

ACTA スキャナー 0100型の使用経験

第 1 報

CT 装置に対する考察

岡山大学医学部附属病院中央放射線部

青野 要

岡山大学医学部放射線医学教室（主任教授：山本道夫）

橋本啓二・佐藤功・森野靖雄
杉田勝彦・田辺正忠・山本道夫

（昭和53年1月23日受稿）

緒 言

コンピューター断層撮影法は全く新しいX線診断装置であり、X線ビームと数学的平法を用いることによって身体の断面像を得る方法で、正確に云えばコンピュータ一体軸横断断層撮影法である。本装置は1961年 Oldendorf¹⁾が着想して此の診断法の可能性を唱え、更に約10年以上を経て Ambrose²⁾と Hounsfield³⁾により、Computed Tomography が実用的な方法として出現した。CTはcomputed Tomography の略であるが、此れには色々と呼称があり、本院が使用している ACTA スキャナーはAutomatic Computerized Transverse Axial スキャナーであり、その他 CAT(computerized assisted or axial Tomography)、CTT(computerized transverse axial Tomography)等がある。しかし何れも CTと呼称している。従来のX線診断はフィルム上に現われた臓器、組織のX線吸収の相対的な差を読みとることであり、従って読影上必要な情報を更に正確に得る為には次のことが考えられる。

1. 臓器、組織等のX線吸収の差をより細かく読影すること。

2. 吸収差で示された臓器、組織等の空間的位置関係をより細かくみわけること。

以上の2つが必要で此等に関する我々の意図に沿うように、X線機器、Xレイフィルム、増感紙、リスピローム、ブッキー、造影剤等に対する向上への研究、更には此等を総合したものに加えて撮影条件等の経験的、光学的、物理的な配慮が種々なされてきた。しかし乍ら1枚のフィルムに重畳された陰影から適確な情報を見出すことは困難な場合も多く、又限界があることも当然である。此の意味において従来の断層撮影法、造影剤を利用した各種診断法が有用であったことは誰しも否定し得ない。けれどもCTスキャンによれば診断上必要とする部位のみの横断面のX線吸収係数像を表示するため、即ち例えば従来のX線フィルムにおいて胸部診断が肋骨、椎骨、筋肉その他の組織の重複のため困難であった部位が横断面として必要な部位を明らかにしてくれると共に周囲臓器との位置的関係をも明示してくれる様になった。次に簡単に装置の構成と原理⁴⁾について述べる。

装置の構成は大別すると第1に本体(寝台、並進キャリッジ、回転アセンブリ)(Fig 1)、第2に制御部(コンピューターキャビネット、磁気テープキャビネット、X線制御キャビネット、テレタイプ)(Fig 2)第3に附属部(熱高換器、高圧発生器)の3部間からなっている。X線ビーム(18 mm × 3 mmに

図. 1

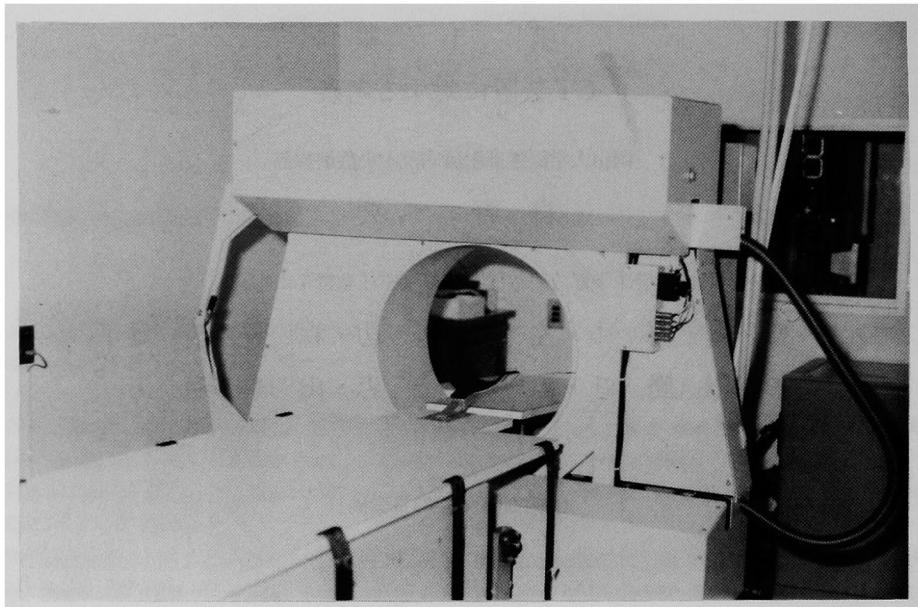


図. 2

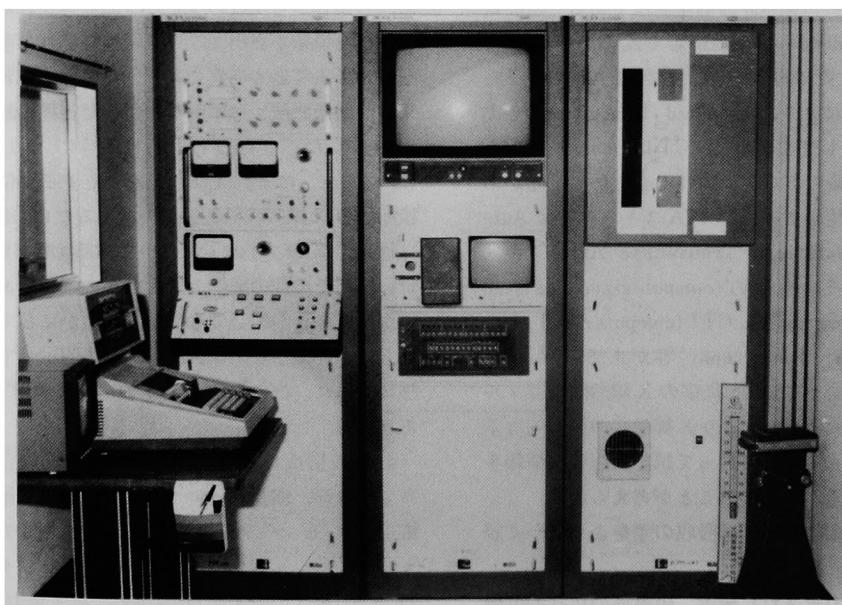


Table 1 The ACTA-scanner

whole body automatic computerized transverse axial tomographic scanner
Dr. Robert S. Ledley
at the National Biomedical Research Foundation an Affiliate of the Georgetown University Medical Center
24cm: Short Scan Matrix: 160×160
48cm: Long Scan Matrix: 320×200 & 160×160
1° Rotation 4 ½ or 5 ½ minutes
2° Rotation 2 ¼ minutes
Choosing Desplay Window; Mean, Width
Two Simultaneous Windows
Color Coded Key System
Magnification Capability
Grid Feature superimposed of the picture
Values of Coefficient Number; air: 0, water: 200, bone: 500
Picture Point: 1.5×1.5 mm, 7.5 mm thick
Television Monitor: 19 inch color, 12 inch×2 black & white
Data Storage & Retrieval

コリメートされている。固定陽極管、集点 2×16 mm、定格 130 kvp, 30 mA 連続)が被検部位の横断面をスライスする。一並進運動すると回転機構が 1° 又は 2° 回転を行い、その折返しもスキャンを行い、以後これを 180° 繰返し断層上の 180 個の違った角度からの透過 X 線量を X 線管に対向して取付けられている検出器にうけてその光量を光電子倍増管で增幅し電気信号に変えてアナログデーターとする。更に A/D コンバーターでデジタル量に変換しコンピューターで計算し磁気テープに記憶させる。コンピューターは各スライス毎に多くの減弱係数のマトリックスを作りその中に含まれている情報を D/A コンバーターによりビデオシグナルに変換しモニター画像として表示されるものである。以上簡単に装置の構成と原理について述べたがその仕様³⁾については下記の如くである (Table 1)

考 察

1. CT スキャンによる断層像はモニター観察又はモニター撮影であり、走査線によるみにくさがあることは当然である。又観察対象の周囲物質による影響が大きく、特に吸収が全くない所とか、吸収の非常に大きいものがあると Artifact が加わり障害像をつくる。通常 CT スキャンでは $1.5 \text{ mm} \times 1.5 \text{ mm}$ の物体の識別が可能といわれているが、性状並に周囲物質とのかねあいから一概に此れを認めることは出来ない。ACTA 0100型は whole body(全身)用の

コンピューター断層装置であるが、固定が確実に出来ない部位とか、人体の所謂 body motion、呼吸性移動、心搏動、腸の蠕動等による影響があつて必ずしも診断的に万能だとは云い切れない。従って今迄の診断法、検査法をも時に併用しなければならないこともあるのは当然であろう。扱本院の装置は先に述べた如く whole body 用であるが頭部と軸幹部ではそのスキャン法が違つてくる。即ち 24 cm 以下の場合(例えば頭部)は 2 層でショートスキャンを行い 24 cm~48 cm の場合(例えば肺、腹部臓器)は 2 層でロングスキャンを行う。此の場合画像はショートスキャンに比して $1/2$ の大きさになる。ロングスキャンの場合は 160×160 のマトリックスしか使えないでどうしても軸幹部などのロングスキャンは解像度が悪い様であり、此の点更に空間分解能の向上をめざさなければならない。ビッグスキャンはロングスキャンに属するものであるが画像は 1 つで、画像の大きさはショートスキャンと同比率である。我々は軸幹部の場合殆んどビッグスキャンの方式を使用している。ズームスキャンも又ビッグスキャンと同じ方式であるがこれは直径 48 cm の中で 9 等分した中の任意の $1/9$ の部を中心として 1 辺 24 cm の像を 2 枚同時に表示するもので画像の大きさはビッグスキャンと同比率である。関心領域をくわしく見たい場合に有用である。マトリックスを増加させることによってよりよき画像が得られることは当然であるが、それにも限度があろう。しかし少くともマ

トリックスが 320×200 位のものが使用出来れば診断上効果的である。平装置はショートスキャンで 1° 回転の場合の所用時間は約4.5分、 2° の場合2.3分であり、ロングスキャンでは 1° の場合約5.5分、 2° 回転で約2.8分である。 2° 回転スキャンは被曝量軽減及び検査時間短縮のためには有用であるが当然解像度が悪くなるのでその使用に制限があるのも止むを得ない。

2. ACTAスキャナーは走査される対象に対して2048の異ったdensity levelを識別する能力をもつている。しかし実際に臨床的見地からみると、我々に診断上必要な情報を与えてくれる様なdensity levelというものは本当は限られている筈である。

一方 Video display は display level と呼ばれる O から F までの僅か 16 種類の異ったカラーを表示するだけである。ACTA プログラムでは各々の display level は必要な density level の或る部分を、云いかえれば臨床的に役立つ level のものを表示する様にすることが出来るわけである。従って 16 種類の display level が結局臨床的に意義のある density level をすべて表わしていることになる。

例えば単ウインドウの場合、画像のコントラストをあげると即ちウインドウ幅を狭くすると、吸収係数の細かい変化をみることは出来るが、その設定レベルから外れた部位は黒又は白一色になってしまう。逆にコントラストを落せば、広い範囲を表示することは出来るが詳細が不明になってしまう。実際に例をあげて説明すると、胸部をスキャンした場合、肺内の細部構造をみようとする、心臓や胸壁は白くなってしまって画一的なものになってしまふ。反対に心臓部に表示のセンターを合せると肺内は黒くなってしまい、血管陰影等の表示が出来ないことになる。従って此の様な場合、肺と心臓を同時に観察するためにウインドウを 2 箇設定すればよいし、必要なら 3 箇設定することも出来るわけである。

3. CTスキャナーの有用性

CTスキャナーによつて得られる画像は横断像であつて従来の X 線撮影では得られなかつたものであることは既に述べた。此の様に目的臓器を他臓器との位置的並に形態的関係において描出してくれる利点がある。例えば CTスキャナーにより、脳室の形や大きさ、或は編位の状態が示されるし、脳腫瘍や脳梗塞、更には術後の合併症等をコントロールするのに有用である。胸部の場合は肺門部を含む従隔病変や単純 X 線フィルムでは確認し難い胸壁近くの変化を

横断像として描出してくれる。肝、腎、脾、肺等の病変や此等の臓器の位置関係を知る情報を表示してくれるし又脊椎の病変に関しても又極めて有用である。又造影剤を使用することによって所謂 "contrast enhancement" が得られ、此れによって病変部が明確化されたり又血流や血液脳閂門の破綻の状能を知ることが出来る等機能的診断価値も更に高まつてくる。

4. CTスキャナーを行う患者の体位の問題については少くとも現段階では仰臥位にて行うのが一般的である。これは装置の関係及びスキャン時間等から考えて患者の体位の安定が一番重要であり、body motion による artifact を出来るだけ少くすることが必要であることは申す迄もない。しかし現在の体位では必ずしも充分な病変の検索が得られない場合もあるので或る程度体位を変換してスキャンする工夫がのぞましい。既に頭部では前額位スキャナーも行なわれている。肺のスキャナーも現在の方法では肝門部の描出が明瞭でないことが多く、患者体位の変換によつて更に有用な情報が得られると思われるが CT 機器の改良と共に今後の研究課題と思われる。

5. 被曝線量の問題

CTスキャナーが X 線ビームによる走査である以上患者に与える被曝線量は当然考慮されなければならない。然かも被曝線量は CT 画像の良否と密接な関係があり、CT 画像の情報量を増加させようとすれば被曝線量も当然増加することも考えねばならないから此の点大いに留意する必要がある。CT の使命として、その digital 精度と云うものには我々は一応重点をおくる必要があるが X 線被曝線量に考慮を払い過ぎて其の精度を減退せしむる様では CT スキャナーを用いての診断価値はなくなってしまうであらう。スキャナーする部位、画素の大きさ、スキャン時間、スライス層の多少、被検者の年令等によって被曝量も変化していくであらうし、此等をうまく調和させた装置が好いわけである。CT システムの被曝線量の測定は TLD 線量計を用いて回転方向に応じた各点に対して同時に表面線量を測定していくのだが平均して頭部で 1.0 rad 前後、胸腹部では 1.5~2.0 rad の被曝線量が考えられる。しかし現在使用されている CT 機器から受ける被曝線量は、必ずしも一定しておらず、被検部位についても或る程度の差はあるが、McCullough⁶⁾ 等は 1.5 mm pixels の頭部スキャナーでは 2.5~4.0 rad、全身用スキャナーでは 4.0 rad 前後が最大値であつてそれ以上は望まし

くないと報告している。

6. CTスキャンでよりよき画像を得るためにには次の様なことをCTで表示する際考慮せねばならない。即ちスキャンする物体のレ線透過性によってスキャン電圧、電流、フォトマル値の下の限界を決定する必要がある。又下限値附近では像の鮮明さは得難いから最良の像を得るためにはスキャンする物体のレ線の透過性(例えば厚さ、原子番号、密度等)によって最適の電圧、電流がある筈であり又それに対応した最適フォトマル値を決定せねばならない。最適電圧より電圧が低くなつて来ると電流をかなり大きくしても画像に縦や横斜の不安定像が入ることがある。又最後に考慮しておかなければならぬことはCT機器より来るノイズの問題であり、これは或る程度避けられないものであるのによく使用せんとする装置の特性を知っておかねばならない。

総 括

CTスキャンの出現が従来の単純撮影、断層撮影、或は造影剤使用による臓器撮影等を用いても猶充分に観察し得なかった位置的相互関係や臓器そのもの更には此等の病変を横断面として表示出来るということは、レ線診断上非常なる進歩であり、これに臨床医は大いに興味を示し1種の流行にうなされている様な状態だと云える。しかしCTスキャンはレ線を使った検査法の一部門であつて近い将来その利用範囲に限界が示されてくるであらうことも覚悟せねばならない。実際問題として腹部臓器についても、脾、胃腸、大腸等の病変は依然として充分診断的効果をあげるには到らず且質的診断については極く一部の部位の臓器を除けば殆んど期待することは現在では無理である。反面将来CT機器のより進歩と改善によって我々の診断可能範囲が変化して來ることも又当然のことである。我々が使用しているACTA0100型は第1世代に属するものであつて1本の細いpencil beamと1断面当たり1箇の検出器を用いてX

線束の平行走査と 1° 又は 2° 毎の回転によって1つの横断面のスキャンをデーターにより収集する方式でスキャン時間は2.5分~5.5分である。これに対して第2世代のCT装置は数個~数十箇のX線検出器と扇形のfan-beamとを平行走査せしめ且つスキャン時間も20秒程度に短縮されている装置である。第3世代のCT装置は平行走査を行なわず、 360° の回転走査のみで検出器も数百個を有しておりスキャン時間は2秒~5秒である。第4世代の装置について最近議論されているがこれはX線源も検出器も動かないものと云われているが、スキャン時間はコンマ以下の単位のものとなるであらう。かくの如くCT装置の進歩は目ざましく、その改善にも著しい努力がなされている。勿論CTを用いて診断を行うためにはスキャン時間の短いもの程有用であることは論をまたないが、必ずしも時間が短い装置が最良のものとは云えない。というのはX線量とノイズ及び検出器の精度、被曝線量という此れ等の問題を解決せねばならないからである。

ま と め

既に述べた如くCTスキャンによる診断法がすぐれているとは云え、従来の核医学検査法や、補助的レ線撮影法は必要であり、その意義を失なわしめるものでないことは明らかである。しかしCTスキャンを患者に施行することにより高度のスクリーニングが得られ、不必要に患者を苦しめるが如き検査は行なわれなくなるであらうことも又事実である。放射線治療の際にも照射部位の決定と線量曲線を利用することにより、照射量を少くとも現在よりは適確に計算することが出来る。結局CTスキャンの有用性を考えてみると、CTでしかわからないもの、又他の方法より確実にその病巣なり、周囲臓器との位置的関係を明示してくれるものであればよいわけである。

文 献

- 1) Oldeudorf, W. H.: Isolated flying spot detection of rediodensity discontinuities displaying the interval structural pattern of a complex object. I. R. E. Transactions on Biomedical Electronics, **8** : 68—72, 1961.
- 2) Ambrose, J.: Computerized transverse axial scanning(tomography), part 2. Clinical application. Brit. J. Radiol., **46** : 1023—1047, 1963.
- 3) Hounsfield, G. N.: Computerized transverse axial scanning(tomography), part 1. Description of system. Brit. J. Radiol., **46** : 1016—1022, 1973.
- 4) コンピューター断層撮影の理論と実際：マグロス出版，(東京). p 129—131, 1976.
- 5) 吉村克俊：コンピューター断層撮影法. 臨床放射線, **21** : 1018, 1976.
- 6) McCullough, E. C., Payne, J. T., Baker, H. L., Hattery, R. R., Sheedy, P. F., Stephens, D. H. and Gedgadus, E. : Performance evaluation and quality assurance of computed tomography scanners, with illustrations from the EMI, ACTA and Delta scanners. Radiology, **120** : 173—188, 1976.

Experiences in the use of ACTA scanner (type 0100)**Part 1. Consideration on CT scanner****Kaname AONO***

*Central Radiation Laboratory

**Keiji HASHIMOTO, Katashi SATO, Yasuo MORINO,
Katsuhiko SUGITA, Masatada TANABE and Michio YAMAMOTO**

Department of Radiation Medicine, Okayama University Medical School

(Director : Prof. Michio Yamamoto)

ABSTRACT

It is only a little over two odd years since computer tomography (CT) has come to be used in Japan. However, during this short period of time great interest in the CT apparatus has been aroused. As we have had the opportunity to use the ACTA scanner (type 0100) set in June, 1976 at the hospital affiliated to Okayama University, we describe here our experiences with it and introduce an outline of the CT apparatus as well as its usefulness.