The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	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-(CTの研究第1報)
Author(s)	真野, 勇; 金子, 昌生
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(9), p. 890-896
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19030
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1報）

——ファントームの試作とCT像に関する2～3の検討——

（CT の研究　第1報）

浜松医科大学医学部放射線医学教室
真　野　　勇　　金　子　昌　生

（昭和52年3月3日受付）
（昭和52年4月8日最終原稿受付）

Fundamental Studies of Computed Tomography (1st Report)

—Phantom Construction and Several Performance Evaluation—

(Studies on CT, 1st Report)

Isamu Mano and Masao Kaneko
Department of Radiology, Hamamatsu Univeristy School of Medicine

Research Code No.: *200*
Key Words: *Water phantom, Noise, Computed tomography*

Several phantoms were designed to evaluate and maintain the equipment for computed tomography (CT). The main components are consisted of: (1) Distilled water and acrylates for phantom structure. (2) Copper sulphate solution on various specific gravity to simulate the various human tissues.

In this communication, using uniform water phantoms, several interesting results were obtained with Hitachi CT-H 250, as follows: (1) In due consideration of its small pixel size (1.1 mm) and slice thickness, the noise was found relatively low. (2) In the phantom of the smaller diameter than 11 cm, abnormal shadow of low density appeared evidently around the CT image. (3) When the phantom was placed eccentrically in the field of scanner, abnormal shadow of low density also appeared. The further from the center, this phenomenon was the more manifested. Recently, (2) and (3) were fairly improved by adjusting the electronic dynamic point in the system.

In conclusion, the main problem for CT-H 250 is lacked of accuracy in CT number, although in its process of improvement.

In addition to these results and discussion, proper guide lines for CT scanner tests would be presented.

はじめに

1951年に高橋は，コリメートしたX線のファンビームを，回転中の人体の軸に直角に且つ連続的に照射し，この透過X線を人体に連動して回転しているフィルムで検出し，Back Projection 法によつてその横断面を得ることに成功した[1]．いわゆる Takahashi Tomograph である．この方法はその後改良され，高い評価をうけたが，対比度に欠けていたため，一般的に広く応用されるには到らなかつた．しかし人体内部を三次元的に，明瞭

な像として観察したいという関係者の願望は，ここに Computed Tomography (CT) という画期的な描出法を生み出すこととなつた．この CT は数年前に英国で誕生したが，現在では放射線医学全般に著しい変革を迫る大きな意義をもつに至つている．しかし CT 出現の背景や意義の説明については他書に譲り[2)3)4)]，ここでは我々が CT に関する一連の研究を始めるに至つた理由を述べるに留める．

前述の如く CT は，長期間にわたる多くの研究や技術の結集の上に初めて可能となつたが，この成功以来の臨床分野への展開は，あまりにも一足飛びに行われてきたように見うけられる．そのため現在 CT については，極端な過大評価や，一部では逆に過小評価が行われ，多くの混乱や誤解が錯綜しているようである．このような背景にあつて我々臨床医が，一応完成したといわれている CT を，基礎的に把握しておくことが特に緊要であると考えられた．

ファントームの試作

CT 用ファントームの試作に当り，その目的を明確にしておく必要がある．即ち，(1)CT の評価と限界をはつきりさせること，(2)確認された性能を管理，維持していくための基準となること，(3)将来の本邦の国情に合つた標準ファントーム作成のための基礎となり得ること，(4)CT の問題点を解決するための具体策を示唆することである．ところでCT が，在来のX線撮影法と本質的に異なつている点は，透過X線のもつ情報を NaI 等の超高感度の検出器でとらえ，それをコンピュータ処理により，立体的位置の濃度として再構成していることである．それ故，上記の目的を達成するための CT 用ファントームは，立体的空間解像度と吸収係数分解能を，厳密に評価判定する機能を持つものでなければならない．以下はこのような視点に立つて具体的に検討した結果である．

(1)　Mix-Dp ファントームとするか水ファントームとするか？　……Mix-Dp はX線吸収係数（μ）が，我々の計測では2.3％前後と人体軟部組織のμに近く，固体であり，取り扱いが容易なので，CT 用ファントームの材料として好適に思われた．しかし我々が試作したところでは，緩慢な冷却にもかかわらず亀裂が生じ易く，また凝固が適当な場合でも CT スキャンすると，CT 値に不均等がみとめられ，厳密な分解能の検査には不適当であることがわかつた．それ故，後述のデータはすべて水ファントームによるものとなつた．

(2)　加工用材料……透明のアクリル樹脂のμが人体の実質組織のそれに比較的近く（12％前後），安価で容易に入手でき，工作がし易いので，CT 用の材料に適している．

(3)　X線吸収値の変化物質……アクリル樹脂を加工した内部に，種々のX線吸収値をもつた液体を，そのつど入れかえができるようにした．一般に，実効電圧が70kV 前後の高圧に設定された CT では，液体の比重とそのμが直線的な相関をもつので，ファントーム用の吸収値変化物質としては，比重の絶対値が高精度で，簡便に得られるものが望まれる．この条件を満たす物質として我々は，Phillips らの方法による[5)]硫酸銅法を選んだ．この方法は，高純度の硫酸銅結晶を蒸留水で溶解稀釈し，目的の比重を±0.0004以内の精度で得る方法である．アクリル樹脂中で硫酸銅溶液の成分が変化する可能性も考えられたので[6)]，アクリル管中の硫酸銅水溶液の比重を24時間にわたり追跡したり，またそのアクリル樹脂を濃度計で計測してみた．結果的には24時間で0.0005程度の比重の低下をみとめることがあるが，短時間の使用に限るならば問題ないと思われた．

(4)　ファントームでの検討項目……Table 1.

Table 1.　Performance evaluation and quality assurance tests for CT scanners. (AAPM*)

(1) Noise/Contrast Scale
(2) Spatial Resolution (Density Resolution)
(3) Linearity
(4) Artifacts
(5) Size Independence
(6) Patient Dose
(7) Reproducibility of Performance/Quality Assurance

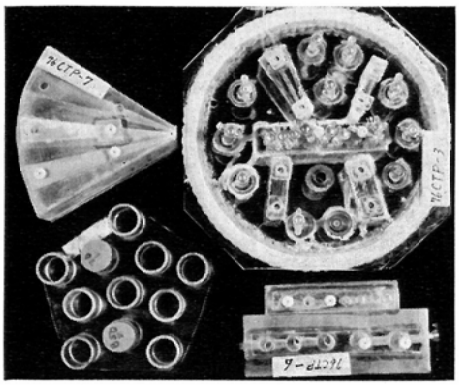


Fig. 1. Several phantoms designed for performance evaluation tests.

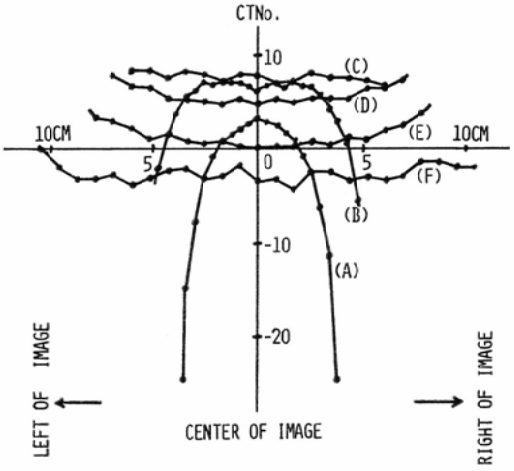
は，最近，米国のAAPM*が勧告したCT用ファントームでの検討項目である[7]．我々もこれを参照してファントームの設計や製作を行い，Fig. 1.のごとく，単一目的のものを数種，多目的のものを1種作成した（これらは全て15cm 直径の水ファントームに沈めた状態で用いる）．

対象としたCTの仕様

今回対象としたCTは，国産初の日立CT-H 250であり，管電圧120kVp，管電流30mAで，フィルターを使い，実効電圧が67kV となるようにしてある．1回のスキャン時間は約4分で，一度にA，Bの2層の断面が得られる．1層の断面厚みは5mmと10mmを選択できるが，今回は10mmのみを対象とした．表示は256×256のマトリックスで行われ，1絵素（Pixel）の大きさは1.1mm×1.1mmである．このCTのContrast Scale，%CSμwは0.20%となるようにしてある．

即ち，人体骨，水，空気のそれぞれのCT値は，およそ＋500，0，－500である．

Symbol	(A)	(B)	(C)	(D)	(E)	(F)
Phantom Diameter (cm)	8·6	11	13	15	18	23
S.D. for CT No. at the Center of the Image	0·44%	0·48%	0·48%	0·60%	0·68%	0·94%



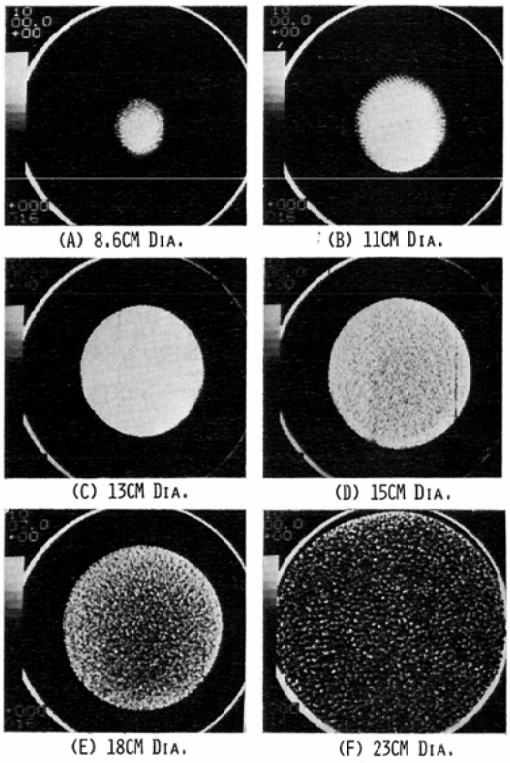


Fig. 2. CT pictures of 6 uniform water phantoms in the size of 8.6, 11, 13, 15, 18 and 23cm in diameter, and mean CT number values (32 Pixels) plotted across the center of each corresponding image.Standard deviation at the center of the images is also shown.

実験結果

1) CT 像とノイズの被写体サイズに対する関係

肉厚が1mmで内径が8.6cm, 11cm, 13cm, 15cm, 18cm, 23cm の6コの AS 又はポリエチレン樹脂容器（CT 値は−50前後）に水を満たし，CT の撮影野の中心におき，CT スキャンしてみた（Fig. 2）．図の左下は，各 CT 像の中心を通る左右方向の線を引き，その線上にある点の平均の CT 値（1点は32絵素の平均値）をプロットしたものである．

ファントームの直径が11cm, 8.6cm と小さくなつてくると，中央部の CT 値は比較的高い値から低値になつてくるが，このとき周辺部は極端な陰性値となつてくる（ファントームの直径が8.6cm のとき，中央部の CT 値は3.4で，最外周では−30以下）．直径が13cm 前後ではこのような現象はまつたくみとめられず，＋8前後のかなり高い値で，均一な分布となる．直径がこれより大となると，CT 値は全体的に低くなるが，ファントームの外周部が若干高値となつた皿形の分布を示すようになる．

CT 値の分布状態を，撮影野全体をほぼ満たす直径23cm の水ファントームの CT 像でみてみると，平均の CT 値は，周辺部を除き，ほぼ−4〜−2の間に分布している．

ところで13cm 以下の水ファントームの実験では，A面の CT 値がB面のそれより有意に低値であり，その差は直径が小さくなると一層顕著となる．

最後にファントームの直径と CT 値の分布即ちノイズとの関係をイメージの中央附近の25絵素の CT 値でみてみると，Fig. 2.の左上のごとく，直径にほぼ比例して増加している．

2) 被写体の相対的位置の違いが CT 像に与える影響

Fig. 3.は内径が15cm と11cm，及び厚さが2mm でアクリル樹脂製の9.6cm の水ファントームを，撮影野内で偏心して置いた場合であるが，撮影野の中心方向で明瞭な低濃度帯が出現している．この現象は，直径が小さい被写体程顕著となつており，低濃度帯の端では極端なマイナスの CT 値となつている．前述のA面とB面における CT 値の差も撮影野の中心側で一層顕著となる．

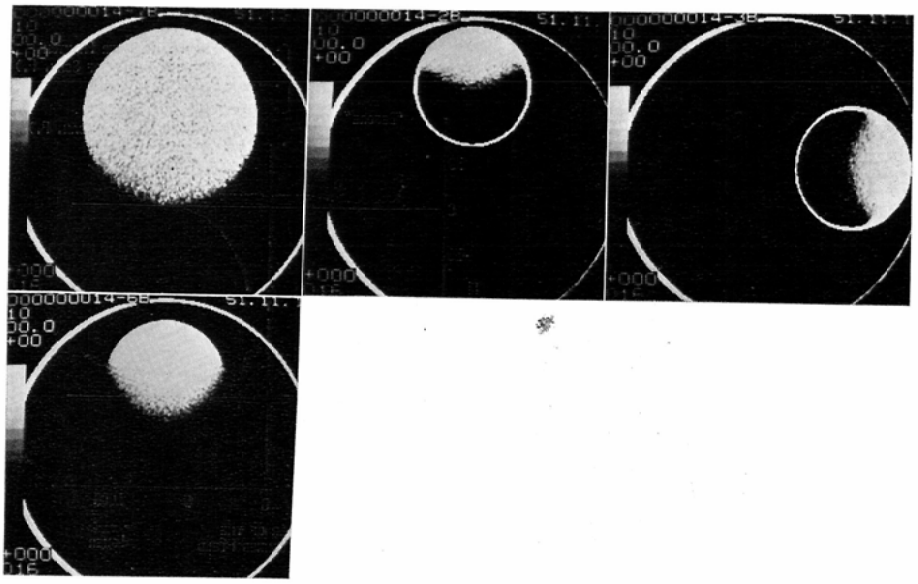


Fig. 3. CT images of uniform water phantoms in the size of 9.6, 11 and 15cm in diameter. They are all placed at the corner of scanning field.

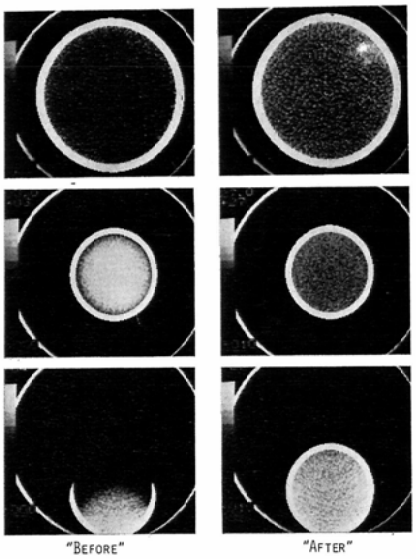
考　案

CT 用ファントームの構成物質としては，人体のμにできるだけ近い安定な物質であり，しかも連続したμを，絶対値面で高精度に得られる物質を選ぶことが重要である．我々もこの点に最も留意したが，結果的には本体を水とし，人体各組織の模擬物質として Phillips らの方法により，種々の比重に調整した硫酸銅水溶液を使うこととした（硫酸銅を使つての実験結果は次報以降に掲載予定）．

ファントーム作成時におけるその他の注意事項については，米国の AAPM* が出した報告等[7)8)]に比較的詳しく記述されているのでここでは省略するが，CT を評価判定するときの手順については，特に慎重を要する．即ち CT 値の Contrast Scale，均一性，ノイズの大きさ，被写体の大きさや置かれた位置と CT 値との関係，さらには被写体の形や組成の違いが CT 値に及ぼす影響，CT 値の経時的安定性等々が，他の実験に先がけて明らかにされる必要がある．これらのデータを把握してから，吸収係数分解能，空間解像度，各種の Artifact 等の検討を行うことが必要となる．

次に今回対象とした CT-H 250 のファントーム実験の結果について考察してみる．まず水ファントームを撮影野の中心におき，直径を種々に変化させたり，撮影野の中心から偏して置く実験では，Fig. 2. の（A），（B）のごとく，外周にリング状の低濃度帯が出現したり，Fig. 3. のごとく三日月形の低濃度帯が出現することがわかつた．この現象は被写体を小さくしたり，偏位して置くことにによつて，撮影野内に一定程度以上の広い空気層が形成されると，比例的に顕著になつてくる．即ち検出器の透過X線量に対する飽和状態と密接な関連をもつた現象のように思われる．McCullough らも同様の現象を ACTA-Scanner について報告している[8)]．

また Fig. 2. において，直径が13cm 以上になると，その中央部が幾分低濃度となるが，これはX線の Beam Hardening に起因する現象であろうか？各水ファントームの中央部における平均の CT 値をとつても，11cm のファントームの7.8から23cm ファントームの−3.6と，大きく変化している．即ちこの実験状態からみるかぎり，本 CT の均一性（Uniformity）並びに絶対値上における信頼性（Accuracy）はかなり低いといわざるを得ない．この点については，現在メーカー側も検



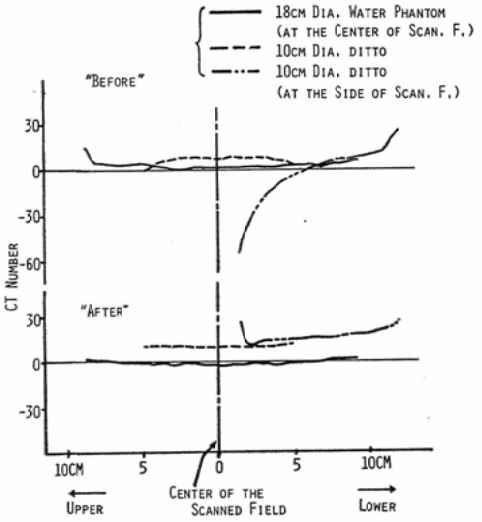


Fig. 4. Effect of adjusting the electronic dynamic point in the system. Pictures and mean CT number values plotted across the center of images.

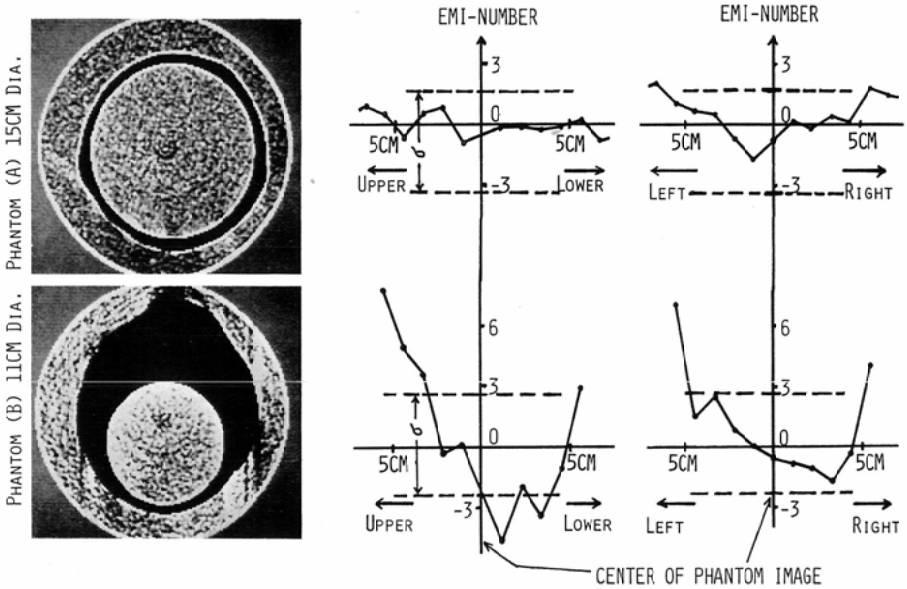


Fig. 5. EMI-CT-1000 pictures and mean CT number values of 16 pixels plotted across the center of each image. On the top, water phantom of 15cm in diameter is placed normally, but on the bottom, phantom of 11cm in diameter is placed at one side of air space which is formed by opening the water bag as wide as possible.

討中であり，Fig. 4. のごとく電子回路の動作点の変更を行つたり，他に小児用アダプターの装着範囲を決めたりして，極端な低濃度帯の出現に対しては，一定の改善に成功しつつある．その他の問題に対しても種々の解決策が試みられている．Fig. 5. は頭部用の EMI・CT-1000で，前記の15cm直径の水ファントームを通常の位置におき，また11cm 直径のものを水バックを充分広げた状態で撮影野に偏して置き，スキャンして得た像である．（右横のグラフは，各 CT 像において，16 Pixel の平均の CT 値を左右及び上下方向にプロットしたものである.）前者では CT 像の Uniformity, Accuracy ともかなり高いことがうかがわれる．後者では CT 値の分布は幾分不安定となるが，我々の対象 CT でみとめられたような極端な低濃度帯は出現していない．しかしこの後者の CT 像は通常の撮影条件で得られたものではない．120kVp の管電圧を 100kVp，33mA の管電流を 28mA，13mm のスライス厚みを 8 mm として，換言すれば，検出器に到達するX線量を極端に減少させて，初めて撮影できたものである．EMI 社が Artifact の出現を避けるため，警告ランプを設けたりして，種々の対策を講じていることが推察された．

次に CT-H 250 のノイズの大きさについて検討してみる．CT のノイズは，水ファントーム中央部における CT 値の標準偏差値で見当をつけ得る[7)8)]．Fig. 2. の左上の表のごとく，本 CT では，15cm 直径の水ファントームのとき0.60%，18 cm 直径では0.68%である．この値は McCullangh らのデータによる[8)]各社 CT のそれに比し，かなり大きいが，ノイズの大きさが

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

B：被写体に関する定数
W：Pixel Size
h：スライス厚み
D_0：最大入射X線量

で示されることを考慮すれば，決して大きな値ではない．例えば CT-H 250 では，前記の EMI・CT-1000に比して Pixel Size が1.1mm/1.5mm と

小さく，スライス厚みも10mm/13mmと薄いため，EMI・CT-1000の1.8倍のノイズ値を示しても，両者の装置としてのノイズは等価の関係にあることとなる（この場合，最大入射X線量については特に検討していないが，古賀[9]やPerry[10]らのデータによれば，両者はほとんど等しいと思われる）．実際，我々がEMI・CT-1000で15cm水ファントームをスキャンして得たノイズ値は，0.48%とMcCulloughらのデータ[8]より幾分高い値であつた．即ち，CT-H 250のノイズは比較的小さい値に留まつているように思われる．

最後に，今回の実験中，A面とB面の間にCT値の差がみとめられ，それが被写体のサイズや撮影野内での位置，スライス厚みの選択等によつて変化することもわかつたが，これはそれぞれの面に対応する検出器の位置や感度，または電子回路系の問題であると思われる．本CTに限らず，厳密なCT値の検討を行うときは，A面かB面に統一して行うことが重要であろう．

おわりに

以上ファントームを試作し，それを使用しての一部の実験結果について述べた．特に，対象となつた国産CTで，被写体の直径の大小と撮影野内での位置が，CT像のUniformityに大きな影響を与えていることがわかり注目された．またCTの基本的な性能である装置系全体からのノイズが，諸外国のCTに比して比較的小さい値に留まつているように思われた[8]．ほかにも2～3の知見が得られたが，今回の内容は，対象となつた限られたCTのみに関する結果である．他社の製品ではその内容が異なるであろうことは当然である．

またCTの精度が固定されたものでないことも注意したい．大切なことは，まず現時点でのCTを客観的に把握すること，次いで問題点を克服していく過程をその都度報告していくことであると思う．そのためにもできるだけ早い機会に，どのような装置にも応用可能なCT用標準ファントームを作成し，その評価判定項目を決め，臨床におけるCTの正しい使用に役立てるべきであると考える．

本研究の対象となつたCT-H 250の使用に関し，ご協力下さつた聖隷浜松病院の関係者の方々に厚く感謝します．特に実験に直接助力して下さつた同病院・放射線科の坂本技師に深謝します．更にEMI-Scannerの使用にご協力下さつた，名大・放射線科の佐々木助教授と田宮技師に合わせて深謝します．

なお本研究の要旨は第62回日本医学放射線学会中部地方会及び第1回東海CTスキャン研究会において発表した．

* AAPM: American Association of Physicists in Medicine.

文　献

1) Takahashi, S.: Study of the technique of the radiographic delineation of the body (Study on rotatography and crossgraphy). Tohoku J. Exp. Med. 54: 269—282, 1951
2) 梅垣洋一郎：コンピュータトモグラフィはどう発展するか．映像情報 8(7)：12—15, 1976.
3) 金子昌生：CTの出現と放射線医学における今後の役割．臨床放射線, 21：1029—1035, 1976.
4) 田坂　晧：コンピュータ断層撮影のX線診断学における位置づけ，映像情報 8（16）：10—13, 1976.
5) Phillips, Van Slyke, Hamilton, Dole, Emerson and Archibald: J. Biol. Chem. 183: 305, 1950
6) New, P.F.J. and Scott, W.R.: Computed Tomography of the Brain and Orbit, pp. 305, 1976
7) Judy, P.F. (Chairman): Phantoms for Performance Evaluation and Quality Assurance of CT Scanners (AAPM Task Force), Personal Communication, 1976.
8) 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. Radiology 120: 173—188, 1976
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) Perry, B.J. and Bridges, C.: Computerized transverse axial scanning (Tomography: Part 3). Radiation dose considerations. Brit. J. Rad. 46: 1048—1051, 1973.