



Title	標準ファントムによる第3および第4世代CT装置の性能評価
Author(s)	高井, 通勝; 真野, 勇; 金子, 昌生
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1983, 43(6), p. 794-804
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/18033">https://hdl.handle.net/11094/18033</a>
rights	
Note	

*The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

## 標準ファントムによる第3および第4世代CT装置の性能評価

浜松医科大学放射線医学教室

高井 通勝 真野 勇 金子 昌生

(昭和57年8月30日受付)

(昭和57年12月20日最終原稿受付)

### Performance Evaluation of the 3rd and the 4th Generation Computed Tomography Scanners Using a Standardized Phantom

Michikatsu Takai, Isamu Mano and Masao Kaneko

Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine

---

Research Code No.: 206.1

---

*Key Words:* Computed tomography, Performance evaluation, Image quality

---

A survey of performances of the third and the fourth generation CT scanners has been carried out using a set of standardized phantoms which was designed to meet the recommendation of Japanese committee for performance evaluation of CT scanners. Nine CT scanners of six productions were tested with scanning techniques of head mode in clinical use, in order to investigate a present level of performances of CT scanners in routine examinations. Noise, contrast scale, spatial resolution, slice thickness, low contrast resolution, uniformity, edge enhancement, linearity and patient dose were measured. All data are quantitatively analyzed basically according to the recommendation. A perceptibility dose factor was used to examine dose efficiency of low contrast resolution of CT scanners with different doses.

The results show differences in performance between generations or production models of CT scanners. Among same production models there are great variations in the scanning techniques at different hospitals. Method of performance evaluation of CT scanners is discussed through the practice of the recommendation and the usefulness of the recommendation is concluded.

#### 1. はじめに

CT装置が臨床の場に出現して以来、その性能を十分に把握しまた向上させることを目的としてCT装置の性能評価の研究がなされてきた<sup>1)-3)</sup>。それと同時に一定の基準のもとに評価を行い相互の比較が可能となるように性能評価法の標準化が計られた。<sup>4)5)</sup>このため本邦でもCT性能評価委員会により「X線コンピュータ断層装置の性能評価に関する基準(第1次勧告)」(以下“勧告”と呼ぶ)が発表された<sup>6)</sup>。

我々は現在第一線で使用されている第3世代お

よび第4世代のCT装置の性能を調査するためにこの勧告に従う標準ファントムを製作し、これを用いて九つの病院の6機種のCT装置の性能評価を行った。性能の測定条件としては各病院の日常診療におけるCT装置の性能水準を把握できるように、それぞれルーチンに使用されている撮影条件を用いた。評価項目は、(1) ノイズ、(2) コントラストスケール、(3) 空間分解能、(4) スライス厚、(5) 低コントラスト分解能、(6) 画面の均一性、(7) エッジ効果、(8) 吸収係数とCT値の直線性、(9) 被曝線量である。測定結果

の評価に当たっては“勧告”に述べられた方法に従ったが、その中で異なるCT装置の比較が容易にできるように結果をすべて定量的に表わすよう試みた。この定量的評価に基づいてCT装置の世代、機種あるいは施設による性能の比較を行った。また今回のCT装置の性能調査において“勧告”的性能評価の方法について検討を行った。なお、“勧告”に沿ったCT装置の定性的な性能評価については別に報告した<sup>7)</sup>。

## 2. 方 法

### 2-1 CT装置

性能評価の対象としたCT装置は現在全身用CT装置の主流となっているオ3世代およびオ4世代のCT装置である。内訳はオ3世代がCT/T 8800(GE), CT-W3(Hitachi), Somatom 2(Siemens), TCT-60A(Toshiba)の4機種、オ4世代がAS & E 0450(Pfizer), Delta 2020(Ohio Nuclear)の2機種である。オ3世代の1機種については四つの施設のCT装置について測定を実施したため、合計九つのCT装置の性能評価がなされた。測定条件には各病院の日常のルーチン検査に使用されている頭部撮影条件が用いられた(Table 1)。

### 2-2 テストファントム

先にあげた性能評価項目を測定するため、合計12種類の断面を持つ五つの円柱型水ファントムを作成し使用した。

(1) 成人頭部用の外径200mmの円柱水ファントムで、水のみの断面と直径50mmのアクリル円柱を含む二つの断面より成る。水のみの断面はノ

イズと均一性の測定に用いられ、アクリル円柱を含む断面はコントラスト・スケールを決定するために用いられる。

(2) 空間分解能測定用の外径200mmの円柱水ファントムで4種類の断面より成る。オ1断面はPoint Spread Function (PSF) を測定するため、中心に直径0.1mmのステンレス・スチール・ワイヤをスライス面に垂直に立てた。オ2の断面は水とアクリルのエッジを利用してLine Spread Function (LSF) を測定するため、スライス面内で三角形をなすアクリル製三角柱より成る。オ3の断面には水とアクリルのコントラストを利用してModulation Transfer Function (MTF) を測定するためFig. 1(a)に示すようにスライス面内にアクリル製の矩形柱(バー)を並べてチャートを作った。各アクリル柱の幅と間隔は0.5, 0.75, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0, 5.0mmの周期になっている。以上の3断面はスライス面内の空間分解能を測定するものである。オ4の断面にはスライス厚を測定するために幅20mm、厚さ0.5mmのアルミニウム板をスライス面と45°の角度に固定した。アルミニウム板はFig. 1(b)に示すようにスライス面上の上、中、下の3ヵ所に設置された。

(3) コントラスト分解能測定用の外径200mmの円柱水ファントム。三つの断面には低コントラスト分解能を測定するため、スチレングラフト化ポリフェニルエーテル(PPE)樹脂の円柱をFig. 1(c)に示すように水ファントムの中に配列した。円柱(ディスク)の直径は2mm, 3mm, 5mm, 7mm, 10mm, 14mmおよび20mmである。

各断面に用いられたPPE樹脂の円柱は、各々比重が1.048, 1.070, 1.075のPPE樹脂であり、水とほぼ3%, 1%, 0.5%の3段階のコントラスト差を作ることを意図した。

(4) 同じく外径200mmの円柱水ファントムで、オ1の断面はエッジ効果を調べるために頭蓋骨を模擬した外径160mm、厚さ5mmのテフロンリングを挿入してある。オ2の断面は吸収係数とCT値の直線性を調べる目的で、比重が1.081, 1.075, 1.070, 1.048の4種類のPPE樹脂およびナilon, ポリカーボネイト、アクリル、テフロン

Table 1 Nominal scanning parameters for head mode

CT Scanner	KVP	mAS	Scan time sec.	Pixel size mm
A	120	500	10	0.47
B	120	400	8	0.50
C	125	230	10	1.00
D	120	289	4.5	1.00
E	120	462	9	0.78
F	120	480	9.6	0.78
G	120	768	9.6	0.78
H	120	320	9.6	0.78
I	120	614	9.6	0.78

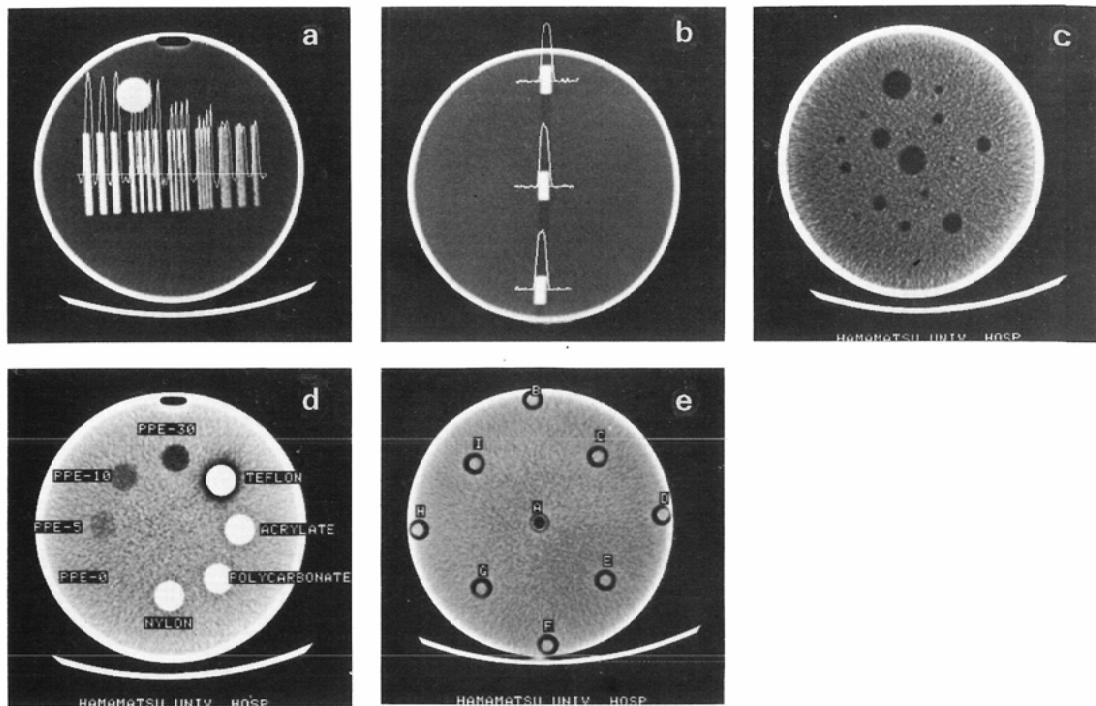


Fig. 1 CT images of the test phantoms. (a) MTF chart and the profile of CT numbers. (b) Aluminum strip for slice thickness and the profile of CT number. (c) Phantom for low contrast resolution. Diameters of disks are 2, 3, 5, 7, 10, 14 and 20 mm. (d) Linearity phantom (e) Phantom for the measurement of the absorbed dose. Positions (A)-(I) indicate where dosimeters are inserted.

の8種類のプラスチックの円柱をFig. 1(d)のように配列した。

(5) 被曝線量の測定は直径200mm、長さ100mmのアクリル製円柱型ファントムを用いて行われた。ファントムはFig. 1(e)に示すように線量計を挿入する九つの空孔を持つ。線量のプロフィールを測定する線量計にはCTのX線エネルギー領域でエネルギー依存性の小さいLiF-TLD素子(Harshaw. TLD-100)を並べて用いた。線積分線量はCT用電離箱(Capintec. PC-4P)を用いて測定された。

### 2-3 データ解析法

#### (1) ノイズ

直径20cm水ファントム像の円の中心および1/2半径における上、下、左、右の合計5ヵ所の10×10ピクセルのCT値の標準偏差を求め、加算平均した。ノイズを水の吸収係数に対するパーセント

として、

$$\% \sigma = \frac{\sigma_{av} \cdot CS \cdot 100}{\mu_w} \quad (1)$$

と表した。ここで $\sigma_{av}$ は平均標準偏差、CSは次に求められるコントラスト・スケール $\mu_w$ は標準的なCTスキャナにおける水の吸収係数で、 $0.195\text{cm}^{-1}$ の値を用いた。

#### (2) コントラスト・スケール

アクリル円像の中心の $10 \times 10$ のピクセルのCT値の平均値をHA、水ファントム像の中心のCT値をHWとすると、コントラスト・スケールは、

$$CS = \frac{0.024}{HA - HW} \text{ cm}^{-1} \quad (2)$$

で表される。

#### (3) 空間分解能

スライス面内の空間分解能をMTFにより表すことが適当と考えられる。MTFの測定法として、

PSFあるいはLSFを求めてMTFを計算する方法と、Fig. 1(a)に示すようなバー・チャートのコントラストを用いて直接MTFを求める方法（以下コントラスト法と呼ぶ）を比較した。

### (3-1) PSF法

ワイヤ像を中心とする $12 \times 12$ ピクセルのCT値の行列を二次元フーリエ変換して二次元MTFを求め、周波数空間で同心円上に平均をとることにより一次元MTFを決定した。

### (3-2) LSF法

アクリルと水のエッジが $30^\circ$ の角度をなす行のCT数の並びをエッジと垂直方向に投影することによりEdge Spread Function(ESF)を得た。行列の五つの列から得たESFを加算平均した後、微分してLSFを求めた。LSFをフーリエ変換してMTFを得た。

### (3-3) コントラスト法

Fig. 1(a)に示すようにバー・チャートと垂直方向にCT値をプロットしてプロフィールを得る。プロフィールにはバーと平行な方向の五つのCT値を平均した値を用いた。各周波数でのアクリルと水のコントラストから求められた正弦波に対するMTFにColtmanの補正を行った。

### (4) スライス厚

アルミ板の長い辺の方向にアルミ板像の中心線を通るCT値のスライス・プロフィールを描く。スライス厚としてはスライス・プロフィールのピークの半価幅(FWHM)と $1/4$ 値全幅(FWQM)の2種類を求めた。Fig. 1(b)に示す水平方向と、 $90^\circ$ 回転した垂直方向の各々3カ所、合計6カ所のスライス厚の値の平均と標準偏差を計算した。

### (5) コントラスト分解能

低コントラスト分解能の評価はファントムのCT像にて同じ径の円柱の $1/2$ 以上の数が識別できる最小の円柱の径により判定された。

### (6) エッジ強調度

テフロンリングを横切るプロフィールに生じるオーバーシュートあるいはアンダーシュートの大きさを(1)式を用いて水の吸収係数に対するパーセントとして表した。オーバーシュートまたはオーバーシュートを示さずプロフィールのピーク

が裾を引く場合には、ピークの中心からピークの半価幅だけ離れた位置におけるCT値により裾の大きさを表した。ファントムの上下左右の4カ所におけるCT値の平均を求め、水のみのファントムの中心の水のCT値を差し引いた値を用いた。

### (7) CT像の均一性

CT像の均一性は直径200mmの水ファントムの中心を通る水平方向のCT値のプロフィールにより評価された。均一性を定量的に評価するため、まず雑音の影響が十分小さくなるようプロフィールのスムージングを行い、その後プロフィールのCT値と中心のCT値との偏差を求めた。この偏差を(1)式を用いて水の吸収係数に対するパーセントとして表した。この場合、アクリル外壁のエッジの影響のないと考えられる領域のプロフィールを対象とした。

### (8) 吸収係数とCT値の直線性

各物質の円柱像の中央部の $10 \times 10$ ピクセルのCT値の平均値を求める、対象としたCT装置の平均の実効エネルギーと推定された69KeVの吸収係数に相当するCT値との直線性を回帰分析した。

### (9) 被曝線量

TLD素子による被曝線量の測定はファントムの中心(A)と上部(B)の2点で、CT用電離箱による線量測定は(A)～(I)の9点(Fig. 1(e))で行われた。TLD素子およびCT用電離箱は6mmアルミニウム板付加120KVX線にて、標準線量計(Radcon III)と同時曝射して較正された。ファントムの中心(A)と上部(B)の2点において線量プロフィールを積分したTLDによる線積分線量の値とCT用電離箱による測定値を比較してデータのクロスチェックを行った。

## 3. 測定結果と評価

以下各CT装置をA～Iの記号で示す。なおA、Bは第4世代CT、C～Iが第3世代CTで、そのうちF～Iは同一機種である。

Table 2に各CT装置のコントラストスケール、ノイズ、均一性およびエッジ効果を示す。今回対象としたすべてのCT装置が水が0、空気が-1,000のCT値のスケール(Hounsfield Unit)を用

Table 2 Contrast scale, noise, uniformity and edge effect

CT Scanner	Contrast scale (cm <sup>-1</sup> /CT No.)	Noise (%)	Uniformity (%)	Edge effect (%)	
				Inside	Outside
$\times 10^{-4}$					
A	2.08	0.46	0.20	-2.3	-3.1
B	1.98	0.5	0.15	1.5	1.0
C	1.90	0.38	0.12	-2.1	-2.7
D	1.78	0.54	0.55	-2.9	-3.2
E	2.00	0.37	0.17	1.5	0.4
F	2.09	0.43	0.20	-0.8	+2.8
G	2.10	0.34	0.20	-1.6	+3.3
H	2.11	0.45	0.17	-1.2	+3.4
I	2.10	0.44	0.23	-1.5	+4.0

いているので、コントラストスケールはほぼ等しい。この場合、CT 装置間でのコントラストスケールの違いは、もし直線性が完全であれば実効エネルギーの違いを示し ( $\mu_w = 0.195 \text{ cm}^{-1}$  と異なるため) Table 2 の結果はその傾向に一致しているが、その差は小さい。ノイズは各 CT 装置間で多少差がある。同一機種ではほぼ mAS が大きいほどノイズは小さくなっているが、異なる機種の間では必ずしもそうくなっていない。大部分の CT 装置で画面の均一性はほぼ良好であるが、1 機種 ("D") のみかなり悪い。同一機種間でわずかに差があることは、保守整備の差によるものであろう。

エッジ効果は (+) の値のときオーバーシュートを、(-) の値のときアンダーシュートを示す。エッジ効果を示さない "B" と "E" の値には符号をつけていない。"A", "C", "D" のエッジ効果はテフロンリングの両側の縁で強いアンダーシュートを、"F"~"I" では内側でアンダーシュート、外側でオーバーシュートを示した。

Fig. 2 に PSF 法に、LSF 法およびコントラスト法で測定した CT 装置 "F" の MTF 曲線を示す。PSF 法と LSF 法による MTF 曲線はよく一致している。コントラスト法の曲線は前二者と比べ MTF の値が 1 から減るところに小さな肩があるが、概して一致している。他の CT 装置についても同様の結果が得られ、今回対象とした CT 装置ではどの方法によっても MTF の比較が可能と考えられた<sup>8)</sup>。ここではコントラスト法により求められた各 CT 装置の MTF 曲線を Fig. 3 に示

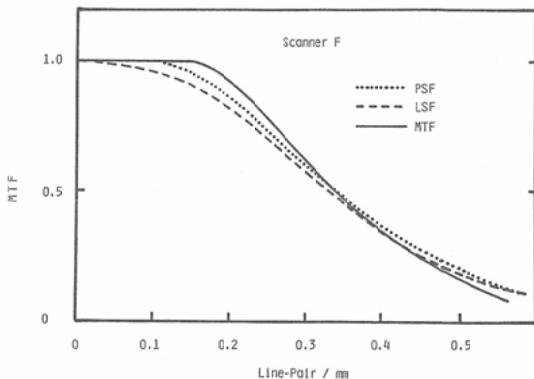


Fig. 2 Comparison of three methods of MTF measurement. The results of the MTF measurements using PSF method, LSF method and contrast method are compared on CT scanner "F".

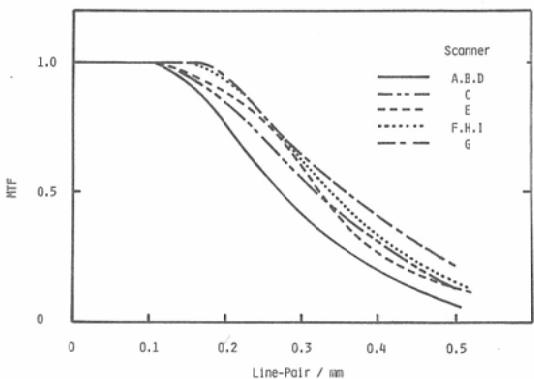


Fig. 3 MTF (Modulation Transfer Function) of nine CT scanners versus spatial frequency (Line-Pair per mm).

Table 3 Slice thickness and beam width

CT Scanner	Nominal slice thickness (mm)	Slice thickness & SD		X-ray beam width (mm)	Slice thickness Beam width
		FWHM (mm)	FWQM (mm)		
A	9	6.9±0.2	8.4±0.5	12.6	0.55
B	10	9.4±0.3	11.1±0.7	14.0	0.67
C	8	7.8±0.3	9.0±0.4	12.6	0.62
D	10	10±—	—	12.7	0.79
E	10	10.2±0.2	12.3±0.4	11.7	0.87
F	10	9.3±0.3	10.7±0.4	9.0	1.03
G	10	10.1±0.4	11.3±0.6	10.8	0.94
H	10	9.7±0.3	10.6±0.5	9.9	0.98
I	10	9.1±0.3	10.5±0.5	9.9	0.92

した。空間分解能は CT 装置間で差があり、“F”～“G”的群，“C”と“E”的群および“A”，“B”，“D”的群の順に空間分解能が良い。同一機種では“G”が他の三つの施設より良いが、これは線量の違いによるノイズの影響によるものと考えられ、コントラスト法による MTF の評価の際に考慮する必要がある。

スライス厚の測定値を Table 3 に示す。アルミ板のプロフィールの半値幅 (FWHM) と 1/4 ピーク幅 (FWQM) では半値幅の方が幾何学的に決定される公称値に近く、スライス厚の表現法として適当と考えられる。画像内の場所によるスライス厚の違いを画面内の 5 カ所のスライス厚の標準偏差として表したが CT 装置間で大きな差はない。

低コントラスト分解能ファントムで識別できた円の像の最小直径とそのコントラストとの関係を Fig. 4 に示す。ファントム材料の PPE 樹脂は水と完全に等価ではないため、その CT 値はエネルギー依存性を持ち、したがって CT 装置により PPE と水のコントラストが異なる。Fig. 5 に同じ電圧でも X 線フィルタ厚さにより PPE 樹脂の CT 値が変化することを示す実験データを示す。測定値は電圧 120KV でアルミニウム・フィルタなし、2 mm, 6 mm, 10 mm を付加した時の PPE-5, PPE-10, PPE-30 の CT 値 (Hounsfield Unit) である。ここでは各 PPE 樹脂と水との CT 値の差と後に示す直線性ファントムでのプラスチックの CT 値の両者を利用して各 CT 装置の実効エネルギーを推定し、Fig. 5 からその実効エネルギーにおけるコントラストを決定した。ただし

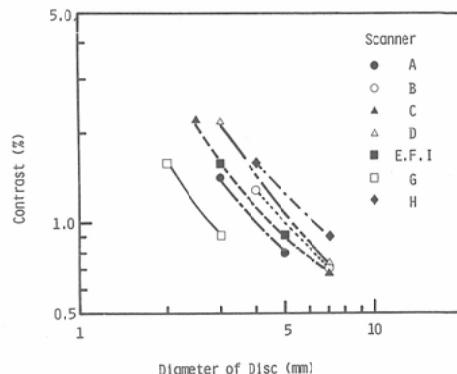


Fig. 4 Low contrast resolution diagrams for nine CT scanners.

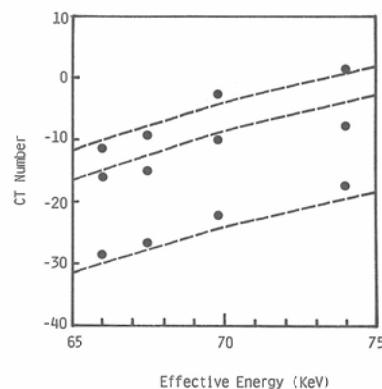


Fig. 5 Energy dependence of CT number of PPE plastics. Closed circles are CT numbers of PPE-5, PPE-10 and PPE-30 that are measured at 120 kV without additional filter and with Aluminum filters of 2 mm, 6 mm and 10 mm. Broken lines are calculated CT numbers.

実効エネルギーが低いためにコントラストが大きくなり、2 mm 以下の穴が解像できると思われた

場合、および実効エネルギーに依りコントラストが小さくてその誤差が大きい場合のデータを除いた。Fig. 4は低コントラスト分解能は施設によりかなり差があることを示している。たとえば、1%のコントラスト分解能は最小直径3 mmから6 mmにわたっている。これは使用条件(KVおよびmAS)と機種の違いの両方に因るものである。

直線性ファントムの各物質のCT値から水のCT値を差引いた値をTable 4に示す。これらのプラスチックのCT値もエネルギー依存性があるが、対象としたCT装置の実効エネルギーの範囲ではテフロン以外のCT値の間の差はほぼ一定で直線性がある。したがって平均の実効エネルギーに対する理論的なCT値と比較した。回帰分析の結果、回帰直線との標準偏差は小さく、すべてのCT装置が吸収係数と良い直線性を持つことを示す。回帰直線 $y = ax + b$ の $b$ の値は実効エネルギーが69KeVより高いとき正の値を、69KeVより低いとき負の値を示す。テフロンのCT値のエネルギー依存性は他のプラスチックと異なるためテフロンのCT値のみは各CT装置の実効エネルギーに於ける値を計算して、測定値との差を最後の欄に示した。これは高いCT値に対する直線性のテストになる。高いCT値に対する直線性はすべてのCT装置が初期のもの<sup>9)</sup>と比べて格段に良くなっているが、機種より若干の差がある。

Table 5に各CT装置の被曝線量を示す。Table の $\pm 3$ 欄はファントム中心における1回スキャン時のピーク線量を $\pm 4$ , 5, 6欄には1 cm送りの多重スライス・スキャン時のファントム中心の線量、ファントム内での最大線量およびファントム内の平均線量を示す。1回スキャン時の線量は機種"A", "B", "E"を除いてそれぞれのmASには比例している。"A", "B", "E"の線量が他の機種の線量とmASに関して比例しないのは主にX線管球とファントム間の距離の違いによるものと思われる。被曝線量は機種により異なり、また同一機種でも病院により撮影条件に差があるため、被曝線量がかなり異なっている。Fig. 6にはファントム中心における1回スキャン時の線量プロフィールを示す。同一機種"F"~"I"の線量ブ

Table 4 CT Numbers of various plastics and their linearity

Calculation at 69keV	PPE			PPE			Poly carbonate			Acryl			Regression analysis		Teflon	
	-30	-10	-5	-5	0	PPE	102	86	125	125	107	131	Equation	S.D.	Measure	Difference with calculation
A	-29	-16	-11	-4	81	96	125	125	1.011x-4.6	2.4	964	964	-	-	-	+16
B	-28	-13	-5	1	86	100	126	126	1.007x-0.8	1.9	970	970	-	-	-	+21
C	-21	-8	0	5	94	107	131	131	1.014x+4.7	1.7	967	967	-	-	-	+14
D	-24	-8	0	5	94	106	131	131	1.020x+4.0	2.0	1019	1019	-	-	-	+61
E	-34	-17	-14	-10	77	91	119	119	0.999x-8.4	1.8	965	965	-	-	-	+15
F	-28	-15	-9	-1	81	94	117	117	0.963x-3.1	1.9	917	917	-	-	-	-3
G	-32	-18	-12	-4	79	93	117	117	0.984x-6.2	1.8	943	943	-	-	-	+6
H	-29	-14	-7	-1	81	94	118	118	0.963x-2.7	1.7	925	925	-	-	-	+4
I	-31	-16	-9	-3	76	93	119	119	0.971x-4.9	2.3	935	935	-	-	-	+9

Table 5 Absorbed doses for head mode

CT Scanner	Nominal mAS	Single scan dose at center (rad)	Multiple slice scan		
			At center (rad)	Maximum dose (rad)	Averaged dose (rad)
A	500	2.0	5.3	8.4	7.2
B	400	1.6	4.7	5.2	4.5
C	230	0.6	1.4	1.9	1.8
D	289	0.9	1.7	1.9	1.7
E	462	2.5	6.0	6.5	6.0
F	480	1.2	2.2	2.4	2.2
G	768	2.0	4.1	4.1	3.4
H	320	0.9	1.5	1.5	1.3
I	614	1.5	2.7	2.7	2.3

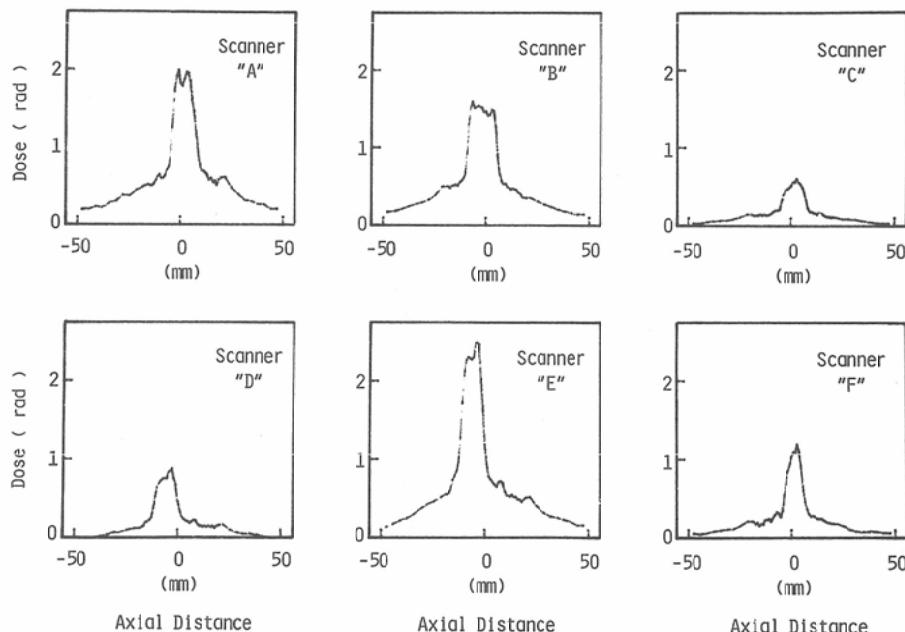


Fig. 6 Dose profiles of CT scanners. Dose profile along rotation axis was measured at center of phantom.

ロフィールはよく似ているので“F”的もので代表させた。線量プロフィールの半値幅はCT装置のX線ビームの幅を表わす。Table 3に各CT装置の線量プロフィールの半値幅を示した。スライス厚とこの半値幅の比は、X線ビームのコリメーションが適切になされているかどうかの指標になる。Table 3にこの比の値を示したが、機種によりかなり差がある。X線ビームのコリメーションが悪いとまったく無益な被曝を患者に与えることになる。

低コントラスト分解能の評価は被曝線量を考慮

してなされるべきである。機種や使用条件により異なる線量での低コントラスト識別能を測る指標としてPDF(Perceptibility-Dose Factor)<sup>10)</sup>を用いた。PDFは、

$$PDF = CdD^{1/2} \quad (3)$$

で表される。ここでCはコントラスト、dは認識可能なディスクの直径、Dは線量である。Fig. 7に平均の線積分線量に対するPDFを示す。あるコントラストに対するPDFの値が小さいほどコントラスト分解能が良いことを示す。従って1機種("E")を除いて才3世代CT装置の低コントラ

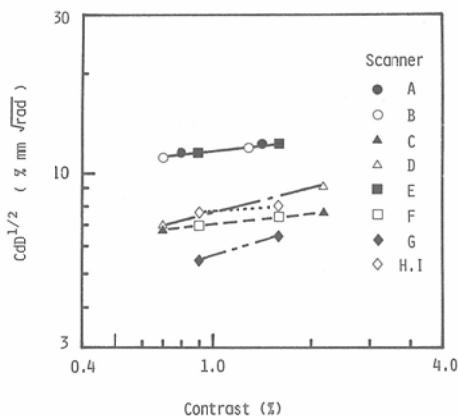


Fig. 7 Perceptibility Dose Factor for line integral dose.

スト分解能の線量効率は才4世代のもの（“A”, “B”）よりやや優れている結果を示した。

#### 4. 考 察

##### 4-1 CT 装置の比較

本論文の性能評価項目に関しては全般に才3世代 CT 装置が才4世代 CT 装置に比べて優れている結果が示された。スライス面内の空間分解能は才3世代 CT 装置の方が一般に優れている。これは現在の双方の円周当たりの検出器数密度の違いによるものであろう。今回の測定では0.5%の低コントラスト分解能を評価できなかったが、測定したコントラストの範囲(0.7~2%)で、才3世代 CT 装置は1機種を除いて才4世代 CT 装置よりやや優れた被曝線量当たりの低コントラスト分解能を示した。このため才4世代2機種は才3世代 CT 装置と同程度の低コントラスト分解能を得るよう被曝線量が多くなっている。しかし、この結果は必ずしも才4世代 CT 装置が才3世代 CT 装置に比べ性能的に劣っていることを示すものではないことを述べておきたい。たとえば、先の報告<sup>7)</sup>では「機種のアラインメントによるアーチファクト」は才3世代 CT 装置の多くに発生した結果が示された。また機種により運動アーチファクトの補正のためにオーバースキャンを行っているために被曝線量が大きくなることがあり、運動性アーチファクトなどについても才4世代 CT 装置では少いようである。しかしこれは“勧告”的性能評価

の対象となっていない。CT 装置の性能評価の基準“勧告”は CT 画像の静的な物理学的性質の評価に限っているためである。CT 装置の性能にはこの他にも物理的評価が困難な臨床的要素があり、“勧告”はそれだけで CT 装置の総合的な性能の優劣の比較を可能にするものではない。

一方、世代による分類と別に、機種による性能の差が認められた。均一性は全体に良好であるが、1機種“D”のみ悪い。また“D”的 MTF は才3世代の中ではやや悪い。X線ビームコリメーションは“A”~“D”が悪く、“F”~“I”的1機種ではほぼ完全である。X線ビームコリメーションは適切な整備により改善が可能と考えられるので、無駄な X 線被曝を防ぐため厳密な整備が望まれる。被曝線量あたりの低コントラスト分解能については才3世代の1機種“E”が最も悪い結果となった。

今回の CT 装置の性能調査はかなり抜き打ち的に実施され、すべて各病院の日常検査の撮影条件で測定が行われた。この結果、各施設における CT 装置の性能がかなり異なることが知られた。これは機種の性能および保守整備の状況、あるいは使用条件の違いの総合的な結果である。後二者は使用者による制御が可能である。特に被曝線量の施設による違いは大きく、低コントラスト分解能の要求とバランスをどこに採るかエフィカシィを考える必要があると思われる。

##### 4-2 CT 装置の性能評価法

“勧告”的性能評価法を項目別に考察する。ノイズは従来低コントラスト分解能の指標とされてきた<sup>1)</sup>。しかし異なる機種を比較する場合には、フィルター関数などによりノイズの性質が異なるため必ずしも良い指標とはならない。たとえば“E”は“F”や“A”に比べて小さなノイズを持つが、低コントラスト分解能は同程度かむしろ悪い。しかし同一の CT 装置についてはノイズは低コントラスト分解能の指標として有用である。

今回、均一性とエッジ効果を数量で表す試みを行った。結果は相互の比較が容易な利点がある。しかし均一性の場合、偏差値のみではカッピングかキャッピング、あるいはより複雑なプロファイルを示すかわからないし、エッジ効果でもプロ

フィールで示した方がオーバーシュートまたはアンダーシュートの状態が知られ、より良いようである。

空間分解能の表現法としてはMTFが一般的であり、また理解しやすい。本報では異なる機種のCT装置の比較における誤差(均一性の影響など)を少なくするため、MTFの測定法としてPSF法、LSF法とコントラスト法の三つの方法を行ったが、通常はコントラスト法が容易で実用的である。ワイヤによるPSF法はいくつかのCT装置でアーチファクトを生じる不便さがあった。スライス厚あるいは空間分解能の測定ではファントムの整位を厳密に行うことは当然ながら留意すべきことである。

PPE樹脂と水による低コントラスト分解能測定用ファントムは、コントラストのエネルギー依存性のために異なる機種の比較には使いづらい。特にコントラストが小さい場合、コントラストを正確に決定することが難しく、今回は0.5%のコントラストについて評価できなかった。このためPPE樹脂のディスクを比重の異なるPPE樹脂に入れた低コントラストファントムが提案されている<sup>11)</sup>。ただし同一機種の保守整備には適当な比重のPPE樹脂を選べば、PPE樹脂一水の低コントラストファントムは有用であろう。

実際に対象としたCT装置の実効エネルギーはかなり異なるため、各種のプラスチックを用いる直線性のテストでも、CT値のエネルギー依存性が問題になる。この場合、実効エネルギーを推定する適切な方法が必要であるが、ある物質のCT値を用いて実効エネルギーを決定するためには、CT値の直線性について仮定が必要であるという矛盾に遭遇する。ここではいくつかのプラスチックのCT値から実効エネルギーを推定し、そのエネルギーにおける吸収係数と比較して誤差が小さければ、良しとした。厳密さを除けばこの方法で直線性のテストが可能である。

CT装置の被曝線量の測定においては、線量計のエネルギー依存性と空間分解能を考慮する必要がある。フィルム法は感度のエネルギー依存性が大きく、一方、通常の電離箱は空間分解能の点で

使いづらい。TLD素子の中でLiF、BeOなどはCTのX線エネルギー領域でエネルギー依存性が小さく、空間分解能の点で線量プロファイルを測定するのに適している。しかし多数の個所でTLD素子により線量プロファイルを測定するのは困難なため、線積分線量測定用のCT用電離箱を併用するとよい。

## 5. まとめ

CT性能評価委員会の基準“勧告”に従う標準ファントムを用いて才3および才4世代の6機種9施設のCT装置の性能を測定し定量的評価を行った。機種や使用条件により異なる被曝線量での低コントラスト分解能を比べる指標として、PDF(Perceptibility Dose Factor)を用いた。

性能評価の結果、CT装置の世代により、あるいは機種により性能の差異があることがわかった。今回の評価項目(特に空間分解能と被曝線量当たりの低コントラスト分解能)については、対象とした病院のCT装置に関しては才3世代CT装置の性能が才4世代のものよりやや優れていることが示された。しかしこれだけでCT装置の総合的性能を表すわけではない。また、機種により個々の評価項目に関する性能に差が認められた。一方同一機種では評価項目により多少の差はあるがほぼ同一の性能を示した。しかし使用条件は病院によりかなり差があり、その結果日常診療に用いられている性能の水準も異なっている。

“勧告”に従って性能評価を実施する中で個々の性能評価項目について考察し、いくつかの問題点について考察した。しかし今回のような異なるCT装置の性能の比較においてCT性能評価委員会の基準“勧告”は極めて有用であった。

なお、最近“才一次勧告”における不備な点を改訂した“CT装置の性能評価に関する基準(第二次勧告)”<sup>11)</sup>が発表されたので、これを利用することによりCT装置の性能の品質管理あるいは性能の向上に役立つことが期待される。

CT装置の性能測定にご協力いただいた島田市民病院、袋井市民病院、遠州総合病院、静岡労災病院、聖隸浜松病院、聖隸三方原病院、名古屋大学病院、大阪市立大学病院の責任者および担当技師の方々に深く感謝いたします。測

定に当たり助力いただいた浜松医科大学の杉江義男技師長、伊藤則行、本田学技官に感謝します。

### 文 献

- 1) McCullough, E.C., Payne, J.T., Baker, H.L. Jr., Hattery, R.R., Sheedy, P.F., Stephens, D.H. and Gedgaudus, E.: Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA, and Delta scanners. *Radiology*, 120:173—188, 1976
- 2) 真野 勇, 金子昌生, 竹中栄一, 藤井恭一: Computed Tomography 装置の基礎的研究(第8報)一頭部撮影における被曝線量(8機種について). *日本医放会誌*, 39:528—535, 1979
- 3) Southon, F.C.: CT scanner comparison. *Med. Phys.*, 8:62—75, 1981
- 4) Judy, P.F., Balter, S., Bassano, D., McCullough, E.C., Payne, J.T. and Rothenberg, L.: Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners. AAPM Report No. 1, 1977
- 5) Bureau of Radiological Health, FDA, HEW: Proposed amendment to the performance standard for diagnostic equipment concerning computed tomography X-ray system. Draft No. 1 and No. 2, 1978
- 6) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広, 早川吉則, 金子昌生, 真野 勇, 高井通勝, 佐々木常雄, 木村和衛: X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第一次勧告). *日本医師会雑誌*, 82: 1175—1185, 1979
- 7) 真野 勇, 高井通勝, 杉江義男, 金子昌生: CT 装置の基礎的研究(第9報)—CT 性能評価委員会ファントムによる第3, 第4世代9スキャナの臨床的性能評価—. *CT研究*, 3:731—736, 1981
- 8) 遠藤真広, 飯沼 武: X線 CT 装置の空間分解能測定法の比較. *物理部会誌*, 2:3—12, 1982
- 9) McCullough, E.C.: Photon attenuation in computed tomography. *Med. Phys.*, 2:307—320, 1975
- 10) Cohen, G.: Contrast-detail-dose analysis of six different computed tomographic scanners. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 3:197—203, 1979
- 11) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広, 早川吉則, 金子昌生, 高井通勝, 佐々木常雄, 木村和衛: X線コンピュータ断層装置の性能評価に関する基準(第二次勧告). *日本医師会雑誌*, 88:759—771, 1982