

## X線CTの画像評価 (I)

### —— MTF の測定 ——

伊藤道明, 大久敏弘, 佐々木清昭\*  
安彦茂\*\*, 鈴木正吾\*\*\*

NTT 東北病院

\*東北大学医学部附属病院

\*\*仙台赤十字病院

\*\*\*東北大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

## Evaluation of CT-Image (I)

### —— Determination of MTF ——

Michiaki ITOH, Toshihiro OHISA, Seisyo SASAKI\*  
Shigeru ABIKO\*\* and Shogo SUZUKI\*\*\*

*Department of Radiology, NTT Tohoku Hospital*

*\*Department of Radiology, Tohoku University Hospital*

*\*\*Department of Radiology, Sendai Redcross Hospital*

*\*\*\*Department of Radiological Tecnology, College of Medical Science, Tohoku University*

Key words : Computed Tomography, Modulation Transfer Function, Line Spread Function

The evaluation, the images of the most resent CT, is difficult. So that we used MTF, one of the image quality evaluation, we studied the measurement of MTF of the X-ray CT, and measured MTF under a different exposure condition.

We computerized to traverse image of a wire by personal computer. At first the profile measured every pixel, secondly a part of some pixels are added and averaged, Line Spread Function (LSF) are computed. Its LSF measured MTF by fourier transform.

Consequently, MTF values almost accorded everything in spite of location in exporsured field, and in spite of reorganized field size.

MTF values in different filter function were consequence respective Values of filter function, and MTF values in different collection mode were consequence collection mode of accorded MTF or respective MTF on reorganization field size depending on reorganization field size.

### はじめに

X線イメージング装置のデジタル化が進む

中, その代表とも言えるのが X線CT装置である。年々, その装置の性能は, 撮影および画像処理の高速化, 高画質化へと目覚ましい進歩をとげ

ている。その CT 装置の性能評価法として基準化されているものには、日本医学放射線学会の CT 性能評価委員会の第 2 次勧告案 (1982 年) および日本放射線技術学会 CT 装置性能委員会よりの JIS 勧告案 (JISZ4923: 1991 年) がある<sup>1)~2)</sup>。また、この勧告案に基づき作成された性能測定用ファントムも市販されている。しかし、これらの評価法やファントムでは装置性能を十分に把握する上で問題があるという報告<sup>3)</sup>もあり、装置個々に固有の性能を持っている現状においては十分な評価が困難になってきているものと思われる。それに起因するものなのか、X 線 CT 装置の画像についての物理評価に関する報告はあまり多くないようである。

そこで、今回 CT 画像について、物理評価を行なうための測定法の検討を行なった。

今回、異なった機種間でも同様の測定が可能であり、特殊な測定設備のない病院レベルでも十分に精度の高い MTF (Modulation Transfer Function) の測定が可能なることを目的として、スクリーン/フィルムシステムの画像評価と同様に、MTF による X 線 CT 装置の画像評価を行なった。

本法は、パーソナルコンピュータを使用した独自のプログラムによる画像解析法であるが、スクリーン/フィルム システムで確立している手法<sup>4)~6)</sup>を用いており信頼性のある測定法と考える。そこで本法を用い、異なる撮影条件下での MTF を測定した結果、X 線 CT 装置固有の性能を物理的に評価することができたので報告する。

## 測定方法

### 1. 使用機器

X 線 CT 装置: TCT-900S/FLEET (東芝)

Quantex (GE 横河)

\* TCT-900S/FLEET は、第 4 世代の CT 装置であり、回転する X 線管球よりの連続 X 線を用いて、固定された多数の検出器によりデータを収集する方式である。また、検出器が多いことで高空間分解能の CT 画像が得られる。

\* Quantex は、第 3 世代の CT 装置であり、X

線管と検出器が一体となって回転し、パルス X 線によりデータを収集する方式である。

独立診断装置: X-link (東芝)

\* X 線 CT 装置と Ethernet によりオンライン接続しており、CT 装置より画像データを取り込み、光ディスクおよびフロッピーディスクへの記録、保存が可能な装置である。

MTF 測定用ワイヤー: 0.25 mm $\phi$

\* 金属アーチファクトを生じず、収集時に X 線検出器系のダイナミックレンジを越えないこと、また高コントラストの点像が得られることを前提として選定した<sup>7)</sup>。今回は入手し易いピアノ線を使用した。

コンピュータ: PC-9801FA (NEC)

画像解析プログラム: 自作 (N88-BASIC)

### 2. MTF の測定法

ワイヤーの撮影から MTF が得られるまでの一連の操作のフローチャートを図 1 に示す。

はじめに、ワイヤーの横断面の画像データを得るための手順は以下の通りである。

① X 線 CT 装置の撮影断層面の中心部に横断面に垂直になるように 0.25 mm $\phi$  のスチール製ワイヤーを空中に配置し、撮影することで被測定画像としての点状の CT 画像を得る。

ここで、X 線 CT 装置ワイヤーの横断面が垂直になっているかどうかの確認のため、ワイヤーの固定してある寝台を寝台移動方向に若干移動させ位置のずれがないの確認をするとともに測定結果に影響のないことを確認した。

② 撮影によって得られた Raw Data に対して、各再構成パラメータを変更し、画像再構成を行ない、各々の画像データを作成する。

③ 得られた画像データをイーサネットを介して、X 線 CT 装置より X-link に転送し、フロッピーディスクに書き込む。

④ このフロッピーディスクの画像データを、パーソナルコンピュータに取り込み<sup>8)</sup>、MTF の一

連の計算処理を行う。

### 3. MTF のデータ処理法

図1の操作に従い、X線CT装置での撮影による

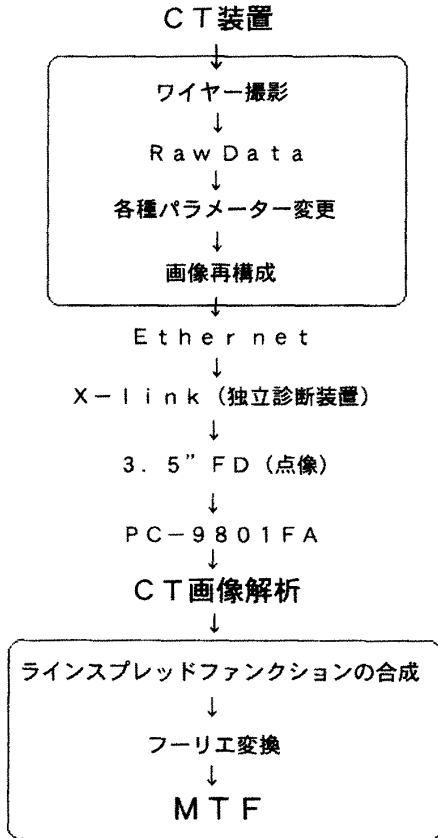


図1. MTFの測定法 (フローチャート)

り得られたワイヤーの横断像のデータを、CT値で三次元表示したプロファイルおよびその中心の円で囲んだ部分を拡大したワイヤー像を図2-AおよびBに示す。

撮影された点像は512マトリックスの画像であるが、処理に際しては、点像を十分に含んだ領域のデータを1ピクセルずつ取り出し、点像の中心部分を含む数ピクセル分を加算平均する。これをMTF算出方向へ1ピクセル毎に繰り返し行ない点像強度分布から線像強度分布への変換を行なう。その結果、得られた線像強度分布 (Line Spread Function: 以下LSF) が図2-Cである。

この時、low frequency drop現象が起こらないように、得られたLSFのピークより両側の裾が最も低い値をとる点までを切り出して最終的なLSFとし、フーリエ変換によりMTFを求めている。

ここで、加算平均する場合のピーク値は理論的には大きい程よいが、CT装置のダイナミックレンジは有限であり、CT値の物質の吸収係数に対する直線性の問題およびピクセル値の取り得る値にも上限があることなどから、実用的な値を求める必要がある。

ここで求められたMTFデータは、同時にコンピュータのCRTへの表示、フロッピーディスクへの記録等も行なうようにした。

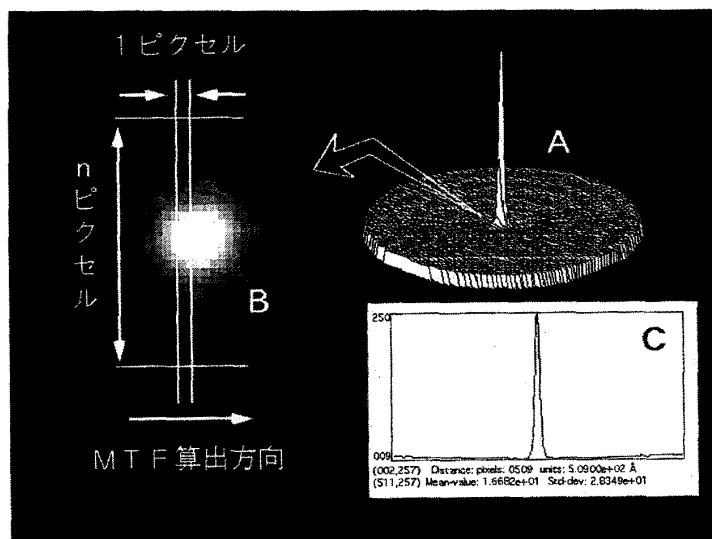


図2. MTFのデータ処理法

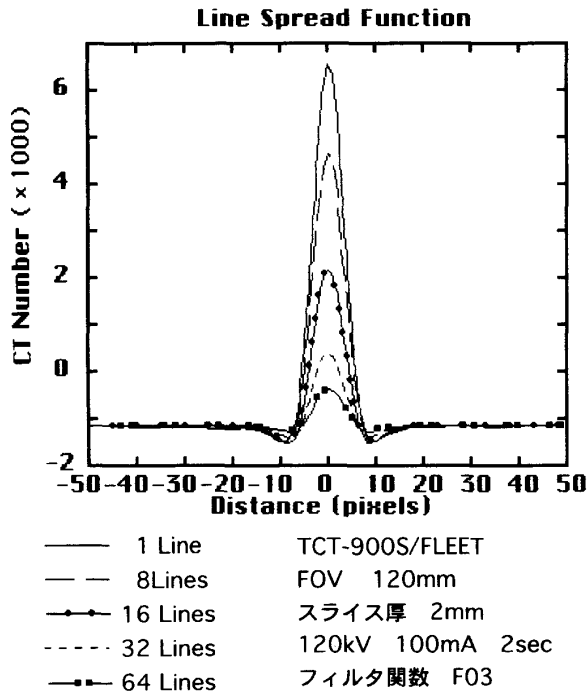


図3. プロファイルデータのライン数と LSF の関係

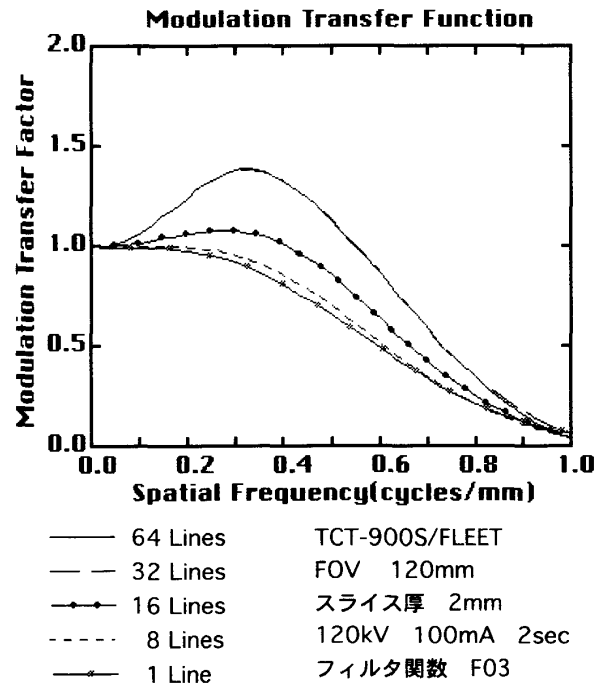


図4. プロファイルデータのライン数と MTF の関係

## 結 果

### 1. プロファイルデータのライン数と LSF の関係

ワイヤー像中心部を加算平均する場合のライン数を1, 8, 16, 32, 64 ピクセルと変化させた時の LSF を図3 に示す。

CT 装置は TCT-900S/FLEET により、再構成領域 60 mm, フィルタ関数 F03 のエッジ強調タイプを使用し、撮影を行なった。

今回、一連の撮影条件として、管電圧 120 kV, 管電流 100 mA, 撮影時間 2 sec とした。

グラフは、縦軸に CT 値, 横軸をピクセル数で表わしている。ここで、CT 値の直線性の問題点であるが、CT 値 6,000 までは確認していないが、かなり広い範囲で直線性が保たれているのを事前に確認した。

加算するライン数が大きい程ピークの最大 CT 値は低くなるが、相対的に最小値の変化は少なくなった。

### 2. プロファイルデータのライン数と MTF の関係

前述のそれぞれの LSF についてフーリエ変換を行ない、求めた MTF を図4 に示す。縦軸を MTF 値, 横軸を空間周波数 (cycles/mm) で表わしている。

加算するライン数が大きい程、MTF 値が低くなるが、32 ピクセル以上では、一定値に飽和する傾向となった。また、この MTF はフィルタ関数がエッジ強調のために、MTF 値が 1.0 を越える値となっている。

この結果、今回の一連の測定では 32 ピクセルでの加算平均を行ない MTF を求めることとした。

### 3. 管電圧と MTF の関係

TCT-900S/FLEET において、管電圧を 120, 140 kV と変化させ、MTF の測定を行なったが、管電圧の違いによる差は見られず一致した結果が得られた。これにより、測定における管電圧は 120 kV でおこなうこととした。

#### 4. スライス厚と MTF の関係

同様に TCT-900S/FLEET において、スライス厚のみを変化させ、MTF の測定を行なった<sup>9)</sup>。スライス厚を 1, 2, 5, 10 mm と変化させ MTF を求めたがスライス厚によらず一致した結果が得られた。

#### 5. スタックスキャンの MTF への影響

スタックスキャンとは、頭蓋底などのパーシャルボリューム効果によるアーチファクトを低減するのに用いられる撮影法である。

通常のスキャンでは 1 回のスキャンで画像を作成するが、スタックスキャンでは複数のスライスの加算平均処理により画像を再構成する。つまり、10 mm 厚の画像を一枚作成する場合に、通常は 10 mm 厚で 1 回スキャンし画像を作成するが、スタックスキャンでは、5 mm 厚で 2 スライスまたは 2 mm 厚で 5 スライススキャンし加算平均処理を行ない画像を作成する。

このスタックスキャンにより、MTF の測定を行なった。撮影条件はスライス厚のみの変化で、通常の 10 mm 厚とスタックスキャンによる 10 mm 厚の比較を行なったが良く一致した結果が得られた。

#### 6. MTF 測定時の位置依存性

Quantex において、ワイヤーを撮影領域の中心より周辺方向へ、0, 10, 20, 40, 80 mm と変化させ撮影し、測定された MTF を図 5 に示す。撮影時のフィルタ関数は Standard を使用し、撮影領域が 250 mm で再構成領域を 240 mm とした。

直径 250 mm において中心から 80 mm 変化させても MTF 値は変化せず一定となった。

これより撮影領域の中心位置からのずれによって、MTF が変化するという事はなく、この MTF 測定は必ずしも中心で測定しなくても良いものと考えられる。

#### 7. フィルタ関数と MTF の関係

Quantex において、Bone, Detail, Standard, Soft の 4 種の再構成フィルタ関数<sup>10)</sup>により再構

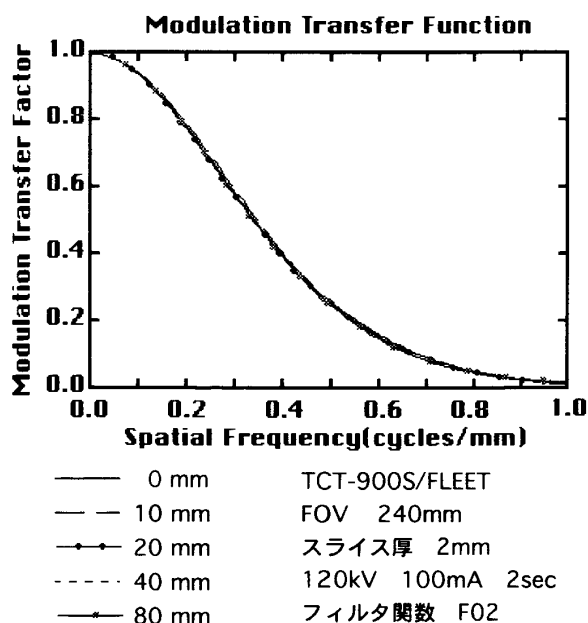


図 5. MTF 測定時の位置依存性

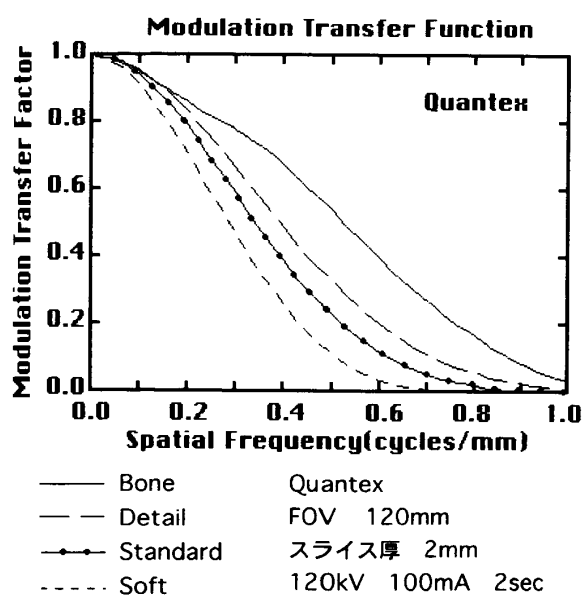


図 6. フィルタ関数と MTF の関係

成した MTF を図 6 に示す。

Bone が低周波数域から高周波数域まで最も高い値を示し、Detail, Standard, Soft の順となり、再構成フィルタ関数の特性の違いを MTF により把握することができた。

また、この装置の場合 TCT-900S/FLEET のように MTF カーブが 1.0 を越えることはなかった。

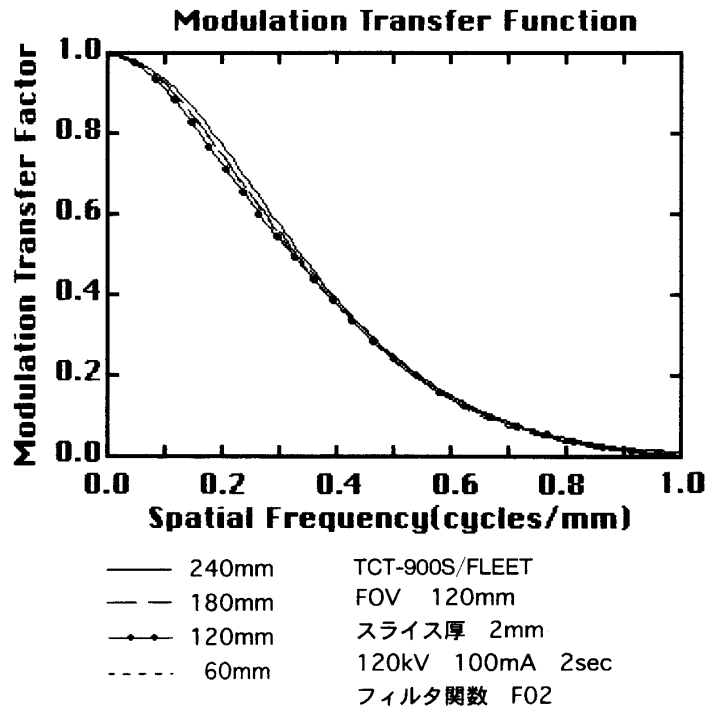


図7. 撮影領域の大きさと MTF の関係

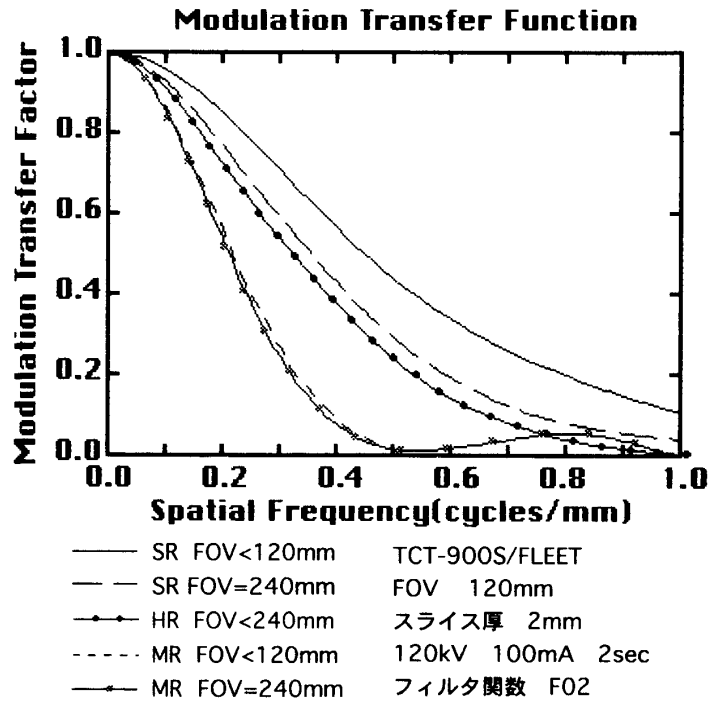


図8. 収集モードの違いと MTF の関係

### 8. 撮影領域の大きさと MTF の関係

TCT-900S/FLEET において、撮影領域サイズを一定とし、再構成領域のサイズを変化させた時

の MTF を図7 に示す。撮影領域を S サイズ (240 mm) とし、再構成領域サイズを 240~60 mm まで 60 mm 間隔で変化させた。

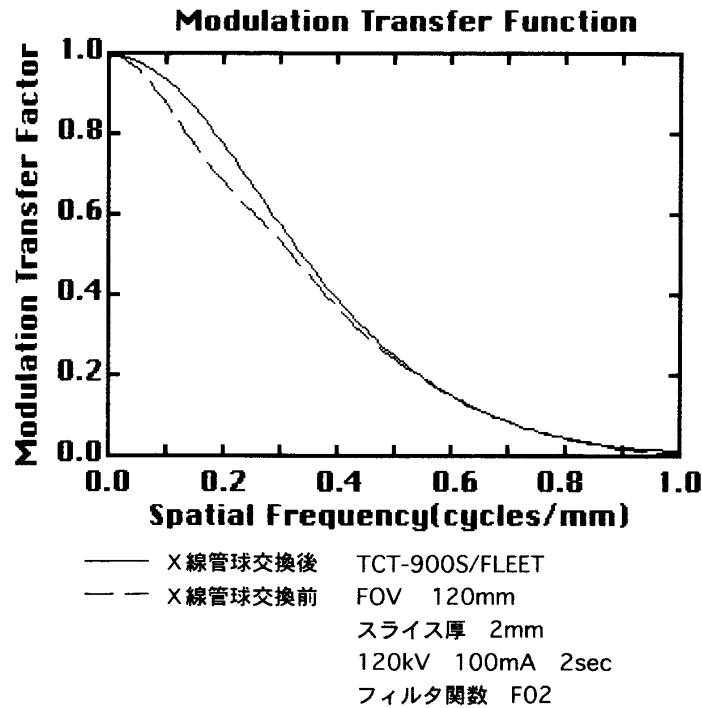


図9. X線管球交換前後でのMTFの変化

低周波数域において若干の変化があったが、高周波数域ではほぼ一致した値となった。

これより、局部的にズームングを行なってもMTFの値は変化しないものと考えられる。

### 9. 収集モードの違いとMTFの関係

TCT-900S/FLEETにおいて、収集モードの違いによるMTFの測定結果を図8に示す。

この装置は、第4世代のため空間的なサンプリングデータを変化させることで、空間分解能の向上が可能である<sup>11)</sup>。MR, HR, SRの3種の収集モードがあり、それぞれSサイズの撮影領域でMTFを測定した。

\* 1画像あたりの収集データ数は、MR: 2,300, HR: 3,450, SR: 6,900となる。

MRは低周波数域でサイズに依存することなく一定のMTFが得られた。しかし、再構成領域サイズ240~120mmで高周波数域に持上がりが見られ、120mm以下ではなかった。

HRは再構成領域サイズ240mm以下で、再構成領域サイズに依存することなく等しいMTFが得られた。

SRは、再構成領域サイズ240~180mmではHRより、全周波数域で若干高い値を示したが、120mm以下では値が急激に高くなり、60mmの測定結果でも同一のMTFが得られた。

よって、SRでは収集データが多くても再構成領域が120mm以下になるような拡大を行わない限り、この収集モードが使用する意味がないものと考えられる。

### 10. 管球交換前後でのMTFの変化

TCT-900S/FLEETについて管球交換前後でのMTFを図9に示す。今回の一連の測定中に、管球交換を行なうこととなり、得られた結果である。

交換前ではMTFカーブが低周波数域で歪んだような形状であったが、交換後ではMTFカーブは交換前に比べ、低周波数域で高い値を示し、その形状もなめらかなものとなり、高周波数域では交換前後で一致した結果となった。この事からMTF測定は、装置の状態を管理する上でも有効なものと考えられる。

## ま と め

CT装置本体より外部へ画像データを取り出すことで容易にMTFが得られ、フィルタ関数、撮影領域、収集条件等の違いをMTFの差として表現することができた。

MTFによる画像評価は、撮影部位毎の撮影条件を決定する上で重要な手掛かりとなり、装置の性能を最大限に活用するためにも把握しなければならない因子である。また、常に装置を最良の状態に維持・管理する上でも有効な手段であると考えられる。

最後に、現在ユーザーが画像データを外部へ取り出し、解析できる機種は限られている。しかし、X線CT装置においてもMTFの測定は有用であり、機種によらず標準仕様で画像データを、容易に外部へ取り出せることが望まれる。

## 文 献

- 1) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真弘ほか: X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第2次勧告), 日本医師会雑誌, **88**, 759-771, 1982
- 2) 速水昭雄, 伊藤博美, 岡本日出夫ほか: X線CT装置性能評価に関する基準, 日本放射線技術学会, **47**, 56-63, 1991
- 3) 段床嘉晴: 各種ファントムの比較一性能評価委員会勧告と対比して一, 日本放射線技術学会誌, **38**, 707-712, 1982
- 4) Doi, K: Basic Imaging Properties of Radiographic System and Their Measurement, 岡田弘治ほか訳, 放射線画像の特性と測定, 日本放射線技術学会, 1988
- 5) 山下一也: X線の画像評価の問題点とその展開, 日本放射線技術学会誌, **33**, 267-281, 1977
- 6) 内田 勝, 稲津 博: 放射線画像の評価, 日本放射線技術学会誌, **34**, 556-585, 1979
- 7) 竹中栄一: CT性能評価委員会勧告の注意事項について, 日本放射線技術学会誌, **38**, 701-706, 1982
- 8) 上田幸介, 吉本政弘, 川上寿昭: パーソナルコンピュータによるCT画像データ(東芝TCT-70A)の読み取りについて, 日本放射線技術学会誌, **43**, 690-693, 1987
- 9) 吉永俊彦, 中村純雄, 梶 岩雄ほか: CT 1010における試作スリットと画質との関係, 日本放射線技術学会誌, **36**, 35-39, 1980
- 10) 沢田武司, 土屋卓義, 鈴木昇一ほか: CT像と補正関数 Weighting factors の検討, 日本放射線技術学会誌, **33**, 712-717, 1978
- 11) 荒館 博: CT技術の変遷, 木村和衛, 古賀佑彦監修, ヘリカルスキャンの基礎と臨床, 第一版, 東京, 1993, p 6-13