

第34回計測分科会 討論会 発表抄録(2)

討論会テーマ：「X線診断領域に用いるファントムでわかること」

X線CTに用いるPMMAファントムについて

金沢大学 越田 吉郎

CT線量について、ICRPから出版された Publication 102 "Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed tomography"により線量評価が各施設間で同じ見解で比較できるようになった。線量評価を行うにあたって統一的な見方について考えてみたい。

1.なぜ、PMMAか？

患者の受けた線量を個々の患者すべての事例で線量の評価を行うことは実務的に無理がある。そのため人体を模擬したファントムを用いる方法は広く受け入れられている。その種類は用途の目的に応じて様々ある。物理的ファントムと数学的ファントムとの分け方、高度・精密化と単純化との分け方、個人重視型と代表型との分け方などである。その基本的な考え方をFig.1に示す。

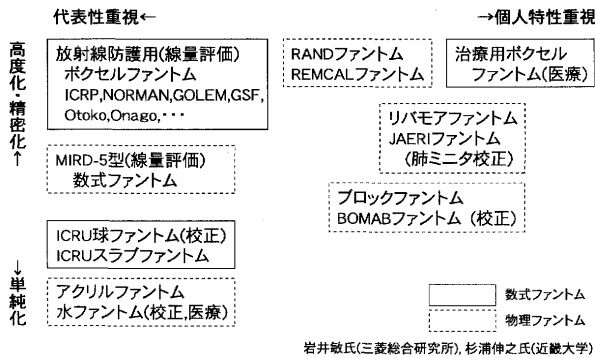


Fig.1 ファントムの基本的な考え方

Fig.1は岩井氏と杉浦氏の考え方で全体的に考察し、どのファントムを用いるかを考える上で非常に有用なものである。CT線量を評価するため、様々なファントムが考えられているが、現在もっとも一般的な評価をするために、岩井氏らの考え方を参考にすると、代表型で単純化された物理ファントムを

使用していることになる。これは出力線量の保守管理や最適条件の検討なども視野に入れることができるため、具体的にはポリメタクリル酸メチル樹脂Polymethyl Methacrylate(PMMA)を使用している。このPMMAは特殊な組成ではなく、加工および入手が容易であることが大きい理由である。PMMAを含む各種ファントムの組成をTable 1に示す。Perspex(PMMA)は国外のデータである。通常、PMMAの密度は1.18~1.20といわれている。この範囲で製造されているので、測定に大きな問題は生じさせないと思われる。

Table.1 各種ファントムの組成

Material	Effective atomic number Z_{eff}	Density ($g \cdot cm^{-3}$)	Mass attenuation coefficient ($cm^2 \cdot g^{-1}$)	Linear attenuation coefficient (cm^{-1})
Water	7.42	1.0	0.1945	0.1945
Perspex (PMMA)	6.48	1.19	0.1836	0.2184
PMMA (Kyoto Kagaku Co.)	6.47	1.18		
Water-equivalent resin	7.5	1.0		

at 70keV

2. PMMA内でのCTDIの意味と使い方

このPMMAファントムは、頭部用(直径16cmの円柱)と腹部用(直径32cmの円柱)の2種類が考えられている。人体内での線量分布は一様ではない。しかし、CTではガントリの中心を軸にX線管球が回転するので線量分布には極端な変化はないと考えられる。大まかに言って、回転中心位置と周辺位置の線量を測定できれば、かなり全体の線量分布傾向を把握できる。測定で用いるCTDI₁₀₀などの意味の再確認をしたい。

CTDIを次式で示す。

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

ここで、 $D(z)$ は z 軸上の線量プロファイル、 N は断層スライスの数、 T は名目上のスライス厚である。Fig.2にその様子を示す。

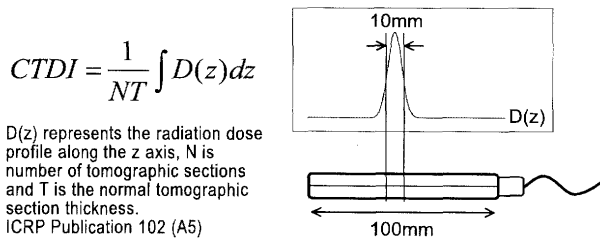


Fig.2 CTDIの式と線量との関係

z 軸上を無限大に積分することは合理的ではない。したがって、以前より100mmにするか、150mmにするかという議論があり、結局100mmが採用されている。ICRP Pub.102ではそれを明確にしている。重要なのは、単位幅(通常は10mm幅)の中での線量を問題にしている。つまり、10mm幅の間に前後のスライスの線量分布が重なり積算されたものとして線量を評価するということであるので、1スライスにおける線量分布(z 軸上の線量分布)を積分することが、すなわち連続スキャンにおける単位幅(10mm幅)の線量ということである。その様子をFig.3に示す。破線であらわした各スライスのファントム内での z 軸方向の線量分布はある範囲でスキャンされると各位置ではそれらが線量として重なり合い、値が高くなる。図中の上方の実線がそれを表している。図中に100mm幅の積分を示す式を示した。

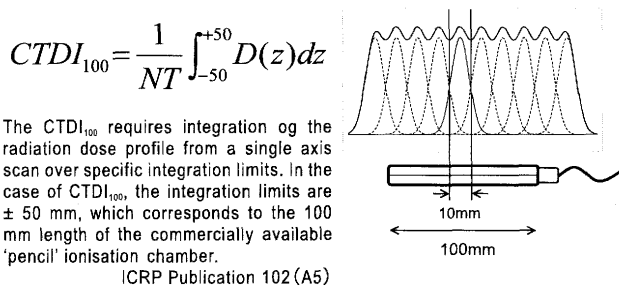


Fig.3 CTDI100と100mm幅の線量積算

一般に一スライスにおけるファントム内の分布をガウス分布に近いような線量分布としてFig.3のように示されることがある。しかし、実際のファントム内の線量分布をFig.4で示す。中央にある幅をもった強い線量分布領域が存在し、その両端になだら

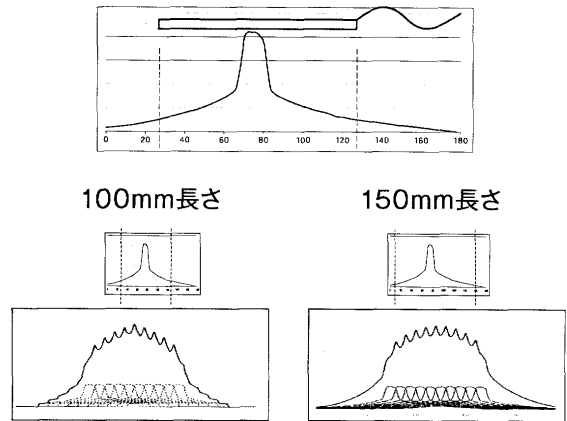
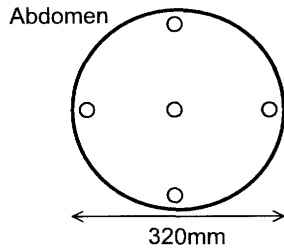


Fig.4 ファントム内での線量分布とCT線量計の長さの違い

かな線量分布が見られる。これはCT線量用OSL線量計で測定した結果である。中央の強い線量域はおもに一次線による線量であり、両端のなだらかな線量域はおもにコンプトン散乱による散乱線による分布である。腹部ファントムの場合、ファントム周辺位置の線量分布を見ると、Fig.4のように z 軸上の中心部の線量域が強くなっている。しかしファントム中心位置の線量分布を見ると、 z 軸上の中央の強い線量域が両端の線量域との差がなくなってくる。つまり z 軸中心位置での線量積算を求める場合、CT線量計の長さに依存する可能性がある。ファントム周辺位置の線量において、CT線量計の長さがまったく影響しないとは言い切れない。100mm幅の電離箱での積算値と150mm幅での電離箱の積算値での測定の違いをFig.4に示した。ファントムが頭部の場合径が腹部より短いので、ファントム周辺とファントム中央の z 軸上の線量分布に大きな差はない。しかし、周辺より中央の線量域が少なくなる。

Fig.5にCT用腹部ファントムの線量計挿入口から見た面を示す。通常、中央の一つ、そして周辺の四つの部分に線量計を挿入できるようになっている。これら五か所で測定した値から $CTDI_w$ が算出される。また、 $CTDI_{vol}$ とスキャン長からDLPが算出される。近年、CTのビーム幅が多列化に伴い広がっている。このことは z 軸上の線量分布にも影響があり、CT線量計の長さが $CTDI_w$ や $CTDI_{vol}$ の評価にも影響があるように思われる。その程度は今後の研究に待たなければならないが、多列化の方向は加



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

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} CTDI_w \quad (pitch = \frac{l}{NT}) \quad (\text{ICRP Publication 102 (A12)})$$

$$DLP(mGy \cdot cm) = CTDI_{vol}(mGy) \times scan\ length(cm)$$

(ICRP Publication 102 (A12))
(European Commission, 2000)

Fig.5 CT用腹部ファントム

速している。

また、DLPによる実効線量評価も進展している。それに関連して、ICRPはDLPに係数kを乗じて実効線量を算出できるとしている。Table 2に、その係数k(empirical weighting factor)と説明文を示す。従来からICRPは実効線量を個人に適応させるものでもなく、また性別を特に指定せず、Reference manで評価していた。それが、男性と女性の双方からの平均で評価するようになり、このPublicationでは小児を年齢別で評価している。ここにも、実際の患者被ばくが医療における線量の増加を反映し、何らかの見解を示さなければならない時期に来ていることが窺える。

近年、CTDIの測定値に対して、その吸収線量が共通の認識として何の吸収線量かという話題が提供されている。ICRP Publication102の(A19)を以下に引用する。

“(A19) ... To avoid ambiguity in their names and use, new symbols have been defined. ICRU (2006) states that the quantities recommended for dosimetry in CT are provisional.” また、(A20) も以下に引用する。

“(A20) The quantities for CT dosimetry and the symbols given in ICRU(2006) are: a)CT air kerma index free-in-air(C_K), integral of the CT axial air kerma profile along the axis rotation of the CT scanner for single rotation with a single slice divided by the normal slice

Table.2 実効線量を求めるための係数k

Region of body	k (mSv·mGy ⁻¹ ·cm ⁻¹)				
	0-year-old	1-year-old	5-year-old	10-year-old	Adult
Head and neck	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0021
Neck	0.017	0.0120	0.0110	0.0079	0.0059
Chest	0.039	0.0260	0.0180	0.0130	0.0140
Abdomen and pelvis	0.049	0.0300	0.0200	0.0150	0.0150
Trunk	0.044	0.0280	0.0190	0.0140	0.0150

ICRP Publication 102 (A14-17) Organ dose and effective dose

The calculation of effective dose requires knowledge of the absorbed doses to specific radiosensitive organs within body, which are typically obtained from Monte Carlo models using mathematical anthropomorphic phantoms, and recently also voxel phantoms derived from CT scans of human cadavers.

... an empirical estimate of effective dose, independent of scanner type, can be obtained (EC, 2000a) using the relationship. *Effective Dose = k · DLP*

where k is an empirical weighting factor (mSv·mGy⁻¹·cm⁻¹) that is a function of body region.

thickness; b)CT air kerma index in the standard CT dosimetry phantom ($C_{K,PMMA}$), defined similarly to C_K , but for the air kerma profile inside the PMMA head or body phantom instead in air; c)weighted CT air-kerma index ($C_{K,PMMA,w}$) an analogue to the definition of $CTDI_w$; d)air kerma-length product (P_{KL}), the integral of the air kerma free-in-air over a line parallel to the axis of rotation of a CT scanner; and e)the CT air kerma-length product in a standard phantom ($P_{KL,CT}$), defined similarly to P_{KL} for measurements inside the standard CT dosimetry phantoms.”

以上のことから、CTDIで測定されたのは電離箱CT線量計での測定値は空気吸収線量なので、それをそのまま用いたらどうだろうかという話題である。というのは以前から、CTDIの値は空気吸収線量なので、それにエネルギーごとに算出された吸収線量換算係数(質量エネルギー吸収係数の比)を乗じていたであるが、その媒質を組織とするかアクリル樹脂とするかでその係数が異なっていた。参考に、AAPM REPORT No.96(Report of AAPM Task Council Group23, January 2008)を紹介すると、アクリルの場合0.78rad/R, 組織の場合0.94rad/R, 空気の場合0.87rad/Rを紹介している。Brag-Grayの空洞理論を用いて、空気から媒質への吸収線量を評価できるが、CT用の腹部および頭部ファントム

の場合は空気吸収線量のままでよいのではないかと
いうことであろう。この話題について、今後の議論
の展開が気になるところである。

もうひとつ紹介すると、線量計の長さでファントム
の長さについてである。このことは上記にも述べ
たが、ICRPとAAPMの指摘を以下に引用する。
ICRP Publication102 (A21)では、

“(A21) Measurement of the above-mentioned
quantities mainly relies on the use of pencil
ionisation chambers designed to have uniform
response along the entire length of the
sensitive volume. In view of the technical
developments in CT, particularly large volume
scanning, basic measurements using a 100
mm long detector (ionisation chamber) most
probably, will be inadequate in the future.”

と述べている。またAAPM REPORT No.96では、
“(The Measurement, Reporting, and
Management of Radiation Dose in CT) In order
to measure the equilibrium dose, a body
phantom length of almost 400 mm is required.”
と述べている。

現在では、ファントムの長さを16cmとして話題を
収拾させているようであるが、CTのビーム幅が広い
場合の研究が進んでくると、線量計の長さでファ
ントムの長さを再度検討しなければならないと思わ
れる。

3. 測定で気をつけないといけないこと

CTDIを求める場合、ファントム中心における線
量評価、中心と周辺を考慮した線量評価、ヘリカル
ピッチまで考慮した線量評価など近年のCTは開発
の進展が著しいので、統一的な評価に基づくこと
が必要である。さらに、ファントムがない場合の
CTDI_{free in air}とファントム内でのCTDIがあり、値の表
記方法にも十分注意する必要がある。さらにテー
ブルの影響を除いて求めるのが基本であるが、簡
易的にテーブルの上にファントムを置く場合がある。
様々な使用による違いを示したい。使用する線
量計では、電離箱式でペンシル型が基本である。

4. 線量計の種類と、今後の計測の発展

従来から、X線フィルムやTLDなどが工夫されて
用いられていたが、評価の基本は電離箱である。
近年、OSLを使用したCT線量計が販売され、ファン
トム内の変動もリアルに知ることができる。また、
このPMMAファントムの値から、係数を乗じて実
効線量を求めるための応用も公表されている。さら
にMonte Carlo simulationにより、線量に対する
retrospectiveに、またprospectiveに対応する試
みがなされている。期待は大きい。