

(論 文)

輝尽性蛍光体を用いたデジタルラジオグラフィの解像特性 II. デジタル特性曲線とプリサンプリングMTFの測定

藤田 広志*・上田 克彦**・藤川 津義**・大塚 昭義**

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科 〒501-04 岐阜県本巣郡真正町

** 山口大学医学部附属病院放射線部 〒755 山口県宇部市大字小串1144

(1987年6月6日, 最終1987年9月26日 受理)

Resolution Property in a Digital Radiography with Photostimulable Phosphors

II. Measurements of Digital Characteristic Curve and Presampling MTF

Hiroshi FUJITA*, Katsuhiko UEDA**, Tsuyoshi FUJIKAWA**
and Akiyoshi OHTSUKA**

* Department of Electrical Engineering, Gifu National College of Technology,
Motosu-gun, Gifu 501-04

** Department of Radiology, Yamaguchi University Hospital,
Ube City, Yamaguchi 755

(Received June 6, 1987, in final form September 26, 1987)

The presampling MTFs of a digital radiographic system employing two types of photostimulable phosphor plates (imaging plates, HR and ST), which include the detector unsharpness and the unsharpness of the sampling aperture, were measured even beyond the Nyquist frequency (5 cycles/mm). An image of a slightly angulated slit was employed in order to obtain Fourier transforms of line spread functions at different alignments. The presampling MTF was calculated by averaging the two Fourier transforms which we obtained from two extreme alignments (center and shifted) of the slit relative to the sampling coordinate. From the analysis of the presampling MTFs obtained and the detector MTFs previously determined, it was found that the effective sampling aperture size was considerably larger than the aperture size on the plate surface (laser beam spot size) due mainly to the scatterings of the incident laser beam and emitted laser-stimulated luminescence in the phosphors. The "digital characteristic curve" relating the pixel value to the relative x-ray intensity incident on the detector was also

obtained for the linearization, and was found to have a remarkably wider dynamic range (order of approximately 10^3) than that of conventional screen/film system.

1. はじめに

輝尽性蛍光体を用いたデジタルラジオグラフィ (DR) ¹⁻³⁾ が商品化されて、はや5年の歳月が経過している。しかしながら、筆者らの知る限りでは、このDRの物理特性に関する論文は非常に少ない。その原因は、デジタル医用画像系のための画像評価法が確立されていなかったことや、DRシステムが一つのブラック・ボックスとなっており、ユーザがデジタルデータを容易に取り扱えないことと無関係ではないようである。

われわれは最近、X線検出部である輝尽性蛍光体 (イメージングプレート、富士写真フィルム) のMTFについて報告した⁴⁾。このアナログコンポーネントの解像特性の解析に続いて、本論文では、デジタル部分も含めた解像特性の解析を行う。すなわち、デジタル系固有の解像特性を表す“プリサンプリング”MTF⁵⁻⁷⁾を測定する。また、“デジタル特性曲線”とサンプリング間隔の測定も行う。

2. プリサンプリングMTF

輝尽性蛍光体方式のDRシステム (FCR-101、富士写真フィルム) の簡単な構成図を、各段階におけるコンポーネントのMTFと共に、Fig. 1 に示す。X線管焦点と幾何学的拡大に起因する不鋭を無視できるものとする、システム

の第1段階でのMTFの低下は、イメージングプレートによって引き起こされる。これをアナログコンポーネント (X線検出器) のMTFとして MTF_A と記す。X線曝射によってイメージングプレートに蓄積された情報を取り出すために、赤色のヘリウム-ネオン (He-Ne) レーザビーム走査光をプレートに照射する。このとき、光輝尽発光現象が起これり、蓄積されたX線エネルギー量に比例した青色の蛍光が放出される。この光を集光ガイドで光電子増倍管に集め、時系列の電気信号に変換する。この信号を一定のサンプリング間隔でA/D変換 (8ビット) し、デジタル値を得る。ここで、 MTF_A とサンプリング・アパーチャのレスポンス (MTF_S) との積を、“プリサンプリング”MTF (MTF_{PRS}) と呼ぶ。デジタル値で直接計算されるMTFが“デジタル”MTF (MTF_{DIG}) で、サンプリングに伴

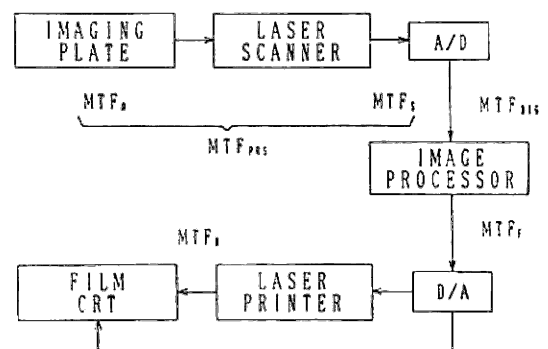


Fig. 1 Basic block diagram of the digital radiographic system employing imaging plates. Component MTFs are described.

う効果を含んでいる(後述)。画像処理を施せば、これにフィルターのMTF (MTF_F) が積の形で掛かってくる。画像の観察は、データをD/A変換(10ビット)後、レーザープリンタで書き込まれたフィルムによって行う。ディスプレイ系のMTFを MTF_D とする。

DRシステムの全体的なMTFは、以上に示したコンポーネントのMTFを用いて、

$$MTF_{OVERALL}(u) = [\{ MTF_A(u) \cdot MTF_S(u) \} * \sum_{k=-\infty}^{\infty} \delta(u - 2ku_N)] \cdot MTF_F(u) \cdot MTF_D(u) \quad (1)$$

と表される^{5,6)}。ここで、*は重ね合わせ積分を示し、 u_N はナイキスト周波数を表す。 k は整数である。[]内がプリサンプリングMTFであり、[]内がデジタルMTFである。サンプリング間隔 Δx が十分小さくないと、計算されるデジタルMTFはエリアシング(aliasing)の影響を受ける。そのため、見かけ上、MTFが向上したかのようになるが、実際に解像特性が悪くなったわけではないので注意を要する⁵⁻⁷⁾。

Fujitaらは、ナイキスト周波数 $u_N (= 1/2\Delta x)$ を越える空間周波数までプリサンプリングMTFを計算する方法を考案し⁷⁾、I. I. /TVデジタル系に適用している^{7,8)}。本論文でも、その方法に従って、イメージングプレート方式のDRのプリサンプリングMTFを計算する。スリット像、すなわち、線像分布関数(LSF)の中心とピクセルの中心とが一致するとき(センター配置)のデジタルOTF ($OTF_{DIG,CN}(u)$)と、LSFの中心とピクセルの中心とが半ピクセル

ずれ、隣接するピクセルとのちょうど境界上に位置するとき(最大シフト配置)のデジタルOTF ($OTF_{DIG,SF}(u)$)は、それぞれ、

$$OTF_{DIG,CN}(u) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} OTF_{PRS}(u - 2ku_N) \quad (2)$$

$$OTF_{DIG,SF}(u) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} (-1)^k OTF_{PRS}(u - 2ku_N) \quad (3)$$

と導ける⁷⁾。ここで、 $OTF_{PRS}(u)$ はプリサンプリングOTF、 k は整数である。このとき、プリサンプリングOTF $OTF_{PRS}(u)$ は、

$$OTF_{PRS}(u) = [OTF_{DIG,CN}(u) + OTF_{DIG,SF}(u)] / 2 \quad (4)$$

によって求まる⁷⁾。ただし、 $|u| \geq 2u_N$ に対して $OTF_{PRS}(u) = 0$ と仮定する。結局、 $MTF_{PRS}(u)$ は、

$$MTF_{PRS}(u) = [MTF_{DIG,CN}(u) + MTF_{DIG,SF}(u)] / 2 \quad (5)$$

$$(|u| \geq u_N)$$

$$= [MTF_{DIG,CN}(u) - MTF_{DIG,SF}(u)] / 2 \quad (6)$$

$$(u_N < |u| < 2u_N)$$

から計算できる。もし、プリサンプリングMTFが2倍のナイキスト周波数以上で零でないならば、(4)式で $\pm \Delta x/4$ シフト配置の二つのデジタルOTFをさらに加算し4で除算すれば、 $\pm 4u_N$ の範囲内で MTF_{PRS} が求められる⁷⁾。

なお、使用したDRのA/D変換器の量子化レベル数(8ビット)が、OTFに与える影響は無視できるとした。

MTF計算時に、システムの非線形を補正（線形化）するために、アナログ系の場合と同様、特性曲線を測定した。ただし、この特性曲線は、相対X線強度とDRのピクセル値との関係を表すもので⁹⁻¹¹⁾、本論文では、“デジタル特性曲線”と呼ぶ。

3. 実験方法

本研究で使用したイメージングプレートは、ST（標準用）、およびHR（高解像度用）で、サイズはすべて六切大（25 × 30 cm²）である。このときのサンプリング間隔は、走査方向とその垂直方向とも公称0.1 mmに自動設定され、画素数は、2000 × 2510 である。また、デジタルデータ解析のために、FCR-101で収集したデータを磁気テープ、DAM-1000 テープデッキ（ピクチャー・データシステムズ）、およびGPIB-9800 インターフェイス（ナショナル・インストルメント）を介して、PC-9801 V X 2 パーソナルコンピュータ（NEC）へ転送し、計算処理を行った。

3.1 デジタル特性曲線の測定

距離の逆二乗則に従ってX線強度を変化させる強度スケール法によって、デジタル特性曲線を測定した。距離の変化範囲は、44.1 cm - 350.0 cm である。管電圧は80 kVで、付加フィルタとして0.5 mm 銅と4 mmアルミニウムを用いた。通常の増感紙／フィルム系では、上述の距離変化によって、1回の1連の曝射で1本の特性曲線が得られる。しかしながら、本DRシステムではダイナミック

レンジが広いために、二つの異なった曝射時間で1連の曝射を2回行った。すなわち、曝射時間を1 / 60 秒と0.3 秒に変化させて2本の特性曲線を作り、2本の曲線をグラフ上で横軸方向に相互に平行移動して1本の最終的な特性曲線を合成した。管電流は、STでは50 mA、HRでは100 mAであった。曝射領域（約25 × 8 mm²）の中心部の50 × 50 ピクセル（5 × 5 mm²）のデジタル値の平均値を計算し、これをあるX線入力に対する出力のピクセル値とした。

同一イメージングプレート上の異なった場所に、距離を変化させて多数回のX線曝射を行ったが、隣接する曝射領域からの影響を受けないように、十分の間隔をとる必要があった。特に、レーザービームの走査方向に対して、X線強度が強いときに、この点に注意を要した¹²⁾。

また、特性曲線とMTFの測定時のシステムの設定条件は、すべて同一に保った。ダイナミックレンジの指数であるL値を3.3（約10^{3.3}を表す）に、感度の指数であるE値を200に、それぞれ一定とした。なお、L値の3.3は、使用したシステムで選択できる最大のダイナミックレンジを与える値である。

3.2 サンプリング間隔の測定

40.2 × 30.2 mm²のアルミニウム板を撮影し、その範囲内に属するピクセル数との関係から、サンプリング間隔を実測した。このときのイメージングプレートは、ボケの効果の少ないHRを使用した⁴⁾。プレートの中心、およびその周辺4カ所で測定を行った。

3.3 プリサンプリングMTFの測定

MTF測定には、 $10\ \mu\text{m}$ の鉛スリットを使用した。曝射条件は80 kVである。1回の曝射で、センター配置と最大シフト配置を含む種々の異なった配置をとるために、スリットを走査方向あるいはその垂直方向に対して、わずかに傾きをつけて置いた。スリット像の中心付近のピーク値が、およそ160–220の範囲のピクセル値のものを使用した。スリット像は、スリット方向に1ピクセル単位で、スリットに対して垂直方向のデジタル値の分布から作成した。つぎに、線形化のためにデジタル特性曲線を用い、線像強度分布を得る。この分布のフーリエ変換、および規格化を行い、デジタルMTFを計算した。プリサンプリングMTFは、(5)式と(6)式に従って、デジタルMTFから求めた。ただし、使用したDRシステムでは、プリサンプリングMTFの2倍のナイキスト周波数($\mu_N = 5\ \text{cycles}/\text{mm}$)以上の成分は零であると仮定した。この仮定は、実測したイメージングプレートのMTF⁴⁾から予測したプリサンプリングMTFが、 $10\ \text{cycles}/\text{mm}$ 付近ではほぼ零であることに基づいている (Fig. 5)。

4. 実験結果

イメージングプレートSTを用いて測定したデジタル特性曲線(3回の平均)をFig. 2に示す。 10^3 に近い範囲で直線性がみられ、通常増感紙/フィルム系に比べてきわめてダイナミックレンジが広い。イメージングプレート自身は 10^4 以上にわたって直線性があるので^{1,3)}、高露出部で見られる曲線の飽和現象は、ログアンプなどの

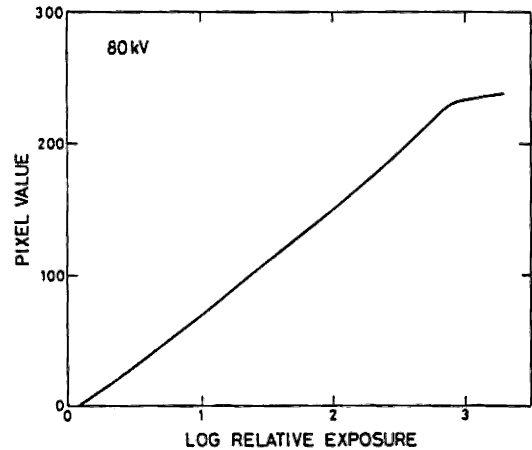
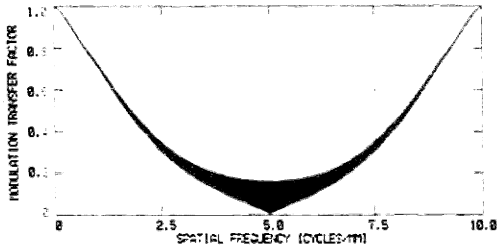


Fig. 2 “Digital characteristic curve” relating pixel value to the relative x-ray intensity incident on an imaging plate. A logarithmic amplifier was employed.

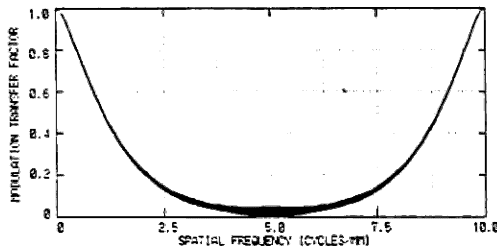
電気系に原因があると考えられる。イメージングプレートのHRを用いたときのデジタル特性曲線の形状は、実験誤差内でFig. 2のSTの曲線に良く一致した。同一曝射条件でこれらの曲線を作成すると、HRの曲線はSTに比べて、両者の感度の差だけ右側に平行移動する。しかしながら、横軸は相対値であるので、本論文ではST、およびHRの両方のMTF計算時に、Fig. 2の曲線を用いた。

サンプリング間隔は、走査方向およびそれに垂直方向で有意な差はなく、平均値は $99.75\ \mu\text{m}$ で、標準偏差は $0.17\ \mu\text{m}$ であった。六切サイズの範囲内での場所による依存性もなかった。以上から、以下のMTF計算で、サンプリング間隔として、両方向とも $100\ \mu\text{m}$ を用いた。

イメージングプレートのHR、およびSTを使用したときのデジタルMTF (MTF_{DIG}) の



(a)



(b)

Fig. 3 Range of digital MTFs obtained with different alignments of the slit image, for imaging plates HR (a) and ST (b). The Nyquist frequency is 5 cycles/mm.

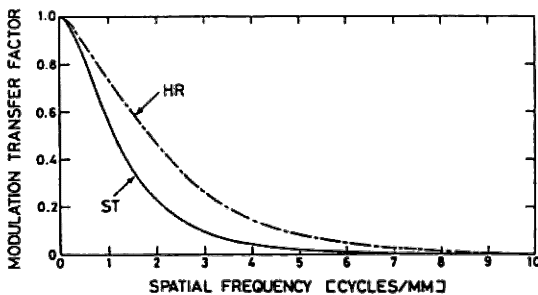


Fig. 4 Measured presampling MTFs of our digital system with imaging plates ST and HR. Note that the MTF is determined beyond the Nyquist frequency (5 cycles/mm).

取り得る範囲を、一例として、Fig. 3 (a)および (b)にそれぞれ示す。ナイキスト周波数は 5 cycles/mmであり、これより高周波数側は繰り返される。曲線の一番上側がセンター配置のときのデジタルMTFに相当し、一番下側が最大シフト配置のときのものに相当する。これらのMTF間に存在する多くのデジタルMTFは、異なるシフト配置の場合のデジタルMTFである。明らかに、STよりもHRの方が、エリアシングの効果（黒く塗りつぶされている領域）が大きい。これは、アナログ成分であるイメージングプレートのMTFが、HRの方がSTよりも良いためである（サンプリング・アパーチャは、公称 100 μm の円形で同一）。Fig. 3 で注意すべき点は、デジタルMTFがエリアシングの効果を含んでいるときには、MTFがアナログ系で用いられたようには、システムの正確な解像特性を示さないということである。

HR、およびSTを用いたときのDRシステムのプリサンプリングMTFの結果を、Fig. 4に示す。HRおよびSTとも、ナイキスト周波数の2倍までMTFが求まっている。スリットを走査方向に対して垂直方向に置いたとき、スリット像(LSF)の形状は対称であったが、平行方向に置いた場合には、わずかに非対称であった。しかしながら、別個に計算したそれぞれのMTFは、実験誤差内で一致した。Fig. 4のそれぞれの曲線は、同一方向に対して最低3回の独立して測定した結果の平均である。スリットの傾きが、約 $0.3^\circ - 4.8^\circ$ の範囲のものに対して検討した結果、角度が大きくなるほど、MTFの低周波成分がわずかに大きくなり、逆に高周波成分がわずかに小

さくなる傾向を観察した。

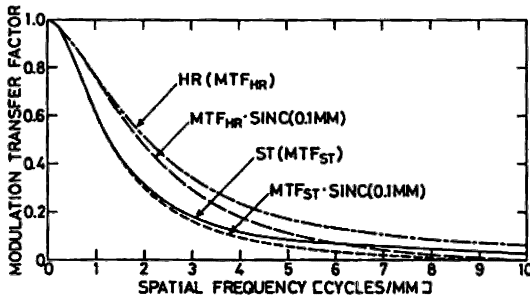


Fig. 5 MTFs calculated by the product of imaging plate MTFs and SINC function [SINC (0.1MM) = $\sin(0.1\pi u)/0.1\pi u$]. Imaging plate MTFs of HR and ST, MTF_{HR} and MTF_{ST} , are also shown⁴⁾.

5. 考 察

サンプリング・アパーチャによるボケの効果を調べるために、つぎの計算をした。幅 0.1 mm の矩形のアパーチャを仮定して、この分布のフーリエ変換 (SINC関数, Fig. 6 の点線) と、イメージングプレートの MTF (MTF_A)⁴⁾ との積を計算した (Fig. 5)。 MTF_A も図中に示した。図から明らかなように、0.1 mm アパーチャのボケの効果は、特に ST では大きいとはいえない。

しかしながら、Fig. 4 の実測したプリサンプリング MTF と、Fig. 5 で計算した MTF とを比較すると、実測したプリサンプリング MTF はさらに悪くなっていることがわかる。そこで、 MTF_{PRS}/MTF_A を計算した結果を、Fig. 6 に示す。計算される MTF_{PRS}/MTF_A の値は、高周波になるほど精度は悪くなるので、MTF が

0.5 になる空間周波数以上の成分は、低周波側の MTF からの直線近似 (外そう) で求めた。

Fig. 6 に示した結果は、サンプリング過程における実効サンプリング・アパーチャの MTF を表していると考えられる。明らかに、予想の SINC (0.1 mm) より MTF が悪くなっている。また、イメージングプレートの種類にも依存している。HR の輝尽性蛍光体の厚さは 150 μm で、ST のそれは 330 μm である¹³⁾。すなわち、イメージングプレートに照射したレーザービームは、蛍光体中で散乱し、“深さ”の関数として広がり、アパーチャ (ビーム径) は入射サイズよりも大きくなる。輝尽発光する深さ方向の位置も一定ではない。さらに、輝尽発光による蛍光も同様に蛍光体中で散乱し、いっそう広がりをもつ。このようにして、実効的なアパーチャ・サイズはかなり大きなものになると考えられる。蛍光を集める集光ガイドは約 1 cm の幅 (長さは 30 cm 以上) があるようなので、このように入射時よりもかなり広がった出力光のほとんどすべてが光電子増倍管に導かれる。

Fig. 6 の結果から、実効アパーチャ・サイズは、

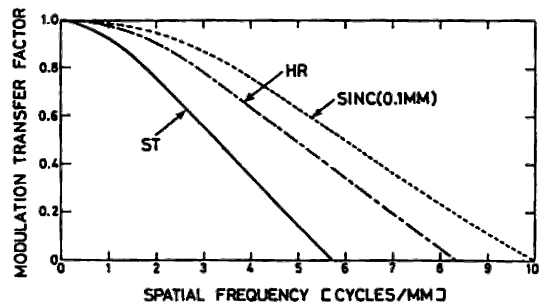


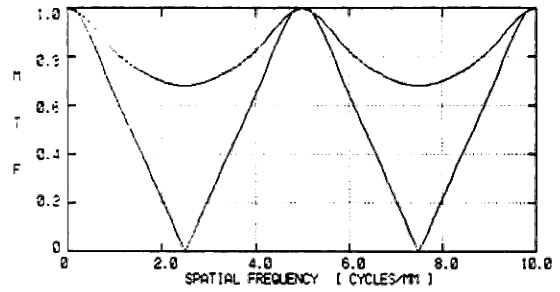
Fig. 6 Calculated MTFs on the “effective sampling aperture” by MTF_{PRS}/MTF_A . SINC (0.1MM) curve is also depicted.

およそ $120 \mu\text{m}$ (HR) と $175 \mu\text{m}$ (ST) とそれぞれ計算される。

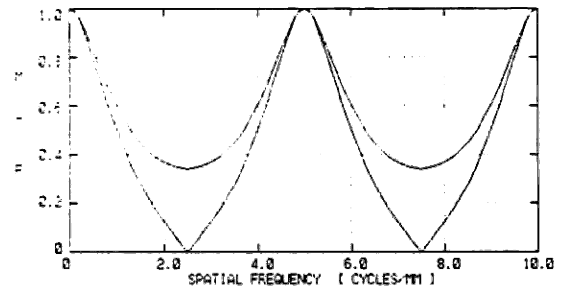
以上では、サンプリング時にサンプリング・アパーチャが広がり、その結果実効サンプリング・アパーチャを導入し、これを MTF_S と考えた。これと少し異なって、 0.1 mm のサンプリング・アパーチャ・レスポンス (MTF_{SA}) と、このアパーチャをボカす要素 (MTF_{SS}) を考えて、これらの積が MTF_S であるとして取り扱うこともできる。

なお、上述の複雑な過程を考察するために、Korn らや Lubinsky らは、モデルに基づいた計算を行って解析している^{14,15)}。

本研究で使用した FCR-101 システムでは、半切および大角サイズのイメージングプレートを用いると (ただし、HR は六切サイズのみ)、サンプリング間隔は自動的に 0.2 mm に設定される。そこで、測定したプリサンプリング MTF (Fig. 4) を基に、シミュレーションによって、 0.2 mm サンプリングのときのデジタル MTF を計算した。計算は、(2) 式と (3) 式に基づいて 2 次元で計算し、1 次元で最終表示をした。計算上、原点のプリサンプリング OTF の他に、その周辺の 120 個のエリアシングを含んだ。HR および ST に対する結果を、Fig. 7 (a) および (b) にそれぞれ示す。各図の上側の曲線がセンター配置のデジタル MTF で、下側の曲線が最大シフト配置のデジタル MTF である。サンプリング間隔が 0.2 mm と倍になったので、対応するナイキスト周波数は 2.5 cycles/mm に変化している。したがって、(a) および (b) の場合ともに、 0.1 mm サンプリングのときよりもエリアシングの効果が非常に大きくなっ



(a)



(b)

Fig. 7 Predicted digital MTFs for the case of 0.2 mm sampling by the simulation study. Calculation was performed using the pre-sampling MTFs (Fig. 4) along with equations (2) and (3). (a): HR, (b): ST.

ている。実測値がこのような結果を示すかどうか ST について現在検討中であるが、例えば、エリアシング除去のための電気的フィルターが使用されていれば、エリアシングの効果は Fig. 7 の予測よりも少なくなってくる。また、 0.2 mm サンプリングの場合には、走査と垂直方向のアパーチャ・サイズは 0.1 mm であるが、走査方向には 0.2 mm と考えられる。この効果のため、特にスリットを走査方向に垂直に置いたときのデジタル MTF

(プリサンプリングMTFも含めて)はFig. 7
の予測とは異なると思われる。

謝 辞

6. 結 論

ピクセル値と相対X線強度の関係を示すデジタル特性曲線は、 10^3 に近い範囲で直線性がみられ、従来の増感紙/フィルム系と比べて、広いダイナミックレンジを有している。ピクセル値の大きいところ(高露光部)で、曲線に飽和現象がみられたが、これは電気系部品の特性に起因していると考えられる。また、測定したサンプリング間隔は、公称100 μm に実験誤差内で一致した。

プリサンプリングMTFは、HRおよびSTで、それぞれのイメージングプレート自身のMTFよりもかなり低下した。すなわち、イメージングプレートのMTFと、0.1 mm サンプリング・アパーチャのレスポンスから予想されるものよりも低い値を示した。この原因は、輝天性蛍光体中におけるアパーチャの広がりによるもので、実効アパーチャ・サイズは入射時よりかなり大きくなっていることを示している。サンプリング過程で起きる解像特性の低下を改善できれば、プリサンプリングMTFはSTでも中感度タイプの増感紙/フィルム系のそれに近づく。

本論文で測定したプリサンプリングMTFは、デジタル撮像系に固有な基本的なMTFで、デジタル画像解析に有用である^{16,17)}。

本研究では、0.1 mm サンプリング間隔のときに限ったが、現状のシステムで使用頻度の多い0.2 mm サンプリングについては、現在検討中である。

本研究の遂行にあたりMTFの計算や実験に関して協力いただいた、岐阜工業高等専門学校電気工学科山下保彦氏(現在豊橋技術科学大学)、遠藤法一氏(現在富士通)、日比健二氏、中川雄大氏、および、山口大学医学部附属病院放射線部杜下淳次氏に心から謝意を表します。また、日頃ご指導頂いております常葉学園大学内田勝教授、並びにシカゴ大学土井邦雄教授に深謝します。

文 献

- 1) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, and H. Kato: *Radiology* **148** 833 (1983)
- 2) 館野之男編: FCRの臨床 — イメージングプレートによるDigital Radiography, 画像診断 Vol. 4 Suppl. 1 (1984)
- 3) H. Kato, J. Miyahara, and M. Takano: in *Recent Developments in Digital Imaging*, edited by K. Doi, L. Lanzl, and P.-J. P. Lin (American Institute of Physics, New York, 1985) p. 237
- 4) 藤田広志, 上田克彦, 大塚昭義: *医画情誌* **4** 89 (1987)
- 5) M. L. Giger and K. Doi: *Med. Phys.* **11** 287 (1984)
- 6) 土井邦雄: *日放技誌* **40** 581 (1984)
- 7) H. Fujita, K. Doi, and M. L. Giger: *Med. Phys.* **12** 713 (1985)
- 8) H. Fujita, K. Doi, H. MacMahon, et al.:

- Invest. Radiol. **22** 328 (1987)
- 9) H. Fujita, K. Doi, M. L. Giger, and H.-P. Chan: Med. Phys. **13** 13 (1986)
- 10) H. Fujita and K. Doi: Med. Phys. **13** 922 (1986)
- 11) 藤田広志, 土井邦雄: 医画情誌 **4** 31 (1987)
- 12) 上田克彦, 杜下淳次, 藤川津義, 他: 日放技誌 (投稿中)
- 13) 富士写真フィルム FCR-101 取り扱い説明書
- 14) D. M. Korn, A. R. Lubinsky, and J. F. Owen: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 108 (1986)
- 15) A. R. Lubinsky, J. F. Owen, and D. M. Korn: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 120 (1986)
- 16) K. R. Hoffmann, K. Doi, H.-P. Chan, L. Fencil, H. Fujita, and A. Muraki: Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng. **626** 326 (1986)
- 17) H. Fujita, K. Doi, L. E. Fencil, and K. G. Chua: Med. Phys. **14** 549 (1987)