



Title	Computed Tomography装置の基礎的研究(第6報)-被写体の大きさに対するノイズ及び一様性(8機種について)-
Author(s)	真野, 勇; 金子, 昌生; 竹中, 栄一
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(3), p. 290-296
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17457
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

Computed Tomography 装置の基礎的研究 (第6報)

—被写体の大きさに対するノイズ及び一様性 (8機種について)—

浜松医科大学放射線医学教室

真野 勇 金子 昌生

東京大学医学部附属病院中央放射線部

竹中 栄一

(昭和53年8月21日受付)

(昭和53年11月16日最終原稿受付)

Fundamental Studies of Computed Tomography (6th Report)

—Noise and Uniformity in Relation to the Various Size of Water

Phantom (for eight models of scanners)—

Isamu Mano*, Masao Kaneko* and Eiichi Takenaka**

*Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu

**Department of Radiology, Tokyo University Faculty of Medicine, Tokyo

Research Code No.: 200

Key Words: Computed tomography, Size independence, Noise,
Uniformity, Intercomparison

The noise and the uniformity of CT images of 8 scanners (CT-H, EMI-1010, SCT-100N, Neuro-CAT, ACTA-150, EMI-5005, ACTA-200FS, CT/T) were evaluated in relation to the size of water phantoms.

For almost all scanners, the larger the phantoms' size, the more the noise was. This tendency was more marked for the large sized phantoms. That is, for three scanners, noise of 30 cm diameter water phantoms was about 3 times that of 20 cm diameter ones.

Uniformity was classified into three types; the profile plots of CT numbers across the center of images indicated flat type for 2 scanners, convex type for 2 scanners and concavity type for 4 scanners.

The grade of uniformity and the CT numbers at the center of images were affected according to the size of water phantoms.

1. はじめに

我々は既にエアスキャン形式のCT装置ではCT像の性能が被写体の大きさによって種々に影響されることを報告した¹⁾。そこで今回はCT像のノイズ及び一様性と、被写体の大きさとの関係を、6社8機種について検討した。

2. 方 法

対象は本邦の8施設におかれているCT装置で、頭部用としてはCT-H(日立), CT-1010(EMI), SCT-100N(島津), Neuro-CAT(Artro-nix)の4機種で、全身用としてはACTA-150, CT-5005(EMI), ACTA-200FS(Pfizer), CT/T

Table 1. Main specification for CT-scanners

Scanners	CT system (Generation)	Application	Scanning time for head & body	Pixel size	Slice thickness	X-ray tube condition	% CS μ w
“A”	1 st	Head	225sec.	1.1mm	10mm	120kVp	30mA
“B”	2 nd	Head	60	1.5	13	120	33
“C”	2 nd	Head	50	1.0	10	120	25
“D”	3 rd	Head	13	1.0	3	120	34
“E”	1 st	(Head Body)	(280 400)	1.5	7.5	120	20
“F”	2 nd	(Head Body)	(70 20)	(0.75 1.5)	13	140	28
“G”	2 nd	(Head Body)	(36 22)	(1.0 1.5)	13	140	30
“H”	3 rd	(Head Body)	9.6	(1.1 1.3)	10	120 (Pulse X-ray) 100—500 600	0.20

- a. Water phantoms of 30 and 40cm diameter were scanned under the body condition, while the others were done under the head condition.
 b. Only scanner “D” has a water bag in the scanning field.

(GE) の 4 機種である。

ファントムは円形の水ファントムで、外径は 11cm, 15cm, 20cm, 30cm, 40cm の 5 種類である。このうち 11cm と 15cm のファントムは厚さ 1mm の ABS 樹脂製で、20cm, 30cm 及び 40cm のものは厚さ 5mm のアクリル樹脂製である。30cm と 40cm のファントムは全身用 CT 装置のみに適用される。ファントムは撮影野の中央に置くようにし、撮影は通常の臨床応用で採用している条件下で行つた (Table 1)。つまり 11cm, 15cm, 20cm の 3 種では頭部撮影の条件で、又 30cm と 40cm では体部撮影の条件とした。尚一部の装置では、被写体の外周に X 線吸収の補償物質を巻いてスキャンすることが多いが、今回は装置に固定されている補償物質以外は、あえて用いないこととした。

各データは 1977 年 8 月から 1978 年 4 月迄の期間内に実験して得られたもので、コントラストスケールについては第 5 報²⁾で報告した (Table 1 右)。

3. 結 果

3—1 ノイズ₁ (標準偏差)

AAPM レポート³⁾に準じて求めた。即ち各水

ファントムの CT 像のプリントアウトデータにおいて、ファントムの中央とそこから上下及び左右に、ファントムの 1/2 半径隔たつた 5 箇所 (一部の装置では中央とそこから上下 1/2 半径づつ隔たつた 3 箇所) について、それぞれ標準偏差を求め、その平均値を用いた (%CS μ w の値を掛け算して % σ μ w の形で統一的に表示した。尚この際各箇所は 32 絵素の集まりとした)。

Fig. 1 はファントムの直径を横軸にとり、それぞれの CT 像に対応するノイズ (標準偏差) を縦軸にとつて、データをプロットしたものである。スキャナ “B” と “F” の合計 3 箇所でデータがとられていないが、そのファントムについての撮影が、装置側の理由で不可能だつたからである。

Fig. 1 によれば水バック形式の Scanner “D” を除く全ての機種で、ファントムの直径が大きくなるにつれてノイズ値が増大している。

3—2 一様性

各 CT 像上で上下又は左右の均一と思われる方向に像の中心を通る線を引き、線上に存する CT 値を 2 絵素とびに順次プロットして (各点は引かれた線に対して直角方向の絵素を含む 3 絵素

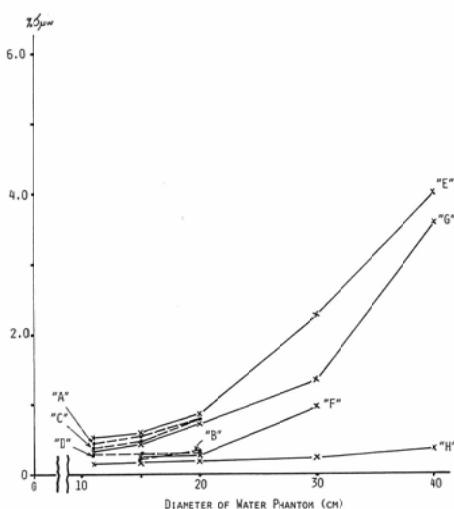


Fig. 1. The relationships between the standard deviation of CT numbers ($\% \sigma_{\mu w}$) and the diameter of water phantoms for 8 scanners.

の平均とした),そのプロフィルで評価した。
○Scanner "A" Fig. 2 は, 11cm, 15cm, 20 cm の3つの水ファントムに対して得られたCT像と, その矢印の方向でプロットされたCT値のプロフィルである。直径が20cmの水ファントムでは一様性はかなりよく, CT値も零に近

い。しかしファントムの直径が15cm以下になると, 周辺のCT値が高くなる(Cupping現象という)。

尚グラフ上の上下振動はCT値のバラツキのためで, その振幅はノイズ(標準偏差)を間接的に表わしている。

○Scanner "B" (Fig. 3) この装置の場合も直径が20cmのファントムでは, 一様性とCT値の精度は極めて高い。この装置では被写体の直径が小さい時は, 外周にX線の吸収物質を巻いてスキャンすることを原則としている。本実験ではこの吸収物質をあえて使用しなかつたため, すでに15cmのファントムで, CT値の精度と一様

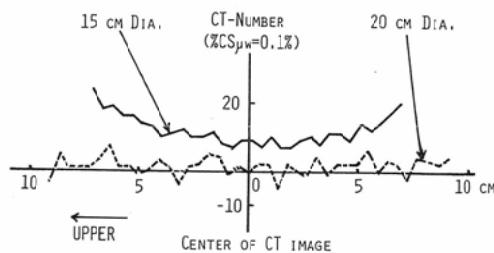


Fig. 3. The uniformity of scanner "B". Profile plots of mean CT numbers (3 pixels) across the center of each image are shown.

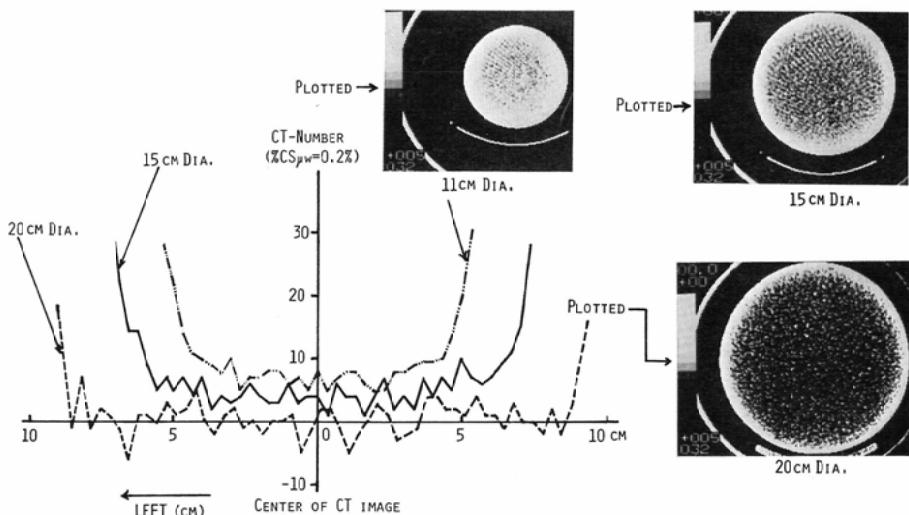


Fig. 2. The uniformity of scanner "A". CT pictures of 3 uniform water phantoms and profile plots of mean CT numbers (3 pixels) across the center of each image are shown.

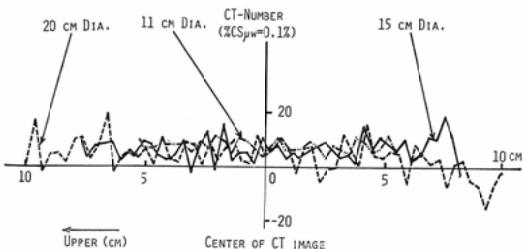


Fig. 4. The uniformity of scanner "C".

性が共に悪くなつてゐる。11cm のファントムでは撮像が不能で、臨床的な意味がないと思われたので省略した。

○ Scanner "C" (Fig. 4) 被写体の各種の大きさに対して、CT 値及び一様性の精度はかなり高い。

○ Scanner "D" 本装置のみ水バック形式のスキャナである。CT 値及び一様性の精度は被写体の大きさに関係なくかなり高い。

○ Scanner "E" (Fig. 5) ファントムの中央部一帯における一様性は、被写体の大きさに関係なく良好であるが、15cm 以上のファントムでは外周の CT 値が強い陰性値となつてゐる。

○ Scanner "F" (Fig. 6) この装置も Scanner "B" と同様、被写体が小さい時は、その外周に X 線の吸収物質を巻くようになつてゐる。直径が 30cm の水ファントムでは、一様性はかなり高い。本実験においても吸収物質をあえて巻かなかつたため、15cm 以下のファントムでは、著明なアーチファクト（外周部での低濃度帶）が出現してい

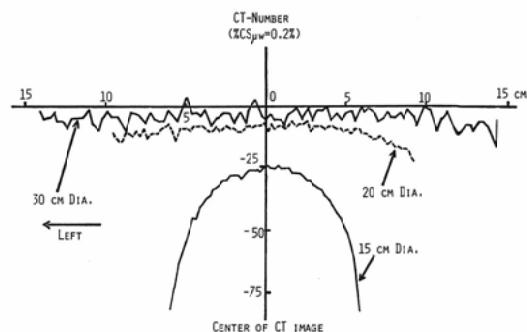


Fig. 6. The uniformity of scanner "F".

る。

○ Scanner "G" (Fig. 7) 規則性をもつた分布をしている。即ちファントムの各大きさについて、いずれも凹型分布の傾向にあるが、それはファントムの直径が 30cm, 40cm と大きくなると一層著明になる。又ファントムの中央での CT 値は、その直径が大きくなるにつれて低下する傾向にある。

○ Scanner "H" (Fig. 8) 本 CT 装置では被写体の状態によつてそのつど X 線管の撮影条件を調整するようになつてゐる。各直径共ノイズ、CT 値及び一様性の精度は極めて高いが、ファントムの最外周で CT 値が急に高くなつてゐる。

以上の各 CT 装置の一様性に関するデータをまとめると Table 2 の如くなる。この表によつて、CT 像の中央における CT 値が、20cm の水ファントムの場合を基準としてどのように変わるか、又各 CT 像において中央の CT 値を零とした

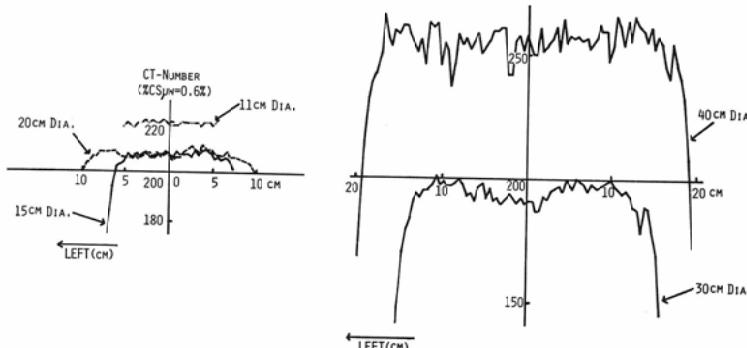


Fig. 5. The uniformity of scanner "E".

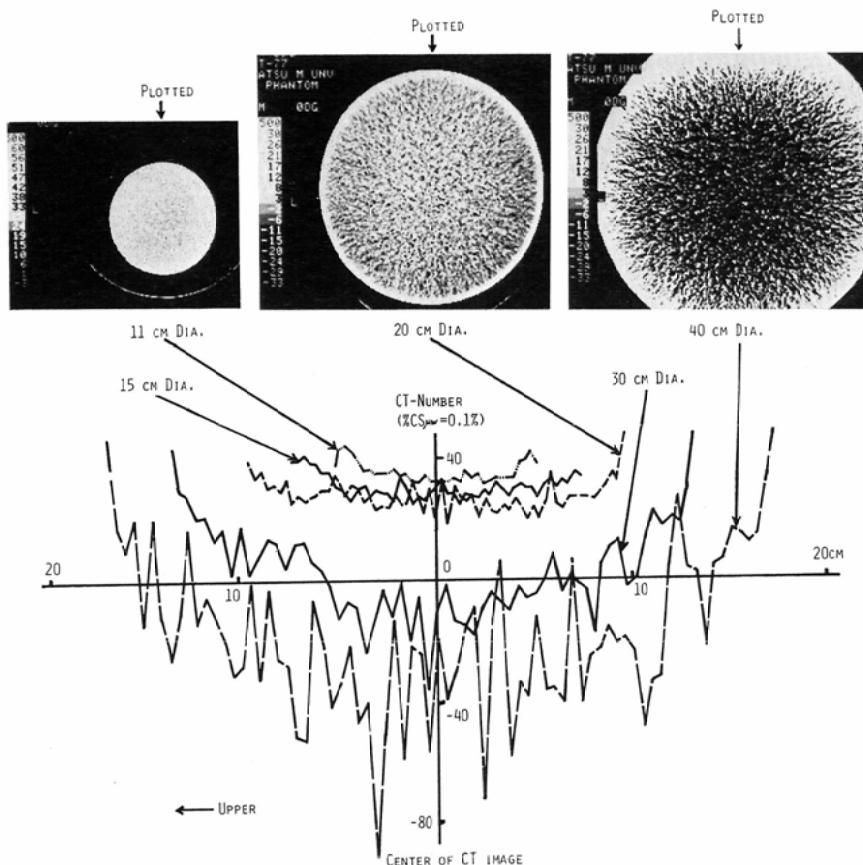


Fig. 7. The uniformity of scanner "G".

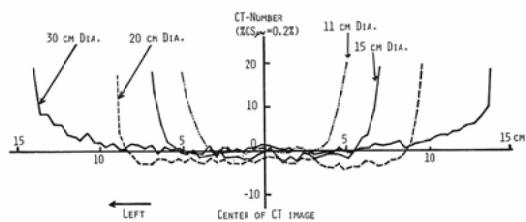


Fig. 8. The uniformity of scanner "H".

時、3/4半径の外周部がいかなる CT 値であるかがわかる。各装置の一様性を CT 値のプロフィルから、① 平坦型、② 凹型、③ 凸型とあえて3型に分けるとすれば、① が2機種、② が4機種、③ が2機種という比率である。

4. 考 案

CT では被写体の大きさ等に関する変化に対して、一般に撮影条件を殆んど変化させない。検出

器系のダイナミックレンジが広いからであろう。しかし検出器への入射X線量と、そこから発せられる信号量との間の相関については、全領域で正確さが保持されているか疑問である。又被写体の大きさの変化は、X線の硬化現象⁴⁾やアルゴリズム⁵⁾⁶⁾に関係して、CT像に影響を及ぼす可能性もある。以上及びその他の理由で、今回のCT像は水ファントムの大きさによつて種々に変化したと考えられる。

CT像のノイズは、その分解能を決定するといわれる⁷⁾⁻⁹⁾。今回の実験ではこの値が被写体の大きさに相関して、殆んどの機種で著明に増加することが示された。この理由は、McCullough⁷⁾やBrooks⁵⁾、McAtamney¹⁰⁾らが述べている如くで、透過X線光子の減少、つまり量子ノイズの増

Table 2. Accuracy and uniformity of CT numbers in relation to various diameters of water phantoms (for 8 scanners).

Diameter of water phantom		11 cm Dia.		15 cm Dia.		20 cm Dia.		30 cm Dia.		40 cm Dia.	
Ac or Un		Ac (%)	Un (%)	Au (%)	Un (%)						
Head	Scanner "A"	1.4	0.6	0.6	0.6	-0.3	0.3				
	"B"			0.8	0.7	0	0				
	"C"	0.6	-0.2	0.6	0	0.7	-0.2				
	"D"	0.2	0	0.2	0	0.2	0				
Whole body	Scanner "E"	8.8	0	3.1	-1.3	3.1	-0.1	-4.4	2.2	24	1
	"F"			-5	-9	-1.8	-0.8	-0.8	0		
	"G"	3.2	0.8	2.9	0.7	2.3	0.4	-1.9	3.6	-3.8	4.5
	"H"	0.1	1.0	0.1	0.2	-0.4	-0.2	0	0.7		

a. Ac: Accuracy of the CT number ($\pm \text{CS}\mu\text{w}$) at the center of an image.

Un: Uniformity which means the difference of CT number ($\pm \text{CS}\mu\text{w}$) between the one at the point of $3/4$ radius periphery and the one at the center. b. Only scanner "D" has a water bag.

大が主因であろう。Fig. 1 の図で臨床上特に注目されることは、各社の CT 装置によつてノイズ値が様々であること、ファントムの直径が 20cm, 30cm, 40cm と大きくなるにつれて、そのノイズ値が急速に増大することである。前者については既に報告した通りだが²⁾、後者については、特に全身用 CT で重要な意味をもつ。即ち Fig. 1 で Scanner "E" と "F", "G" の 3 機種のノイズを例にとると (Scanner "H" は第 5 報²⁾ で述べた如く第 3 世代であり、ノイズのみを他機種と同列において比較することには問題があると思う), 直径が 20cm の水ファントムに対して、30cm のファントムでは約 2 倍に、又 40cm では約 4 倍のノイズ値になっている。つまりそれだけ CT 像の減弱係数分解能は悪くなると考えられるのである。

次の同一性も、臨床上重要な課題である。つまり今回の実験にも示された如く、CT 像の中央と周辺部とでは、CT 値が幾らか、時には大幅に異なるのである。像を横断する CT 値の分布状態は、平坦なもの、凹型のもの、逆に凸形のものの 3 型に分類された。この点は CT 像の読影に際して、特にその外周部の読影に際して注意すべきことである。さらにこの現象は水ファントムの大きさによって種々に変化するということも注目

される。Scanner "B" や "F" では被写体の外周に補償物質を巻いて、又スキャナ "D" では水バックでもつてこの現象の出現を防いでいるわけである。この像の一様性と、CT 値の絶対値上の正確さという問題¹⁾は、CT 像についてのかなりの分解能が得られるようになつた今日、早急に解決すべき課題であろう。

本研究に御協力して下さつた施設は東京大学、関東通信病院、国立医療センター、静岡済生会病院、聖隸浜松病院、中部労災病院、大雄会病院、島津製作所の 8 施設であります。便宜を計つて下さつた施設の責任者と実験に直接御協力して下さつた方々に心から感謝の意を表します。

尚、本研究は昭和52年度の文部省一般研究 "D", 並びに厚生省がん研究助成金「CT のがん診断への寄与に関する臨床的研究」による研究成果の一部であります。又本研究の要旨は第 1 回 CT 技術シンポジウムと第 37 回日本医学放射線学会総会において発表しました。

文 献

- 1) 真野 勇, 金子昌生 : Computed Tomography 装置の基礎的研究 (第 1 報) —ファントムの試作と CT 像に関する 2~3 の検討 (CT の研究第 1 報)—, 日本医放会誌, 37: 890—896, 1977
- 2) 真野 勇, 金子昌生, 竹中栄一 : Computed Tomography 装置の基礎的研究 (第 5 報)—ノイズ, 減弱係数分解能, 直線性, MTF, 高コントラスト

- トラストの解像力（8機種について）—，日本医学会誌，39(3)，41—47，1979
- 3) Judy, P.F. (Chairman): Phantoms for performance evaluation and quality assurance of CT scanners, AAPM Report No. 1, 1977, Chicago.
 - 4) Hounsfield, G.N.: Some practical problems in computed tomography scanning, (In) Ter-Pogossian, M.M. et al. ed: Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine, pp. 217—223, 1977, University Park Press, Baltimore-London-Tokyo.
 - 5) Brooks, R.A. and Di Chiro, G.: Theory of image reconstruction in computed tomography, Radiology, 117: 561—572, 1975
 - 6) 飯沼 武, 田中栄一: 新しい医用X線診断装置—コンピュータを用いた体軸断層撮影, 計測と制御, 15: 190—201, 1976
 - 7) McCullough, E.C., Payne, J.T., Baker, H.L.,
-
- 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, Delta Scanners. Radiology, 120: 173—188, 1976
 - 8) Chesler, D.A., Riederer, S.J. and Pelc, N.J.: Noise due to photon counting statistics in computed X-ray tomography. JCAT, 1: 64—74, 1977
 - 9) 真野 勇, 金子昌生: Computed Tomography 装置の基礎的研究(第3報)—減弱係数分解能と空間解像力(CT-Hについて)—, 日本医学会誌, 38: 479—485, 1978.
 - 10) McAtamney, P.: Technical aspects of the CT1010 EMI head scanner. (In) Lanksch, W., Katzner, E. ed: Cranial Computerized Tomography. pp 380—386, 1976, Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York.