

Title	Computed Tomography装置の基礎的研究(第8報)-頭部撮影における被爆総量(8機種について)-
Author(s)	真野, 勇; 金子, 昌生; 竹中, 栄一 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(5), p. 528-535
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17843">https://hdl.handle.net/11094/17843</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

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

Osaka University

## Computed Tomography 装置の基礎的研究 (第8報)

— 頭部撮影における被曝線量 (8機種について) —

浜松医科大学医学部放射線医学教室

真野 勇 金子 昌生

東京大学医学部放射線医学教室

竹 中 栄 一

国立病院医療センター放射線科

藤 井 恭 一

(昭和53年10月16日受付)

(昭和54年2月7日最終原稿受付)

## Fundamental Studies on Computed Tomography (8th Report)

—Radiation Absorbed Dose under Cranial Computed Tomographic  
Condition (for eight models of scanners)—

Isamu Mano and Masao Kaneko

Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine, Hamamatsu

Eiichi Takenaka

Department of Radiology, Tokyo University Faculty of Medicine, Tokyo

Kyoichi Fujii

Department of Diagnostic Radiology, National Medical Center Hospital, Tokyo

---

Research Code No.: 200

---

Key Words: Computed tomography, Radiation absorbed dose, Intercomparison,  
Ionization chamber dosimeter, Slice thickness

---

Radiation absorbed doses of eight scanners (CT-H, EMI-1010, SCT-100N, Neuro-CAT, ACTA-150, EMI-5005, ACTA-200FS, CT/T-7800) were measured under cranial computed tomographic condition.

The measurement was performed using head-sized phantoms and two different types of dosimeters, a ionization chamber type "Tomorad" and a thermoluminescent dosimeter. In addition, the slice thickness was measured in order to discuss the data of "Tomorad" effectively.

The results obtained were as follows. (1) The averaged absorbed doses of multiple scans at a constant interval of 1 cm were ranged from 0.9 rad (9 mGy) to 11.4 rad (114 mGy). (2) The averaged surface maximum doses of single scan were ranged from 1.0 rad (10 mGy) to 6.1 rad (61 mGy).

Finally, these data were discussed in relation to the image performance parameters, such as noise, spatial resolution which were already reported.

## 1. はじめに

CT スキャンにおける被曝の問題は、患者被曝の立場から、又 CT の性能評価の立場から検討されなければならない課題である。CT の出現以来この問題は種々検討され報告されてきたが、我々は以下の三点の理由で今回の研究を行うこととした。

即ち① 被曝量を信頼性高く測定する、② 多数の機種を対象とし、測定値を相互比較する、③ CT 像に関する性能を同時に求めて総合評価すること、である。本研究では①について、被曝が一般に TLD で測定されているが<sup>1)~5)</sup>、スライス内における線量の不均等分布や素子自体のエネルギー依存性等の問題があって精度の高い測定値が必ずしも得られていないと考えた。指近 Capintec 社が開発した Ionization Chamber 形式の CT 用線量計 (商品名 Tomorad) はこれらの問題が殆んどないと思われるのでこれを TLD と共に用いることとした。②については本邦に設置されている後述の 8 機種を対象にすることとした。又③については既報の第 5. 6. 7 報<sup>7)~9)</sup>の如きデータを得ているが、今回は特にノイズと空間分解能のデータを考察の対象とした。

## 2. 方法

対象の CT 装置は頭部用では CT-H (日立)、CT-1010 (EMI), SCT-100N (島津), Neuro-CAT (Artronix) の 4 機種で、全身用は ACTA-150 (Pfizer), CT-5005 (EMI), ACTA-200FS (Pfizer),

CT/T-7800 (GE) の 4 機種である。

各 CT 装置の撮影条件は Table 1 に示した如くで、通常の臨床応用時における頭部撮影の条件に一致させてある。尚、今回の実験は1977年8月から1978年7月までの期間内に実施されている。

用いた線量計は Capintec 社が CT 専用として開発した Ionization Chamber 形式のもの (商品名=Tomorad) と、TLD (Thermoluminescent Dosimeter) とである。前者のプロープは PC-4P と呼ばれ、チャンパー部の容量は 3ml、長さは 10 cm である。このプロープの中央に CT の X 線ビームを直角に入射するようにセットすることによって、1 回スキャン時の散乱線を含めた全被曝量が測定されるようになっている (この測定値を開発者の Suzuki は Exposure Length Product と呼んでおり<sup>6)</sup>、単位は Roentgen・cm/Slice で得られる)。尚、本線量計は NBS で校正された線量計を用いて、次の条件下で校正されている。即ち G.E. Maxitron 300 の X 線管球を用い、線源とプロープ間の距離 100cm, 100KV, HVL 4.3mm Al の X 線で行われている。次に Tomorad の測定値の再現性を日立 CT-H で繰り返しスキャンして調べたところ、±1%以内であった。この PC-4P プロープと共に用いたファントムはルサイト製で、Fig. 1 に示した如く外径が 20cm で頭部をシミュレートしたものである。その長さは 15cm で、プロープを挿入するための直径 12.7mm の孔が 15ヶ貫通して穿けられている。これらの孔は測定中、

Table 1. Main specification for CT-scanners

Scanners	CT system (generation)	Application	X-ray tube condition		Scan time (sec)	Numbers of slice per scan	Pixel size (mm)
			(kV)	(mA)			
"A"	1 st	Head	120	30	225	2	1.1
"B"	2 nd	Head	120	33	60	2	1.5
"C"	2 nd	Head	120	18	40	1	1.0
"D"	3 rd	Head	120	34	13	1	1.0
"E"	1 st	Whole body	120	20	360	2	1.5
"F"	2 nd	Whole body	140	28	70	1	0.75
"G"	2 nd	Whole body	140	25	30	1	1.0
"H"	3 rd	Whole body	120	320 mA — 2.2 msec (Pulse X-ray)	9.6	1	1.1

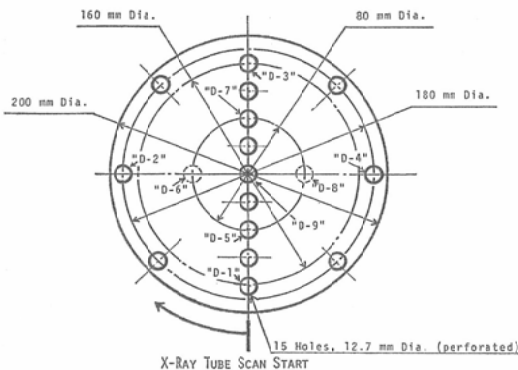


Fig. 1 Schema of the phantom used for dose measurements summarized in Table 2. The marks such as "D-1", "D-2" indicate the positions where the measurements were performed.

プローブが挿入されている孔以外は全て開放状態にある。この状態における測定値はルサイト棒で閉鎖した場合のそれに比べ10%以上多くなることはない。今回の実験に用いた孔は“D-1”から“D-9”の9カ所で、撮影野内でのX線管球との位置関係は Fig. 1 の如くである。つまり“D-1”は常にX線管球のスタートの位置に一致させてあり、“D-2”は90度、“D-3”は180度の位置に対応するように置かれている。“D-6”と“D-8”の位置で測定を行う時は、ファントムを90度回転させて“D-5”と“D-7”の孔を用いるようにした。

一方 TLD での測定は極光の 1,300型リーダーと MSO-S ( $Mg_2SiO_4$ ) 素子の L 型 ( $2mm\phi \times 10mm$ ) 合計40ケを用いて行った。この TLD の校正定数は、50ケの素子と前記の Tomorad 線量計とを線源からの距離100cm の位置で並べておき、120KV 実効エネルギー70KeV のX線下で同時曝射を行い補正をして求めた。その実験における素子間のバラツキは±8%であった。次に TLD での測定実験に用いたファントムは外径20cm、厚さ5mm のアクリル樹脂製の容器に水を満たしたもの(以下20cm 水ファントムと呼ぶ)である。この容器の表面で4等分となる各位置に、前記の素子の各10ケをX線ビームの運動方向と平行になるように密集させて貼った (Fig. 2)。

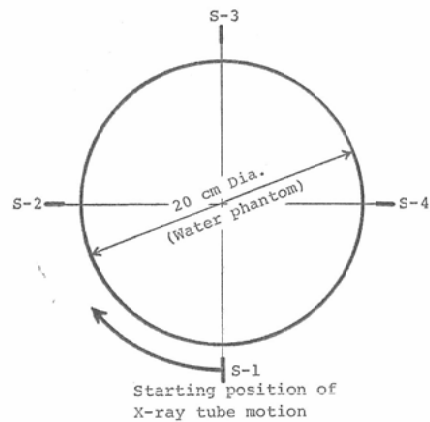


Fig. 2 Schema of the phantom used for dose measurements summarized in Table 3.

スライス厚みの測定は Brooks ら<sup>10)</sup>の方法で行った。即ち、まず20cm 水ファントムの水中で厚さ0.5mm のアルミニウム板を、容器の中央を45度傾斜した状態で横断するようにして貼った。次いでこのファントムを撮影野の中央に置き、アルミニウム板が水平の時と垂直の時のそれぞれについてスキャンし (Fig. 3), 撮影野の中央と、そこから6.5cm 離れた上下左右の各位置についてスライス厚を求めた。その方法はいわゆる FWHM (Full Width at Half Maximum) の幅を求めるのであるが、この際のピーク値は  $\left(\frac{\text{公称のスライス厚}}{\text{絵素の大きさ}} - 2\right)$  の式で算出される絵素数を対象として、その CT 値の平均を用いた。

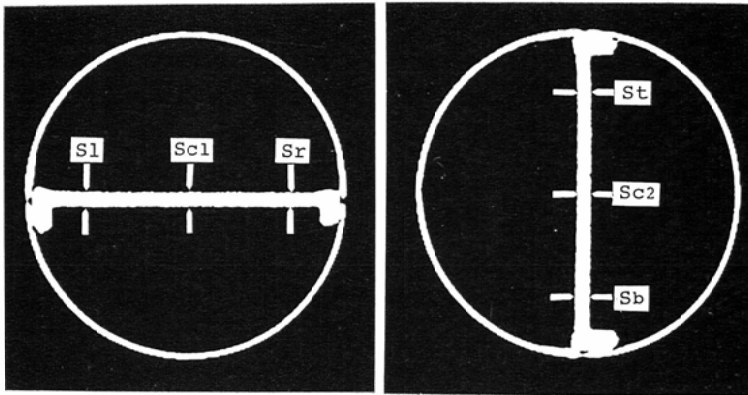
### 3. 結果

#### 3-1. Tomorad 線量計による測定結果

Table 2 は Fig. 1 に示したファントムの各位置に対して、対象の CT 装置が示した測定結果で、1スライス当りの“Exposure-Lengh Product” (rad·cm の単位に換算してある) が示されている。一番右の欄はそれらの平均値である。

#### 3-2. TLD による測定結果

Table 3 はファントムの表面4カ所 (Fig. 2 参照) について得られた測定結果である、X線管球との位置関係が Table 2 の場合と一致するように設定してあるので、Tomorad による測定値と



$$S_c = \frac{S_{c1} + S_{c2}}{2}$$

Fig. 3 An example of CT image of slice geometry phantom.

Table 2 Dose-Length Product [rad (10<sup>-2</sup>Gy)·cm/slice] for head study. This data represent the average absorbed doses per one slice along the chamber axis of 10 cm.

Position at the phantom*	D-1	D-2	D-3	D-4	D-5	D-6	D-7	D-8	D-9	Mean
Scanner "A"	4.70	7.29	4.47	1.83	3.76	4.94	3.76	2.49	3.38	4.07
"B"	4.26	6.06	3.76	1.63	3.62	4.59	3.24	1.63	3.22	3.56
"C"	2.26	2.82	1.69	0.66	1.79	1.97	1.41	0.94	1.41	1.66
"D"	1.23	1.08	1.20	1.05	1.09	0.92	1.04	0.86	0.85	1.04
"E"	0.99	1.81	1.03	0.42	0.75	1.11	0.81	0.55	0.75	0.91
"F"	13.21	17.53	11.99	5.36	11.47	14.34	10.95	7.61	10.43	11.43
"G"	2.27	3.29	2.27	0.86	1.76	2.32	1.76	1.14	1.62	1.92
"H"	2.63	2.59	2.87	2.68	2.73	2.82	2.82	2.77	2.73	2.74

\* See Fig. 1.

Table 3 Surface dose in rad (10<sup>-2</sup>Gy) for head study using 20cm water phantom plus thermoluminescence dosimeter (single scan).

Position at the phantom*	S-1	S-2	S-3	S-4	Mean
Scanner "A"	2.2	3.7	2.2	0.7	2.2
"B"	2.6	4.3	2.7	0.4	2.5
"C"	1.1	1.6	0.8	0.2	0.9
"D"	not measured				
"E"	0.7	1.7	1.0	0.3	0.9
"F"	5.9	8.4	5.9	1.4	5.4
"G"	1.4	2.0	1.2	0.6	1.3
"H"	1.8	1.7	1.3	1.3	1.5

\* See Fig. 2.

Table 4. Nominal slice thickness (FWHM\*) in millimeters at five locations

Position at the Phantom**	Sc	St	Sr	Sb	Sl	Mean
Scanner "A"	9.6 mm	9.9 mm	9.7 mm	10.1 mm	10.8 mm	10.0 mm
"B"	9.4	10.2	9.2	10.2	9.5	9.7
"C"	7.5	7.9	7.7	6.6	6.3	7.2
"D"	not measured					
"E"	7.0	6.9	7.0	6.0	6.0	6.6
"F"	13.3	13.0	13.3	14.0	14.8	13.7
"G"	8.5	9.1	8.6	8.7	9.0	8.8
"H"	not measured					

\* FWHM is an abbreviation for full width at half maximum.

\*\* See Fig. 3.

の対比が容易である。このデータは1カ所に置いた10素子の測定値のうち、上位3データの平均値を採用しているの、そのスライス内における最大皮膚線量を表しているといえる。

### 3-3. スライス厚み

ファントム内の各位置における (Fig. 3 参照) スライス厚みは Table 4 の通りであった。右欄はその平均値である。この値の再現性は幾らか悪いので、絵素サイズ程度の誤差は考慮しなければならないと思う。

### 3-4. 平均被曝線量の算定

今回利用した Capintec 社の Tomorad 線量計は 10cm という細長い電離箱形式の線量計であるため、X線ビームの直接線と散乱線の全体を含めて計測している。開発者の Suzuki によれば、Table 2 に示した各位置の被曝データは1スライスを得るための "Exposure-Length Product" と呼ばれ、単位は R・cm/Slice で得られる。Suzuki はこの絶対値から、次の如き意義をもった3つの平均被曝線量が算定されると述べている<sup>6)</sup>。即ち

⑧ Characteristic Exposure...スキャナを 1cm ごとのテーブル送りで (1回スキャンで2スライス得られる装置では 2cm ごとの送りで)、充分な数の連続スキャンを行った時の平均被曝線量で、絶対値は "Exposure-Length Product" に等しい、

⑨ Estimated Patient Exposure...スキャナのテーブル送りを  $\Delta S$  として連続スキャンを行った時の平均被曝線量で、"Exposure-Lenght Product"

を  $\Delta S$  で割った値に (1回スキャンで2スライス得られるスキャナでは  $\frac{\Delta S}{2}$  で割った値に) 等しい。

⑩ Exposure for a complete slicing...スライス間の間隙のない、つまりテーブル送りを、スライス厚に等しくして連続スキャンを行った時の平均被曝線量で、"Exposure-Length Product" をスライス厚み  $\Delta t$  で割った値に等しい、の3項目である。

Table 5 Characteristic absorbed dose and dose for a complete slicing [rad(=10<sup>-2</sup>Gy)].

Scanner	Characteristic absorbed dose (mean)	Absorbed dose for a complete slicing (mean)
"A"	4.07	4.07
"B"	3.56	3.67
"C"	1.66	2.31
"D"	1.04	—
"E"	0.91	1.38
"F"	11.43	8.34
"G"	1.92	2.18
"H"	2.74	—

Table 5 は以上の "Characteristic Exposure", "Exposure for a complete slicing" を Table 2 と Table 4 のデータを用いて算出し、吸収線量の単位 rad (10<sup>-2</sup>Gy) に換算したものである。

## 4. 考 案

我々が今回 CT の被曝測定のために採用した Capintec 社の Tomorad 線量計は、TLD におけ

Table 6 Summary of performance parameters for eight scanners

Scanners	CT system (generation)	Application	Pixel size W (mm)	Dose-Length Product [rad (10 <sup>-3</sup> Gy)·cm/slice] mean	Noise $\sigma$ (%)	High contrast resolving power (mm)	$\sigma^2 \cdot W^3 \cdot (DLP)^*$
“A”	1	Head	1.1	4.07	0.77	1.5	3.21
“B”	2	Head	1.5	3.56	0.33	1.75—2.0	1.31
“C”	2	Head	1.0	1.66	0.81	1.5	1.09
“D”	3	Head	1.0	1.04	0.28	1.75	0.08
“E”	1	Whole body	1.5	0.91	0.85	2.0	2.22
“F”	2	Whole body	0.75	11.43	0.29	1.25	0.41
“G”	2	Whole body	1.0	1.92	0.71	1.5—1.75	0.97
“H”	3	Whole body	1.1	2.74	0.19	1.75	0.13

\* DLP is an abbreviation for dose-length product.

る種々の問題点をほぼ克服している点で注目される。即ち本線量計は Ionization Chamber 形式であるため、CT で利用される程度のX線に対しては、エネルギー依存性が少ない。プローブの軸がCT スキャンの方向に対して直角であるため、方向依存性も少ない。軸方向では、直接線と散乱線の全体を含めて測定するため、スライス内での線量分布の影響をうけない。又チャンバー部は3mlという比較的充分な容量がとってあるため、測定精度はかなり高い。さらには3—4項で示した如く、この Tomorad 線量計による測定データは具体的であり、臨床上有用な意義をもっている。しかし本データのみでは、種々の条件で連続スキャンを行った時の平均被曝量が分かるにすぎないので、目的によってはスライス内での線量分布の状態を求める実験を、別に企画しなければならない。

我々は今回、ファントムの表面4カ所について TLD で測定したが、1カ所10本の素子ではX線ビームを被いきれず、線量の分布状態を把握するには至らなかった。しかしビーム内での最大表面線量の計測については、一応の測定値が得られたので記載した (Table 3)。

次に Tomorad 線量計で得られた各スキャンの被曝データを、既に報告したノイズや空間分解能のデータと総合して考察してみる。第1報<sup>11)</sup>でも述べたことであるが、Brooks ら<sup>12)</sup>によれば、ノイズと絵素サイズ、スライス厚み及び被曝線量との間には、次の如き関係が成立するという。

$$\sigma \propto \left[ \frac{B}{W^3 h D_0} \right]^{\frac{1}{2}}$$

$\sigma$  : ノイズ

B : 被写体に関する定数

W : 絵素サイズ

h : スライス厚み

D<sub>0</sub> : 最大入射X線量

この式は  $\sigma^2 \cdot W^3 \cdot (hD_0) = K$  (一定値) と変換しうる。ここで今回の実験において、Tomorad 線量計で測定された “Exposure-Length Product” は、(hD<sub>0</sub>) に相関すると考えることができる。各スキャナでの撮影に用いたファントムは同一であるから、この  $\sigma^2 \cdot W^3 \cdot (hD_0)$  の値は、スキャナのX線光子利用上における効率の逆数に相関すると考えられる。それでこの間の関係を Table 6 に整理して示した。この Table 6 によれば、第1世代であるスキャナ “A” と “E” は、X線光子の利用効率が最も悪いということになる。反対に第3世代のスキャナ “D” と “H” は最高ということになる。しかしこの “D” と “H” の高コントラストの解像力は、Table 6 によれば、絵素サイズの割にはむしろ劣ったデータとなっている。頭部 CT 像の解像力を比較しても、第1世代スキャナと第3世代スキャナの間に明らかな差はみとめられず、共に被曝量に見合った画質であるように思う。即ち第3世代スキャナにおける  $\sigma^2 \cdot W^3 \cdot (hD_0)$  値の低下は、画像合成の過程で第3世代特有のスムージング等の処理が行なわれていることが一因であると考えられる。このように現状では、画質の最も重要な性能因子とされて

きたノイズ値(標準偏差値)を、スキャナの評価の対象として用いることに問題があることは明らかで、この点筆者は、もっと実地臨床に即したデータを用いるのがよいと考える。例えば0.5%, 1.0%, 2.0%等の三段階の低コントラスト状態における空間解像力テストを実施して、その総合評価値を用いた方がよいと思う(実際にはこのようなファントムの入手は困難であるので、標準化のための委員会等が、一般への供給体制を確立しなければならないが)。

以上のように Table 6 に示した各社スキャナの性能因子を、定量的に解析することは不可能であるが、一般にいわれている如く、被曝と画質が大略逆相関の関係にある<sup>13)</sup>ことは確認されたように思う。例えば、スキャナ“F”の被曝は連続スキャンを行った時、平均11.43rad (114.3m Gy)と最大であるが、高コントラストの解像力や MTF 値も最高であった。又主観的ではあるが、臨床写真における脳の白質と灰白質の識別能も最高であった。逆にスキャナ“D”や“E”は、“F”の10分の1以下の被曝であるが、その解像力等のデータや臨床像での画質は不十分な内容であった。他の大半のスキャナは1~4rad (10~40m Gy)の平均被曝となっており、CT像の画質はそれに見合っていたといえる。

もとより被曝は少く抑えられるべきである。しかしCTの画質が、撮影の目的にかなうものでなければならない。つまり被曝と画質の関係を、装置の利用目的に従って、製造技術をも考慮して設定する必要がある。しかし現状のスキャナでは既にみた如く、この点の考え方が千差万別となっている。このような状況にあって、CTの被曝を国民被曝の視点に立って制限しなければならないことも当然である。従って、制度上からの指導や基準の提示、さらには規制が必要な時期にきているといえる。

本研究の被曝データの整理に当たって御指導御協力をして下さった当教室の高井博士に深謝します。又本研究に御協力下さった施設は、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、聖隷浜松病

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。便宜をはかって下さった施設の責任者の方々、並びに実験に直接協力して下さった方々に心から感謝の意を表します。

なお本研究は文部省一般研究“D”，厚生省CT研究班(田坂班および有水班)から助成をうけました。また本研究の要旨は日本医学放射線学会第36回物理部会と第2回の物理技術的諸問題シンポジウムにおいて発表しました。

## 文 献

- 1) Perry, B.J. and Bridges, C.: Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 3. Radiation dose considerations. *Brit. J. Radiol.* 46: 1048—1051, 1973
- 2) 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—。臨放21: 1073—1076, 1976
- 3) Shrivastava, P.N., Lynn, S.L. and Ting, J.Y.: Exposure to patient and personnel in computed axial tomography. *Radiology* 125: 411—415, 1977
- 4) Brasch, R.C., Boyd, D.P. and Gooding, C.A.: Computed tomographic scanning in children: Comparison of radiation dose and resolving power of commercial CT scanners. *Amer. J. Roentgenol.* 131: 95—101, 1978
- 5) McCullough, E.C. and Payne, J.T.: Patient dosage in computed tomography. *Radiology* 129: 457—463, 1978
- 6) Suzuki, A. and Suzuki, M.N.: Use of a pencil-shaped ionization chamber for measurement of exposure resulting from a computed tomography scan. *Medical Physics* 5: 536—539, 1978
- 7) 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, 高コントラストの解像力(8機種について)—。日本医放会誌39: 283—289, 1979
- 8) 真野 勇, 金子昌生, 竹中栄一: 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)—。日本医放会誌39: 290—296, 1979
- 9) 真野 勇, 金子昌生, 竹中栄一: Computed Tomography 装置の基礎的研究(第7報) —高X線減弱物質と撮影野内での偏心の影響(8機種について)—。日本医放会誌39: 297—303, 1979
- 10) Brooks, R.A. and Di Chiro, G.: Slice geometry in computer assisted tomography. *J. Comp. Assist. Tomo.* 1: 191—199, 1977
- 11) 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—. 日本医放会誌37: 890—896, 1977
- 12) Brooks, R.A. and Di Chiro, G.: Statistical limitations in X-ray reconstructive tomography. *Medical Physics* 3: 237—240, 1976
- 13) 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
-