



Title	Ctスキャナの相互比較(第1報)
Author(s)	遠藤, 真広; 竹中, 栄一; 飯沼, 武他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1978, 38(1), p. 33-41
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16148
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

CT スキャナの相互比較 (第1報)

放射線医学総合研究所臨床研究部

遠 藤 真 広

東京大学医学部放射線医学教室

竹 中 栄 一

放射線医学総合研究所臨床研究部

飯 沼 武 館野 之男 須田 善雄

(昭和52年8月18日受付)

(昭和52年9月19日最終原稿受付)

Intercomparison of CT-Scanner Imaging Quality (I)

Masahiro Endo, Eiichi Takenaka*, Takeshi Iinuma,
Yukio Tateno and Yoshio Suda

Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences

*Department of Radiology, Tokyo University Medical School

Research Code: 208

Key Words: Computed tomography, Performance test

Several CT-Scanners, most of which belong to so-called the first generation, were tested in their imaging quality by common phantoms of head size. Tested CT-Scanners were CT-1000, CT-H250, Siretom I, ACTA0100 and Delta-50. First, relations of CT-numbers were determined by CT-numbers measured for several plastic pins. CT-numbers had linear relationships with one another scanner. Second, noise and uniformity were tested with a water phantom. Third, small lesion (low contrast) detectability was tested with a Mix-D phantom inserted in water. A head phantom was also scanned and its scans were compared. For some scanners (CT-1000 and CT-H250), profile plots of a high contrast edge and noise spectrums were obtained. On the whole, head scanners were better than body scanners. Exposure dose, spatial resolution and artifact (motion and alignment) were not tested. If these three are added to this report, it will give a full set of performance testing of CT-scanners.

1. はじめに

CT スキャンが、現在、臨床医学に与えつつある影響をみたとき、CT スキャナの性能（特にこれによつて得られる画像の画質）を総合的に評価するための基準および方法を定め、それに基づいて各種の CT スキャナの性能を評価することは緊急かつきわめて重要な課題であると考えられる。これについては、McCullough 等^{1,2)}が早くか

ら、画質評価の研究に手をつけ、また AAPM³⁾ (American Association of Physicists in Medicine) により、画質評価の際の試験項目 (Table 1) が勧告されている。

我々は、こうした評価は独自の立場から行なうべきであると考え、これらの研究を参考にしつつ CT スキャナの性能評価の一つの方式を開発し、これを用いていくつかの CT スキャナの性能評

Table 1. Performance descriptors recommended by AAPM (American Association of Physicists in Medicine)

(1) Noise (Precision)
(2) Spatial Resolution
(3) Patient Dose
(4) Sensitivity (Small Lesion Detection)
(5) Contrast Scale
(6) Artifact
(a) Motion and Alignment Artifact
(b) Spatial Uniformity
(7) Linearity

価を行なつたので報告する。

2. 材料および方法

使用ファントームの制限により、AAPM のいう(1)～(7)の項目のうち、(1)、(4)、(5)、(6)～(b)、(7)について調べた。この際、(5)、(7)については AAPM の勧告とやや異なつた観点から性能評価を行なつた。(2)、(3)、(6)～(a)については全く調べなかつた。また、AAPM では特に問題にしていない高コントラストエッヂにおける復元特性及び雑音の空間周波数分布(粒状性)を、一部の CT スキャナにつき検討した。さらに、臨床例に近いファントームを撮像し比較した。

2-1. 対象とした CT スキャナ

対象とした CT スキャナは、現在、主として使用されているいわゆる第1世代(Delta-50は複数検出器をもちいている点で第2世代に属する)のスキャナであつて、Table 2 に示す5機種7台

である。CT-1000については異なる施設の3台を調べた。

2-2. 使用ファントーム

使用したファントームは次の4種である。

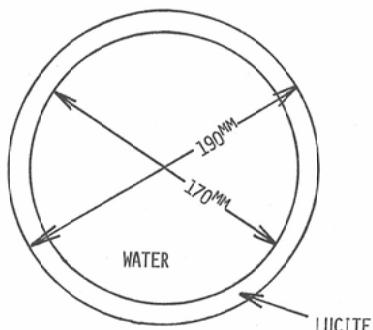
(a) 水ファントーム(日立製)：断面が Fig. 1-a) のような外径190mm、厚さ10mmのルサイト製円柱状水ファントームであつて、雑音及び一様性の測定に用いた。この測定は Table 1 の(1)、(6)～(b)に対応している。

(b) CT 値測定ファントーム(東芝製)：断面が Fig. 1-b) のような、外径165mm、厚さ6mmのテフロン製円柱状ファントームである。図の1～8は直径20mmのプラスチックピンであり、その材質は、1. ポリプロピレン、2. ポリエチレン、3. ABS樹脂、4. ナイロン、5. ポリカーボネイト(レキサン)、6. ルサイト、7. ベークライト、8. デルリンである。このうち、3の ABS樹脂は水との減弱係数の差がほとんどないため、この解析からは除外した。これらのプラスチックの物性は Table 3 に与えてある。Table 3 の値は、密度は実測であるが、他は参考文献(4)の方式による計算値である。このファントームによる測定から、各スキャナの CT 値の相対的な線型性を確かめ、それらの間の換算式を得た。これは Table 1 の(5)及び(7)に対応している。

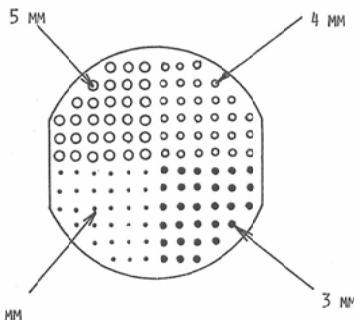
(c) Sensitivity (Small lesion detection) 測定ファントーム(東芝製)；外側容器は(b)と共通のテフロン製のものである。その内部に、5

Table 2. CT-Scanners of which performance was tested, with their imaging conditions and display conditions.

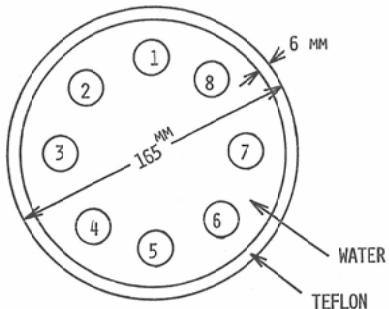
Company	Model	Application	Water Bag	Imaging Condition			Display Condition	
				Voltage	Current	Scan Length	Pixel Size	Matrix Size
EMI	CT-1000 I	Head	Yes	120 kV	33mA	24cm	1.5mm	160
	II	Head	Yes	120	33	24	1.5	160
	III	Head	Yes	120	33	24	1.5	160
Hitachi	CT-H250	Head	No	120	30	28	1.1	256
Siemens	Siretom 1	Head	Yes	130	30	24	0.95	256
Pfizer	ACTA0100	Body	No	130	30	24	1.5	160
Ohio Nuclear	Delta-50	Body	No	120	30	30	1.2	256



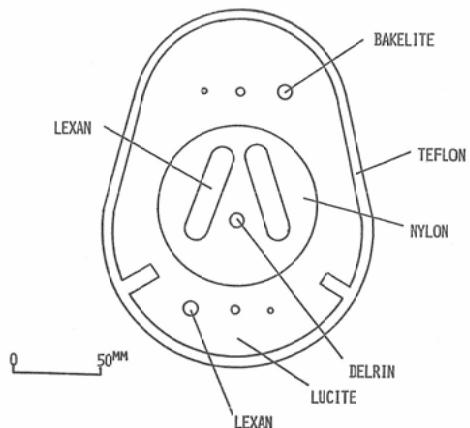
a) Cross section of the water phantom.



c) Cross section of the phantom for sensitivity measurement. This phantom is made of Mix-D and inserted in teflon cylinder filled with water.



b) Cross section of the phantom for CT-number measurement. 1. Polypropylene, 2. Polyethylene, 3. ABS, 4. Nylon, 5. Polycarbonate(Lexan), 6. Lucite, 7. Bakelite, 8. Delrin.



d) Cross section of the head phantom.

Fig. 1 Phantoms for performance testing of CT-Scanner.

Table 3. Mass electron density, physical density, electron density and effective atomic numbers of materials used for CT-number measurement.

Material	Mass electron ^{a)} Density	Physical ^{b)} Density	Electron ^{a)} Density (el/cm ³)	Effective Atomic ^{a)} Number	
				Z ^{c)} R	Z ^{d)} r
Polypropylene (C_3H_6)	$3.44 \times 10^{23} el/g$	$0.90 g/cm^3$	3.10×10^{23}	5.22	5.56
Polyethylene (C_2H_4)	3.44	0.95	3.27	5.22	5.56
Water (H_2O)	3.35	1.00	3.35	7.16	7.54
Nylon ($C_{12}H_{22}N_2O_2$)	3.30	1.12	3.70	5.91	6.25
Polycarbonate (Lexan) ($C_{16}H_{14}O_3$)	3.18	1.20	3.82	6.11	6.36
Lucite ($C_5H_8O_2$)	3.25	1.18	3.84	6.25	6.60
Bakelite ($C_{45}H_{34}O_7$)	3.18	1.25	3.98	6.06	6.31
Delrin (CH_2O)	3.21	1.41	4.53	6.75	7.06

a) Calculated by the formulas of refr. (4)

c) Values for coherent scattering.

b) Measured data.

d) Values for photoelectric effect.

mm, 4mm, 3mm, 2mm 直径の円形孔をあけた Mix-DP 製のファントーム (Fig. 1-c)) を入れ、水を満たして測定する。Mix-DP と水の減弱係数の差は約 2 %であり、このファントームにより低コントラストにおける small lesion の検出能を評価した。これは Table 1 の (4)に対応している。

(d) 頭部断面ファントーム (日立製)：断面が Fig. 1-d) のようなファントームであつて、頭部断面に似せてある。

2-3. 方法

以上 4 つのファントームを各 CT スキャナの撮像視野のほぼ中央におき、Table 2 に示す条件で撮像した。ファントーム (a) 及び (b) について、CT 値のデジタル・プリントアウトと、CRT ディスプレイ上の像を、ポラロイド写真に撮影したものとデータとした。ファントーム (c) 及び (d) については視覚的に最良の表示を与えるレベル及びウインドウ幅を選択し、CRT 像をポラロイド写真に撮影した。後者についても、可能なものは、デジタル・プリントアウトを得た。Siretom I にはデジタル・プリントアウトを得る機器が測定時点では付属していないかつたので、ファントーム (a), (b) に関しては、測定モードを Measure (ウインドウ幅 0) とし、CRT 像から必要な CT 値を推定した。

データの解析は次のように行なつた。

(a) ファントーム (a) の中心及び周辺部 4 カ所 (中心より約 50mm 離れた部分) の 8 × 8 画素の領域における CT 値の平均値及び標準偏差を計算し、雑音及び一様性を検討した。さらに CT-1000 及び CT-H250 に関しては、ファントームと中心が一致する 64 × 64 画素の領域に対し CT 値の空間周波数分析を行なつた。

(b) ファントーム (b) では、プラスチックピン 1 ~ 8 (但し 3 は除く) の中央に 8 × 8 画素の領域を設定し、その平均値及び標準偏差を計算し、各 CT スキャナにおける CT 値の換算式を得た。また CT-1000 及び CT-H250 に関しては、テフロンと水との境界における CT 値の変化を検討した。

(c) ファントーム (c) では、どの大きさの孔までがポラロイド写真上で判読できるかを比較した。

3. 結 果

3-1. CT 値間の関係

各社の CT スキャナを定量的に評価する場合、各 CT 値間の関係をあらかじめ求めておくことが必要である。ファントーム (b) のプラスチックピンの測定値は Table 4 のようである。ペーグライドの測定値の標準偏差が大きいのは、ピンに“ス”が入っていたためである。また水の値はファントーム (a) の中心での値を使用した。

CT-1000 (I) の CT 値を横軸として、他の

Table 4. Means and standard deviations of CT-numbers for materials listed in Table 2.

Model Material	CT-1000			CT-H250	Siretom I ^{a)}	ACTA0100	Delta-50 ^{b)}
	I	II	III				
Polypropylene	-57.4 ± 2.1	-58.8 ± 3.0	-57.3 ± 1.9	-52.1 ± 1.8	-7.5 ± 0.3	178.60 ± 1.55	-120 ± 7
Polyethylene	-34.6 ± 1.8	-34.1 ± 2.0	-34.6 ± 2.5	-30.7 ± 1.9	-3.75 ± 0.4	188.45 ± 1.36	-77 ± 5
Water	-0.7 ± 2.0	0.7 ± 2.1	-0.5 ± 1.8	0.4 ± 2.1	-0.75 ± 0.4	202.80 ± 1.45	-2 ± 11
Nylon	42.7 ± 3.4	48.1 ± 2.6	43.6 ± 2.3	41.6 ± 1.9	6.75 ± 0.4	221.65 ± 1.64	78 ± 6
Polycarbonate	49.7 ± 2.2	54.0 ± 2.5	49.8 ± 2.6	48.6 ± 2.0	7.75 ± 0.6	222.63 ± 1.68	95 ± 7
Lucite	63.4 ± 2.2	68.6 ± 2.0	63.9 ± 2.2	61.3 ± 1.8	9.5 ± 0.5	230.58 ± 1.29	124 ± 7
Bakelite ^{c)}	145.0 ± 6.9	151.8 ± 6.7	—	137.0 ± 2.6	25.75 ± 1.0	263.72 ± 1.78	273 ± 16
Delrin	175.1 ± 3.0	183.8 ± 3.4	174.1 ± 4.1	162.3 ± 1.8	29.0 ± 0.5	274.91 ± 1.62	338 ± 7

a) Estimated on CRT display through MEASURE mode.

b) Measured through MEASURE mode of mean and standard deviation

c) Bakelite sample had a defect in it.

CTスキャナのCT値を縦軸として、これらの値をプロットするとFig. 2のようになる（注、CT-1000(I)のCT値を基準に選んだのは特に意味がない、どのCT値を基準としてもよい）。この図から、各社のCTスキャナのCT値は、相互にはほぼ線形の関係があることがわかる。

CT-1000(I)のCT値(x)と他のCTスキャナのCT値(y_i)との関係式をTable 5に与える。これはFig. 2に対し、最小二乗法によりあてはめた直線の方程式である。Table 5の関係式はCT値間の換算式として利用できる。

また、EMI社のCT-1000については、3施設のCT値の関係式を得たが、これらの値は非常に良く一致している。

3-2. 精度および一様性

ファントーム(a)の中心及び周辺4カ所にお

Table 5. Relations between CT-1000(I) EMI-number and other CT-numbers. (Equations of regression line)

x : CT-1000(I) EMI-number	
CT-1000 (II)	$y_1 = 1.04x + 1.94$
TT-1000 (III)	$y_2 = 0.996x + 0.24$
CT-H250	$y_3 = 0.927x + 1.63$
Siretom I	$y_4 = 0.162x + 0.58$
ACTA0100	$y_5 = 0.416x + 203.0$
Delta-50	$y_6 = 1.950x - 5.05$

ける平均値及び標準偏差をTable 6に示す。Table 6の σ は5カ所の標準偏差の平均値である。 σ は雑音の大きさを表わす量である¹⁾が、各CT値単位となつていて、このままでの直接の比較はできない。

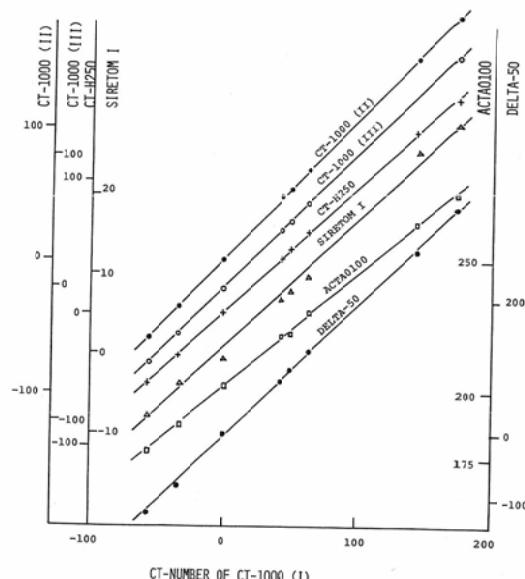


Fig. 2 CT-numbers as a function of the CT-number of a certain CT-Scanner (CT-1000(I)). These plots are obtained from Table 4. Lines are regression lines whose equations are listed in Table 5.

Table 6. Means and standard deviations of CT-numbers measured on the water phantom. (Noise and Uniformity)

Model	Means and Standard deviations					$\sigma^b)$	$CS_1^c)$	$\sigma_1^d)$
	Center	Peripherals ^{a)}						
CT-1000 I	-0.7±2.0	-0.9±2.1	-0.7±2.2	-0.6±2.0	-1.2±2.3	2.11	1.00	2.11
II	0.7±2.1	0.7±2.2	1.0±2.1	0.3±1.8	0.5±1.6	1.96	0.96	1.88
III	-0.5±1.8	-0.4±1.9	0.0±2.1	0.1±1.7	-0.2±1.9	1.88	1.00	1.88
CT-H250	0.4±2.1	2.5±1.7	1.6±2.0	1.9±1.8	2.3±1.7	1.86	1.08	2.01
Siretom I	-0.75±0.40 ^{e)}					0.40	6.17	2.47
ACTA0100	202.80±1.45					1.45	2.40	3.48
Delta-50	-2±11 ^{f)}	-1±9	0±8	2±8	2±7	8.6	0.51	4.39

a) Calculations were made for the regions at distance about 5cm from center.

b) Means of five standard deviations.

c) EMI-number (CT-1000(I)) corresponding to 1.0 CT-number of each CT-Scanner.

d) $\sigma_1 = \sigma \times CS_1$ These values show the magnitude of noise normalized to EMI-number (CT-1000(I)).

e) Estimated on CRT display through MEASURE mode.

f) Measured through MEASURE mode of mean and standard deviation.

そこで、Table 5の換算式から、各 CT スキャナの CT 値の 1 スケールの増分に相当する CT-1000 (I) の CT 値を求める。これは換算式の x の係数の逆数である。計算した値を Table 6 の CS_1 の欄に与える。

Table 6 の CS_1 と σ の積 σ_1 は、CT-1000 (I) に換算した各 CT スキャナの雑音の大きさである。表からわかるように、頭部専用の CT スキャナ (CT-1000, CT-H250, Siretom I) は全身用スキャナ (ACTA 0100, Deeta-50) に比し雑音が少ないことがわかる。

一様性を評価するには、中心及び周辺部における平均値の変化を検討すれば良い。Table 6から、3 台の CT-1000 及び Delta-50 では平均値の変化は統計的変動内であるが、CT-H 250 では中心にくらべ周辺部がやや盛り上がっていることがわか

る。しかし、この盛り上がりは、CT 値にして高々 2 度程度であつて、通常の読影に影響をおよぼす程ではない。ACTA 0100 及び Siretom I についてはこの検討は行なわなかつた。

3-3. Sensitivity (Small lesion detection)

ファントーム (c) を 2-3 で述べた方法により撮像したものを Fig. 3 に示す。Fig. 3 a) は CT-1000 (II), b) は CT-1000 (I), c) は CT-H250 d) は Delta-50, e) は ACTA 0100 の撮像結果である。Siretom I についてはこの試験は行なわなかつた。図から $3\text{mm}\phi$ の孔までは、どの機種でも判読できる。しかし、全身用の二つのスキャナは像がやや悪い。一方、 $2\text{mm}\phi$ の孔が見えているのは、CT-H250のみであつた。これは、CT-H250 では雑音が小さく、かつ平行走査の際の標本間隔が小さいことによると思われる。なお、

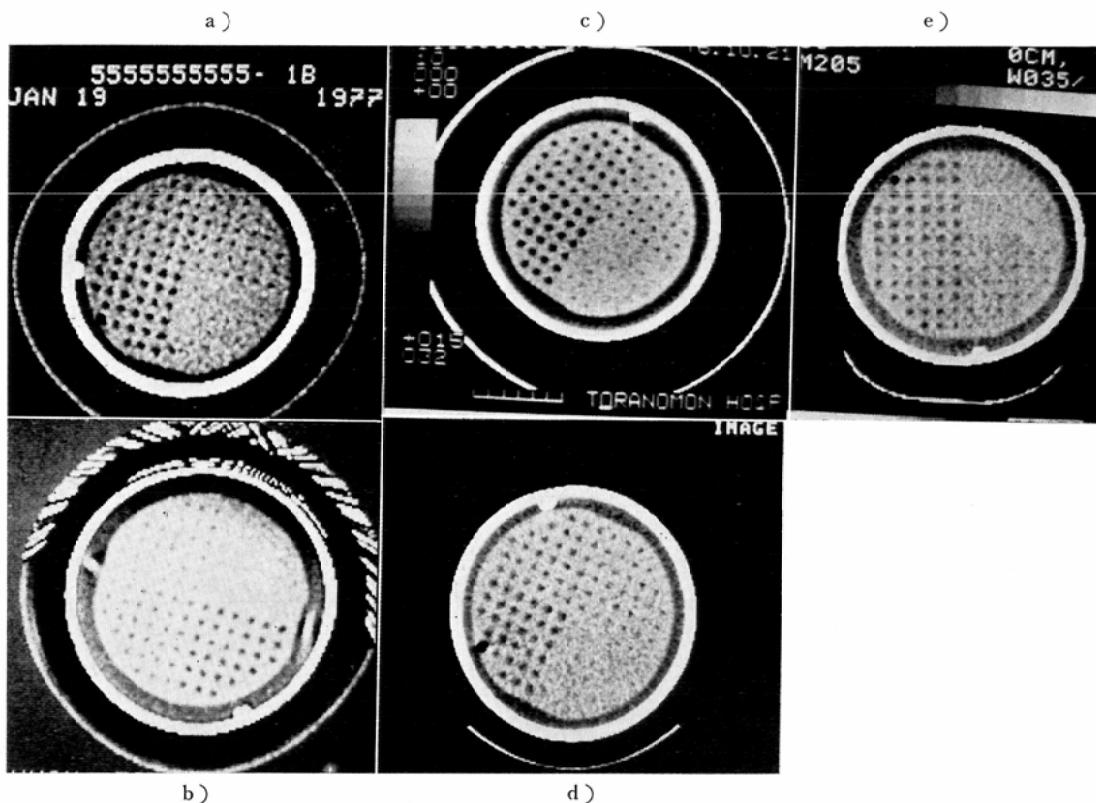


Fig. 3 CT-Scans of the sensitivity phantom (Fig. 1c). a) CT-1000 (II), b) CT-1000 (I), c) CT-H250, d) Delta-50, e) ACTA 0100

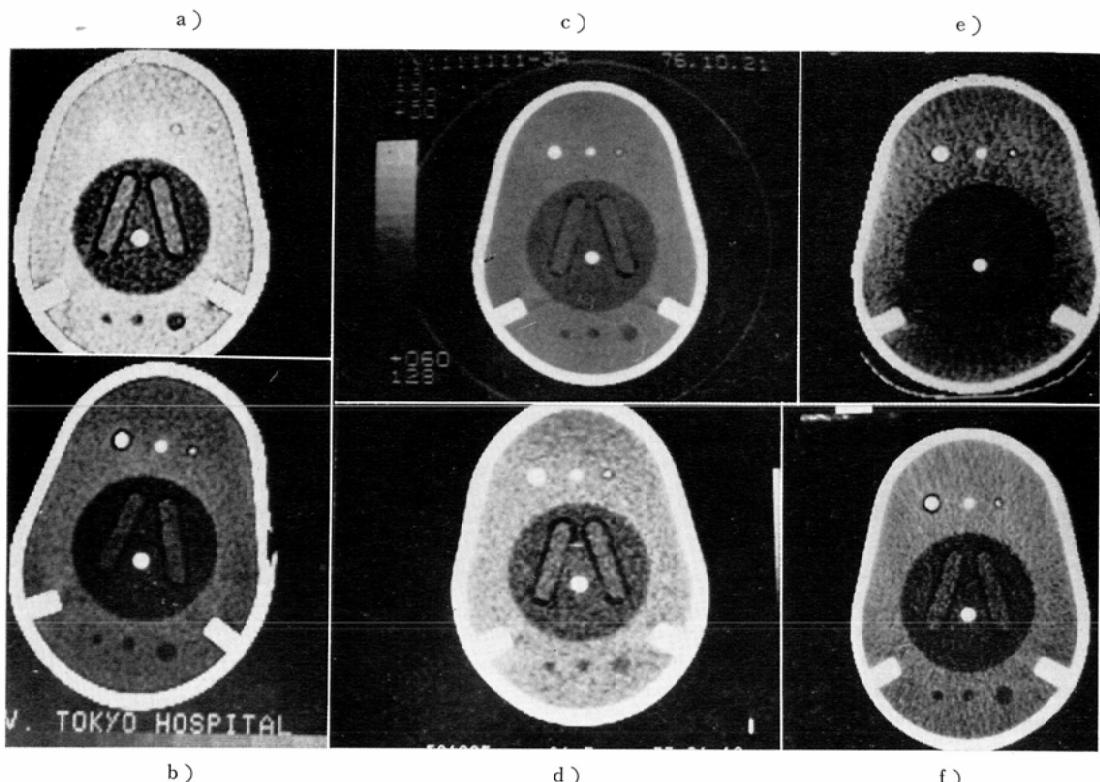


Fig. 4 CT-Scans of the head phantom (Fig. 1d)). a) CT-1000(II), b) CT-1000(I), c) CT-H250, d) Siretom I, e) ACTA0100, f) Delta-50. (Photographs are somewhat degraded from original ones.)

a), d), e) の $5\text{mm}\phi$ の孔の2列目に黒点があらわれているが、これは Mix-DP の“ス”によるものである。

3-4. 頭部断面ファントーム

ファントーム(d)を2-3で述べた方法により撮像したものをFig. 4に示す。Fig. 4 a)はCT-1000(II), b)はCT-1000(I), c)はCT-H250, d)はSiretom I, e)はACTA0100, f)はDelta-50の撮像結果である。エッヂの描出, artifactのあらわれ方, 雑音のあらわれ方等各社各様である。

3-5. エッヂ特性及び雑音の空間周波数分析(粒状性)

CT-H250及びCT-1000については、水一テフロン境界でのエッヂ特性と雑音の空間周波数分析を行なつた。CT-1000の結果は、3台とも同じ傾向を示したので、以下は、CT-1000(I)の結

果のみを与えた。

Fig. 5はファントーム(b)において、プラスチックピンを避けた中心断面のプロフィールを示したものである。Fig. 5から明らかのように、CT-H250ではテフロンの高いCT値は長い裾野を引いて水のCT値に移行する。一方、CT-1000ではエッヂはかなり大きな(CT値で20位の)アンダーシュート(幅が2~3画素程度)を形成する。この特性は頭蓋骨のすぐ内側の読影に際して特に重要である。すなわち、CT-H250では、その領域は実際よりも明るく表示される。一方、CT-1000では、骨の内側に黒い輪廓線が表示される。

雑音の空間周波数分析は2-3で述べた 64×64 の領域をフーリエ空間に変換し、パワースペクトルを求め、さらにそれを円周方向に平均することにより行なつた。結果はFig. 6に示す。

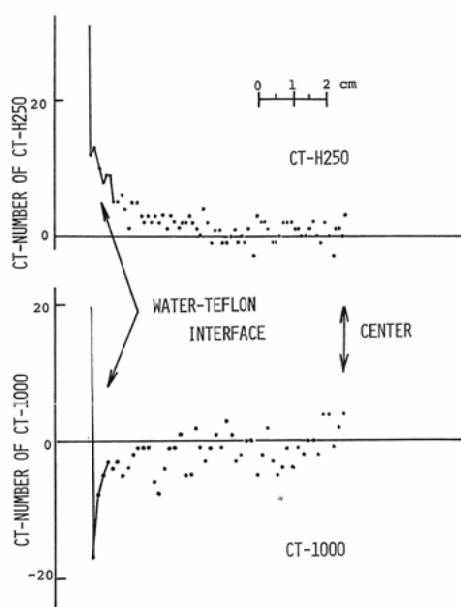


Fig. 5 Profile plots of CT-numbers for the teflon cylinder filled with water. The difference between CT-1000 and CT-H250 in the description of water-teflon interface is clearly showed.

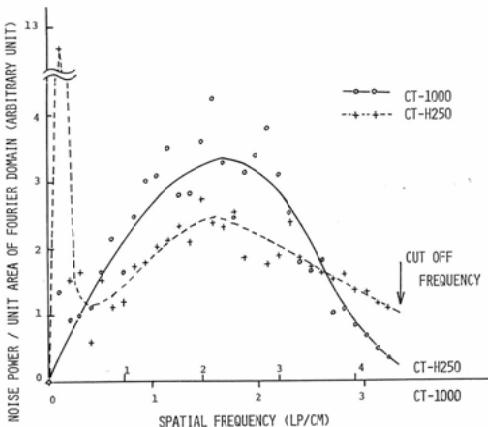


Fig. 6 Spatial frequency analysis of noise for CT-Scans. The abscissa is normalized to the cut off frequency. LP/CM means line pairs per cm.

CT-H250では、最低周波数に極端なピークがあらわれているが、これは3-4で示した周辺が中心に比べて盛り上がっていることに対応している。その点を除くと、CT-H250の空間周波数スペクトルはCT-1000のスペクトルに比して平担であり、ランダム雑音により近いことがわかる。

一方、CT-1000のスペクトルは1.6 line pairs/cm (lp/cm)付近に大きなピークを持ち、直流及び3.3lp/cm付近で0になる山形をしている。これから、CT-1000では減弱数の差の小さい対象を撮像し、狭いウインドウ幅で表示した場合（通常の頭部の撮像がこれにあたる）、直径2—3画素程度の粒状性が相当に目立つと考えられる。

この小節での解析結果は、復元の際の補正関数を推定する一つの手掛りとなると考えられるが、その詳細については別の稿で報告したい。

4. 考 察

4-1. CT 値の相互換算

現在、市販されているCTスキャナはすべて連続スペクトルのX線を使用している。その結果、測定されたCT値には複雑な内容が与えられる。McCullough⁴⁾によると、水バッグを使用したCTスキャナでは、CT値は線減弱係数を水バッグ通過後のX線のスペクトルで平均したもの（McCulloughの記号法では $\bar{\mu}_{M,\phi}$ ）に比例する。しかし、水バッグを用いないCTスキャナでは事情はさらに複雑となり、単一の意味を与えるにくい。

また、McCullough等^{2,4)}は水に対する $\bar{\mu}_{M,\phi}$ を媒介として連続X線と等価なエネルギーを持つ单色X線を想定し計算で求めた線減弱係数と測定されたCT値との間にほぼ線型の関係があることを示した。CT値と物理量を結びつけるこのような試みは重要であると考えられるが、水バッグを使用しない場合のCT値の意味付けが与えられない以上、その場合にまで拡張することは理論的根拠に乏しい。

そこで、我々は各CT値と物理的な量とを結びつけることをこの報告では断念し、各スキャナのCT値間の関係をのみ求めた。3-1に示したように、各スキャナのCT値はほぼ線型の関係で結ばれている。我々がTable 5に与えた換算式は、実用上重要な意味を持ち、CT値を直接診断に役立てようとする場合、このような換算式は相互比較の観点から不可欠のものとなろう。

また、CT値を測定する際には、高い原子番号

の物質（造影剤の希釈液等）を用いるよりは、組織に近い原子番号の物質（プラスチック等）を用いる方が、スペクトル依存性の影響⁵⁾が少なく、より正しい換算式が得られるであろう。

4-2. CTスキャナの性能評価法

第一世代のCTスキャナの性能評価を、1) CT値の相互換算、2) 雑音、3) 一様性、4) Sensitivity、5) エッヂ特性、6) 粒状性について行ない、また、7) 頭部断面ファントームの撮像を行なつた。このうち6)はやや特殊な解析であつて普通の性能評価の際にはなくともよい。

今回の報告で抜けている項目に、線量、MTF (Modulation Transfer Function) 及び Artifact (Motion 及び Alignment) がある。この三つを上記(1)～(5)、(7)に付加すれば、CTスキャナの性能評価として一応満足できるものにならう。

線量の測定は、いくつかのファントームで試みられているが、ファントーム(a)の中心及び外周部4カ所にTLD素子を置くAAPMの方法が標準化の観点からは簡便であろう。

また、MTFの測定もいくつか試みられているが⁶⁾⁷⁾、ファントーム(a)にアクリル製プロックを挿入し、画素のラスターとブロックのエッヂが浅い角で交るようにしてLSF (Line Spread Function) を測定する方法が簡便であろう。しかし、一般に復元法として採用されている重量積分法では、原理的には連続の分布を計算できるので、通常の表示に用いられる画素間隔(～1mm程度)よりもはるかに細かい標本間隔でLSFを求めることは比較的容易である。したがつて、そのような機能をオプションとして付加するか、もしくは製作者自身によるLSFの測定を付与することが、もつとも好ましい方法であろう。

Motion Artifactについては、系統的な取り扱いが困難であるのでここではふれない。Alignment Artifactを観察するには、ファントーム(a)に3mmφ程度のアルミニウムのバーを入れて測定するAAPM案が簡便であろう。今後はこれらを含めた、より完全な試験を行なう予定である。

5. 結論

現在、広く使用されている各種のCTスキャ

ナの性能を、いくつかの共通のファントームにより試験し、相互に比較した。この際、CT値間の相互換算の実用上の重要性を強調した。ここで述べられた試験法に、線量、MTF及びArtifact (MotionとAlignment) の測定を付加するならば、CTスキャナの性能評価法として、一応、完結したものとなろう。また、各種のCTスキャナの画質は、相互に変化に富んでいるが、一つの機種ではほとんど変動がないことがわかつた。

稿を終るにあたり、実験に御協力戴いた東大の田坂皓教授、東京女子医大の小林直紀助教授、千葉大の内山暁部長、慈恵医大の多田信平助教授、独協医大の亘理勉教授、上田裕一助教授、虎の門病院の福田隆部長、会津中央病院の星源之助院長、郭水泳部長及び各施設の技師の方々、東芝、日立、シーメンスのCTグループの方々の御協力に深く感謝します。また、厚生省医療助成金(班長田坂皓東大教授)、がん研究助成金(班長梅垣洋一郎放医研部長)の助成を受けたことを深く感謝します。本論文の一部は第36回日本医学放射線学会(昭和52年)および第5回断層撮影法研究会(昭和52年)において発表した。

参考文献

- 1) McCullough, E.C., Baker H.L., Houser, O.W., Reese, D.F.: An Evaluation of the Quantitative and Radiation Features of a Scanning X-Ray Transverse Axial Tomograph: The EMI Scanner. Radiology, 111: 709-715, 1974
- 2) McCullough, E.C., Payne, T., Baker, H.L., Hattery, R.R., Sheedy, P.F., Stephens, D.H., Gedgaudus, E.: Performance Evaluation and Quality Assurance of Computed Tomography Scanner, with Illustrations from the EMI, ACTA and Delta Scanners. Radiology, 120: 173-188, 1976
- 3) AAPM Task Force on CT Scanner Phantoms; Report No. 1. Phantoms for Performance Evaluation of CT Scan. 1976
- 4) McCullough, E.C.: Photon Attenuation in Computed Tomography, Medical Physics, 2: 307-320, 1975
- 5) Zatz, L.M.: The Effect of the kVp Level on EMI Values, Radiology, 119: 683-688, 1976
- 6) MacIntyre, W.J., Alfidi, R.J., Haaga, J., Chernak, E.C., Meany, T.F.: Comparative Modulation Transfer Functions of the EMI and Delta Scanner. Radiology, 120: 189-191, 1976
- 7) Judy, P.F.: The Line Spread Function and Modulation Transfer Function of a Computed Tomographic Scanner. Medical Physics, 3: 233-236, 1976