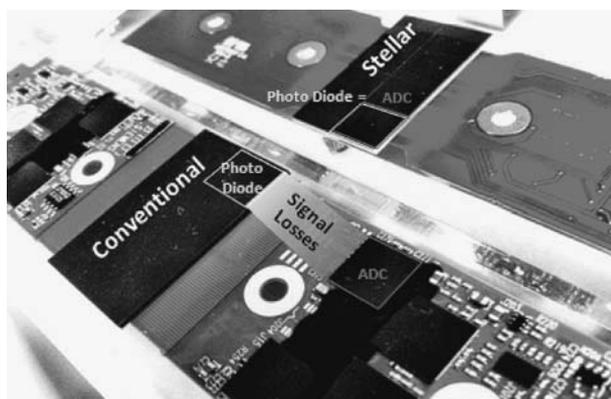


図7 Stellar Detector と Conventional Detector

し、直接フォトダイオードで結合することにより、フォトダイオードと A/D コンバータを一つの集積回路に集約できる。その結果、実質的にアナログ伝送距離が排除され、検出器内部の電気ノイズやクロストークを最小限に抑えることが可能となった。検出器回路上での信号損失や伝達ケーブルを無くすことで、入力信号とノイズの比 (Signal Noise Ratio : SNR), つまり信号収集の効率が改善することになる。ハード面でのノイズ低減により、全ての撮影において積極的に被ばく線量を抑えた撮影が可能となる。

5. まとめ

・正当化の観点から

CT 検査を受けるにあたって患者さん自身がリスクとベネフィットについて事前に理解している状態が重要となる。それにより検査への不安や認識の違いを防げることに繋がる。検査目的に則った撮影で、正当化を成立させることで、不要な被ばくを防ぐことにつながるといえ

る。また診断参考レベル (DRL) を超えない撮影線量、範囲の設定が必須である。

・最適化の観点から

線量と画質の関係を把握し、適切な線量で診断画像を取得することで過剰な被ばくを抑えることになる。今回述べた CT-AEC を利用することで、自動化された機能により被ばく低減をすることが分かった。また最適なポジショニングを行うことで、より無駄な被ばくを抑える効果もある。臨床現場で簡便に取り入れることができるものである。

・CT 装置の新しい被ばく低減機構の観点から

被ばく低減機構が搭載されているものに限る内容であるので、装置が対応していないものは、機器更新時に導入を積極的に検討する。また、各社 CT メーカーにより機構原理も異なるので、画像評価などにより病院での臨床に適した画像を、従来よりも被ばく線量を低減して提供できるようにすべきである。

利益相反：利益相反基準に該当無し

文献

1) 社団法人日本アイソトープ協会：ICRP Publication 103 国際放射線防護委員会の 2007 年勧告。初版第 1 版。東京、丸善、2009, pp 50—52, pp 84—85.

別刷請求先 〒651-0053 兵庫県神戸市中央区籠池通 4-1-23  
神戸労災病院中央放射線部  
小柳 宜紀

Reprint request:

Yoshinori Koyanagi  
Department of Radiology, Kobe Rosai Hospital, 4-1-23, Kagoikedori, Chuo-ku, Kobe-shi, Hyogo, 651-0053, Japan

## The Reduction of Radiation Exposure from CT Examinations

Yoshinori Koyanagi

Department of Radiology, Kobe Rosai Hospital

Recent developments in computed tomography (CT) equipment enable capturing images of the whole body in a short time. However, CT examinations involve a large amount of radiation exposure compared to other types of radiological diagnostic examinations. Among the world's countries, Japan ranks first in the number of X-ray CT equipment owned, having about 30% of such equipment in the world. This means that the radiation dosage due to CT examinations in Japan comprises a large proportion of the total radiation exposure in medical care. As the awareness of radiation exposure increases, a reduction in the radiation dosage from CT examinations may help with the reduction in the radiation exposure in medical care.

The reduction of radiation exposure from CT examinations is considered from perspectives of “justification,” “optimization,” and the “new low-radiation-exposure structure of CT equipment.”

(JJOMT, 63: 219—224, 2015)