〔第34回総会シンポジウム〕

V. CT における技術的諸問題

福島県立医科大学 放射線科

片 倉 俊 彦

THE TECHNICAL PROBLEMS IN COMPUTED TOMOGRAPHY (CT)

By TOSHIHIKO KATAKURA

Department of Radiology, Fukushima Medical School

Summary

The general problems of a Computed Tomography (CT) could be classified ; one on systemic capability and the other on imaging technique.

The data collection pattern of CT is fundamentally comparable to that of the ordinary X-ray radiography. The difference only lies in the imaging method.

A study was made about the items as described from this point of view.

A. Evaluation of Capability of CT scanner.

1. Linearity (the EMI values of a series of ionine contrast media solution).
2. Uniformity of CT image (not connection object size).
3. Slice thickness by original phantom.
4. Low density resolution by original phantom and its deterioration through aging of X-ray source.
5. High density resolution due to point spread function (1mm ϕ)
6. Exposure dose.

B. User's technique of imaging task.

1. Effectiveness in using original sugar bag.
2. Countermove of motion artifact (development of display timer, etc.)
3. Necessity of warming-up photo-multiplier.
4. Viewing.

1. 諸 言

Computed Tomography (CT) という言葉を耳にしてから、数年経ち、夫々の施設で、CT の臨床的評価、及び、総合的診断体系での位置付けが、検討されつつある。

しかしながら、現在の CT 装置は、そのほとんどが、メーカーサイドの開発によるものであり、各種 CT 装置における、Data の取り込み方法や画像再構成アルゴリ

ズム等は、メーカーのノウハウとなっており、その内容は、公表されていない。従って同じ CT という X 線装置であっても、機種によって得られる画像は、かなりニュアンスの違うものであり、更に、同一の機種であっても、X 線源のバラツキや、装置の調整等によって、画像に差異を生ずる。

ユーザーにとって、これらの個々の CT 装置の特徴を知り、唯一の真実である被写体そのものと、CT 像との

V CT における技術的諸問題 (片倉)

相互関係を把握する事によって、価値ある情報を、最低限のリスクで取得し、更に、それらの情報を普遍的なものとする事は、重要であり、その前提として、各装置の、客観的な性能の評価、及び、最適な使用方法の検討は、必須である。

私共は、EMI 社ホールボディスキヤナについて、それぞれ検討を加えた。

2. 使用装置

装置は、1976年より1977年7月まで使用する機会を得た。CT 5000 ; 及び、1977年9月より稼働中の CT 5005 を使用した。

3. 装置の性能

Table 1 は従来のX線撮影系と CT の撮影系を対比したものであるが、各系における、方法が異なるだけで、情報収集システムに、基本的な変化は見られない。

Table 1 Comparison between CT System and X-ray radiography System. Both difference is only method of imaging.

	従来の装置	CT
TUBE	同	じ
被 写 体	同	じ
受 光 系	Film	Detector
面 像 再 構 成 及び情報処理系	★Analog 処理 自現機 マス킹 カラー	★Digital 処理 Computer
観 察 系	ジャーカステン	観察装置

にもかかわらず、CT が受け入れられる最大の理由は、微少吸収値差領域の観察による質的要素も含む診断が可能な点であろう。

従って、CT 像においては、従来のX線画像が持つ問題の他に、画像エリアの均一性や低吸収値差分解能そしてアーティファクト等が問題となる。 **Fig. 1** は、診断上、問題となる CT 画像の評価の因子と、その原因と思われる要素を列挙したものであるが、これらの原因の中で、特に注意を要するのは、★印を付けた項目であり、これらは経時的に変化し、CT 像を劣化させる事により、結果としてCT 診断の基準を不安定にする因子であると考えられる。

Fig. 1 Evaluation factors on closely relation diagnosis and it's origin.

3.1 直線性⁽¹⁾

吸収値の変化と EMI 値の関係を **Fig. 2** に示す。

Fig. 2 は、種々の濃度のヨード (コンレイ60%) 水溶液を CT 5005 にて撮影した結果であり、通常の使用領域である EMI 値+50 程度までは、ほぼ直線と言える。更に高吸収値領域では、EMI 値が若干低めとなる。又それぞれの EMI 値における SD は、高吸収値になる程大きくなり、高吸収値領域の小さな被写体の計測には、注意を要する。

I 含有量とEMI値の関係

Fig. 2 The EMI values of a series of a meglumin iotalamate (Conray 60%) solution.

3.2 画像の均一性⁽²⁾

画像の均一性は、対象となる被写体の状態によって、大きく変わる。しかしながら、対象の被写体から、画像の均一性を悪くする人為的な要素を取り除き、適正な被写体のセットを行うと、EMI 値 0 の水では、被写体の大きさ、画像エリアの位置、周囲の物質の吸収値等による影響は少なく、画像の均一性は良い。しかしながら、被写体の EMI 値が 0 より離れる程、画像の均一性は悪くなる。

Fig. 3 は、被写体の吸収値が水より離れた場合の CT 像である。CT 像のパターンは、吸収値が水よりも高いものと、低いものでは、逆転しており、CT 値が水を基準とした相対値である事が、主な原因と思われる。

Fig. 3 Uniformity of just scan area size object and distant water's EMI value(0).

3.3 断面の厚み⁽³⁾

Fig. 4 Slice thickness of CT image and it change by used times.

私共は、スチロール円板に、中心より外周に向けて 1 列の穴を開けたものを、穴の位置を、一定の角度ずつズラして重ね合わせた、独自のファントムを用い、断面の厚みを測定している。Fig. 4 は、CT 5000 における、管球移動側及び検出器移動側の中心における断面の厚さであり、管球側にうすく、検出器側に厚い台形となっている。又断面形状は、経時的に変化している。これは、管球焦点の変化が、コリメータとの幾何学的位置関係によって表われたものと考えられる。

3.4 吸収値差分解能⁽¹⁾⁽⁴⁾

現在、CT 装置が、用いられる最大の理由は、この吸収値差分解能の良さにあると思われる。私共は、ヨード剤を加えて、適当な吸収値を持たせた密蝋の円柱ブロックの中心に 1 ケだけ穴を開けたファントムを作り、その中心の穴に、試料として、種々の濃度の 60% コンレイ水溶液を入れて、CT 像を撮り、その現出限界を求めた。

Fig. 5, Fig. 6 は、その結果であり、縦軸は、穴の大きさ、横軸は、EMI 値である。図中の縦実線は、ファントムの EMI 値を示しており、ベースとなるファントムの EMI 値による有意の差はなく、ほぼ同程度の吸収値差分解能を示している。又スキャンスピードの違いでは、照射線量、即ち、ノイズに応じて、ノーマルスピード (20秒) の方がスロースピード (70秒) よりも悪い分解能となっている。

Fig. 5 Appearance limits of small difference absorption values.

(Scan area: 10 inch. Scan time: 20 seconds)

Fig. 7 は、管球使用時間 65 時間と 150 時間の時点における CT 5005 のアルミ半価層を測定したもので、65 時間から 150 時間の間に、線質が硬くなっており、線量も 15% 程度低下している。

Fig. 8 は、ヨード造影剤の含有量と EMI 値の関係

V CT における技術的諸問題 (片倉)

Fig. 6 Appearance limits of small difference absorption values.
(Scan area: 10 inch, Scan time: 70 seconds)

Fig. 7 Change of half value layer (A1) for used time of X-ray tube.

を示したグラフである。図には、3本ずつ3種類のグラフがあるが、これは、2つの因子の組み合わせによるもので、1つは、造影剤を溶かした溶媒の種類で、水、アルコール、パラフィンを用いている。もう1つは、撮影電圧で、同じ被写体を、100 kVp 40 mA ; 120 kVp, 33 mA ; 140 kVp, 28 mA で撮影している。

Fig. 8 より、同一被写体では、溶媒に関係なく撮影電圧が高い程、EMI 値の変化が少なくなっている。従って、吸収値差分解能は、カンタムノイズとのかねあいもあるが、基本的には、X線エネルギーが高い程、悪くなるものと思われる。又造影剤を溶かす、溶媒を変えると、当然の事ながら、同一の CT 値を得るための、造影剤の含有量は、変わっている。

更に、造影剤の含有量の変化と CT 値の変化の割合も変わっており、造影剤の含有量が多い被写体程、含有量の変化に対する、CT 値の変化は、大きくなっている。

Fig. 8 Relationships between EMI values at 100, 120 and 140 kVp and concentration of meglumine iotalamate (Conray 60%) in water, paraffin and alcohol.

この事は、被写体を構成する物質が異なると吸収値差分解能が異なって来る事を示している。従って、試験に使用するファントムと臨床写真との相互関係は、一義的に短絡するものではなく、装置の管理や他の装置との比較に際しては、適当な物質構成を持つファントムを用いる必要がある。

3.5 空間分解能⁽¹⁾

Fig. 9 は、吸収値差分解能の測定に用いた。私製ファントムの中心の穴が1 mm のものを撮影して得られた PSF より求めた空間分解能を示す。点線は、EMI 値差20のとき、実線は500の EMI 値差を持つときの MTF のグラフで、マトリックスサイズは0.75mm である。又1点鎖線は、マトリックスサイズ1 mm のときのグラフである。図からわかる様に対象となる被写体の EMI 値により MTF が異なる。又遮断周波数は、マトリックスサイズよりやや大きめのところと思われるが、実際の配列においては、マトリックスサイズの2倍まで、解像出来ない場合もあるので、注意を要する。

Fig. 9 High density resolution (special resolution) by print out data (EMI: CT-5005).

3.6 被曝線量

Fig. 10 は、CT 5005 の通常撮影状態における、照射線量を示している。この線量は、2 cm 間隔で連続 3 スキャンしたときの、中央の層における線量で、使用線量計は、ハーショー社製、フッ化リチウム TLD 素子 TLD-100 型であり、IONEX 2500 型にて校正したものである。

EXPOSURE (R / SCAN) EMI CT-5005

Fig. 10 Dose pattern in the body of an Anderson phantom observed.

被曝線量の大小は、像の診断価値と、被曝によるリスクとの、価値判断によって決定されるものと思う。従って、CT 装置においても X 線写真における、増感紙、フィルムの選択の如き過程が必要であり、X 線源のコントロールは可能なので、キャリブレーションデータの選択

等が自由に行なえる様な、ソフトウェア上のサポートの有無は、装置の被曝線量を定める上での 1 つの因子になるものとする。

4. CT 撮影の技術上の問題

CT 像の、吸収値を含めた、ディストーションを生じさせる因子は、数多いが、診断価値に致命的なダメージを与えるものは、何と言っても、ストリークによるアーティファクトである。従って、技術上、最も問題となるのは、この種のアーティファクトの防止であるとする。

4.1 ビーンズバッグ (ボラス)

EMI 社の CT 装置では、ビーンズバッグと称するボラスを、撮影時に用いる。Table 2 は、このボラスの目的と思われる点をあげたものである。

Table 2 The object of beam-bag (Borus)

ビーンズバッグの目的

- 1) SCAN AREA 内の線質線量の均等化による CT 値の安定
- 2) 線量域制限によりダイナミックレンジを縮小し分解能を上げる
- 3) 患者の固定

又 EMI 社ホールボディスキナでは、水により、ウェッジコレクションという操作を行い、CT 値の補正データを、ソフトウェアの中に持つ様になっているが、このキャリブレーションデータと、実際の被写体の差、つまり、ウェッジコレクション時の、スキャンエリアの状態と、患者撮影時のスキャンエリアの状態の差は、CT 値が変動する原因の 1 つであり、それらの差異を、出来る限り少なくする事も、ボラスの役目である。

しかしながら、撮影に際しては、患者の形状、ビーンズバッグの形状等によって、不安定なものとなっている。

私共は、市販のグラニュー糖を、布袋や氷のうに入れて、ボラスとして使用し、比較的安定した画像を得ている。

私共が、グラニュー糖を採用した理由は、吸収値が水に近い事、複雑な形状に対応し易く人体に無害である事、仮りに散逸しても装置にダメージを与えない事、コストが安い事、等である。

Fig. 11 a b は、私共のボラスを使用した例でボラスは体表面に良く、フィットしており、表面に近い甲状腺の low density の腫瘍が、きれいに描出され low の中に high density のものが含まれている事もわかる。

Fig. 12 は、ヒザの CT 像であるが、ビーンズバッグの巻き方がルーズなため、不要の空気層が多い、従って、

V CT における技術的諸問題 (片倉)

Fig. 11 a,

Fig. 13 a,

Fig. 11 b.

Fig. 13 b.

撮影時のディテクター感度も下げて用いる事になり、アーティファクトも生じ易くなる。Fig. 12 の場合は、更に、患者の動きも加わっており、全く診断価値のない像となっている。

Fig. 12

Fig. 13 a b は、私共の ボーラスを用いた、ヒザの CT 像であるが、スキャンエリア内に、不要な高周波領域を作らないという点で充分有用であり、患者の動きによるアーティファクトも出にくくなっている。

このボーラスは、その目的から考えて、EMI社の CT のみでなく、両側の比較が必要でかつ、画像エリアの中心部に入らない部位の撮影時、又被写体の大きさにより、CT 値の変動が大きい時等は、他のタイプの CT 装置においても、非常に有用と考える。

4.2 モーションアーティファクト

Table 3 に、私共が現在行なっている、モーションアーティファクトの対策を示す。Table 3 の 3 番目に示す患者への協力依頼は、事前のオリエンテーションと共に、呼吸停止を容易にするため、CT スキャンの進行

Table 3 The counterplan of motion artifact

Motion Artifact の対策

- 1) 腸内 gas 及び大便の除去
- 2) 腸管運動の抑制
- 3) 患者への協力 (不動, 呼吸停止) 依頼
- 4) 酸素吸入による呼吸停止時間の延長
- 5) 撮影体位の変換
- 6) ボーラスによる固定

を示す。ディスプレイタイマを作製し、患者に、時間的目標を与えた事によって良い効果が得られている。

4.3 フォトマルチプライヤ

複数の検出器を持つCTでは、それらの均等度が、データに及ぼす影響は大きい。Fig. 14 は、CT 5005における、ホトマルの安定時間を示すが、相当時間のウォームアップが必要である。

Fig. 14 The beginning stability of photo-multiplier.

5. 観察方法

現在、CT 像の読影は、装置及び人員の時間的制約により、マルチフォーマッタやポラロイドにより第1段階のチェックを行い、その後、必要に応じて、観察装置で読影する方法が、多く取られている様であるが、第1チェック段階で、レベルやワイドを固定してしまう事は、CT 装置の機能を半減し、診断能の低下につながると考える。

Fig. 15 は、上腹部の CT 像であるが、Fig. 15 a のワイドとレベルでは、膵頭部と十二指腸の境界が、判然としなない。しかしながら、Fig. 15 b のワイド及びレベルにして見るとこの境界が識別できる。

Fig. 15 a,

Fig. 15 b.

Fig. 16 は、乳癌術後照射終了後の患者であるが Fig. 16 a に示す通常観察条件では、顕著な変化は見られない。しかしながら、Fig. 16 b の如く、ワイド及びレベルを変えると、すでに肺の線維化が、起っているのがわかる。

この様に、CT 装置のディスプレイ画像は、常に、CT 画像データの一部であり、観察装置上の、CT 像の film 撮影は、診断上有為なデータを描出する作業と言える。従って、高度な、検査目的の理解と、CT 像の性質

Fig. 16 a,

V CT における技術的諸問題 (片倉)

の理解が必要と考える。

Fig. 16 b.

6. 結 語

CT 装置について、一部検討を加えたが、CT 像の構成要素については、個々に分離して考察する事が、困難なものも多く、更に、CT 装置のメーカーや機種及び各

施設によって、様々な、評価方法が用いられ、各装置間の客観的評価が困難な現在、十分に検討され全体に認められる。CT 評価用ファントムが是非、必要と思われる。

7. おわりに

本発表は、福島県立医科大学放射線科チームの共同研究によるものであり共に悩んでいた。東芝メディカル、CT 担当の皆様に、深く感謝の意を表するものである。

文 献

1. 片倉, 他 CT の基礎的研究第 1 報, 断層撮影会誌 5, 93-97 (1977).
2. 鈴木, 他 CT における画像の均一性 第34回 日放技学総会 予稿集
3. 伊藤, 他 CT における断面厚の検討 第34回 日放技学総会 予稿集
4. 片倉, 他 CT の基礎的研究 断層撮影会誌 6, 投稿中 (1978).

社団法人 日本放射線技術学会賛助会員

KSS XRAY PHANTOMS

CT装置用テストファントム(6種セット)

このファントムはCT装置を最良の状態に保つ為にテスト用として設計・製作したものです。

テスト項目

1. 解像力テストファントム(定性テスト)
2. 解像力テストファントム(定量テスト)
3. 吸収係数テストファントム
4. 画質評価テストファントム
5. 厚み計測テストファントム

附属品・頭蓋骨想定リング

マーゲンファントム

- ・材質・特殊合成樹脂(XWPE・tt105)
- ・機器の調整・テスト用や操作練習用として島津製作所医用機器事業部と共同開発したものです。
- ・胃の空洞部にバリウムを注入してX線撮影すると胃壁にバリウムが付着した状態が鮮明に撮影できます。

京都科学標本株式会社

本 社 京都市伏見区下鳥羽渡瀬町35-1 TEL075 621 2225

東京営業所 東京都千代田区神田錦町 1 4 TEL 03 291 5231
(滝本ビル内)