

CRT モニタの解像特性

竹内知行・吉田 彰*・東 義晴*・杉田勝彦*・
中村伸枝・岸 幹二・平木祥夫**

RESOLUTION PROPERTIES OF CRT MONITORS

Tomoyuki TAKEUCHI, Akira YOSHIDA*, Yoshiharu AZUMA*, Katsuhiko SUGITA*,
Nobue NAKAMURA, Kanji KISHI and Yoshio HIRAKI**

SUMMARY

We have developed a new technique for measuring the modulation transfer function (MTF) of a cathode ray tube (CRT) monitor. The "nominal" MTF was measured by displaying a line image of a width of one pixel on the CRT monitor using the pattern generator. We also measured the effective pixel width. In order to obtain the "actual" MTF, the nominal MTF was divided by the sinc function which is the Fourier transform of the effective pixel width. The results indicate that the corrected MTF converges to the constant value as the effective pixel width is narrower. Thus, the actual MTFs were determined and compared in the horizontal direction for two CRT monitors.

Key Words ; CRT Monitor, Resolution, Effective Pixel Width,
Modulation Transfer Function (MTF)

1. はじめに

近年, CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging), DSA (Digital Subtraction Angiography), 画像処理装置, PACS (Picture Archiving and Communication System), X線TVなど画像診断の中でCRT (Cathode Ray Tube) モニタの利用頻度は極めて高く^{1)~3)}, 今後画像診断の中心的役割を果たすものと考えられる。

CRT モニタの性能は, 診断の正確さに直接結びつくが, その中でもモニタの解像特性が大きな影響を与えるものと思われる。CRTの解像特性の評価法として, 輝点スポットの観察とその顕微鏡測定, ラスタ縮小法, 輝度分布の測定と2-スリット法, 空間周波数レスポンス, テストパターン法,

SMPTE (Society of Motion Picture and Television Engineers) パターン法などさまざまな方法^{4)~9)}が, 従来より用いられてきた。ところで, 放射線画像の分野では, 解像特性を表す物理量としてMTF (Modulation Transfer Function) が頻繁に用いられており, なかでも増感紙フィルム系のMTF測定法は, スリット法¹⁰⁾が主流となっている。そのスリット法を, CRTモニタのMTF測定に適用した報告^{11), 12)}も2, 3見受けられる。それらは, 1ピクセル幅のライン像をCRT上に表示させ, “仮想スリット像”としている。しかしながら, これらの1ピクセル幅をもつ“スリット”の幅は, 数百 μm であり, 増感紙フィルム系で用いている10 μm の幅と比べると非常に大きい。ピクセル幅の補正をしなければ, そのMTFにはピク

岡山大学歯学部附属病院歯科放射線科

*岡山大学医療技術短期大学部診療放射線技術学科

**岡山大学医学部放射線医学教室

セル幅の因子の含まれた MTF となり CRT 固有の解像特性を表さない。とくに、ピクセル幅の異なる CRT モニタ間の解像度を比較する場合、直接的な比較はできず混乱を生ずることになろう。そこで、本研究では、ピクセル幅の MTF に及ぼす影響とその補正方法について検討したので報告する。

2. 実験方法

実験に使用した CRT モニタは、CCN-04B (東芝), AM-166 (松下通信工業) で、それぞれ CT 用、透視用 (X線テレビ) として臨床で用いている。それらの主な仕様を Table 1 に示す。CRT モニタのブライトネスとコントラストは、臨床で使用されている条件に設定した (SMPTE パターンで調整)。

Table 1. CRT モニタ(白黒)の仕様

	CCN-04B	AM-166
水平走査線数	1125本	1049本
映像増幅帯域幅	40MHz	24MHz
蛍光体	P4	P4
垂直同期周波数	60Hz	60Hz
水平同期周波数	33.7KHz	31.47KHz

2.1 ライン像とグレイスケールの撮影

ビデオ信号発生器 (パターンジェネレータ) VG-819 (アストロデザイン) を CRT モニタに接続し、パターンジェネレータのドットクロックを変化させて、適当なピクセル幅の 1 ラインを垂直方向に画面中央に表示する。そのライン像を 35mm カメラで RPC フィルム (Kodak) に撮影する。次に、パターンジェネレータにより、グレイスケールを CRT 画像に表示させ、ライン像と同様に RPC フィルムに撮影する。その際、グレイスケールの各段の輝度を輝度計 LS-100 (Minolta) で測定する。

撮影されたフィルムは、自動現像機 KX-300 (現像液: XD-90C, 定着液: XF-SR-C) (Konica) で 34°C, 90秒処理した。

2.2 実効ピクセル幅と拡大率

パターンジェネレータのドットクロックを 2.

1 と同一のままで CRT 画面中央に、5~10ピクセル間隔ごとに 3本の 1ピクセル幅の垂直ラインを表示する。その両端のライン間の長さを CRT 画面上で、読み取り顕微鏡 (島津 Type A) を用いて実測する。この距離を両端間のピクセル数で除したものを実効ピクセル幅とした。

また、上述の 3本のライン像を 2. 1 と同一の距離で RPC フィルムに撮影し、現像後、マイクロデンシトメータ PDM-5B (Konica) で走査した。そのマイクロトレースからフィルム上での両端ライン間隔を求め、この距離で対応する CRT 画面上での距離を除すことにより拡大率を計算した。

2.3 見かけの LSF と MTF の計算

2. 1 で得られた濃度階段とライン像を、マイクロデンシトメータ (アパーチャ 10 μ m \times 1000 μ m) で走査した。濃度-輝度曲線よりライン像の濃度分布曲線を輝度分布曲線に変換する (線形化)。輝度分布曲線に拡大率を乗じて CRT 画面上の座標に戻し、見かけの LSF_m (Line Spread Function) を求める。さらに LSF_m をフーリエ変換、指数関数によるトランケーションエラー補正¹³⁾して、MTF_m を計算した。この MTF_m には、ピクセル幅の因子が含まれており、真の MTF ではないため、便宜上見かけの MTF_m と呼ぶことにする。

2.4 真の MTF への変換

見かけの LSF_m は、真の LSF と実効ピクセル幅 a をもつ矩形関数とのコンボリューション積分 (たたみ込み積分)、

$$\text{LSF}_m(x) = \text{LSF}(x) * \text{rect}(x/a) \\ = \int_{-\infty}^{\infty} \text{LSF}(x-x_1) \text{rect}(x_1/a) dx_1 \quad (1)$$

で表されると仮定する。式(1)をフーリエ変換すると、

$$\text{OTF}_m(u) = \text{OTF}(u) \times \text{sinc}(\pi au) \quad (2)$$

ここで、OTF は Optical Transfer Function を表し、 u は空間周波数を表す。

OTF の絶対値が MTF であるから、真の MTF は

$$\text{MTF}(u) = \frac{\text{MTF}_m(u)}{|\text{sinc}(\pi au)|} \quad (3)$$

となり、見かけの MTF_m を実効ピクセル幅 a の

フーリエ変換である $\text{sinc}(\pi au)$ 関数の絶対値で除して得られる。

3. 結果と考察

3.1 実効ピクセル幅

パターンジェネレータによりドットクロックを変えて、CRT モニタ上に1ライン像を表示させたときの実効ピクセル幅の値を Table 2 に示す。表

Table 2. ドットクロックと実効ピクセル幅

ドットクロック (MHz)	CCN-04B (mm)	AM-166 (mm)
10.0	1.11	1.08
20.0	0.53	0.54
<u>27.4</u>	<u>0.38</u>	—
30.0	0.35	—
<u>40.0</u>	0.26	<u>0.27</u>
50.0	0.20	0.22
54.0	0.19	—
60.0	0.17	0.18
70.0	0.15	—
80.0	0.13	—

中、アンダーラインは、CCN-04B および AM-166 モニタが実際に臨床で使用されているドットクロックとそのときの実効ピクセル幅を表す。

3.2 見かけの MTF

Fig. 1 および Fig. 2 に、それぞれ CCN-04B, AM-166 の臨床で使用しているドットクロックでの見かけの MTF (MTF_m) を示す。Table 2 より、CCN-04B と AM-166 の実効ピクセル幅は、それぞれ 0.38mm, 0.27mm であるが、そのピクセル幅をもつ矩形関数のフーリエ変換である sinc 関数もあわせて示す。これらのモニタが理想的な解像特性をもつならば、MTF はその幅の sinc 関数

となるはずである。図より、CCN-04B と比較すると、AM-166 の方が期待される解像度に対して、実際の解像度が悪いことがわかる。

モニタ CCN-04B と AM-166 の実効ピクセル幅を変えて測定した見かけの MTF をそれぞれ Fig. 3, Fig. 4 に示す。当然のことではあるが、実効ピクセル幅が小さくなるにつれ、見かけの MTF 値が増す。

3.3 実効ピクセル幅による補正

CRT モニタ、CCN-04B の見かけの MTF を式 (3) に基づいて、実効ピクセル幅で補正を行った結果を Fig. 5 に示す。実効ピクセル幅が、0.38mm より小さくなると補正した MTF はほぼ一致している。同様に、AM-166 では、実効ピクセル幅が、0.27mm より小さくなると、補正した MTF は一定の値に収束する (Fig. 6)。

これらの結果より、ピクセル幅がある程度小さくなければ、この補正手段は有効ではないことが示唆される。

モニタ CCN-04B では実効ピクセル幅 0.13mm, AM-166 では 0.18mm で補正後の (真の) MTF の比較を Fig. 7 に示す。CCN-04B が AM-166 より解像度がよいことがわかる。Fig. 1 および Fig. 2 から、補正前の CCN-04B と AM-166 の見かけの MTF の比較を Fig. 8 に示す。Fig. 8 と比べると、Fig. 7 では、二つのモニタ間の MTF の差が大きくなっており、これが本研究に使用したモニタ間の解像特性の本来の差ではないかと思われる。

以上、今回の補正手段により、実効ピクセル幅の因子が消え、CRT モニタのもつ固有の伝達特性 (MTF) が明らかとなり、モニタ間の解像特性の直接比較が可能となった。

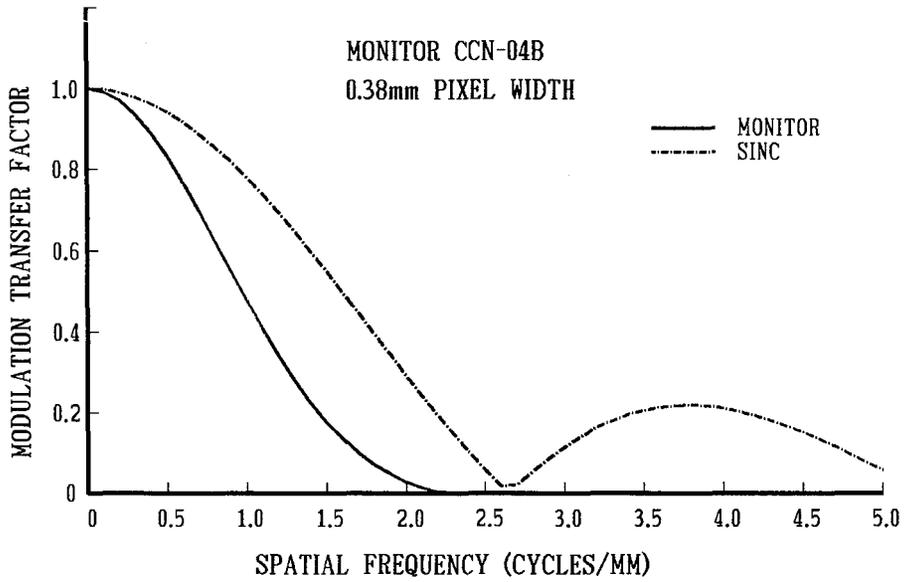


Fig. 1. CCN-04B モニタの臨床使用条件下での見かけの MTF とその実効ピクセル幅の sinc 関数の絶対値

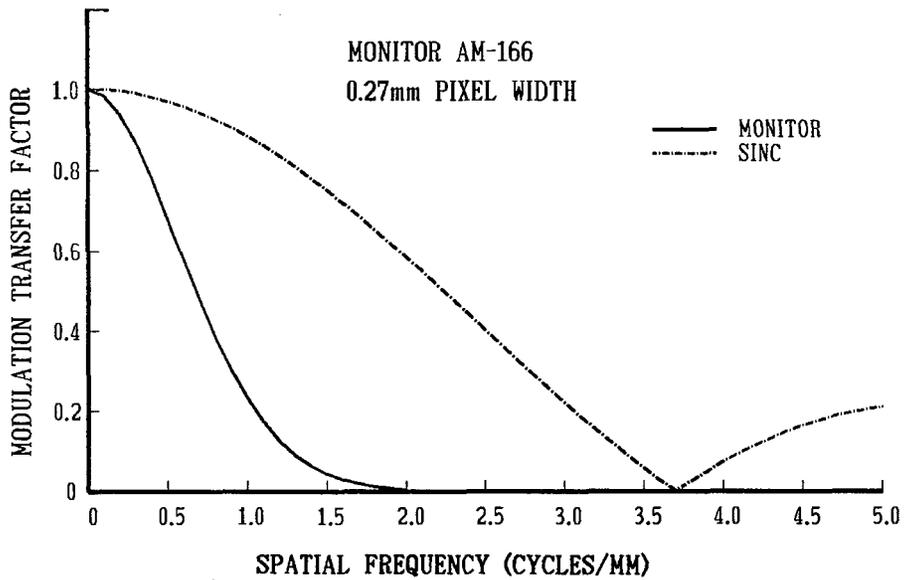


Fig. 2. AM-166 モニタの臨床使用条件下での見かけの MTF とその実効ピクセル幅の sinc 関数の絶対値

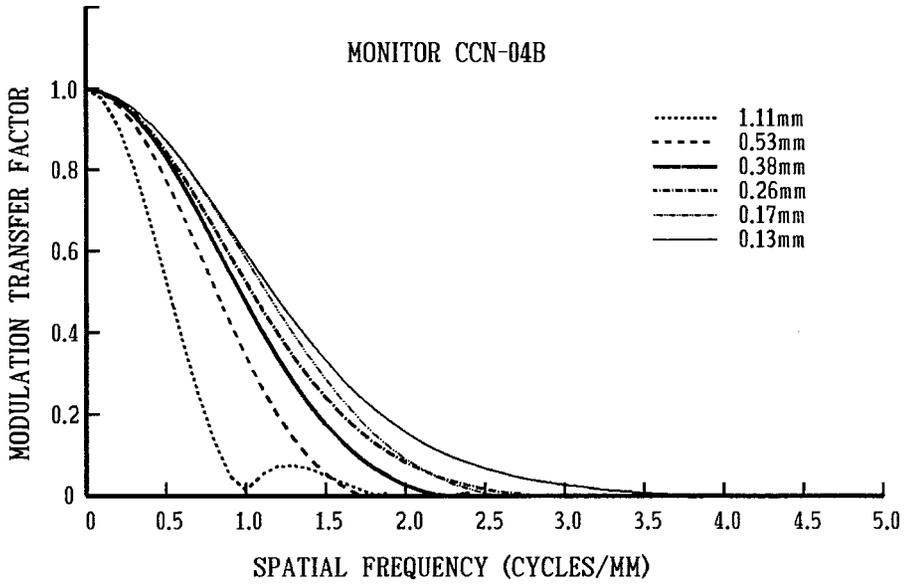


Fig. 3. 実効ピクセル幅の違いによる CCN-04B モニタの見かけの MTF の変化

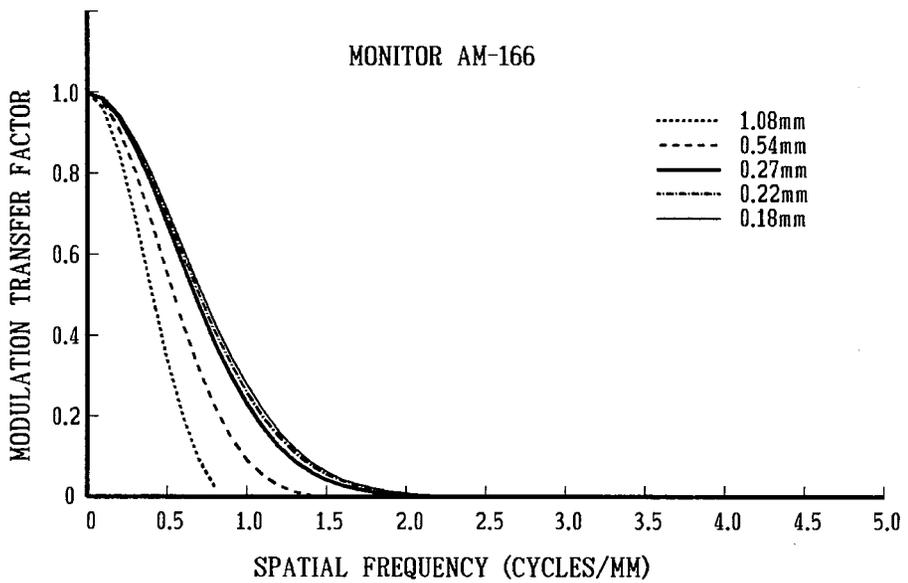


Fig. 4. 実効ピクセル幅の違いによる AM-166モニタの見かけの MTF の変化

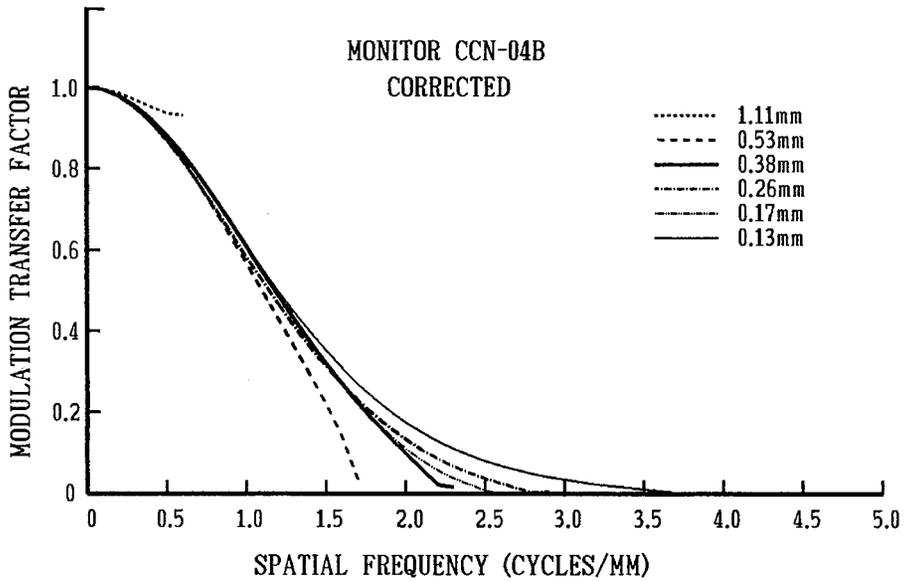


Fig. 5. CCN-04B モニタの実効ピクセル幅により補正した MTF

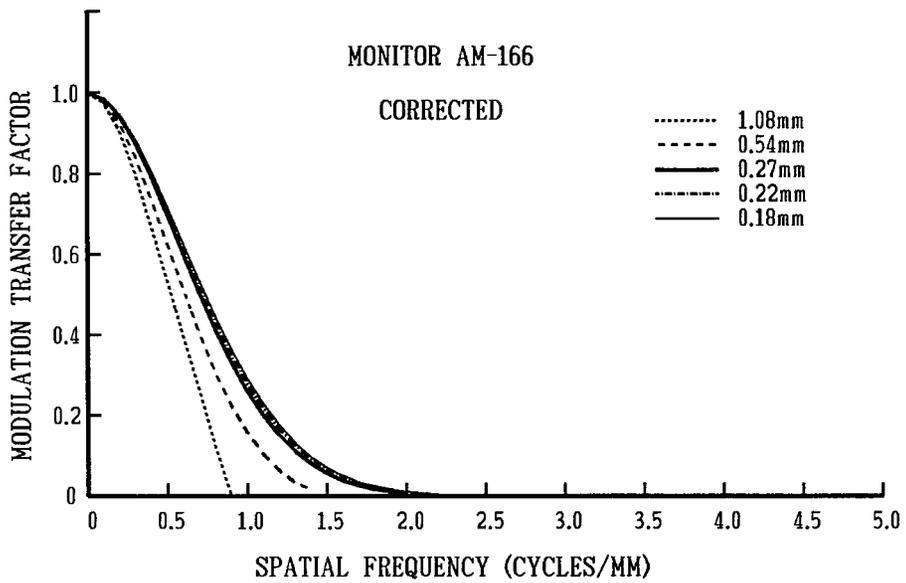


Fig. 6. AM-166 モニタの実効ピクセル幅により補正した MTF

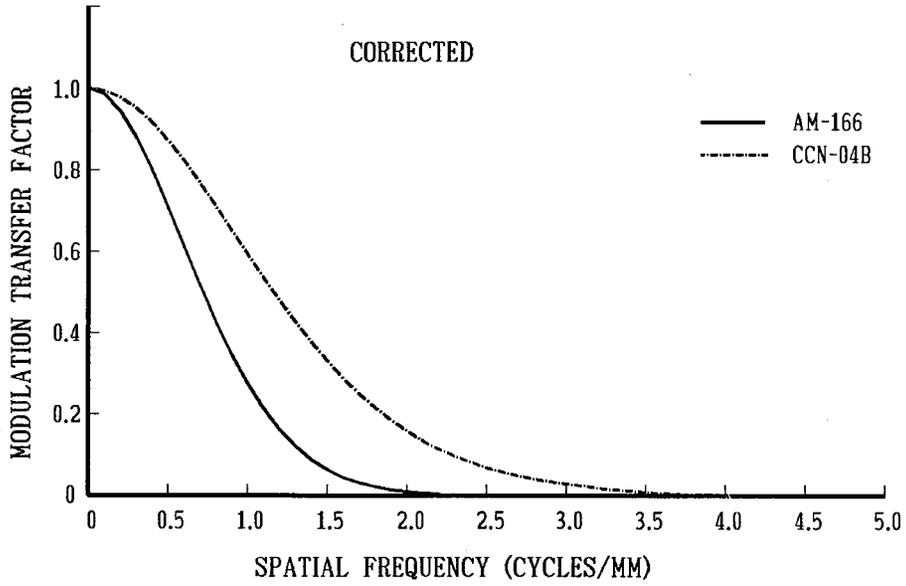


Fig. 7. CCN-04B と AM-166 モニタの補正した MTF の比較

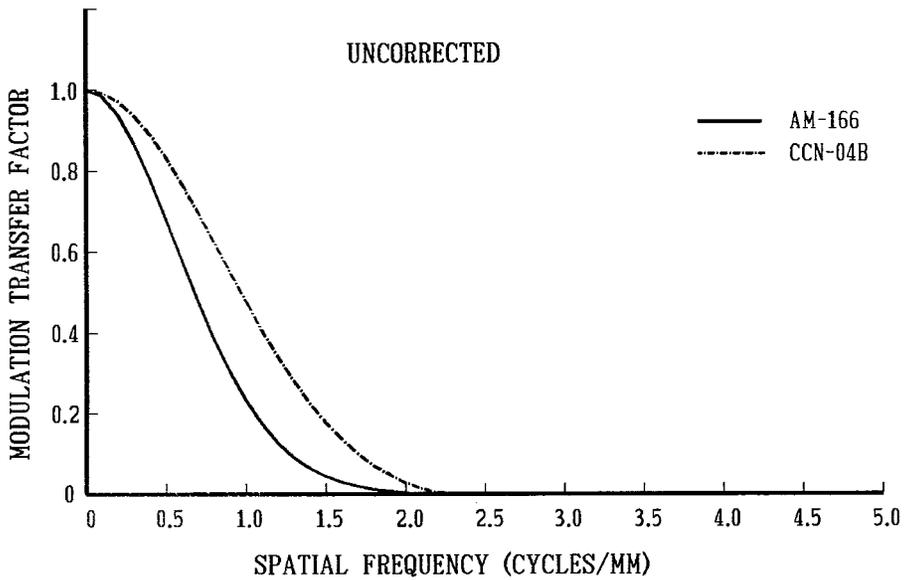


Fig. 8. CCN-04B と AM-166 モニタの補正前の (見かけの) MTF の比較

4. ま と め

今までの結果をまとめると、

- (1) 実効ピクセル幅の補正により、実効ピクセル幅が小さくなれば一定のMTF値に収束する。この値がCRTモニタの真のMTFに近い値と考えられる。
- (2) 補正の結果、実効ピクセル幅の因子が消え、他のCRTモニタとの解像特性(MTF)の直接比較が可能となった。

今回求めたMTFは、CRTモニタの水平方向でのMTFであり、いわゆる水平解像度といわれるものである¹⁴⁾。CRTの蛍光体自体には方向依存性は小さいと思われるが、入力信号が映像増幅回路に入り電子銃でCRT画面の蛍光体を刺激するとき、増幅特性、電子銃のフォーカシングなどによってボケの方向依存性が生じてくると推測される。したがって、垂直解像度も求める必要があるが、垂直方向の実効ピクセル幅の測定が困難であるため今後の検討課題としたい。

謝 辞

本実験に際し、CRTモニタの使用を快く許可して頂きました岡山大学医学部附属病院中央放射線部 三上泰隆技師長、ならびに延原栄太郎主任技師に深謝いたします。

参 考 文 献

- 1) "PACS"その実用化へのアプローチ. 第43回総会シンポジウム, 日放技学誌, 43: 1536-1563, 1987
- 2) MacMahon H, Metz CE, Doi K, Kim T, Giger ML, Chan HP: Digital Chest Radiography: Effect on Diagnostic Accuracy of Hard Copy, Conventional Video, and Reversed Gray Scale Video Display Formats. Radiology, 168: 669-673, 1988
- 3) 前田知穂, 小原秀一: CRT診断について(PACS—画像管理と画像表示—). 日放技学誌, 45: 669-676, 1989
- 4) 大石巖, 大越孝敬, 中山典彦: 画像ディスプレイ. テレビジョン学会編, コロナ社, 東京, PP58-60, 1975
- 5) 宮川洋: テレビジョン画像の評価技術. テレビジョン学会編, コロナ社, 東京, 1986
- 6) 河合輝男: テレビとビデオの画質. 光学, 17: 440-447, 1988
- 7) Gray JE, Lisk KG, Haddick DH, Harshbarger JH, Oosterhof A, Schwenker R: Test Pattern for Video Displays and Hard-Copy Cameras. Radiology, 154: 519-527, 1985
- 8) 日本医用画像工学会 CRT標準パターン基準作成委員会: 医用画像表示のための標準パターン CSP委員会勧告. MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, 5: 394-416, 1987
- 9) 伊藤善之, 石垣武男, 佐久間貞行: CRT表示におけるデジタルX線像の評価. 日医放会誌, 48: 1024-1031, 1988
- 10) Doi K, Holje G, Loo LN, Chan HP, Sandrik JM, Jennings RJ, Wagner RF: MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems. HHS Publication (FDA) 82-8187, 1982
- 11) Fujita H, Doi K, Giger ML: Investigation of basic imaging properties in digital radiography. 6. MTFs of II-TV digital imaging systems. Med. Phys., 12: 713-720, 1985
- 12) 杜下惇次, 藤田広志, 西原貞光, 山内秀一, 大塚昭義, 上田克彦, 金井一美, 藤川津義: CRTイメージングカメラのMTFの測定. 医用画像情報学会雑誌, 8: 77-85, 1991
- 13) Doi K, Strubler K, Rossmann K: Truncation errors in calculating the MTF of radiographic screen-film systems from the line spread function. Phys. Med. Biol., 17: 241-250, 1972
- 14) 大出良平: X線TVの基礎知識. 医歯薬出版, 東京, PP61-64, 1970

(1991年11月8日受理)