

## 特集 最新の画像診断法とその応用～機器メーカーによる最新情報～

### 3. 小児CTにおける被ばく線量の低減と最適化

堀内哲也

GEヘルスケア・ジャパン株式会社 CT技術部

#### Dose reduction and compliance in pediatric CT

Tetsuya Horiuchi

CT Engineering, GE Healthcare Japan

#### Abstract

To respect the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle, it is crucial to find a compromise between dose and image quality. This may mean obtaining an image which is not of the best quality possible but are which has sufficient quality for diagnosis. Recently, many solutions have been developed to optimize the dose and image quality for patients.

There are different parameters of dose such as CTDI (Computed Tomography Dose Index) and DLP (Dose-Length Product). Each of these parameters gives information on different aspects of the dose and each of them has a specific function. As a result, it is necessary to understand which factors are influencing which dose parameters. While it is important to understand how these factors are influencing the dose, we must remember to consider dose and image quality together, because they are always linked.

*Keywords : Computed tomography (CT), Infants, Children, Radiation exposure*

#### はじめに

近年CTの性能は飛躍的な進歩を続けており、これに伴いCTの検査件数の増加、適応範囲も拡大している。医療被ばくに占めるCTの割合が増加傾向にあることが指摘されており、撮影条件の最適化と同時に検査時の線量を把握しその妥当性を正しく評価することが求められている。

本稿では被ばくがより問題となる小児CTに主眼をおき、CT被ばくに関する近年の動向、CT被ばく線量についての一般的事項及および小児CTの被ばく線量低減と最適化のアプローチについて解説する。

#### CT被ばく低減に関する近年の動向

小児CT検査による放射線被ばくは、2001年1月22日の米国の一般大衆紙“USA Today”の一面に、American Journal of Roentgenology (AJR) の小児CT被ばくに関する一連の記事が掲載されたため世界的な規模で認識されることになった<sup>1-3)</sup>。その新聞記事が与えたインパクトは大きく、当時全米のみならず世界中のマスコミが小児CT検査時における過剰な被ばくを取り上げて報道した。その半年後の2001年8月に米国小児放射線学会 (Society of Pediatric Radiology) は関係者らを集め、緊急のCT被ばく低減のConference of ALARA Conceptが開かれ、その会議録は2002年のPediatric Radiology誌32巻に収録され、Executive summaryとして7

項目が掲げられた (Table 1)<sup>4)</sup>。ALARAとは放射線による検査の正当化と最適化を表し、検査実施の決定は必要とする放射線量を考慮して行う必要がある。「その線量は合理的に達成可能な限り低く抑える」、すなわち as low as reasonably achievable の原則を表したものである。

さらに2001年11月に米国食品医薬局 (FDA) からこの件に関して放射線科医、放射線医療関係者、リスクマネージャー、病院管理者宛に“Public Health Notification”が出されている<sup>5)</sup>。この中で小児及び体格の小さい成人被検者に対しての撮影条件を最適化するよう勧告している。

2007年にはNew England Journal of Medicine 誌にBrennerらによる“Computed Tomography-A Increasing Source of Radiation Exposure”が掲載され、再びCTによる被ばくが注目されることとなった<sup>6)</sup>。その要旨は米国におけるCTの使用頻度は1980年の約300万回から2006年には約6,200万

回へと急増し小児CTだけでも400万回を越えており、CT検査による発がんのリスクにより将来米国のがん患者の1.5～2.0%に達するものと推定している。

こうした背景から、現在米国では関係各団体がアライアンスを組みImage Gently<sup>SM</sup>と名付けられた小児CTの被ばく低減キャンペーンを展開している。このサイトのなかには小児CTプロトコルの紹介や、いくつかの撮影アドバイス、エクセルシートから計算できる小児の年代ごとの推奨撮影条件など、便利なコンテンツがあり参考になる。

### CTにおける撮影条件の 諸問題と最適化

前述のFDAの勧告においても指摘されているが、CTにおける撮影条件の最適化が見過ごされてきた背景には、CTの線量過多 (overexposure) が判りにくい点にある。CTでは線量過多で撮影

Table 1 ALARA (as low as reasonably achievable) conference : Executive summary ALARAカンファレンスの要旨 (文献4より対訳引用)

1. CTは小児にとって主要な診断装置である。適応疾患に正しい撮影条件で行われた場合にはその利益はわずかなリスクを遥かに上回る
2. 小児の放射線感受性は中年成人の約10倍で、特に女兒は男児に比し感受性が高い
3. ヘリカルCTでの被ばく量と同量の放射線被ばくで、被ばく者の発癌の確率は上昇する
  - a. 個々の生涯における被ばくによる癌死亡率はごくわずかだが、統計学的には有意である
  - b. 個々のリスクは小さいが、膨大なCT件数と掛け合わせることで癌致死率は上昇する  
これは社会全体の問題である
  - c. 発生率は致死率より約2倍高いと考えられているが、データは完全ではない
4. 線量の規定には統一見解はない。実効線量、臓器線量、BERT (background equivalent radiation time), CTDI (CT線量指票) などが検討された
5. 参加者の多くは最近の計算で求めた実効線量が被ばくの基準値として適切と感じた。国際および国内の規制を行うグループは、CT機器メーカーに対し、個々の機種種のディスプレイ上にどんな情報を表示させるかを決定する必要がある
6. 線量を低減することは重要であるが、診断可能な画質を維持しなければならない  
以下にいくつかの提案事項を示す
  - a. 正統な適応のある検査のみ行う
  - b. 文献的に報告された、体重に見合った設定で小児のCTを行う
  - c. 機器メーカーはさらにユーザーフレンドリーであり、Auto mAやmodulation mA, dose capなど過度の被ばくを防止する装置を供給する必要がある。我々は電流固定のプロトコルから脱却する必要がある
  - d. 低管電圧に関する画質維持と被ばく低減についてはさらなる研究が必要である
7. ALARAカンファレンスの内容は米国小児放射線学会が責任を持ち情報配布する  
協力組織 : National cancer institute (NCI), Federal Drug administration (FDA), the American College of Radiology, その他主な放射線学会
  - a. 我々は小児科医、開業医、救急医などの臨床医に知らせなければならない
  - b. 我々は小児に対する被ばくの影響について医学生に教育しなければならない

された画像であっても画質を損なうことなく差異が現れにくい特徴がある。さらに線量の増加により画像ノイズが減り、被ばく線量とひきかえに必要な以上に高い画質が得られてしまう危険性があり、特に体格の小さい小児の撮影では留意する必要がある。しかしその一方で診断可能な画質を担保しなければならないため盲目的な線量低下は画質を損ねる可能性があり、検査目的を達成する画質を得るための撮影条件の最適化が重要となる。

### 1) Automatic exposure control (AEC)

このような状況のなか、被検者ごとの撮影条件の最適化については、体重をパラメータとした計算式やチャートによる管電流設定が以前より推奨されていた。しかし各施設や個々の検査における撮影条件の最適化は使用するCT装置、検査部位などの因子が異なるため、適切に利用することは困難であった。そこで開発された機能がAECである。AECはCT装置が被検者の体格を測定し、所望の画質を得るのに必要な管電流値を自動的に計算し曝射制御する機能である (Fig.1)。AECの重要なポイントは以下の3点である。

- ・被検者サイズごとの最適化
- ・スキャン位置ごとの最適化
- ・スキャン断面形状ごとの最適化

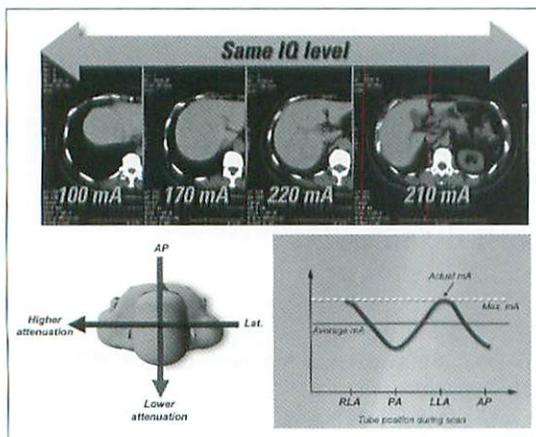


Fig.1 AECの動作例

上段はZ軸の位置ごとに管電流が制御され画像ノイズレベルが一定に保たれている例を示す。下段は断面形状に合わせた回転方向(XY軸)の管電流制御の原理を示す。

被検者サイズ及びスキャン位置ごとの最適化をAECで担うのがZ-axis mA modulationである。Z-axis mA modulationはスキャン位置ごとのX線減弱に応じて、管電流を自動調整する機能である。1方向からの位置決めスキャンを使った被検者のX線減弱に基づく情報と、入力された画質に基づく所望のインデックス値から被検者へのX線量をスキャン位置ごとに制御する(Z軸方向の管電流変調)。それは被検者サイズに応じてX線量も最適化するように機能し、被検者が小児の場合にはその体格に応じて管電流が自動的に設定される。Z-axis mA modulationの最大の利点は、被検者によらず画質を一定に保ちながら不必要なX線量をカットし被ばく線量を減らすことにある。

スキャン断面形状ごとの最適化を受け持つのがXY-axis mA modulationである。XY-axis mA modulationは被検者のスキャン断面の解剖学的形状に基づく回転方向のX線量を自動的に制御する機能である。典型的な人体は円筒形状ではなく、例えば体部においては左右方向より前後方向の厚さが通常は薄くなる。その結果左右方向からの投影データには、AP方向からの投影データよりもノイズが多くなる。再構成画像のノイズは、個々の投影データにおけるノイズの合計の平方根に関係しているため、より大きなノイズを含む投影データが画像ノイズへの影響を支配する傾向にある。このことから画像ノイズを増やさずにAP方向でのX線量を引き下げることが可能となる。XY-axis mA modulationは位置決めスキャン等によって特定される形状情報から、被検者の形状に応じて回転中の管電流を自動的に変調制御するように設計されている。

現在はZ-axis mA modulationとXY-axis mA modulationの機能を組み合わせた3次元での管電流変調機能(3D mA modulation)も製品化されている (Fig.2)。

### 2) Color code protocols

Color code protocolsはBroselow-Luten Pediatric Systemに基づく小児の体重とサイズに色分けされた小児用プロトコルである (Fig.3)。本来このシステムは小児用の気管チューブなどサイズの規格を誤らないように工夫された色分けである。前

述のAECと組み合わせることにより経験や推測に頼ることなく適切なプロトコルを設定することが可能となる。現在はCT装置と電子カルテシステムと連動させることも可能であり、被検者の腕等に装着されたバーコードを認証することによりカルテの体重情報がCTコンソールに自動入力されるようになり最適なカラーコードが選択される。この機能によりヒューマンエラーは極力抑えられる。

### 3) Procedures-based protocols

体格に応じたプロトコルと同様に検査目的に応じて柔軟に適切なプロトコルを設定することは重

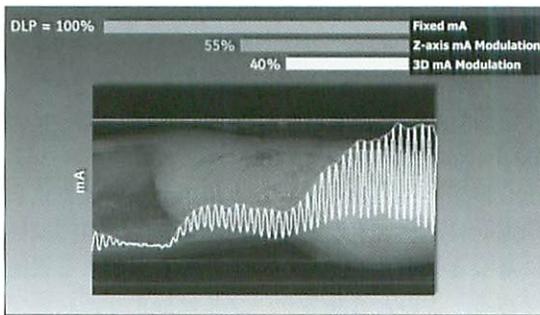


Fig.2 3D mA modulation  
Z-axis mA modulationとXY-axis mA modulationの機能を組み合わせた3次元での管電流変調機能の比較例。

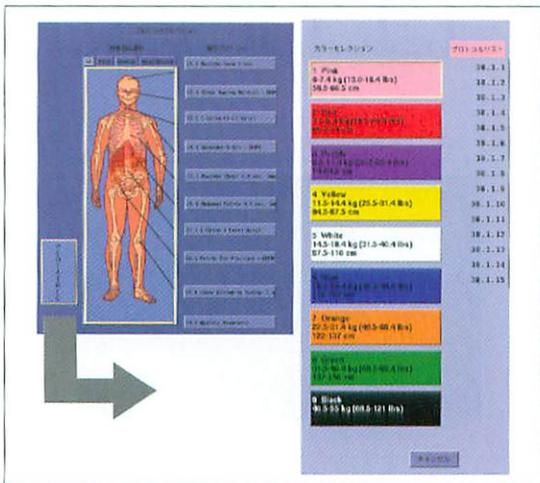


Fig.3 Color code protocols  
体重あるいは身長ごとに9色に色分けされた小児用プロトコルの設定画面の例。

要であると考えられる。Fig.4は検査目的ごとに3種類のカラーゾーンに分けられたプロトコルの一例である。この例ではPink ZoneではRoutine / initial procedures, Green ZoneではLow-dose / follow-up, そしてGrey ZoneではCT angiographyといった検査目的ごとにプロトコルが分けられている。

## 装置の最適化

前述の撮影条件だけでなく、CT装置そのものの設計も被ばく線量の低減に大きく関係する。装置を開発するにあたり画質あたりの被ばく線量をいかに下げるかは最重要な課題である。

### 1) X線付加フィルタ

X線の線質を決定するX線付加フィルタは装置固有の設計になっているが、装置によっては撮影する部位に応じて可変可能なものもある。線質の最適化は、被検者で吸収されてしまい検出器には到達しないX線の低エネルギー成分を効果的に減らすことが可能である。よって適切な付加フィルタの設計は被ばく低減にとって必要不可欠である。しかし画像コントラストを維持するためには過度のフィルタリングには留意する必要がある。したがって、最適フィルタリングは、被検者の体格と診断目的によって異なる。

### 2) X線ビーム成形フィルタ

X線ビーム成形フィルタ (bowtie filter) は wedge filter とも呼ばれる。被検者を透過するビームの位

|   | Weight                  | Noise Index | Minimum mA | Maximum mA | kV  |            |
|---|-------------------------|-------------|------------|------------|-----|------------|
| Routine / initial procedures  | 0-20 kg = 0-9 kg        | 3           | 65         | 130        | 80  | Pink Zone  |
|   | 20-40 kg = 21-27 kg     | 7           | 80         | 160        | 100 |            |
|   | 41-100 kg = 27.5-45 kg  | 10          | 95         | 190        | 120 |            |
|   | 101-200 kg = 45.5-90 kg | 12          | 110        | 220        | 128 |            |
| Pink Zone: Use pink for most routine procedures and/or initial scans. If unclear, use Pink. |                         |             |            |            |     |            |
| Lower-dose or follow-up CT  | 0-20 kg = 0-9 kg        | 7           | 80         | 160        | 80  | Green Zone |
|   | 20-40 kg = 21-27 kg     | 10          | 95         | 190        | 100 |            |
|   | 41-100 kg = 27.5-45 kg  | 13          | 110        | 220        | 120 |            |
|   | 101-200 kg = 45.5-90 kg | 16          | 125        | 250        | 120 |            |
| Green Zone: Use green for follow-up exam orders or on additional lower dose option.         |                         |             |            |            |     |            |
| CT angiography (except coronary CTA)  | 0-20 kg = 0-9 kg        | 7           | 100        | 200        | 80  | Grey Zone  |
|   | 20-40 kg = 21-27 kg     | 9           | 110        | 240        | 100 |            |
|   | 41-100 kg = 27.5-45 kg  | 10          | 120        | 280        | 100 |            |
|   | 101-200 kg = 45.5-90 kg | 12          | 130        | 320        | 100 |            |
| Grey Zone: Use grey for CT angiography (except cardiac CTA).                                |                         |             |            |            |     |            |

Fig.4 Procedures-based protocols  
検査目的ごとに3つのゾーンに分けられたプロトコルの1例を示す。

置に関係なく検出器に到達するX線量をなるべく均一にするため、スキャン領域周辺部のX線量を低減するフィルタである。小児から成人までその体格は著しく異なるため、複数の形状のフィルタから最適なフィルタを選択することにより効果的に線量を低減することが可能となる (Fig.5)。X線ビーム成形フィルタは、体格ごと、スキャン部位 (頭部、体部及び小児) ごとに最適な性能を発揮するように設計されている。

### 3) X線管焦点位置ずれ制御

X線管の熱と力学的な影響はX線ビームの安定性と均一性を損なう要因となる。このような現象は結果として画像上に何らかのアーチファクトを

発生させ、被検者に達する放射線量を増大させてしまう。よって画像に対するアーチファクトを極力抑えるためには、焦点の移動に応じて検出器に過不足なくX線ビームを当てるためのマージンが必要となり、ビーム幅を広げる必要性があり、この現象はoverbeamingとも呼ばれる。しかし、このマージン幅を広げると被検者への無駄なX線量が多くなってしまうことになる。X線管焦点位置ずれ制御はX線ビームの厚さと位置を調整する機能である。X線管焦点位置ずれ制御はマージン幅を最小限にすることで不必要なX線を減らすことによりX線利用効率を改善することが可能である (Fig.6)。

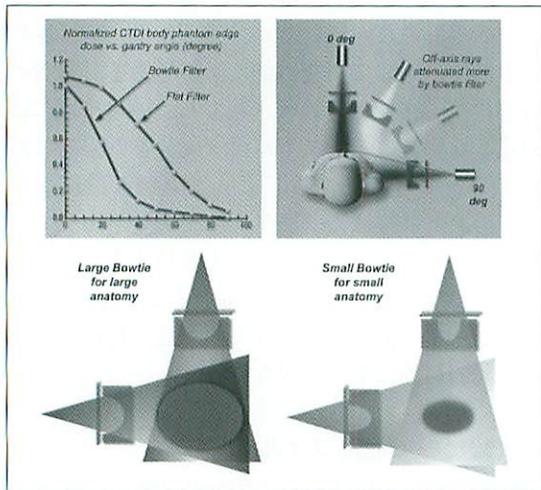


Fig.5 X線ビーム成形フィルタ (bowtie filter) 周辺部分の線量を低減することで撮影領域内の線量分布を最適化する。体格に応じて複数のフィルタが搭載されている装置が多い。

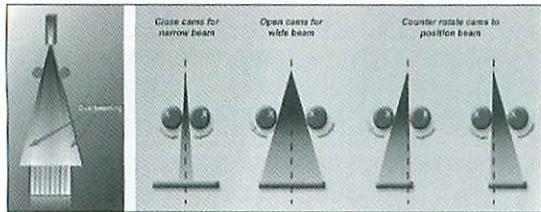


Fig.6 X線管焦点位置ずれ制御 左図はoverbeamingの状態を説明したものである。右図は焦点位置ずれ制御機能によりX線ビームの幅および位置制御される様子を示している。

### 4) Prospective ECG-gated axial scan

心電同期によるヘリカル撮影では、そのヘリカルピッチが小さいことから一般的に比較的高被ばくの検査と言われている。Prospective ECG-gated axial scanでは従来のコンベンショナルスキャンを心臓撮影にも応用することにより低被ばく化を飛躍的に達成することを可能とする。心電図波形に基づき必要な心位相のみにX線が曝射する機能である。このとき患者テーブルは静止した状態でデータ収集が行われる (Fig.7)。

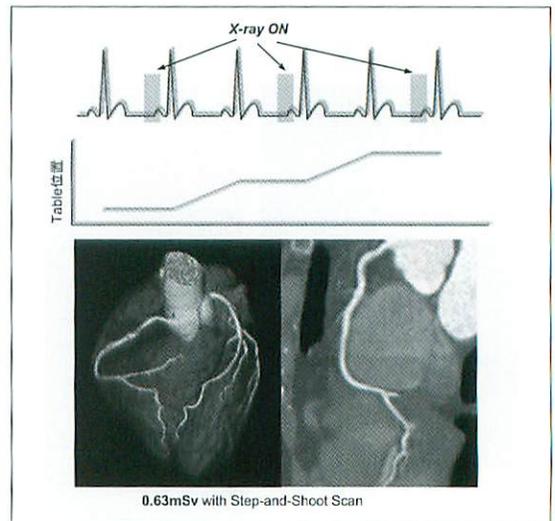


Fig.7 Prospective ECG-gated axial scan 患者テーブルが静止された状態で必要な心位相のみにX線が曝射される撮影原理と臨床の例を示す。

## 5) 逐次近似画像再構成法およびその応用

現在多くの商用CTで用いられている画像再構成方法は解析的再構成法としてのFBP (filtered backprojection) 法であり、その理由はこの手法が他の手法と比較して画像再構成時間に優位性を持つためであった。一方で逐次近似再構成法にはノイズに強い、あるいは投影データの不完全性を補える等の利点がある。これは逐次近似再構成法の一法としての統計的手法を応用したものである。収集される投影データはどうしてもX線量子ノイズなどの統計誤差を含んでしまうことが避けられないが、この手法では近似の取束性が担保されているためデータに誤差を含む場合でも統計的に確からしい画像に近づけていくことが可能である。この誤差を統計モデルと比較しながら反復計算により画像(画素値)の期待値を求めていく手法が統計的手法と呼ばれるものである。しかし画像再構成計算中の反復的処理に必要な膨大な計算量が問題となって商用CTでの実用化が困難であった<sup>7)</sup>。

近年、従来問題となっていた逐次近似法における画像再構成時間を、高速化のためのアルゴリズムの開発やハードウェアの最適化により著しく短縮することで製品化されたものが紹介されている。このことにより、従来と同等の画像ノイズ(SD)であれば被ばく線量を低減することが可能となり、臨床での評価において被ばく線量を32～65%低減可能であったとの報告もされている<sup>8,9)</sup>。Fig.8に従来のFBP法と逐次近似画像再構成法の応用例の比較をMPR像にて示す。

逐次近似画像再構成法およびその応用は画質を向上させる方向へ応用することも可能であり、こ

れは被ばく線量を上げることなく画像ノイズを低減させることが出来る特性を利用することで密度分解能を向上させる手法である。また画像ノイズを低減出来ることは、造影効果を高めることが可能なもののその画像ノイズが問題になっていた低管電圧撮影の実用化、あるいはその応用を広げる可能性があると考えられる。

また、統計モデルとは別に光学モデルとして焦点サイズや検出器開口幅等を含めた幾何学的特性を考慮することで画像の分解能を改善させることも可能であり、現在製品化に向けた開発が行われている。

## 線量情報と表示について

CTの線量情報として一般的にCTDI (computed tomography dose index) が用いられている。CTDIは以下のように定義される (Fig.9)。

$$CTDI = \frac{1}{n} \cdot \int D(z) \cdot dz$$

ここで：

— nは、1回転あたりのスライス数

— tは、公称スライス厚

— D(z)は、Z軸に沿った線量分布

を表す。その単位は吸収線量と同じでありGy (1Gy = 1J/kg) が用いられる (1mGy = 0.001Gy)

現在、線量指標として国際規格の整備も進められている。その一つとして国際電気標準会議 (IEC) 60601-2-44において線量情報をスキャン開始前に装置上に表示することを勧告している。この勧告に基づき最近の装置に表示されている線量指標

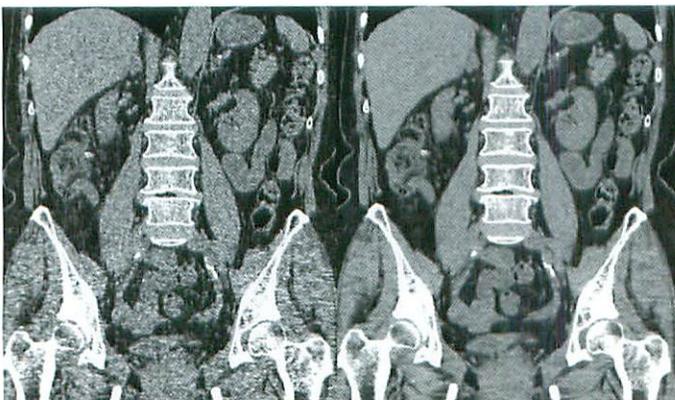


Fig.8

### 逐次近似画像再構成法の応用

同一の撮影データを使用し、左は従来画像再構成方法によるMPR像、右は逐次近似画像再構成法の応用例によるMPR像を示す。

として、

- ・CTDI<sub>vol</sub> (mGy)
- ・Dose efficiency (%)

などがある。さらに、付加情報として撮影範囲を加味した線量情報として、

- ・DLP (mGy・cm)

を表示している装置もある。

これらの線量情報は設定した撮影プロトコルに対応した値を表示するため、事前に線量を把握して検査を開始することができる。そのためプロトコル作成時及び変更時の有用な線量ガイダンスとなる。Fig.10に線量情報表示の一例を示す。さらにDose Reportと呼ばれる機能では撮影時の線量情報をDICOMのsecondary capture imageや装置によってはDICOM structured report (SR)として記録することも可能である。

### 1) CTDI

CT検査の被ばく線量の目安としてCTDIが一般的に用いられている。

CTDIには定義の仕方によって幾つかの種類がある。そのためそれぞれの違いを認識しておく必要がある。

- ・CTDI<sub>100</sub>

$$CTDI_{100} = \frac{1}{h} \cdot \int_{-50\text{mm}}^{50\text{mm}} k_{\text{air}}(z) \cdot dz$$

測定範囲をビーム厚によらず、100mmに固定。hは名目上のスライス厚を、k<sub>air</sub>は空気カーマを

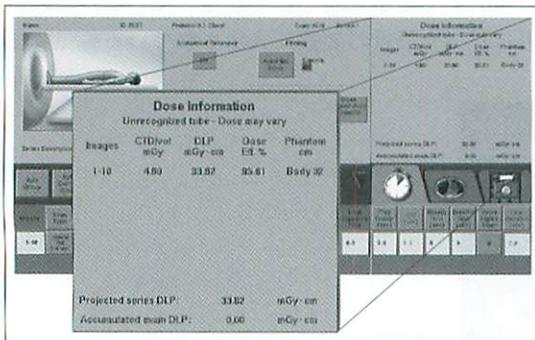


Fig.9 操作コンソール上に示される線量表示例  
設定された撮影条件による線量を表示する例。線量はCTDIファントムの直径によって大きく異なるため、基になるファントムの直径の値も同時に表示されている。

表す。

- ・CTDI<sub>w</sub> (weighted CTDI)

被写体の中心部と辺縁部とではX線の透過長が異なるため局所の線量は変動する。このような特性を考慮した線量指標がCTDI<sub>w</sub>である。

CTDI<sub>100</sub>を用いてPMMAファントム (Head用16 cmφ、Body用32 cmφ)の中心線量 (center) 及び、周辺線量 (peripheral) に重み付けをしたもの。

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,peripheral}$$

- ・CTDI<sub>vol</sub> (Volume CTDI)

従来はEffective CTDI (CTDI<sub>w,eff</sub>) と表記されていたもので、CTDI<sub>w</sub>にビーム幅を基準としたpitch factor (p)を考慮したものである。

$$CTDI_{vol} = CTDI_{w,eff} = \frac{1}{p} \cdot CTDI_w$$

マルチスライスCTにおけるpitch factorは次式によって表される。

$$pitch\ factor = \frac{table\ travel}{\sum detector\_row\_width}$$

### 2) Dose efficiency

シングルスライスCTとマルチスライスCTの違いは、検出器からの感度プロファイルがシングル

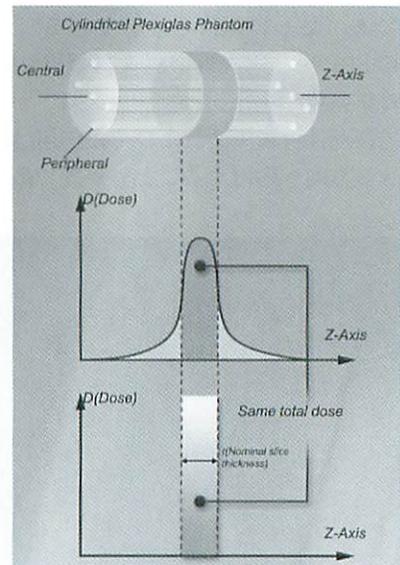


Fig.10 CTDI (computed tomography dose index) の考え方

スライスCTではコリメータによるX線ビーム成形で決定されるのに対して、マルチスライスCTでは検出器セルの開口幅とその組み合わせによって決まる点にある。そのため各検出器セルに均等なフォトン入力が必要になるためX線プロファイル(Z軸方向)の肩の部分(半影部)を利用できないためビーム幅を広げる必要がある(overbeaming)。このためシングルスライスCTでのX線利用効率が100%であるのに対して、マルチスライスCTでは、X線利用効率が低下する。このZ軸方向のX線利用効率を表す指標がDose Efficiencyである。IEC規格においてこの利用効率が70%を下回る時にコンソール上に表示するよう勧告されている。一般的に、利用効率の低下は使用するX線ビームの幅が狭いときに顕著となる。

### 3) DLP

現実的な検査プロトコルの被ばく線量を意図した指標として用いられる。DLP (dose-length product)は次式により表される。

$$DLP(mGy \cdot cm) = CTDI_{vol} \times (Exposur Length)$$

このDLPを用いて実効線量を推定する方法がEUR 16262 (European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography) 等において紹介されている。

### 4) 線量情報表示の問題点

$CTDI_{vol}$ は、成人の体幹部と頭部を規格化し

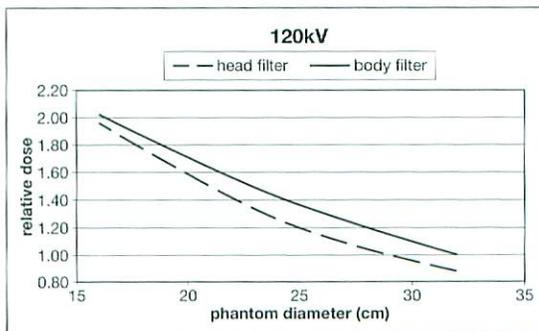


Fig.11 ファントムの直径と線量の関係の1例  
同一の撮影条件においてCTDIファントムの直径が32cmと16cmとの比較ではおよそ2倍の差が生じることになる。

た直径16cmと32cmのPMMA (PolyMethyl Meth Acrylate) ファントムに基づく線量情報を提供するに過ぎない。一方でCT検査を受ける被検者の体格は新生児から成人までさまざまである。そのため、 $CTDI_{vol}$ は常に患者線量を表す指標にならないことに注意しなければならない。特に表示された線量情報がどちらの直径のファントムによる値であるかに留意する必要がある。体格の小さい小児において直径32cmの線量情報は過小評価されてしまう結果となる。Fig.11にCTDIファントムサイズと線量の関係の参考例を示す。また、設定されるスキャン領域(SFOV: scan field of view)と用いられるCTDIファントムサイズの組み合わせの一例をFig.12に示す。

現在ではAECの開発により被検者個々の体格に応じて自動的に撮影条件が設定で実現されつつあり、小児や体格の小さい成人において撮影条件が低減される。このとき装置上に表示される線量情報は個々の被検者の体格を正確には考慮していないため、撮影条件にのみ依存して見かけ上減少したことになる。この結果、体格の小さい被検者における線量が過小評価されてしまう危険性があり、特に小児CTにおいて問題となる。

## 終わりに

CT検査の被ばく線量の低減は画質あたりの被

| SFOV type      | CTDI phantom |
|----------------|--------------|
| Ped Head       | 16cm Phantom |
| Ped Body       |              |
| Small Head     |              |
| Head           |              |
| Small Body     | 32cm Phantom |
| Medium Body    |              |
| Large Body     |              |
| Cardiac Small  |              |
| Cardiac Medium |              |
| Cardiac Large  |              |

Fig.12 スキャン領域(SFOV)とCTDIファントム直径の組み合わせ例  
頭部および小児用のSFOVでは直径16cmのCTDIファントムによる線量情報が表示されることを示している。

ばく線量比を改善することで可能となるが、その低減効果は個々の検査の撮影条件が最適化された上で評価されなければならないと考えられる。例えばCT装置の改良により画質あたりの線量比が大きく改善されたとしても、体格に応じた撮影条件が設定されていなければ個々のCT検査の被ばく線量が最適化されていることにはならない。特にこの点は小児CT検査においては重要な点であると考えられる。また、関連団体より発表されている診断参考レベル(DRLs: diagnostic reference levels)に基づいた被ばく線量の評価・管理も今以上に進むと思われる。

#### ●文献

- 1) 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.
- 2) Paterson A, Frush DP, Donnelly LF : Helical CT of the body : are settings adjusted for pediatric patients? *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 176 : 297-301.
- 3) Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al : Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT : strategies at a large Children's Hospital. *AJR Am J Roentgenol* 2001 ; 176 : 303-306.
- 4) ALARA Conference Executive Summary. *Pediatr Radiol* 2002 ; 32 : 221.
- 5) FDA Public Health Notification : Reducing Radiation Risk from Computed Tomography for Pediatric and Small Adult Patients. U.S. Food and Drug Administration, 2001.
- 6) Brenner DJ, Hall EJ : Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007 ; 357 : 2277-2284.
- 7) 尾川浩一 : ECTにおける反復的画像再構成. *日放技学誌* 2000 ; 56 ; 890-894.
- 8) Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al : Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT : feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009 ; 193 : 764-771. Erratum in : *AJR Am J Roentgenol* 2009 ; 193 : 1190.
- 9) Silva AC, Lawder HJ, Hara A, et al : Innovations in CT dose reduction strategy : application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010 ; 194 : 191-199.