

基礎連続講座

CT講座

## X線CT装置の機器工学(9)

## - 線量評価 -

藤田保健衛生大学衛生学部

辻岡勝美

CTにおいて線量評価は重要である。一般のX線撮影と比較した場合、CTではX線の照射方法、画像作成方法が異なる。これにより、線量評価を行う場合、特有の考え方が必要となる。また、実際の臨床では、患者被曝の形態も異なってくる。しばしば、一般撮影とCTではどちらの被曝が多いか?という質問がある。これもスライスの位置、スライスの角度、そしてスキャン範囲によって大きく変化する。これらの問題を解決することが重要ではあるが、現状でははっきりした結果は出ていない。本章では、CTにおける線量評価の現状と問題点について述べる。

CTの線量評価は、検査に伴う患者被曝の評価のためと装置の性能評価・管理のための二つの立場について行われるべきである。ここでは、後者の装置の性能評価・管理のための線量評価について述べる。

### 1. 一般撮影の線量分布とCTの線量分布

当然のことであるが、一般撮影とCTでは画像の取得方法が異なる。一般撮影は透過X線を画像化したものであり、固定されたX線管からX線が照射され、人体を透過した後に増感紙・フィルム系に達する。一般撮影では線束は錐形であり、その照射野はある面積を持つ。CTは目的断層に周囲からX線を照射し、その投影データから目的断層を再構成し、画像化したものである。このように、CTではX線管は被写体の周囲を回転する。また、X線の線束は数ミリの厚さを持った扇状(ファンビーム)である。また、ヘリカルスキャンではX線管は被写体の周囲をらせん軌道で移動するため、線量分布は複雑なものとなることが予想される。Fig. 1に一般撮影とCTの線量分布の様子を簡単に示す。

このような状況で、従来の一般撮影と同様の考え方・測定法でCTの線量評価を行うことは困難なものとなる。そこで、CTでは後述するCTDI(computed tomography dose index)という考え方が考案された。CTDIによりCTという枠の中では線量評価・比較が行えるようになった。ただし、一般撮影とCTとを比較

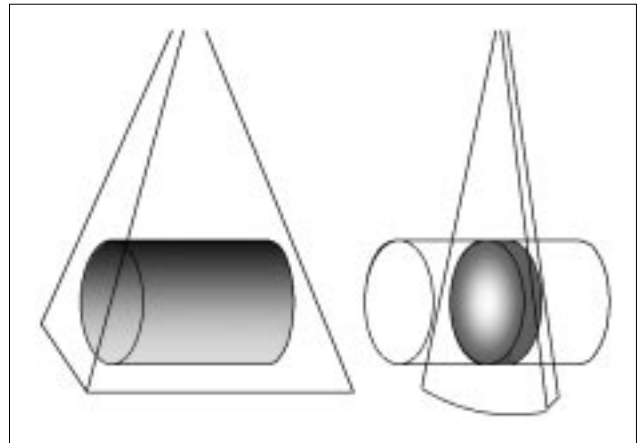


Fig. 1 一般撮影とCTの線量分布の様子

左：一般撮影 右：CT

一般撮影ではX線管は固定されているが、CTではX線管が被写体の周囲を回転する。また、一般撮影は錐状の線束であるが、CTでは扇状の線束である。

しようとする問題があるのも事実である。

### 2. CTにおける線量評価法

#### 2-1 単一スライスの評価

シングルスキャンあるいは単一のスライス画像における吸収線量を測定する指標としてCTDIがある。測定は直径320mm、または直径160mmの亚克力樹脂の円柱にペンシル型電離箱を挿入して行われる。その数式は以下ようになる。

$$CTDI = \left( \frac{1}{n \cdot T} \right) \int_{z_1}^{z_2} D(z) dz \quad \text{mGy} \quad \dots \dots \dots (1)$$

これはFig. 2(a)のような線量プロフィール(dose profile)の積分値を求めようというものである。nは同一照射から発生するスライス数、Tはスライス厚である。Fig. 2(a)でもわかるとおり、CTDIでは、スライス厚よりも外側(体軸方向)であり、頭側および足側の斜線の部分も評価しなければならない。理想値では $z_1 = -$ 、 $z_2 = +$ であるが、無限長の長さのペンシル型電離箱はないわけで、その範囲をどうするかが問題で

ある．実際には長さ10cmのペンシル型電離箱が使用される．

米国のFDA( food and drug administration )では線量プロフィールの積分区間が長さではなく， $14T$ ( 頭側に $7T$ ，足側に $7T$ )とされている．そのため，10cmの電離箱を使用した場合，7mmのスライス厚しか適応とはならない( Fig. 2(b) ). 10cmの電離箱で10mmのスライス厚を評価する場合，Fig. 2(c)のように積分区間が $10T$ ( 頭側に $5T$ ，足側に $5T$ )となってしまうのである．

10mmの電離箱で7mm以外のスライス厚を測定してFDAのCTDIを導くためにはTable 1のようなTableが用いられる．

### 2-2 複数スライスの評価

CTDIは単一のスライスにおける線量評価の指標であった．では，通常のCT検査のように，あるスキャン範囲での平均線量を求めたい場合はどうか．Fig. 3のごとく，目的のスライスの次のスライスでは，となりのスライスの裾の部分，そして，そのまたとなりの裾の部分が加算され，単一スライスより高い線量を示す．その測定指標にはMSAD ( multiple scan average dose )が用いられる．

$$MSAD_{N,I} = \left( \frac{1}{I} \right) \int_{-I/2}^{I/2} D_{N,I}(z) dz \quad \text{mGy} \quad \dots\dots\dots(2)$$

$D_N(z)$ は体軸方向に一定間隔  $I$  だけ離れた  $N$  回のスキャンにおける多数回スキャン時の線量プロフィールであり，MSADは  $N$  回のスキャンの平均線量である． $N$ が7回するとき，MSADとCTDIは等しくなる．

ヘリカルスキャンではスキャン間隔ではなく，ヘリカルピッチでスキャン範囲が決定される．ヘリカルスキャン時のMSADを  $MSAD_{helical}$ としたとき， $MSAD_{helical}$ は以下の式で表される．

$$MSAD_{helical} = \frac{CTDI}{Pitch} \quad \text{mGy} \quad \dots\dots\dots(3)$$

ただし，ノンヘリカルとヘリカルスキャンを比べたとき，スキャンの開始から終了までを考えれば特徴的な差が現れる．ノンヘリカルスキャンの場合，通常，1回転のスキャンといっても，データ収集と同時にX線が照射されるのではなく，データ収集より若干早い時期からX線が照射され，データ収集に若干遅れて照射が終わる．これは，体動補正などを行うためのデータが必要であるからであり，オーバースキャンと呼ばれる．ノンヘリカルスキャンではスキャンごとにこのオーバースキ

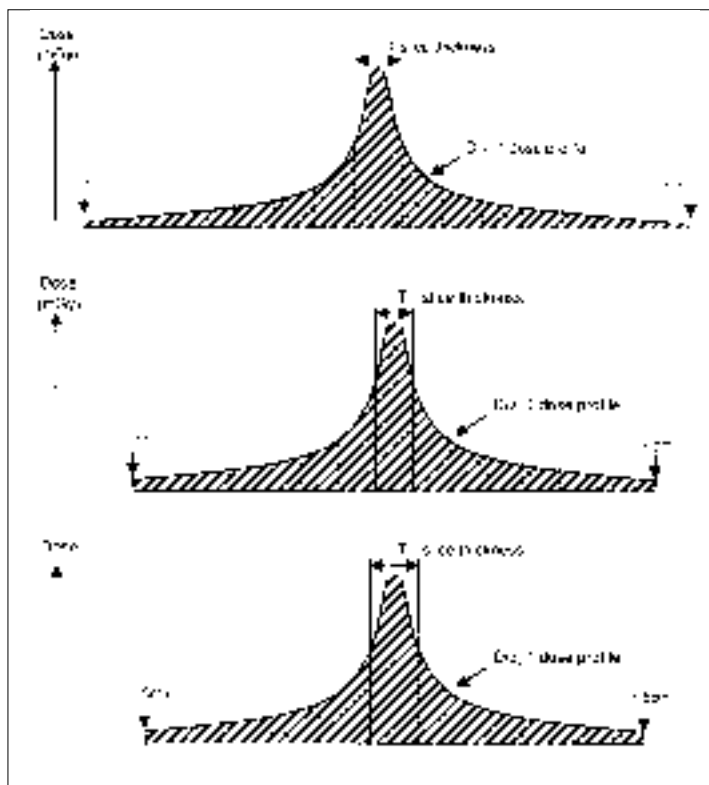


Fig. 2 CTDI測定の線量プロフィール(文献2より引用)  
 (a)理想的なCTDI測定  
 (b)FDAによるCTDI測定  
 (c)10cmのペンシル型線量計によるスライス厚10cmのCTDI

理想的には- から+ までの積分値である．しかし，ペンシル型電離箱の長さが10cmということから，FDAでは 7mmスライス厚×14スキャン，10mmスライス厚では10スキャンの積分値となる．

キャンが存在する．ヘリカルスキャンでは1回のヘリカルスキャンの始めと終わりにのみオーバースキャンが存在し，ノンヘリカルスキャンより低い線量となる．

### 3. 線量プロフィール(dose profile)の測定

これまで線量プロフィールを用いてCTDIやMSADを説明してきた．では，CTDIやMSADで線量プロフィールが求められるか．答えはノーである．CTDIやMSADは数値としての指標であり，線量プロフィールは求められない．これは，測定器がペンシル型電離箱で長いためであり，線量プロフィールを求めるためにはピンポイントの測定が可能なものが必要となる．実際には，TLDやフィルムが用いられる．TLDはフィルムに比べ若干大きくなるが，感度のエネルギー依存，絶対値の再現性の面で優れている．装置の性能評価の面からも，線量プロフィールの測定法の進歩が望まれる．

Table 1 FDA規定のCTDIと10cmのペンシル型電離箱を用いたCTDIとの線量比  
10cmのペンシル型電離箱であっても、FDA規定のCTDIに変換することができる。

Ratio CTDI-FDA/CTDI-10cm Chamber						
Slice( mm )	Head Phantom			Body Phantom		
	Center	表面から 1 cm深部	表面	Center	表面から 1 cm深部	表面
10mm	1.1	1.05	1.04	1.16	1.05	1.04
5mm	0.87	0.93	0.95	0.81	0.93	0.93
3mm	0.7	0.84	0.86	0.6	0.84	0.85
2mm	0.55	0.75	0.8	0.43	0.76	0.8
1.5mm	0.51	0.71	0.75	0.39	0.69	0.76
1.0mm	0.36	-	-	0.29	-	-

( MDA Report: Type testing of CT Scanners-Methods and Methodology , より抜粋 )

#### 4. CTにおける画質と線量の関係

CTでは線量と画質は密接な関係にある。線量を増せば検出器に到達する光子数は増加し、画像ノイズは低下する。画像ノイズが低下すれば、表示されるウィンドウ幅を狭くしても輝度ノイズは劣化せず、結果的にコントラストが向上する。逆に、線量を低減させれば、画像ノイズが増大し、コントラストは劣化する。これは、デジタル画像診断装置特有の現象であり、安易な画質向上のために線量を増加させてしまう危険性を示している。臨床では、診断目的に適合した画質の維持、線量の管理が必要となる。

CT検査ではスライス厚の選択も重要な要素となる。精密CT検査では部分体積効果の低減のため、薄いスライス厚が選択される。その結果、検出器に到達する光子数は激減する。それで画像ノイズを維持しようとするれば、大電流が必要となり線量も増大するのである。スクリーニングの場合、厚いスライス厚を選択すれば、線量の増大も抑えることができる。

#### 5. マルチスライスCTでは？

マルチスライスCTでは検出器が体軸方向で多列に配置されている。その場合、問題となるのが検出器の隔壁(セパレータ)の厚さと検出器外へのX線照射である。

マルチスライスCTにおいて、検出器の隔壁の部分は折角の透過X線を電気信号に変換できず、不要な被曝となる。ビームトリマを用い、隔壁をなくしたタイプの装置もあるが、8列、16列となるとその手も使えない。実際には隔壁を薄くすることが被曝低減につながる。

マルチスライスCTでは検出器列が分割されているため、選択されている検出器列の外側へのX線照射は画質に反映しない線量である。Fig. 4に検出器外へのX線照射の様子を示す。通常のシングルスライスCTで

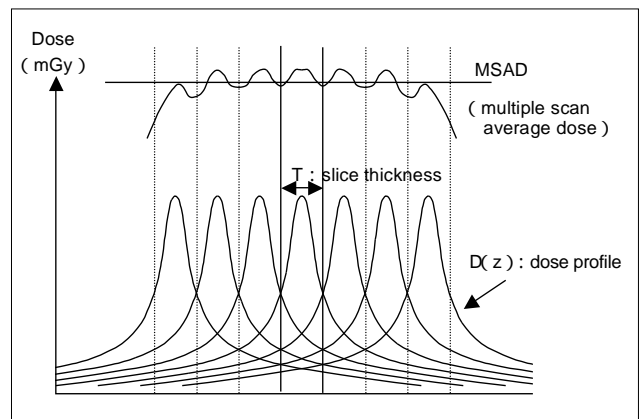


Fig. 3 複数スライスにおけるMSAD評価(文献2より引用)  
複数のスライスでは単一の線量プロフィールが積分されることになる。

はX線ビームの幅より検出器の幅のほうが広く、検出器外への線量は存在しなかった。しかし、この場合、SSP(slice sensitivity profile at z-axis)は裾が広がり、空間分解能は劣化する。シングルスライスCTでビームトリマを用いた場合、良好なSSP<sub>z</sub>が得られ、空間分解能も向上するが、1スライスの両側に検出器外へのX線が存在する。マルチスライスCTの場合も隔壁のおかげで、良好なSSP<sub>z</sub>が得られ、空間分解能も向上する。ただし、一組(4列、8列、16列)の検出器の外側に検出器外X線が存在し、列数が増えるほど、検査全体では検出器外X線が少なくなる。検出器の列数が増すことによりコーン角は増大し、半影の問題から検出器外X線が大きくなる傾向もある。

#### 6. 撮影条件自動調節機構(auto exposure control)

マルチスライスCTの登場により、肺尖から腹部、頸部から頭頂と広範囲のスキャンが一度に行えるようになった。これは、造影効果の有効利用、検査の高速

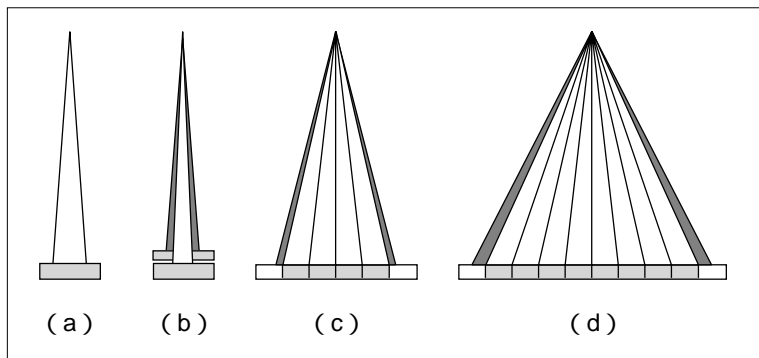


Fig. 4 シングルスライスCT, マルチスライスCTにおける検出器外X線  
 (a)ビームトリマ(-)のシングルスライスCT  
 (b)ビームトリマ(+のシングルスライスCT  
 (c)マルチスライスCT(4列)  
 (d)マルチスライスCT(8列)  
 ビームトリマ(-)のシングルスライスCTでは検出器外X線はない. ビームトリマ(+のシングルスライスCTでは1スキャンで二つの検出器外X線がある. マルチスライスCTでは1スキャンで検出器列の外側に検出器外X線が存在する. この場合, 列数が多いほうが有利である. マルチスライスCTでは隔壁による影響もある.

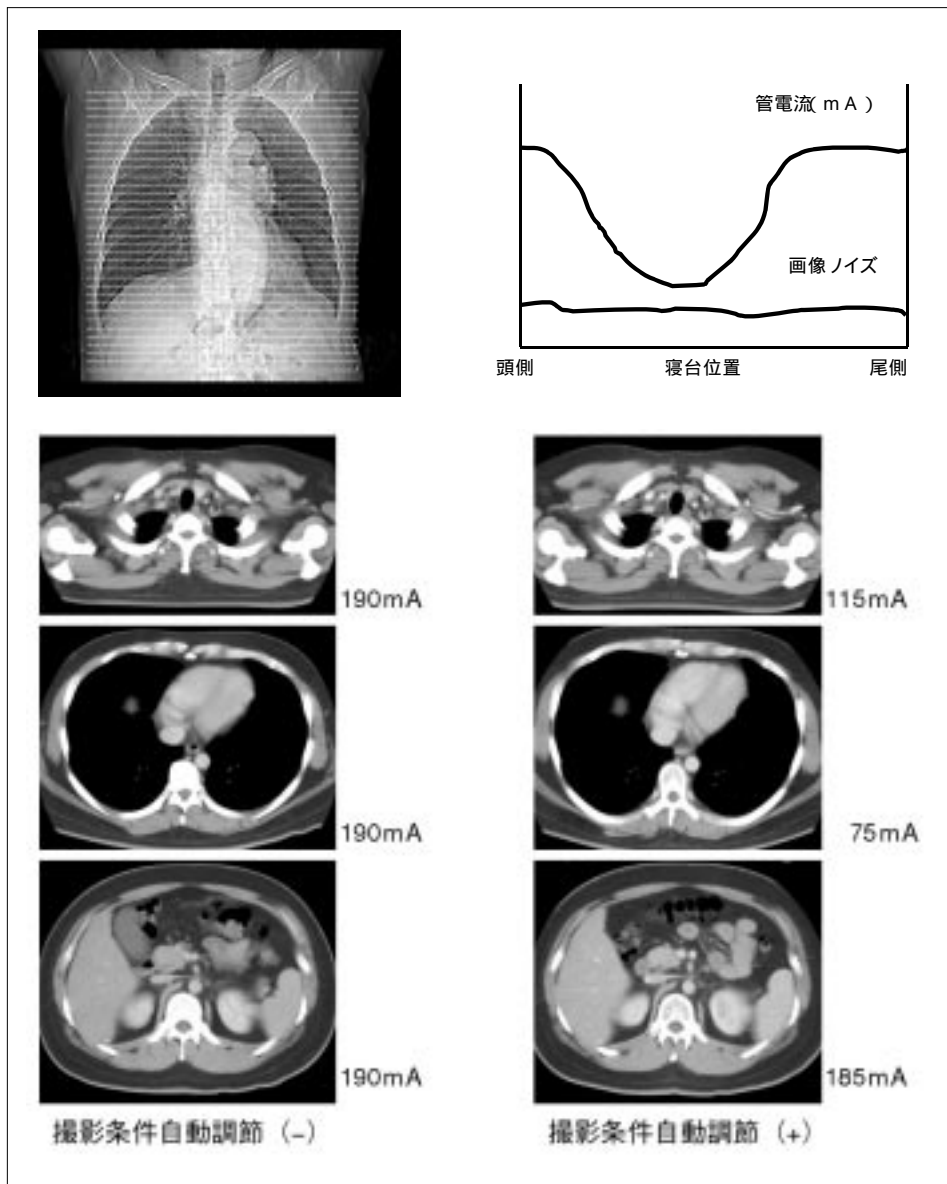


Fig. 5 撮影条件自動調節機構の効果  
 (a)肺尖から腹部までのスキャノグラフィ  
 (b)肺尖から腹部までの管電流変化と画像ノイズ  
 (c)撮影条件自動調節機構により得られた画像と管電流  
 撮影条件自動調節機構(auto exposure control)によりスキャン位置ごとに最適なスキャン条件でスキャンが行われる.

化などで有利ではあるが, 被写体の形状, 大きさが1回のスキャンのあいだに変化することになる. 肺尖から腹部の場合, 肺野は吸収が少なく, 大線量を必要としない. しかし, 腹部ではスライス位置の吸収が大きく, 少ない線量では画像ノイズが増大してしまう. 従来は1回のヘリカルスキャンでは出力されるX線の強

度は一定であった. これをスキャン中にコントロールするのが撮影条件自動調節機構(auto exposure control)である. Fig. 5に撮影条件自動調節の例を示す. 線量の調整は管電流で行う. 吸収の小さな部位では管電流を小さく, 吸収の大きな部位では管電流を大きくする. スライス位置の吸収の程度はスキャノグラフィの

データを用いて行われる。この技術により、吸収の変化する部位であっても同一の画像ノイズとなり、結果的に20%から40%の線量低減が可能となった。

撮影条件自動調節機構の効果としてウィンドウ設定がある。管電流の調整により、スライス位置によらず画像ノイズが一定となった結果、ウィンドウ幅の設定を頻繁に変化させる必要がなくなった。

## 7. CT検査における被曝

CTの線量評価は装置の機構やスキャン条件によって特徴的な要素が多い。X線撮影やX線透視と単純には比較できない面もある。しかし、やっぱりCTの被曝は多いというのが現状である。ただし、CTによる

検査を行わなければわからない症例も多い。CT検査に従事するものとしては、CTスキャンによる線量を熟知して、検査の目的、検査内容にあった最適なスキャンを実行するのが肝要であろう。スキャン方法にしても、ガントリのチルトにより水晶体への被曝を最小限にして、頭部の検査を行うなどの気遣いも重要である。装置面でも前述の撮影条件自動調節機構のほか、低エネルギーX線除去フィルタ、ダイナミック・ビーム・コリメータなどが開発されている。CT装置の高画質化と同時に、被曝の低減にも努力すべきである。

次回は「X線CT検査の実際(1)」

## 参考文献

- 1) 辻岡勝美：CT自由自在。メジカルビュー社、(2001)。
- 2) 山下康行(編著)：極めるマルチスライスCT。中外医学社、(2001)。
- 3) 村松禎久、花井耕造、勝田昭一、他：螺旋状スキャンCTにおける線量指標 HTDI：helical scanning computed tomography dose index)の新しい概念と測定。日放技誌、53(11)、1657-1664、(1997)。
- 4) 速水昭雄、伊藤博美、岡本日出夫、他：X線CT装置性能評価に関する基準(案)、日放技学誌、47(1)、56-63、(1991)。
- 5) 花井耕造、石田智広、井田義宏、他：ラセンCTの物理的な画像特性の評価と測定法に関する報告、日放技学誌、53(11)、1714-1732、(1997)。