



Title	Whole body CTに関する研究 第1報 追加フィルターの被曝線量, 画像精度に及ぼす影響
Author(s)	多田, 明
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1978, 38(12), p. 1129-1136
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15779
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

Whole body CT に関する研究

第1報 追加フィルターの被曝線量、画像精度に及ぼす影響

金沢大学医学部核医学教室 (主任 久田欣一教授)

多 田 明

(昭和53年3月20日受付)

(昭和53年9月11日最終原稿受付)

Effect of additional filter on exposure dose and performance in whole body CT

Akira Tada

Department of Nuclear Medicine, School of Medicine, Kanazawa University

Research Code index: 200

Key Words: Computed tomography, Exposure dose, Performance test

Our unit (Delta scan 50) has an additional 3 mm aluminum filter to reduce patient exposure dose. Exposure dose and performance of this unit were evaluated. Maximum exposure dose in the serial 7 scans of the abdomen was 1.9 rad (19 mGy) without additional filter, and 1.4 rad (14 mGy) with it. Noise was evaluated by calculating the standard deviation for various scan diameters, and phantom sizes. In all of our experiment conditions, noise was increased with additional filter. Spatial resolution was measured by plexiglas hole pattern phantom. Resolving power did not change with additional filter, and was almost 1.5 times the pixel widths.

Density resolution was measured by solution of CuSO_4 . Density resolution was decreased in the low contrast with additional filter.

I. 緒 言

Computed tomography の出現は 神経放射線診断に革命的な変化をもたらし、現在多くの患者がその恩恵に浴している¹⁾²⁾。しかし全身用 CT としてはその診断能力の冷静な評価と、生殖腺その他重要臓器への被曝を含めた Benefit/Risk についても十分な配慮が必要であらう。

全身用 CT における1回検査あたりの被曝線量を測定し、同時に追加フィルターによる被曝線量軽減効果と、画像精度に及ぼす影響を調べたので報告する。

II. 装置の概要

用いた装置は、Ohio-Nuclear 社製のデルター スキャン50である。スキャン方法は3本のペンシルビームと3個2例の CaF_2 検出器を持ち、リニア & ローテーションを行なう。いわゆる Hybride 方式である。スライス厚は10mm で1スキャンで2スライスを撮影する。スキャン時間は、頭部2分、体部2分半である。Matrix は256×256で、スキャン diameter を19cm から45cm まで変化させる事により、pixel は0.74mm から1.75mm まで変化する。

X線管電圧は120KVp, 管電流は30mA, 実効エネルギーは67KeV, フィルターは4.5mm Al 当量のものが装着されており, 必要に応じて3mm Al フィルターが追加できる構造になっている. X線管焦点と回転中心間距離は, 625mm である. X線管球は足の方から見て9時の位置から反時計廻りに3時の位置まで187°回転移動する.

III. 被曝線量の測定

1) 測定方法

Alderson Rand phantom を使用した. 被曝線量の検出素子として TLD の MSO-S 型, L 型 (2mmφ×10mm) 83個 (相互のバラツキ±10%以内) を使用し, phantom 断面の穴に挿入, 又は表面にセロテープで張りつけて測定した. TLD リーダーとしては極光 TLD 1300型を用いた.

TLD 素子 MSO はX線領域 (100KeV 以下) では感度が高くなる傾向があるため測定値に補正が必要である.

本報では IONEX 線量計 (0.6cc) を用い, 線源とチェンバー間の距離は JIS 線量測定法の幾何学的条件等を満たして, MIX-Dp phantom 中で測定した. 線源は CT と同様のX線 (管電圧120KVp, 管電流30mA) として, Al フィルタ

-4.5mm の条件で補正值0.7を得た.

なお測定時の線量率は約50mR/min であつた. デルタースキャン50には, 腹部, 骨盤部の検査において被曝線量の軽減のために, 3mm アルミニウム当量の追加フィルターが挿入可能となっている. 上腹部スキャンにおいてフィルターの有無による線束内外の線量の変化を調べた.

2) 結果

a) 頭部検査の被曝線量

通常頭部スキャンを行なうのと同様に, フィルター OUT, 29cm diameter にて phantom slice 2 を中心に4スキャンを行ない, TLD 素子は phantom slice 2 に挿入した.

最高値は後頭部皮膚表面で約2rad (20mGy) であつた. 線束外線量は, 眼瞼部75m rad (750μGy) 甲状腺約4m rad (40μGy), 卵巣表面, 外陰部では共に極めて低い値であつた.

b) 上腹部検査の被曝線量

上腹部スキャンにおいては, 45cm diameter で, 腎臓, 脾臓, 肝臓がカバーできるように phantom slice 20を中心にして上下14cm にわたって7スキャンを行ない, phantom slice 20と30の断面で線量を測定した (Fig. 2).

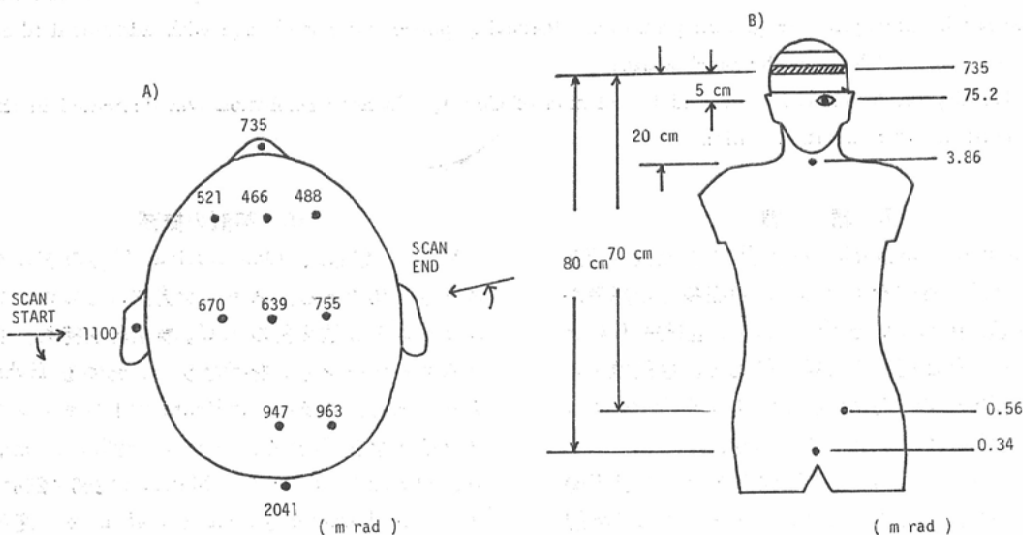


Fig. 1 Exposure dose for serial 4 scans in the head. 29cm scand diameters. Filter out.
A) in-beam dosimetry B) scattered radiation dose

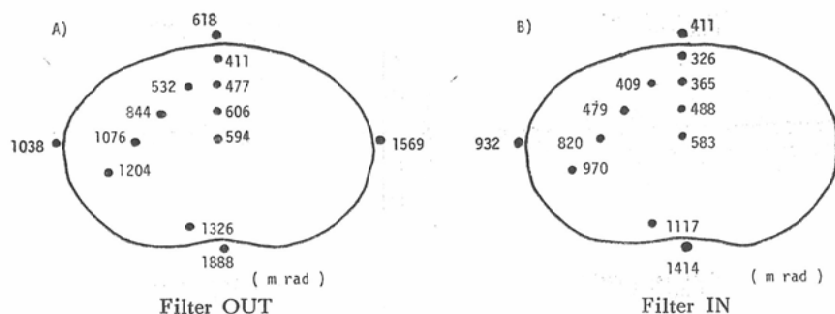


Fig. 2 Exposure dose for serial 7scans in the upper abdomen. 45cm scan diameters.

追加フィルターを使用した場合の最高値は約1.4rad (14mGy) であり、フィルターなしの場合の1.9rad (19mGy) に比べて約25%の軽減がなされていた。上腹部7スキャンを行なった時の卵巣部の被曝線量の測定は phantom slice 30 を使用して行なった。フィルター OUT で3.7m rad (37 μ Gy), フィルター IN で2.5m rad (25 μ Gy) であった。

又, phantom slice 20 での1回スキャンの線量測定で最高値は、フィルター IN の状態で約1rad (10mGy) であった。

IV. 画像精度の検討

追加フィルターにより当然X線特性の変化が予想された。軟線部分の減少, 実効波長の短縮, photon 数の減少が起こるであろう。これらの変化が CT 画像にどのように影響するかを検討した。

Table 1 に示したのは AAPM (American Association of physicists in Medicine) によって示された CT 装置評価, 及び画像評価についての試験項目であるが, 今回は, Uniformity (均一性),

Noise (雑音), Contrast scale, Spatial resolution (空間分解能), Density resolution (濃度分解能), Linearity (直線性) について追加フィルターによる変化を調べた。

1) Uniformity

均一性の評価は, 各スキャン diameter で水 phantom をスキャン, line-printer を用いて縦と横方向に全視野の CT 値をプロットして行なった (Fig. 3)。

中央部の盛り上がりであるとか, 周辺の CT 値の落ち込みは認めず, 良好な均一性を示したが, 追加フィルターによってバラツキが大きくなった。

2) Noise

雑音の評価は, ROI (region of interest) プログラムを用い, 水 phantom をスキャンし中心部分の148point の RMSD* (root mean square deviation) と STDM** (standard deviation in the mean) で行なった。

スキャン diameter を19cm, 29cm, 36cm, 45cm と変化させ, 水 phantom も16.5cm, 23cm, 30cm, 36cm の4種類の直径の物を用いて測定した。スキャン diameter が大きくなれば (当然 pixel も大きくなる)。雑音は減少した。又同一スキャン diameter でも phantom が小さいほど雑音は低下した (Table 2)。

$$*RMSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}}$$

$$**STDM = \frac{RMSD}{\sqrt{n}}$$

Table 1 Performance evaluation and quality assurance tests for CT scanners.

- | |
|--|
| (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 |

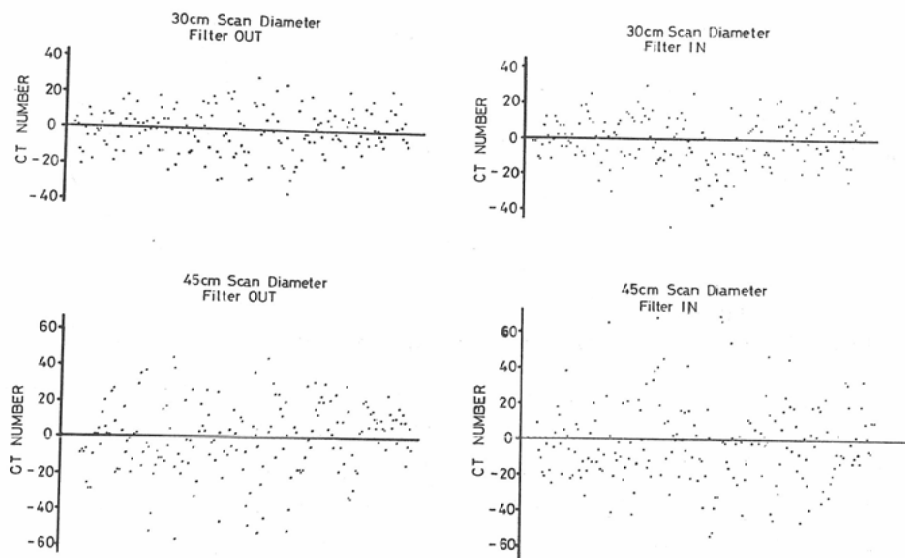


Fig. 3 Profile plot of CT numbers for uniform water phantom.

Table 2 Standard deviation (RMSD) and STDm for various scan diameters, and phantom sizes. () with additional filter.

Scan diameter (cm)	19		29		36		45	
Pixel size (mm)	0.74×0.74		1.13×1.13		1.4×1.4		1.75×1.75	
Phantom size	RMSD	STDm	RMSD	STDm	RMSD	STDm	RMSD	STDm
16.5 cm	10.0 (13.3)	0.8 (1.1)	5.6 (6.8)	0.5 (0.6)	4.8 (5.0)	0.4 (0.4)	2.8 (3.4)	0.2 (0.3)
23 cm			14.0 (14.3)	1.1 (1.2)	9.3 (9.8)	0.8 (0.8)	5.8 (8.0)	0.5 (0.7)
30 cm					16.9 (19.0)	1.4 (1.6)	11.9 (15.7)	1.0 (1.3)
36 cm							20.4 (22.7)	1.7 (1.9)

Table 3 Contrast scale with and without additional filter.

Contrast scale	Filter OUT	Filter IN
cm ⁻¹ CT number*	1.99×10 ⁻⁴	1.96×10 ⁻⁴
%CSμw**	0.10%	0.10%
%σμw	0.57%	0.68%

* μp-μw=0.24

** μw=0.195

追加フィルターによつて雑音は確実に増加したが、45cm スキャン diameter で30cm の水 phantom をスキャンした場合には、RMSD が11.9か

ら15.7と約30%も増加した。

3) Contrast scale³⁾

Contrast scale は約 $2.0 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$ CTnumber と満足できるものであつたが、 $\% \sigma \mu_w$ は追加フィルターによる雑音の増加のために0.57%から0.68%になつた (Table 3)。

4) Spatial resolution

空間分解能と濃度分解能テストは Nuclear associate 社製の CT 用 phantom を使用して行なつた。(Fig. 4) 空間分解能テスト phantom は plexiglas に0.75mm, 1.00mm, 1.25mm, 1.50mm, 1.75mm, 2.00mm, 2.50mm の直径の穴を

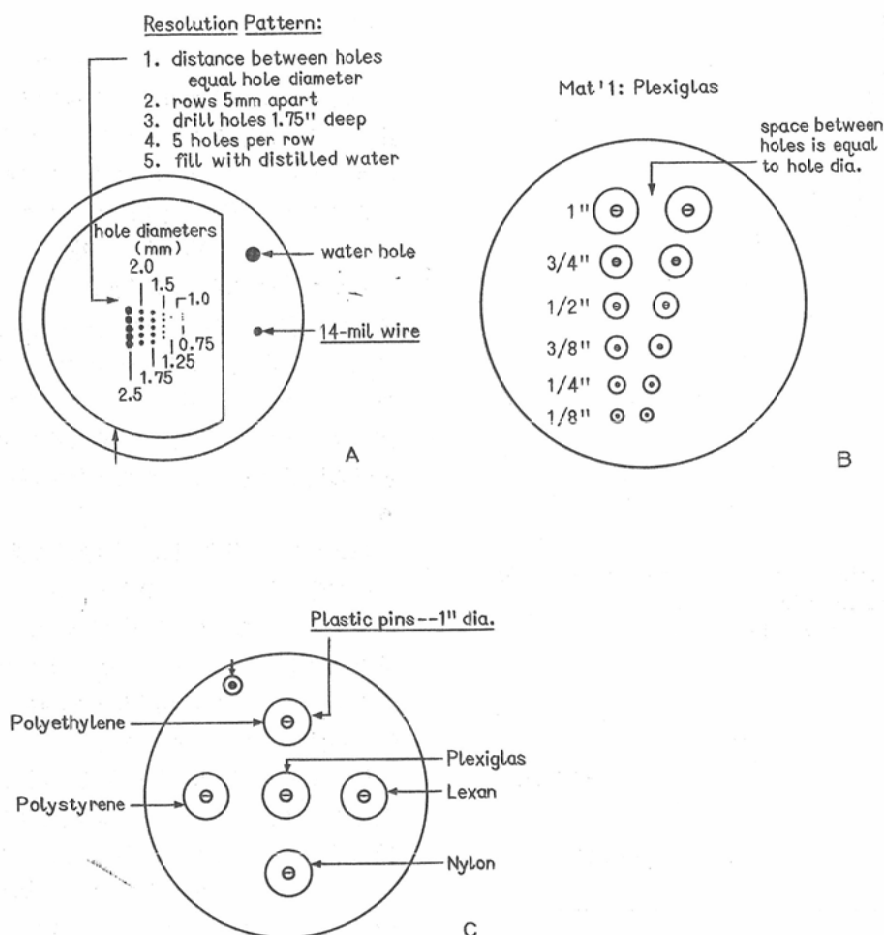


Fig. 4 CT performance phantoms. A: Spatial resolution phantom. B: Density resolution phantom. C: Plastic lods phantom to evaluate contrast scale and linearity.

5個ずつあけたもので、穴の間隔は直径に等しく、穴の中には空気が入っている。

分解限界は CRT 上で行ない、同時に拡大像でも試みた。各スキャン diameter での分解能を Table 4に示した。追加フィルターによる分解能の低下は認めなかつた。拡大による効果はスキャン diameter 45cm の場合のみであつた。各 pixel の大きさと分解能の関係は、1.3倍から1.7倍の間であつた。

5) Density resolution

濃度分解能テスト phantom は plexiglas に 1/8 インチから 1 インチまでの穴をあけたもので、この中に各比重の硫酸銅溶液を入れてスキャンし

Table 4 Summary of spatial resolution.

Scan Diameter (cm)	Pixel Size (mm)	Size of Resolved Object (mm) (Filter IN)
19	0.74	1.25 (1.25)
29	1.13	1.50 (1.50)
36	1.40	1.75 (1.75)
45	1.75	2.50 (2.50)

た。硫酸銅溶液は、比重1,022から1,042のものまで16種類を用いた。これによつて0.3%から5.0%のコントラストを得る事ができた。各コントラストにおける最小分解限界の穴の直径をプロットす

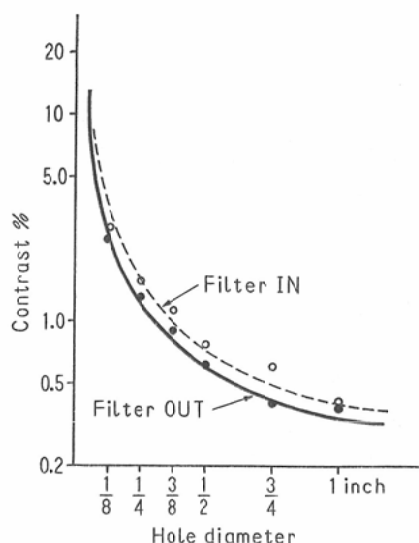


Fig. 5 Density resolution evaluated by plexiglas hole phantom with various specific gravity of sulphate solution. Filter out and in.

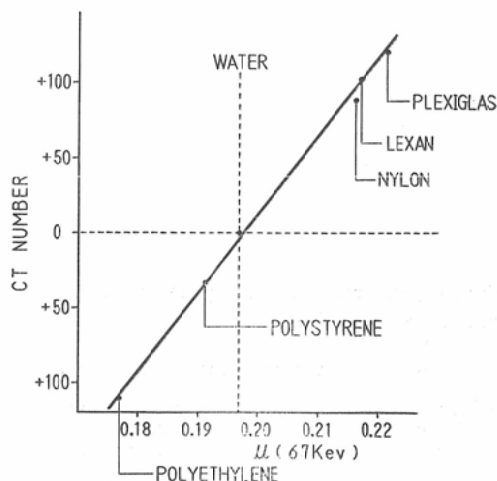


Fig. 6 CT number for various types of plastic plotted against the linear attenuation coefficient for 67Kev.

る事により Fig. 5 のグラフを作製した。1%の濃度差では分解能は約7mm であり、0.5%では15mm であつた。

追加フィルターによる濃度分解能の変化は low contrast 部分で目立つた。1%の濃度差では9mm であるが0.5%の濃度差では18mm であつた。

b) Linearity

直線性の検討は、Polyethylene, Polystyrene, Nylon, Laxan, Plexiglas の5種類の plastic と各比重の硫酸銅溶液で行なつた。どちらも良好な直線性を示したが、plastic の場合に追加フィルターによつて CT 値は4増加した (Fig. 8)。

V. 考 案

安全でかつ容易に診断価値の高い情報が得られるという事が、CT 装置の急速な普及の理由であつたが、造影剤による enhancement CT, 体位変換による coronal CT⁴⁾さらに経過観察のために数回の検査を行なう場合が多くなる事を考えると、被曝の問題はゆるがせにできないポイントであろう。

Perry ら⁵⁾の報告以来、新機種に伴つてそれぞれの被曝線量の報告がなされたが、多くは1回スキャンあたりのものであつた。しかし CT のX線束は完全にコリメートされた平行なものではないので、当然X線束半影の overlap と周囲への散乱線が問題にされるべきである。

Horsley ら⁶⁾が EMI 頭部専用器で行なつた測定結果では、1スキャンの最大皮膚被曝は2.5rad (25mGy)であつたが、さらに上下2スキャンを加えると、中央の断面の測定値は4.5rad (45mGy)に増加し、さらに上下2スキャンを加えた合計5スキャンでは、5.0rad (50mGy)にもなる事を報告した。つまり、1スキャンの測定結果は実際の値よりも1.0—3.0rad (10—30mGy)も低く評価してしまふはずである。

本実験で測定した頭部4スキャンでの被曝線量は、Bassano ら⁷⁾が同機種で測定した結果と同程度であつたが、Horsley⁶⁾, shrivastava ら⁸⁾の EMI スキャン、古賀⁹⁾の日立 CT—H での結果の半分以下であつた。

被曝線量と散乱線を軽減する工夫としては、コリメーションの改善、スライス厚の狭少化、追加フィルター、beans bag の使用などが考えられる。最近ではパルスX線の使用や、電圧、電流を変化させる事による数種類の組み合わせが可能な装置も出現している¹⁰⁾。

追加フィルターを使用する場合、photon 数の減少だけではなく、実効波長の短縮が起こり、X線透過度つまり contrast に若干の変化が生ずるはずであるが、実際の使用にあたり画像精度、CT 値の変化が十分に納得できる範囲のものであるかを検討する必要がある。

CT がX線装置である以上、被曝線量と雑音の関係は相反するものがあり、Brooks ら¹¹⁾は次の様な関係式を提案した。

$$\sigma(u) \propto \left[\frac{B}{W^3 \cdot h \cdot D_0} \right]^{2/3} \dots (1)$$

$\sigma(u)$: 吸収係数の標準偏差 (雑音)

W : 画素の大きさ (近似的に空間分解能)

h : スライス厚さ

D₀ : 最大入射X線 (被曝量)

B : 定数

すなわち空間分解能が一定とした場合に雑音と被曝線量の関係は

$$\sigma^2 = K \frac{1}{D_0} \dots (2)$$

K : 定数

となり、雑音を2倍まで許容すれば被曝量は1/4に軽減し得るが、逆に被曝を2倍にしても雑音は約30%しか減少できない訳である。

CT の空間分解能を評価するのに MTF がしばしば用いられているが、CT での MTF 測定法の基準は決定されていない。McCullough らは数個の針金をスキャンして、print-out データーより情報を集めて、得られた LSF から MTF を求める方法を報告している¹²⁾。MacIntyre らはスター phantom を用いて水と plastic の CT 値の振幅から MTF を求めている¹³⁾。小室らは plastic 角材を斜めにスキャンして、partial volume effect を利用して電子計算機による LSF, MTF の測定を報告している¹⁴⁾。

沢田らはスター phantom を用いて実験し、X線管電圧を増加させると MTF が改善し、追加フィルターの使用によつて MTF が劣化したと報告している¹⁴⁾。

しかし空間分解能は、sampling 数と pixel の

大きさによつて決定され、pixel の約1.5倍が標準的な分解限界であろう。

一方、濃度分解能は photon 数、雑音に影響される部分が多く、low contrast 部分になればなるほどその影響が強い。

追加フィルターによつて約25%の被曝線量が軽減されたが、雑音は30%増加し、0.5%の low contrast 部分での濃度分解能は約20%劣化した。GE の技術資料¹¹⁾によれば、被曝線量を1.25rad (12.5mGy) から5.0rad (50mGy) にする事によつて濃度分解能を2倍に改善できるとなっている。

CT 値が電圧¹⁵⁾や beans bag の有無によつて変化する事はよく知られた事実であるが、CT 値を測定して病巣部の鑑別診断に用いようとする場合に十分に注意する必要がある。1つの解決策は、被写体 (患者) といつしよに一定の物質をスキャンして CT 値の補正を行なう事であるが、種々の撮影条件で phantom 実験を行ない、同時に毎日補修用 phantom で CT 値を check する事が望ましいと思われる。

VI. 結 論

1) Whole body CT を用いて1回検査あたりの被曝線量を測定した。頭部 2rad20(mGy), 上腹部 1.4rad (14mGy) であつた。

2) 追加フィルターを使用する事によつて約25%の被曝線量の軽減がなされた。

3) 追加フィルターによる画像精度への影響を調べた。雑音は20—30%も増加したが、空間分解能は変化しなかつた。濃度分解能では low contrast 部分での劣化を認めた。CT 値は追加フィルターによつてほとんど変化を認めなかつた。

謝辞：本研究を行なうに当つて御指導下さつた久田欣一教授に深く感謝いたします。

本研究の機会をお与下さつた浅ノ川総合病院小市政男理事長、森永健市院長、実験に協力いただいた渡辺猛雄技師長、金沢大学医療技術短大部小島一彦先生、CT phantom を提供いただいた日本シーメンスに謝意を表します。

文 献

- 1) Hounsfield, G.N.: Computerized transverse

- axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *Br. J. Radiol.*, 46: 1016—1022, 1973
- 2) Ambrose, J.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 2. Clinical application. *Br. J. Radiol.*, 46: 1023—1047, 1973
- 3) 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, and Delta scanners. *Radiol.*, 120: 173—188, 1976
- 4) 多田 明, 中村 勉, 角家 暁, 広瀬源二郎, 久田欣一: Whole body CT による冠状矢状断層. 臨床放射線 (投稿中)
- 5) Perry, B.J. and Bridges, C.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 3. Radiation dose consideration. *Br. J. Radiol.*, 46: 1048—1051, 1973
- 6) Horsley, R.J. and Peters, V.G.: Short communication. Radiation exposure from EMI scanner multiple scans. *Br. J. Radiol.*, 49: 810—811, 1976
- 7) Bassano, D.A., Chamberlain, C.C., Mozley, J.M. and Kieffer, S.A.: Physical, performance, and dosimetric characteristics of the Delta-scan 50 whole-body/brain scanner. *Radiol.*, 123: 455—462, 1977.
- 8) Shrivastava, P.N., Lynn, S.L. and Ting, J.Y.: Exposures to patient and personnel in computed axial tomography. *Radiol.*, 125: 411—415, 1977
- 9) 古賀佑彦, 山本千秋, 沢田武司, 鈴木昇一: CT の被曝線量—CT-H 250 の被曝を中心にして—. 臨床放射線, 21: 1073—1076, 1976.
- 10) CT/T システムの技術性能: 横河電機技術資料, 1978
- 11) Brooks, R.A. and DiChiro, G.: Statistical limitation in X-ray reconstructive tomography. *Med. Phys.* (in press)
- 12) MacIntyre, W.J., Alfidi, R.J., Haaga, J., Chernak, E. and Meany, T.F.: Comparative modulation transfer function of the EMI and Delta scanners. *Radiol.*, 120: 189—191, 1976
- 13) 小室裕冉, 向井孝夫, 中野善久, 鳥塚莞爾, 半田譲二, 大岡秋朗: EMI スキャナー (CT 1000) MTF の測定について. 断層撮影法研究会雑誌, 5: 101—103, 1977
- 14) 沢田武司, 藤井茂久, 鈴木昇一, 浅野智子: CT 像のレスポンス関数. 日本放技会誌, 33: 135—140, 1977
- 15) Zatz, L.M.: The effect of the KVP level on EMI values. *Radiol.*, 119: 683—688, 1976