The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	全身用コンピュータートモグラフィー(デルタスキャナー)を用いた生体実測に関する基礎的研究
Author(s)	伊藤, 正敏; 山浦, 玄嗣; 佐藤, 多智雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1979, 39(2), p. 152-160
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/15291
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

全身用コンピュータートモグラフィー(デルタスキャナー)を用いた生体実測に関する基礎的研究

東北大学抗酸菌病研究所放射線医学部門
伊藤　正敏　山浦　玄嗣　佐藤多智雄　遠藤　敏
山田　健嗣　奥山　信一　松沢　大樹

(昭和53年6月29日受付)
(昭和53年9月19日最終原稿受付)

Experimental Studies on the Calibration of Actual Organ Size by Computed Tomography

Masatoshi Itoh, Harutsugu Yamaura, Tachio Sato, Satoshi Endo, Kenji Yamada, Shinichi Okuyama and Taiju Matsuzawa
Department of Radiology and Nuclear Medicine, The Research Institute for the Tuberculosis and Cancer, Tohoku University, Sendai, 980, Japan

Research Code No.: *203*
Key Words: *Computed tomography, Performance evaluation, Partial volume effect, Edge response*

Examinations were carried out on the stability of the computed tomographic (CT, Delta) numbers and on the method of volume calibration. The diurnal and daily changes and spatial independency of the Delta numbers were slight even though some visible artefacts were existing. At the interface of the two materials of different x-ray attenuation coefficient, Delta numbers change gradually from that of one material to that of the other. This makes it inaccurate to calibrate the actual size of materials by CT images. This phenomenon is chiefly due to the partial volume effect and the edge response. Although even in this instance, the true boundaries of materials can be identified with the median Delta number of the two substances.

1. 緒　言

コンピューター断層(CT)は，人体のほぼあらゆる部位の臓器を明瞭に描出することができる．これを利用すると，臓器や腫瘤の形状と大きさを三次元的に把握できるばかりでなく，その内部の電子密度の違いをX線減弱係数の差として把えることができる[1]．

しかし，CT 像は，あくまでもコンピューターによつて再構成されたものであるから，装置の特性や偽像の混入により，像の大きさやX線減弱係数が，実際とは違つている可能性がある[2)3)4)]．CT のもつ臨床上の価値を一層高めるためには，このことに関する基礎的研究が必要である．

著者らは，CT 装置，デルタスキャナーを使用して，像の大きさ，形状，X線減弱係数に関するファントム実験を行ない，CT を用いた生体実測

方法に関する基礎的検討を行なつたので報告する.

2. 装置及び使用ファントム

Ohio Nuclear 社製のデルタ50FS 型全身用コンピューター断層装置を使用した. 管電圧は140 KVP, 管電流は30mA を使用した. 断層幅は8mm と13mm を選択できる. 今回の実験では8mm を使用した. 画素数は256×256である. 従つて頭部用の直径25cm のスキャンサークルを使用すると, 画素サイズは1.0mm×1.0mm×8.0mm となる. この装置における CT 値は, 水のX線減弱係数を基準として, これよりも何‰の増減があるかを表現している. 従つて空気は−1,000, 骨は約+1,000となる.

実験には2種のファントムが使用された. ファントムAは内径14.0cm, 外径15.2cm の頭部用円筒形ファントムで, 本装置に附属しているものである. この円筒は, 外側がブレキシグラス, 内側がテフロンの密着した2層からなつていて, それぞれの層の厚さは6mm である. 円筒の内部には, 直径25mm の5種類のプラスチック円柱(ポリスチレン, ポリエチレン, ナイロン, レキサン, プレキシグラス)が配置されている. ファントムBは, 内径20cm のポリスチレン製の円筒である. その肉厚は断層面に相当する部位(幅4cm)で1mm, その他の部位では4mm である. その内部に, 厚さ2mm のポリスチレン板を水平に固定し, その上に被検物体を配置した. ポリスチレン板の中央部分は3×12cm の長方形に打抜かれている. 被検物体はこの穴の上に橋かけるように配置される. 従つて断層像上では, 被検物体とポリスチレン板が接することはない.

3. 実験方法

実験1. CT 値の安定性に関する実験

1—1. 経時的安定性

ファントムAの一定部位を経時的に走査して, ファントム中央の水と5個のプラスチック円柱について, それぞれの52画素の平均 CT 値とその標準偏差を求めた.

1—2. 空間的安定性

ファントムBを走査し, ファントムの中心を通る水平線, 垂直線上の CT 値をプロットして, ファントム内の位置による CT 値の変動を調べた.

1—3. 偽像出現時の CT 値の変動

同一径の2本の針金(鉄に亜鉛メッキを施したもの)を2cm 間隔で並列し, ファントムB内に固定した. 使用した針金の直径は0.8, 1.4, 2.0 mm である. 水の CT 値は, ファントムの中心を通る垂線上で, 2cm 間隔に計測した.

4%硫酸バリウム溶液を2個のスチロール製円筒形容器(内径19mm, 肉厚1mm)に入れ容器の中心間距離が4cm となるよう配置した. バリウム溶液を作製直後から20分毎に60分迄 CT を撮影し, 円筒内に沈澱したバリウムにより生じる偽像がファントム内の水の CT 値に及ぼす影響を調べた. 水の CT 値は, ファントムの中心を通る垂線に沿い測定した.

実験2. 物体の境界を決定する実験

ファントムAを断層面に垂直な位置で走査し, 次にこれより20°傾けて走査した. 各プラスチック円柱と水との境界付近に於て, CT 値を1mm 毎にプロットした. 次に, ファントムB内の水を排出し, その内部に厚さ6mm の塩化ビニール板を2枚, 12mm 間隔で上下に平行に配置した. これらの板に垂直方向の断層を行ない, CT 値をプロットした.

4. 実験結果

実験1.

1—1. CT 値の日内変動と月別変動をそれぞれ Fig. 1と Fig. 2に示す. CT 値の再現性は良い. ファントムA内の5種のプラスチックの比重と4カ月間の平均 CT 値と標準偏差を Table 1に示す.

1—2. ファントム内の位置による CT 値の変化はほとんどない(Fig. 3).

1—3. 2cm 間隔で並列に配置した針金により星芒状の偽像が発生した(Fig. 4, A). この時中心を通る垂線上に CT 値をプロットしたものが Fig. 4—Bである. ウインドウレベル0, ウインドウ幅200で明らかに偽像を認める場合でも,

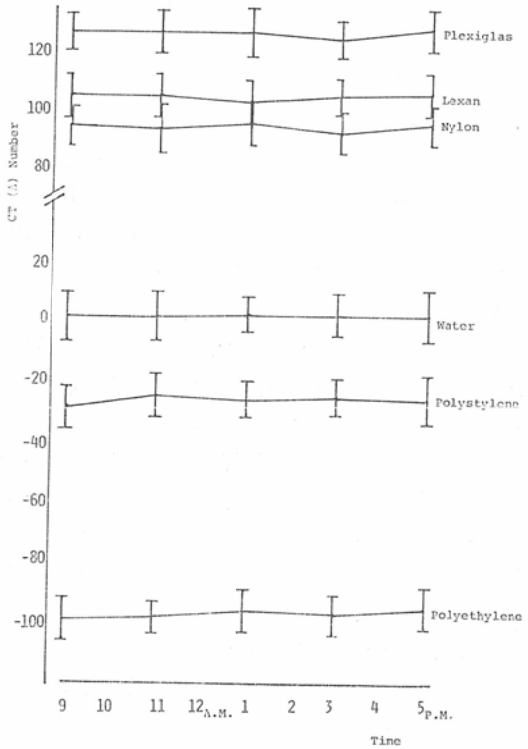

Fig. 1　Diurnal fluctuation in the Delta numbers. The phantom A was scanned every 2 hours. Delta numbers of 5 plastic rods, at the center of the rods, and those of water, at the center of the phantom, were plotted. Data are presented as mean±s.d. of 52 pixels.

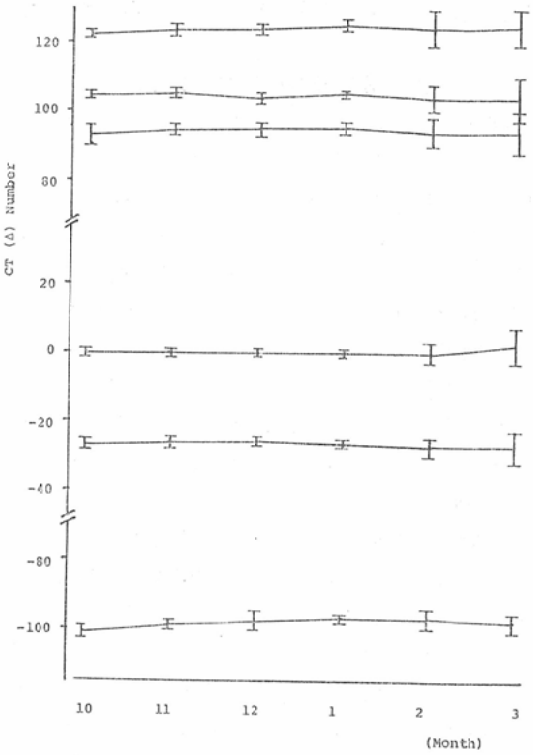

Fig. 2　Monthly change of the Delta numbers. The phantom A was scanned at 9 A.M. everday. Delta numbers of 5 plastic rods and water were examined. Data are presented as mean±s.d. of each month.

52画素の平均 CT 値には，ほとんど変化がない．しかし標準偏差の方は偽像が強くなる程大きくなつた．なお，直径0.8mm 以下の針金による偽像は，ほとんど問題とならない程度であることがこの実験で分つたので，皮膚面上につける CT 用マーカーとして，著者らは臨床に応用している．

4％硫酸バリウム溶液作製後，時間と共にバリウムが沈澱し，その CT 値が上昇した．溶解直後のバリウム溶液の最高 CT 値は1,369であつたが，

Table 1　Mean Delta numbers and the specific gravities of 5 plastic rods and water.

Materials	Chemical Formula	Density[5] (g/cm³)	Delta Number	
			Average*	S.D.
Plexiglas	$C_5H_8O_2$	1.19	124.3	7.4
Lexan	$C_{16}H_{14}O_3$	1.20	104.3	6.8
Nylon	$C_6H_{11}NO$	1.15	94.5	6.5
Polystylene	C_8H_8	1.05	−26.3	6.4
Polyethylene	C_2H_2	0.92	−98.5	6.5
Water	H_2O	1.00	0.2	7.2

*　Average of 4 months. (October, 1977-January, 1978).

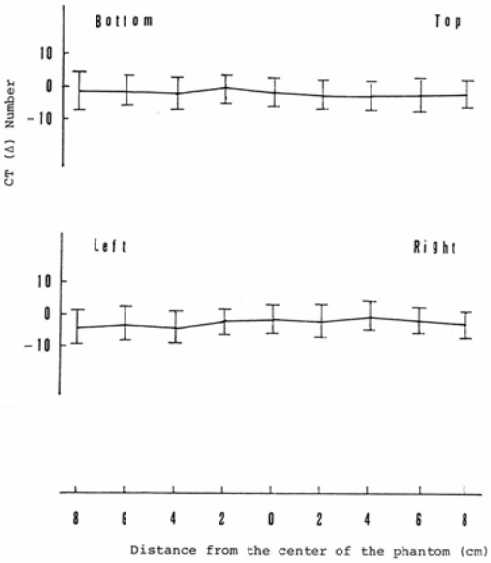

Fig. 3 Spatial independency of the Delta scanner, the phantom B was scanned. Delta numbers of water were plotted horizontally and vertically across the center of the phantom. Data are presented as mean±s.d. of 52 pixels.

20分後に1,690, 40分後に1,965, 60分後2,089となつた. CT 値の上昇に比例して偽像がより明瞭に出現してきた (Fig. 5 A) ファントム中心を通る垂線上の水の CT 値をプロットしたものが Fig. 5—B である. データは52画素の平均 CT 値で表わした. 偽像が増加するにつれ, バリウムを入れた2本のスチロール円筒の間の水の CT 値は低下していつた. ところが, 中心より上下 5cm 以上離れた部位での水の平均 CT 値の変化は±3以内であつて, ほとんど偽像の影響を受けていなかつた. CT 像の一部位に偽像が発生していても, ウィンドウ幅200で見て, 偽像の軽微な部位の平均 CT 値は信頼しうると考えられる. 今回は動きによる偽像は検討しなかつた.

実験2.

2—1. Fig. 6は, ファントムA内の水の一部を空気で置換して走査した CT 像である. 上方の空気中にあるポリスチレン円柱と水との境界の帯状影は表面張力により盛り上がつた水である. 5つのプラスチック円柱の辺縁の CT 値を円柱の

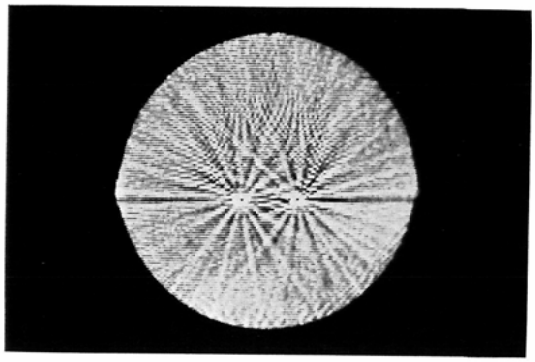

Fig. 4 Effects of artefacts produced by steel wires.
(A) A pair of steel wires of the same diameter (0.8, 1.4, 2.0mm) were set in parallel in the phantom B. The distance between the wires was 2cm. CT image of 2.0mm needles are shown in this picture (Window level at 0, window width at 200).

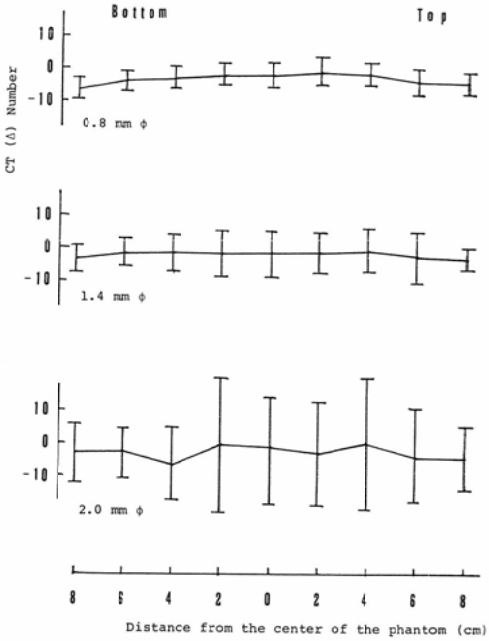

Fig. 4 (B) Delta numbers of water were plotted vertically across the center of the phantom. Data are presented as mean±s.d. of 52 pixels.

中心から上方へ 1mm 毎にプロットした (Fig. 7—A). 次に相対的 CT 値として各円柱の CT 値を100, 水を0 (ポリスチレン円柱では空気を0) とし, Fig. 7—Aを書きなおすと Fig. 7—Bのよ

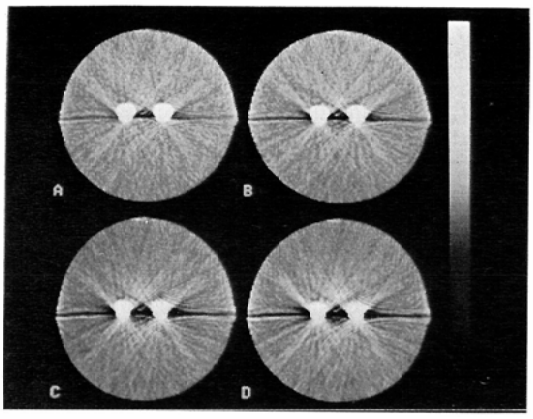

Fig. 5 Effects of artefacts produced by Barium solution.)

(A) Two styrol bottles containing 4 % Barium sulphate solution were set in the phantom B. CT pictures were taken every 20 minutes. The window level was set at 0, and the window width was set at 200.

A. Just after dissolving the Barinm into water.
B. 20 minutes later than A.
C. 40 minutes later than A.
D. 60 minutes later than A.

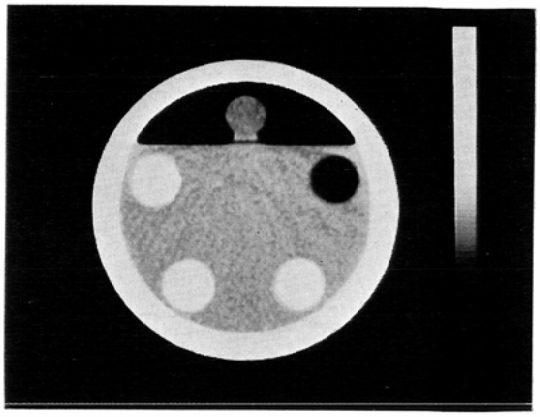

Fig. 6 Effects of the edge response on the CT image. A part of water of the phantom A was replaced with air and CT scan was performed. Note the different diameter of rods, all of which are same sized. The window level was set at 0 and the window width was set at 400.

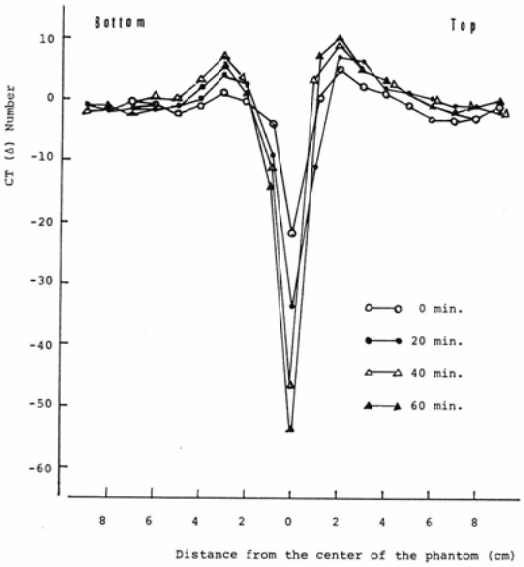

Fig. 5 (B) Mean Delta numbers of water (52 pixels) were plotted vertically across the center of the phantom.

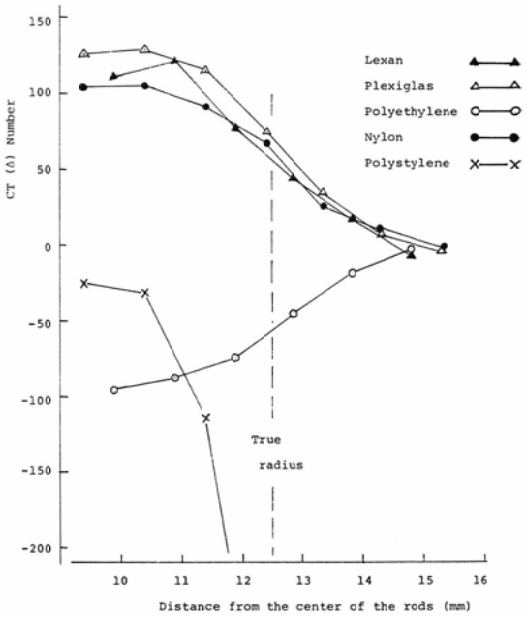

Fig. 7 (A)

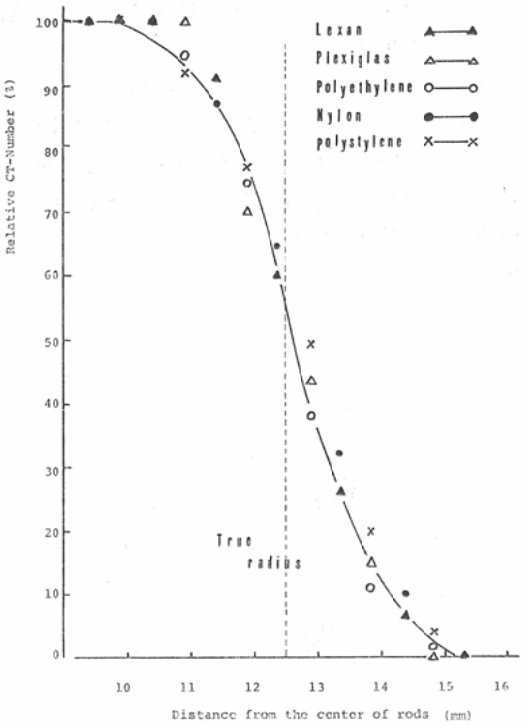

Fig. 7 (B)

Fig. 7 Effects of the edge response on the Delta numbers.

(A) Delta numbers at the border of each plastic rods were plotted every 1mm. The situations of the phantom were the same as fig. 6.

(B) Delta numbers of each pixels were recalculated so as to express the percentage to the Delta numbers of each rods (relative CT number). But in cace of the polystylene rod, the Delta numbers between the rod and air were divided into 100. The true radius of rods, 12.5mm, was expressed by the relative CT number of 50%.

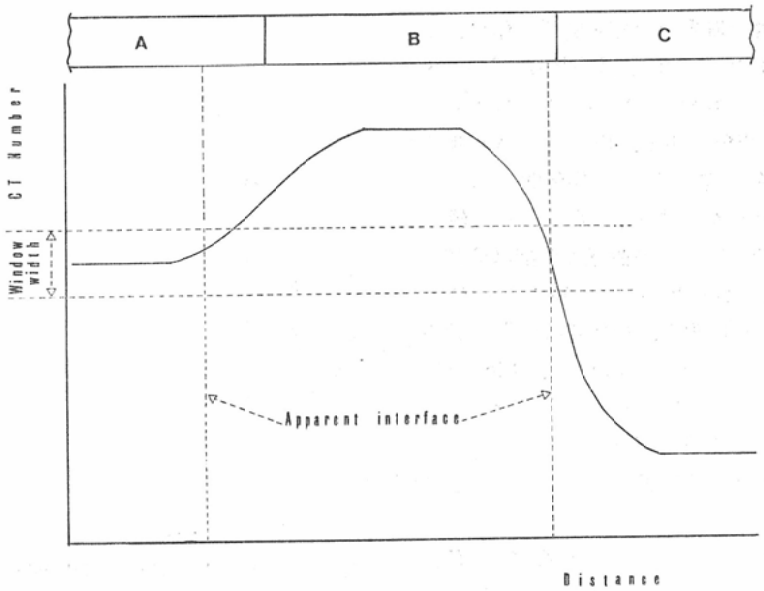

Fig. 8 Inaccuracy of the CT image. Three blocks of different X-ray attenuation coefficient, A, B, and C, stand in a line. Because of the edge response, CT numbers change gradually at the interface of the blocks. The length of the block B can be displayed differently on the CT image with changing the window level or width.

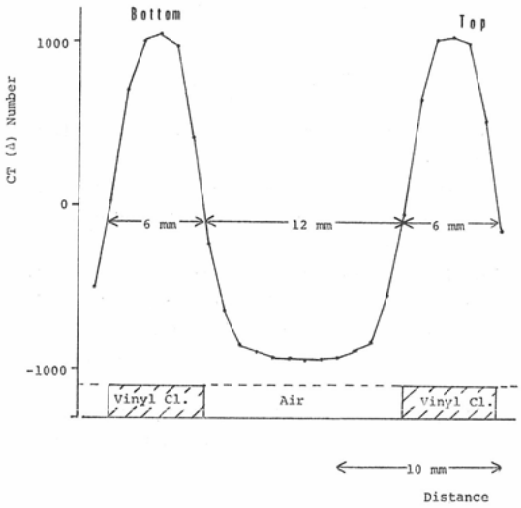

Fig. 9 The distance calibration by CT. Two plates of vinyl chloride, thickness of each plate was 6 mm, were set in the air at a distance of 12mm. A CT scan was done at a right angle to the plates, and Delta numbers were plotted. The true thickness and the true distance of the plates was expressed by the Delta number of -100, near the mid point of the Delta numbers between air and the plastic.

うになつた．円柱の境界での相対的 CT 値は，プラスチックの本来の CT 値とは無関係に同一の S 字状カーブを描いて変動している．これはエッジ特性に[4]起因する現象である．Fig. 7—A に戻るが，互いに CT 値の差が少ない物体間ではこの曲線の勾配はなだらかとなり，互いに CT 値の差が大きい物体間では，この曲線の勾配は急峻となる．このため，あるウィンドウ幅で CT 値を白黒表示すると，CT 像上，物体間の境界の位置がずれて表示されてしまう（Fig. 6，Fig. 8）．円柱の半径は 12.5mm であるので，プラスチック円柱と水（空気）の真の境界はプラスチックと水（空気）の CT 値の中間値が示すことになる（Fig. 7—B）．

次に 6mm の厚さの塩化ビニール板（CT 値，1,000）2 枚を空中に12mm 間隔で水平に配置して走査した．CT 値を上下にプロットすると（Fig. 9），CT 値-100の線が塩化ビニール板の厚み 6mm とその間隙12mm を正確に表示している．これは，塩化ビニールの CT 値と空気の CT 値とのほぼ中間値である．

2—2．ある厚みを持つた断層面（スライス）に，ある物体が斜めに位置すると，その物体を部分的に含む画素が生ずる（部分容積効果，Fig. 10—A）．物体 1，2 が断層面で接して存在すると仮定する．任意の画素の CT 値（δ）は次の式で求められる．

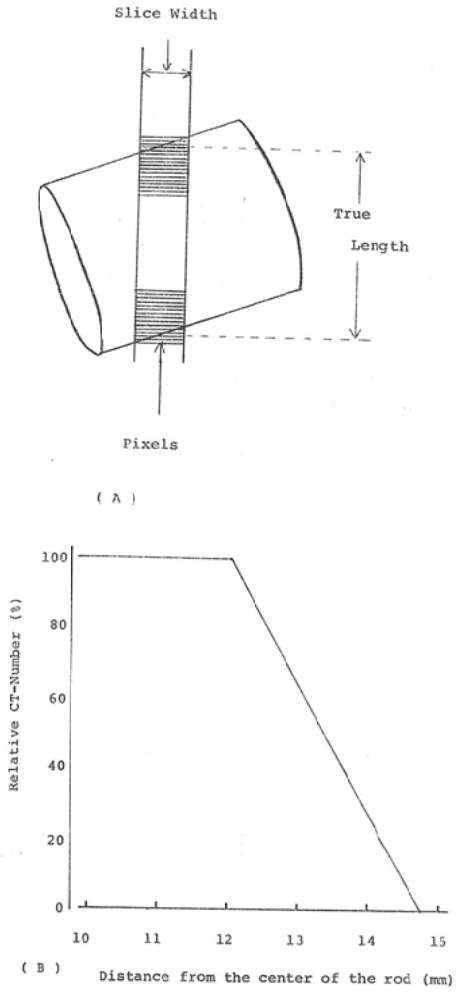

Fig. 10 The partial volume effects.
The phantom A was inclined at some angle, in this case the angle was 20°. If a CT scan was performed with the slice thickness of 8mm, some pixels contain only a part of the rods. (A). This cause the gradual shift of the CT numbers. (B).

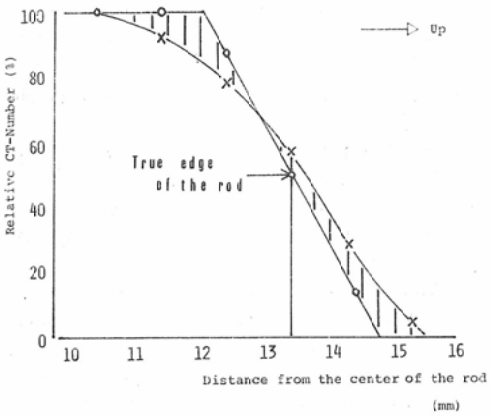

Fig. 11　Combination of the partial volume effects and edge response. Delta numbers of the rod, shown in fig. 10 (A), were plotted every 1 mm (×—×). These are the sum of the partial volume effects (○—○) and the edge response (▥). Note the true edge of the rod was obtained by the relative CT number of about 50%.

$$\delta = \Delta_1 \times P_1 + \Delta_2 \times P_2,\ P_1 + P_2 = 1$$

但し $\Delta_{1,2}$：物体1，2の CT 値，

$P_{1,2}$：画素内で物体1，2の占める割合.

エッジ特性がないと仮定する．ファントムAを20°傾けて走査した場合，上の式により，円柱の境界の CT 値は Fig. 10—B のように変化する．実験の結果は，Fig. 11—×印の曲線を描いた．これは，部分容積効果（Fig. 11—○印）にエッジ特性（Fig. 11縦線部）が加わつた結果である．断層面では円柱は斜めに切られ，長径26.6mm の楕円となる．従つて，円柱の中心から辺縁迄は13.3mm となる．この長さは円柱の CT 値と水の CT 値の中間値により近似される．

5. 考　察

人間の臓器の体積や重量を測定することは，外科的切除標本か病理標本を使用する以外に不可能であつた．CT の有用性の1つは，生きている人間の臓器の大きさと，電子密度から見た内部構造を非観血的に調べうるところにある．CT を利用しての臓器の大きさを計測する方法には2種類ある．1つは CT 画像そのものを用いて計測する方法であり，1つは，一定の範囲の CT 値を持つ画素を臓器の構成要素と見なして，その画素の数を数える方法である[6]．報告されているほとんどの研究は前者の方法でなされている[7)8)9)]．しかし，エッジ特性と部分容積効果に影響されるため，臓器の大きさが CT 像上に正確に再現されているとは言い難い．ウィンドウレベルとウィンドウ幅を変化させると，臓器の大きさも変化してしまうのである（Fig. 6，8）．

CT が放射線治療計画に利用されつつある[10]．その際，CT 像から癌の拡がりを決定するについては，特別な注意が必要である．というのは，CT 画像に見えている癌の大きさが不正確である上，癌の小さな浸潤を CT は描出できないからである．CT 画像上の腫瘤から，照射野の辺縁を何 cm 外側までひろげれば安全かは，今のところ十分に検討されていない．

特定の CT 値を持つ画素を数えて臓器の体積を求める方法は，コンピューターによる自動計測が行なえるという利点を有する．新たなコンピューターは必ずしも必要ではない．装置に附属するヒストグラムのプログラムを使用すれば計測は可能である．著者らは，この方法で脳の大きさを測定し，年齢と共に脳の萎縮が進行することを確認した[11]．

CT 値を利用する臨床研究を開始する前には，使用する装置の特性を調べる必要がある．走査する日時による CT 値の変動はどの程度か，被写体の大きさと被写体内の位置による CT 値の変動はどの程度かを明らかにする必要がある．今回は被写体の大きさが CT 値へ及ぼす影響に関する系統的実験は行なわなかつた．しかし，大きさの異なるファントムAとBを較べた場合，ファントム中央の水の CT 値は直径の大きなファントムBの方が若干低い．これは真野らのデータに一致している[3]．

臓器の体積は各断層面で臓器の占めている面積に断層幅をかけて求められる．ここには問題がある．1つは，呼吸停止を常に同一の呼吸深度で行なうことが困難であること，1つは，各スキャン毎の患者ベッドの移動が指示通りに行なわれていない可能性があることである．後者に関して，我

々の装置は修理を必要としている．前者に関しては，1回の呼吸停止で数スキャン行なえる機構が望ましい．

6. 結　論

デルタスキャナー50FS型を使用しての生体実測に関する基礎的検討を行ない次の2点を見出した．

1．CT値の空間的，時間的安定性は良好であつた．線状偽像発生時に於ても，十分な画素数を使用すれば，その平均CT値は対照の標準偏差内に入つていた．偽像より離れた部位の平均CT値と標準偏差は，偽像の影響をほとんど受けない．

2．CT像は部分容積効果とエッジ特性の影響を受けているので，再構成像を無批判に使用して，臓器の大きさを計測すると誤差が大きくなる．相接する組織のCT値の中間値をその境界として計測すれば，正確な大きさが求められる．

本研究に使用したファントムB作製に御助力頂いた愛知県ガンセンター放射線第2部の皆様，仙台厚生病院放射線科，樋口恵一技師，実験に直接御協力頂いた，医療法人誠仁会佐々木病院放射線科，早坂純技師に深く感謝します．

文　献

1) Alfidi, R.J., Haaga, J.R., Meaney, T.F., MacIntyre, W.J., Gonzalez, L., Tarar, R., Zelch, M.G., Boller, M., Cook, S.A. and Jelden, G.: Computed tomography of the thorax and abdomen: A preliminary report. Radiology 117: 257—264, 1975.

2) 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 illustraions from the EMI, ACTA, and Delta scanners. Radiology 120: 173—188, 1976.

3) 真野　勇，金子昌生：Computed Tomography装置の基礎的研究（第1報）—ファントームの試作とCT像に関する2～3の検討— 日本医放会誌，37：890—896，1977.

4) 遠藤真広，竹中栄一，飯沼　武，舘野之男，須田善雄：CTスキャナーの相互比較（第1報）日本医放会誌，38：33—41，1978.

5) McCullough, E.C., Baker, H.L., Houser, O.W. and 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.

6) Walser, R.L. and Ackerman, L.V.: Determination of volume from computarized tomogram: Finding the volume of fluid-filled brain cavities. Computed tomography 1: 117—130, 1977.

7) Huckman, M.S., Fox, J.H. and Topel, J.: The validity of criteria for the evaluation of cerebral atrophy by computed tomography. Radiology 116: 85—92, 1975.

8) Gyldensted, C. and Kosteljanetz, M.: Measurements of the normal ventircular system with computer tomography of the brain. A preliminary study of 44 dult. Neuroradiology 10: 205—213, 1976.

9) Haaga, J.R., Alfidi, R.J., Zelch, M.G., Meaney, T.F., Boller, M., Gonzalez, L. and Jelden, G.: Computed tomography of the pancreas. Radiology, 120: 589—596, 1976.

10) Rockoff, S.D.: The evolving role of computarized tomography in radiation oncology. Cancer 39: 694—696, 1977.

11) 伊藤正敏，山浦玄嗣，遠藤　敏，窪田和雄，佐藤多智雄，松沢大樹，佐々木雄一郎，早坂純：生きている人間の脳の体積を測る方法—加齢に伴なう脳萎縮の定量．医学のあゆみ：投稿中．