

異なる医用画像出力システムの鮮鋭度比較法

浮島 正之^{†a)} 中口 俊哉[†] 加藤 勝志^{††} 福知 芳和^{†††}
 津村 徳道[†] 松本 和正^{††} 柳川 範幸^{†††} 小倉 隆^{††}
 木川 隆司^{†††} 三宅 洋一^{†,†††}

Sharpness Comparison Method for Various Medical Imaging Systems

Masayuki UKISHIMA^{†a)}, Toshiya NAKAGUCHI[†], Katsushi KATO^{††}, Yoshikazu FUKUCHI^{†††}, Norimichi TSUMURA[†], Kazumasa MATSUMOTO^{††}, Noriyuki YANAGAWA^{†††}, Takashi OGURA^{††}, Takashi KIKAWA^{†††}, and Yoichi MIYAKE^{†,†††}

あらまし X線写真を用いた画像診断は古くから広く用いられてきた。近年では、デジタルX線画像撮影システムが開発されたことにより、X線画像が銀塩写真のみならず、CRT、LCD、インクジェットプリンタといった様々な画像出力システムに表示・記録されるようになった。本論文では、画質を決める因子の中でも特に重要な鮮鋭度に注目し、湿式及び感熱式銀塩プリンタ、高精細モノクロCRT及びLCDモニタ、医用インクジェットプリンタのフィルム出力及び光沢紙出力の計6種類の医用画像出力システムの画質をそれぞれ解析評価し、画質比較を行った。Gans' methodを用いて、ナイフエッジ画像の出力応答を解析し、MTF(modulation transfer function)を算出することで鮮鋭度を評価した。Gans' methodにおけるシフトずれの問題について指摘し、独自に改良を加え測定精度を向上させた。評価の結果、インクジェットプリンタは銀塩プリンタに劣らない鮮鋭度を有しており、CRTは鮮鋭度において他のシステムより不利であることがわかった。また、主観評価実験を通して、本手法が鮮鋭度を評価する尺度として有効であることを示した。

キーワード 鮮鋭度, 銀塩プリンタ, CRT, LCD, インクジェットプリンタ

1. ま え が き

1895年にレントゲンがX線を発見して以来、医用画像診断装置は人体を傷つげずに病巣を発見・診断できる医療機器として目覚ましい発展を遂げてきた。X線写真はX線の透過強度をフィルム上に出力する最も古い画像診断装置である。1980年以降、X線の透過強度が、フィルムではなくイメージングプレートと呼ばれ

るX線検出器に描出された後、画像読取装置(スキャナ)によって走査され画像信号をデジタル化する技術CR(computed radiography)が急速に発達した。

CR技術が確立される以前は、出力はフィルムへの銀塩写真に限られていたが、CRの発明による画像信号のデジタル化により、近年では銀塩プリンタ、CRT、LCDが出力システムとして広く用いられるようになった。さらに最近では、医用X線画像出力用のインクジェットプリンタも開発された。医用画像は、病状の早期発見や誤診を防ぐ目的から一般の画像に比べ高い画質を要求される。しかしながら、このように多くの種類の医用画像出力システムが用いられている中で、それぞれのシステムの画質比較に関する議論は十分になされていない。X線画像のような白黒画像の画質は主に階調再現[1][2]、鮮鋭度[1]~[5]、粒状度[1][2][8]などによって決定される。本論文では、画質を決める因子の中でも特に重要と言われる鮮鋭度に注目し、湿式及び感熱式銀塩プリンタ、高精細モノクロCRT及

[†] 千葉大学大学院自然科学研究科, 千葉市 Graduate School of Science and Technology, Chiba University, 1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba, 263-8522, Japan

^{††} キヤノン株式会社医療機器事業部, 東京都 Medical Equipment Group, CANON INC., 3-30-2, Shimomaruko, Ota-ku, Tokyo, 146-8501, Japan

^{†††} 千葉大学医学部附属病院, 千葉市 Department of Radiology Chiba University Medical Hospital, 1-8-1, Inohana, Tyuo-ku, Chiba, 260-8677, Japan

^{††††} 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター, 千葉市 Research Center Frontier Medical Engineering, Chiba University, 1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba, 263-8522, Japan

a) E-mail: ukishima@graduate.chiba-u.jp

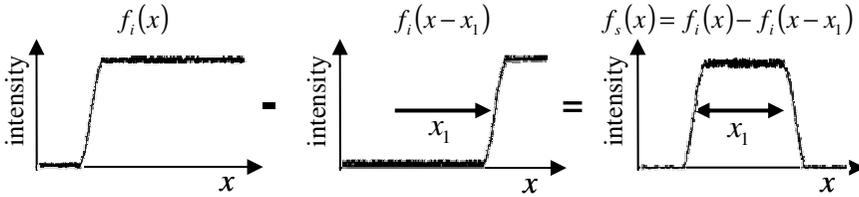


図 1 エッジ画像のシフト処理と減算による矩形画像の取得

Fig. 1 The process to obtain a rectangular function from the output edge. $f_s(x)$ is the obtained rectangular function, $f_i(x)$ is the output edge and $f_i(x-x_1)$ is the edge which is made by shifting $f_i(x)$ in length of x_1 .

びLCD モニタ, 医用インクジェットプリンタのフィルム出力及び光沢紙出力の計 6 種類の装置の出力画質を統一的に比較する手法を提案する。

本論文の構成は, 2 章では鮮鋭度評価尺度である MTF (modulation transfer function) の算出法について説明する. 3 章では様々な医用画像出力システムの MTF 計測実験について, 4 章では MTF と主観評価値との関係について議論する. 5 章で結論を述べる.

2. ESF の解析による MTF の算出法

2.1 Gans' method

画像の鮮鋭度を決定する尺度には限界解像度 [1] [2], アクュータンス [1] [2], MTF [1] ~ [7] など様々なものがある. 中でも MTF は最もよく用いられる尺度である. 線形システムを仮定した場合, MTF は LSF (line spread function) のフーリエ変換から計算される. LSF はナイフエッジ画像の入力応答の広がり ESF (edge spread function) から決定することができる. 無限長の長さを持つナイフエッジ画像の入力応答は以下の式で表すことができる.

$$f_i = \begin{cases} f_n(x) & x < 0 \\ f_c(x) & 0 \leq x < l \\ f_n(x) & l \leq x \end{cases} \quad (1)$$

ここで, $f_c(x)$ をシステムに出力可能な部分, $f_n(x)$ を出力不可能な部分とする. 簡単のため, 1 次元で説明している. $f_i(x)$ の周波数成分を解析することで MTF が算出できるが, 観測・撮影できるのは $f_c(x)$ のみであり, また, $f_c(x)$ は開始点 ($x=0$) と終了点 ($x=l$) でレベルが大きく異なるため, このまま離散フーリエ変換を適用することができない. この問題を解決するため, Gans' method [3] [9] では, 以下の式により矩形画像を得て, その矩形画像をフーリエ変換する.

$$f_s(x) = f_i(x) - f_i(x-x_1) \quad (2)$$

$f_i(x-x_1)$ は $f_i(x)$ を長さ x_1 だけシフトして得られた画像である. 図 1 はこの処理を模式的に示している. 減算処理によって, 画像のもつノイズ成分を削減する効果があり, これについては後で詳しく述べる. 矩形画像 $f_s(x)$ のフーリエ変換は以下で与えられる.

$$\begin{aligned} F_s(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} f_s(x)e^{-j\omega x} dx \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \{f_i(x) - f_i(x-x_1)\}e^{-j\omega x} dx \\ &= \int_l^0 \{f_i(x) - f_i(x-x_1)\}e^{-j\omega x} dx \\ &= F_i(\omega)[1 - e^{-j\omega x_1}] \end{aligned} \quad (3)$$

$$|F_s(\omega)| = 2|F_i(\omega) \sin(\omega x_1/2)| \quad (4)$$

MTF は $|F_s(\omega)|$ を sinc 関数 (理想的な矩形関数のフーリエ変換) で除算することによって算出できる [3].

$$\begin{aligned} \text{MTF}(\omega) &= \frac{|F_s(\omega)|}{|x_1 \text{sinc}(x_1\omega/2\pi)|} \\ \text{if } \omega &\neq \frac{2n\pi}{x_1}, n = \{0, 1, 2, \dots\} \end{aligned} \quad (5)$$

2.2 2 種類のシフト処理法

式 (2) 右辺の 2 枚のエッジ画像は, 以下の異なる 2 つの方法で得ることができる.

1. 1 度の撮影によって得られたエッジ画像データを数値的にシフトして 2 枚の画像を得る (図 2(a)).
2. 入力ナイフエッジをシフトして 2 度撮影を行い, 2 枚の画像を得る (図 2(b)).

1. の方法は, 撮影が 1 度であるため手軽であると共に, デジタルデータの数値的なシフトであるため任意の量を正確にシフトすることが可能である. 一方, 2. の方法は, 減算処理の過程でカメラに発生する空間依存ノイズを削減することができる. また, 計測対象がディスプレイモニタの場合は, ディスプレイもカメラも動かさずに 2 枚のシフト画像を撮影することができ

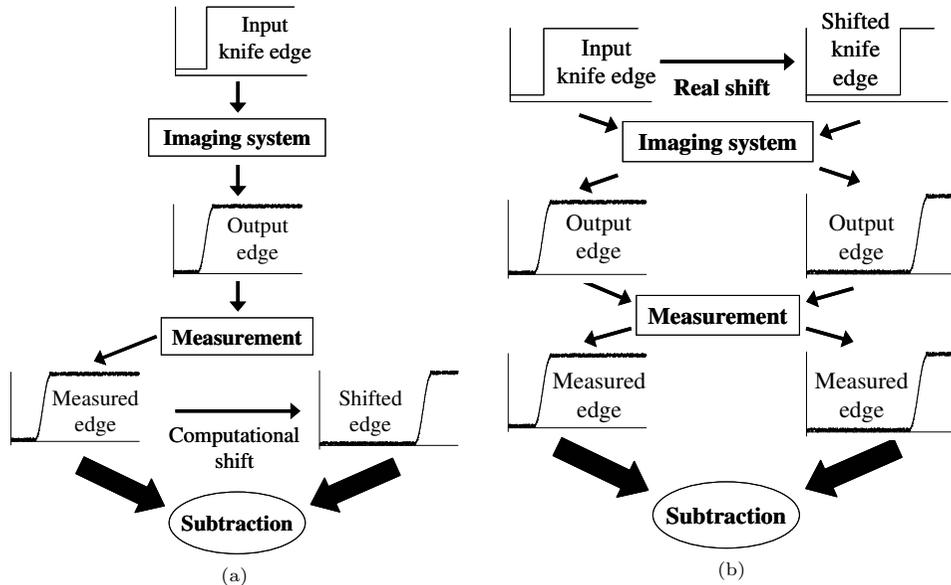


図 2 2 種類のシフト方法 (a) 数値的にシフトする方法 (b) 入力ナイフエッジをシフトし 2 度撮影する方法

Fig. 2 The process to shift edge images. (a) By calculation (b) Two ESFs by the exposure with and without shifting of knife edge

るため、ディスプレイ画素の構造ノイズも除去することができる。よって本研究では 2. の方法を採用した。

2. の方法の問題点として、2 度の撮影が必要であり、その際にどうしてもわずかなシフト誤差が生じる。そこで我々は、2. の方法によって生じてしまうシフト誤差を補正する方法“ modified Gans' method ”を提案する。

2.3 modified Gans' method

シフト長 $x_1 = l/2$ の割合でシフト処理されたと仮定する。このとき、理論的には、 $\omega_n = n\pi/x_1$ における $|F_s(\omega_n)|$ は式 (6) のようになる (図 3(a))。

$$F_s(\omega_n) = \begin{cases} 2|F_i(\omega_n)| & n = \pm 1, \pm 3, \pm 5, \dots \\ 0 & n = \pm 2, \pm 4, \dots \end{cases} \quad (6)$$

しかしながら、シフト誤差 x_e が生じた場合、 $x_1 = l/2 + x_e$ 、 $\omega'_n = n\pi/(x_1 - x_e)$ となるため、実際には $|F_s(\omega'_n)|$ は式 (7) のようになる (図 3(b))。

$$\begin{aligned} |F_s(\omega'_n)| &= 2|F_i(\omega'_n) \sin(\omega'_n x_1/2)| \\ &= 2 \left| F_i(\omega'_n) \sin \left(\frac{\pi n x_1}{2(x_1 - x_e)} \right) \right| \quad (7) \end{aligned}$$

シフト誤差 x_e は知ることができないため、正確な測定ができない。 ω_n の誤差 E は式 (8) で表せる。

$$\begin{aligned} E &= |\omega_n - \omega'_n| \\ &= \left| \left(\frac{1}{x_1} - \frac{1}{x_1 - x_e} \right) \cdot n\pi \right| \quad (8) \end{aligned}$$

E は n が増加するほど大きくなるため、 $|F_s(\omega'_n)|$ は高周波になるにつれ信頼性を失うことがわかる。

そこで我々はこの誤差を軽減するために次のような方法を提案する。式 (6) より理論的には n が (0 を除いた) 偶数のとき $|F_s(\omega_n)|$ は 0 になる。そこで、あらかじめ $l = 2x_1 + \alpha$ ($\alpha > 0$) となるように撮影を行い、 n が偶数で $|F_s(\omega'_n)|$ が 0 に近づくように矩形画像の長さ l を調整する。このようにすることで、シフト誤差による $|F_s(\omega'_n)|$ の誤差を最小限に軽減させることができる。また、 E を位置合わせの指標とし、 E を最も小さくするようにカメラの撮影ジオメトリを自動制御することができれば、高精度な自動撮影システムを実現できる。

3. 医用画像出力システムの MTF 計測

3.1 画像システムと実験機器の特性

本論文では、湿式銀塩プリンタ (MLP190, KO-DAK)、感熱式銀塩プリンタ (DRYSTAR3000, AGFA)、高精細モノクロ CRT モニタ (SMM21200P, SIEMENS)、高精細モノクロ LCD モニタ

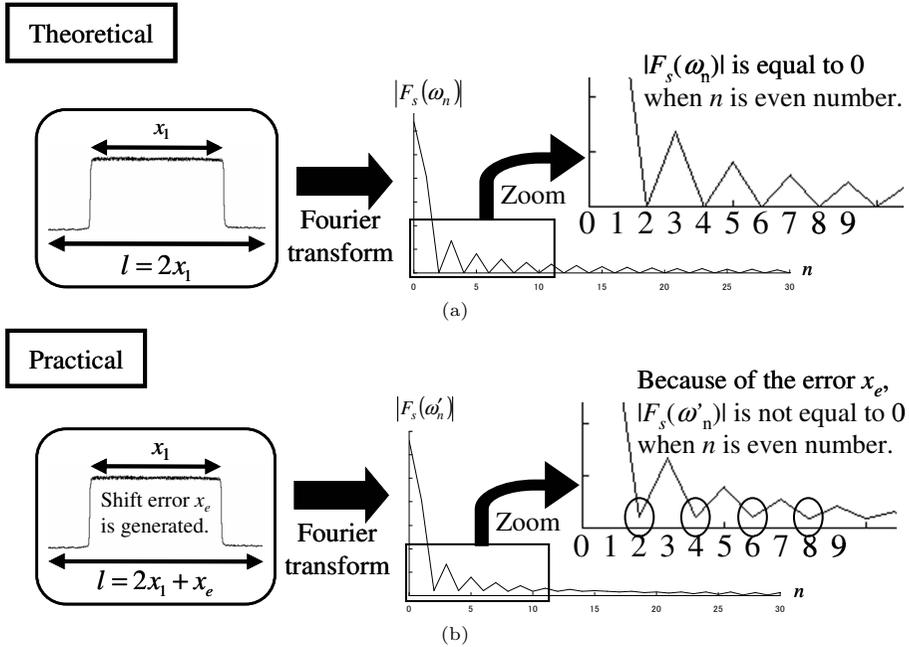


図 3 シフト誤差の $|F_s(\omega_n)|$ への影響
 (a) シフト誤差がない場合 (b) シフト誤差がある場合

Fig. 3 Influence by the shift error.

(a) Theoretical $|F_s(\omega_n)|$ (b) Practical $|F_s(\omega'_n)|$ with shift error x_c

表 1 各医用画像システムの仕様

Table 1 Specification of each imaging system used in this research.

	Maximum resolution [pixel]	Sampling pitch [mm/pixel]	Nyquist frequency [lp/mm]
Wet-Silver	4096 x 5120	0.08	6.25
Dry-Silver	4256 x 5174	0.079	6.33
CRT	2048 x 2560	0.146	3.44
LCD	1536 x 2048	0.207	2.42
Ink-Paper	4800 x 6825	0.042	11.9
Ink-Film	6430 x 7840	0.042	11.9

(MDL2102A, TOTOKU), 医用インクジェットプリンタ (CXJ3000, CANON) のフィルム出力及び光沢紙出力の計 6 種類の医用画像出力システムを対象とし, MTF を計測した. 簡単のため, 今後はそれぞれを Wet-Silver, Dry-Silver, CRT, LCD, Ink-Film, Ink-Paper と表記する. 表 1 は各システムの仕様を示している. エッジ画像の撮影にはデジタルマイクロスコープ (VH-5000, KEYENCE) を用いた. これは撮影倍率を 25 倍から 175 倍まで変化させることが可能で, インクジェットプリンタのように高い解像度を持つデバイスに対しても十分な観測ができる.

3.2 システムの線形化

MTF は線形システムでのみ定義できるが, 多くの

画像システムには入力画素値と出力の測光量の関係に非線形ガンマ特性が設定されている. システムを線形に補正するため, 画素値 I を入力したときの出力値を測光し, 様々な I に対応する測光量を求め, 各画像システムごとに特性曲線を求める. 一般に測光量 P は式 (9) で定義できる.

$$P = \int_{vis} \phi(\lambda)V(\lambda)d\lambda \quad (9)$$

λ は波長 (nm), $\phi(\lambda)$ は光刺激, $V(\lambda)$ は CIE 標準分光視感効率 [10] である. \int_{vis} は可視波長域での積分を示している. $\phi(\lambda)$ は物体色, 光源色で定義が異なり, さらに物体色は透過物, 反射物で定義が異なる. 今回

対象とする画像システムでは Wet-Silver, Dry-Silver, Ink-Film は物体色の透過物 (光源はシャウカステン (FL15WX3, SEICO) を使用), Ink-Paper は物体色の反射物 (光源はマイクロスコープに取り付けられたリング照明を使用), CRT, LCD は光源色である. それぞれの画像システムの $\phi(\lambda)$ は式 (10) で表せる.

$$\phi(\lambda) = \begin{cases} E_f(\lambda)T(\lambda) & \text{when } \begin{cases} \text{Wet-Silver} \\ \text{Dry-Silver} \\ \text{Ink-Film} \end{cases} \\ E_m(\lambda)R(\lambda) & \text{when Ink-Paper} \\ E_o(\lambda) & \text{when CRT, LCD} \end{cases} \quad (10)$$

$E_f(\lambda)$ はシャウカステンの分光放射輝度, $T(\lambda)$ はそれぞれの透過物の分光透過率, $E_m(\lambda)$ はデジタルマイクロスコープに取り付けられたリング照明の分光放射輝度, $R(\lambda)$ は Ink-Paper の分光反射率, $E_o(\lambda)$ は CRT 及び LCD の分光放射輝度である. $E_f(\lambda)$, $E_m(\lambda)$, $E_o(\lambda)$ は分光放射輝度計 (CS-1000, KONICA MINOLTA), $T(\lambda)$, $R(\lambda)$ は分光光度計 (SPECTRAFLASH 500, DATACOLOR) を用いて測定した. さらに $T(\lambda)$, $R(\lambda)$, $E(\lambda)$ は画像システムや入力画素値 I によって変化し, 式 (11) で表せる.

$$\begin{cases} T(\lambda) = \xi(I, S)T'(\lambda) \\ R(\lambda) = \xi(I, S)R'(\lambda) \\ E_o(\lambda) = \xi(I, S)E'_o(\lambda) \end{cases} \quad (11)$$

$\xi(I, S)$ は入力特性を決定する非線形関数であり, $T(\lambda)$, $R(\lambda)$, $E_o(\lambda)$ が入力画素値 I や画像システム S に依存することを示す. $T'(\lambda)$, $R'(\lambda)$, $E'_o(\lambda)$ は, $I = 0$ のときの $T(\lambda)$, $R(\lambda)$, $E_o(\lambda)$ と定める. 式 (9) ~ (11) より, 測光量 P を式 (12) で表せる.

$$P = \begin{cases} \xi(I, S) \cdot \int_{vis} E_f(\lambda)T'(\lambda)d\lambda \\ \xi(I, S) \cdot \int_{vis} E_m(\lambda)R'(\lambda)d\lambda \\ \xi(I, S) \cdot \int_{vis} E'_o(\lambda) \end{cases} \quad (12)$$

$$= H(I, S)$$

この特性関数 $H(I, S)$ は 12bit 階調の画像を仮定し, $I = \{0, 255, 511, 767, \dots, 4095\}$ の 17 点で各システムごと計測し, 多項式近似を用いて算出した. また, 各画像システムの $H(I, S)$ は最大値が 100 になるように正規化した. $H(I, S)$ の逆関数 (式 (13)) を用い, 入力画像を測光量 P で作成することで, 非線形空間から線形空間への補正ができる.

$$I = H^{-1}(P, S) \quad (13)$$

3.3 MTF 計測実験

2 章で提案した modified Gans' method を用いて, 各医用画像出力システムの MTF を計測した. エリアリングの影響を軽減するため, 出力画像 1 ピクセルを CCD カメラの画素 10×10 ピクセルの割合で撮影するようにデジタルマイクロスコープの倍率を拡大調整し撮影を行い, 画像システムのナイキスト周波数の 10 倍の比率でサンプリングした. 入力画像は開始点-終了点の測光量 P が 20-80% に横方向に変化するエッジ画像を使用した. 撮影した画像は縦方向に平均し, 1 次元の ESF を得た.

図 4 に計測結果を示す. LCD はナイキスト周波数近くまで MTF が低下しない特性を示した. これは LCD の画素の孤立性が他のシステムに比べ非常に高く, エッジの広がりが小さいからであると考えられる. 銀塩プリンタでは, 湿式は感熱式に比べ高い MTF 特性を示した. インクジェットプリンタの媒体比較では, 光沢紙出力よりフィルム出力の方が良好な特性を示した. これは光沢紙内部で光散乱が生じ光学的ドットゲインが生じたことによりインクドットがぼけたからであると考えられる. CRT は他のシステムに比べ不利な特性を示しているが, これは電子ビームの空間的広がりやラスタの時間的な揺らぎが主な原因となっていると考えられる.

本実験で対象としたシステムにおける鮮鋭度の関係は以下ようになった.

$$\text{LCD} \cong \text{Ink-Film} > \text{Wet-Silver} \\ > \text{Ink-Paper} \cong \text{Dry-Silver} > \text{CRT}$$

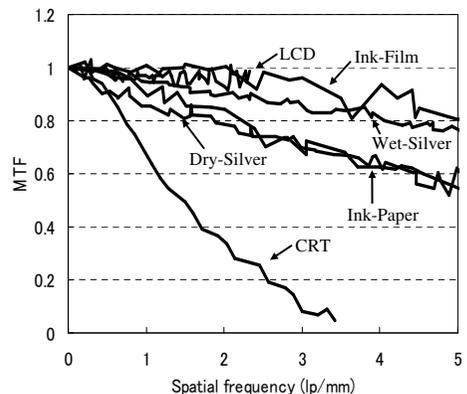


図 4 MTF 計測の結果
Fig. 4 Comparison of MTFs of every imaging system.

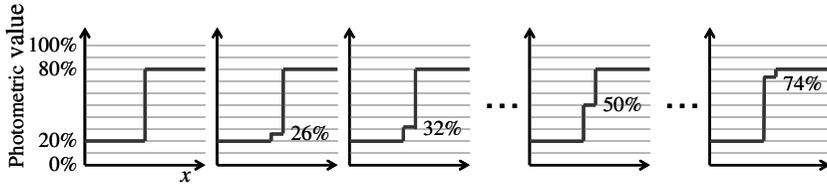


図 5 1 ピクセル幅の中間調をもつエッジ
Fig. 5 The edges which have the middle tone of one pixel width.

4. 有効性評価実験

3章で計測した MTF が、鮮鋭度を評価する尺度として有効であるかについて議論する必要がある。本章では、LCD を対象として、ぼかしを加えたエッジ画像を表示することで MTF を変化させ、同エッジ画像に対して主観評価実験を行うことにより、MTF と主観評価値の関係を解析する。

4.1 バイリニア縮小補間処理によるぼけ

一般に、ディスプレイモニタの解像度は、CR によって取得したデジタルデータに比べサイズが小さいため、画像を全画面表示する際にはなんらかの縮小補間処理をする必要がある。ナイフエッジ画像に対しバイリニア縮小補間を適用した場合、エッジ傾斜部に 1 ピクセル幅の中間調が生じる。この中間調はエッジのぼけに寄与すると考えられる。そこで図 5 に示されるような中間調をもつエッジを使用し、ナイフエッジ入力 バイリニア縮小補間処理 エッジ出力の処理間の MTF 計測を行った結果、図 6 の MTF 特性が得られた。MTF の特性カーブが中間調により劣化し、劣化量は中間調の強度レベルに依存していることがわかる。また、最も MTF 特性が悪くなる中間調レベルの条件は 44% と 50% の間にあることが予想できる。最悪の条件が 50% にならない理由としては、LCD1 画素の輝度分布の非対称性が関係していると考えられる。

4.2 物理評価値と主観評価値の関係

図 5 のエッジ画像に対し、鮮鋭度に関する主観評価実験を行い、図 6 の MTF 特性と比較することにより、MTF と主観評価値の関係を解析することができる。

まず、物理評価値として MTF 特性から MTF 指数を定義する。MTF 指数には、視覚系の MTF と画像システムの MTF の積分値を基本とする評価値 SQF [1] を用いた。SQF は画像システムの MTF が空間周波数に関わらず 1 であるような理想的なシステムのとき、値が 1 となるような量である。

$$SQF = \frac{\int_0^{u_n} MTF_{LCD}(u) \cdot MTF_v(u) du}{\int_0^{u_n} MTF_v(u) du} \quad (14)$$

変数 u は空間周波数 (lp/mm) , u_n は LCD のナイキスト周波数 (lp/mm) , $MTF_v(x)$ は視覚系の MTF である。視覚系の MTF には Sullivan らによって提案された近似モデル [11] を用いた。

$$MTF_v(u) = \begin{cases} 1 & u \leq u_{max} \\ a \left(b + \frac{c\pi Lu}{180} \right) \exp \left\{ - \left(\frac{c\pi Lu}{180} \right)^d \right\} & u > u_{max} \end{cases} \quad (15)$$

L は視距離 (本研究では 500mm に設定) , u_{max} は $MTF_v(u)$ が最大になるときの空間周波数である。また、 a, b, c, d はモデルの係数で、それぞれ $a = 2.2, b = 0.192, c = 0.114, d = 1.1$ である。鮮鋭度に関する主観評価実験は以下の条件で行った。

評価方法	: Thurstone の一対比較法 [12]
対象システム	: LCD
評価サンプル	: 図 5 のエッジの出力画像
被験者	: 一般男女 10 人 (22 ~ 26 才)
視距離	: 500mm

図 7 は SQF と主観評価値の関係を示している。相関係数 0.985 という非常に高い相関を示した。このことから、図 6 に示された MTF は人の知覚する鮮鋭度を精度良く表していると言える。他の画像システムにおいても、光刺激の ESF から MTF を算出したという点では同様であるため、図 4 の結果も鮮鋭度を表す特性として信頼できると考えられる。modified Gans' method を用いた MTF 計測が、画像システムの鮮鋭度評価に効果的であるということが示された。

5. む す び

ステップ関数のフーリエ変換の一手法である Gans' method を実際に使用する際のシフトずれの問題に対

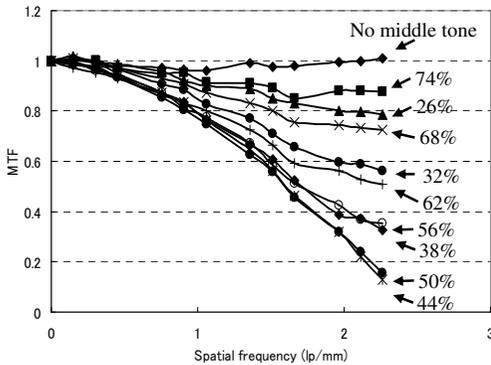


図 6 様々なレベルの中間調をもつ入力エッジに対する、入力-補間処理-LCD 出力の処理間の MTF 計測結果
 Fig. 6 The results of the MTF of the process between input-interpolation-output to the LCD. The percentages mean the photometric value level of the middle tone.

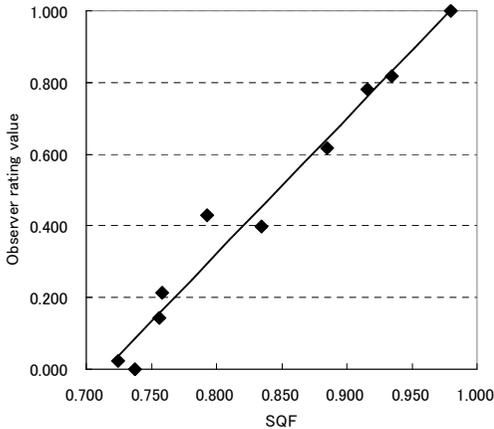


図 7 SQF と主観評価値の関係
 Fig. 7 The relationship between the SQF and the observer rating value.

して、提案した補正処理を行うことで測定精度が向上した。デジタルマイクロスコブを使用し、提案した modified Gans' method によって MTF 計測を行うことにより、湿式及び感熱式銀塩プリンタ、高精細モノクロ CRT 及び LCD モニタ、医用インクジェットプリンタフィルム出力及び光沢紙出力といった、解像度や表示形式の異なる計 6 種の医用画像出力システムの鮮鋭度を同一の指標で評価・比較した。その結果、本実験で対象としたシステムにおいては、LCD はナイキスト周波数近くまで MTF が低下しない特性があること、インクジェット出力の鮮鋭度は、光沢紙出力よりフィルム出力の方が良好で、共に銀塩出力のそれ

に劣らないこと、CRT は鮮鋭度において他のシステムに比べ不利な特性をもつことなどがわかった。さらに、主観評価実験を通して、MTF 特性から定義した物理評価値 SQF が主観評価値と良く相関することを示した。このことから、計測結果の信頼性や、我々の提案した手法が鮮鋭度計測に効果的であることが示された。今後新たなデバイスが登場した際にも本手法により鮮鋭度比較が可能であるだろう。

本論文では、一般人を対象に主観評価実験を行った。今後の方針として、実際に医用画像を読影する医師による主観評価実験を行うことが必要である。

文 献

- [1] 三宅洋一, デジタルカラー画像の解析・評価, 東京大学出版会, 東京, 2002.
- [2] 三宅洋一, 画像解析・評価の基礎と応用, 応用技術出版, 東京, 1991.
- [3] A. S. Chawla, H. Roehrig, J. Fan and K. Gandhi, "Real-time MTF evaluation of displays in the clinical arena," Proc. SPIE, vol.5029-84, Feb, 2003.
- [4] J. S. Song, Y. W. Lee, I. W. Lee, J. H. Jo and T. K. Lim, "New synthetic evaluation of color display using polychromatic MTF," Projection Displays IX, Ming H. Wu; Editor, Proc. SPIE, vol.5002, pp.144-153, 2003.
- [5] J. S. Song, Y. W. Lee, I. W. Lee, J. H. Jo and S. Chang, "Evaluation of color display by polychromatic MTF," Projection Displays VIII, Ming H. Wu; Editor, Proc SPIE, vol.4657, pp.112-121, 2002.
- [6] D. N. Sitter, Jr., J. S. Goddard and R. K. Ferrell, "Method for the measurement of the modulation transfer function of sampled imaging systems from bar-target patterns," Appl. Opt., vol.34, no.4, pp.746-751, 1995.
- [7] S. K. Park, R. Schowengerdt, and M. Kaczynski, "Modulation Transfer function analysis for sampled image systems," Appl. Opt., vol.23, no.15, pp.2572-2582, 1984.
- [8] H. Roehrig, A. Krupinski, A. S. Chawla, J. Fan and K. Gandhi, "Spatial Noise and Threshold Contrasts in LCD Displays," Proc. SPIE conference on Medical Imaging, vol.5034, pp.15-20, Feb, 2003.
- [9] W. L. Gans and N. S. Nahman, "Continuous and discrete Fourier transforms of step-like waveforms," IEEE Trans. Instrum. Meas., IM-31, pp.97-101, June, 1982.
- [10] 大田登, 色彩工学, 東京電機大学出版局, 東京, 2003.
- [11] H. R. Kang, "Digital Color Halftoning," pp.73, The Institute of Electrical and Electronic Engineers, Inc., New York.
- [12] 武藤真介, 計量心理学, pp.48-64, 朝倉書店, 東京, 1982.

(平成 18 年 7 月 21 日受付)



浮島 正之 (学生員)

2005年, 千葉大学工学部情報画像工学科卒業。現在, 同大学大学院自然科学研究科 修士課程。画像評価, 画像解析に関する研究に従事。電子情報通信学会, 日本放射線技術学会, 各会員。



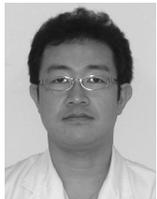
中口 俊哉 (正員)

2003年, 上智大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。現在, 千葉大学工学部情報画像工学科 助手。2001-2003年, 日本学術振興会特別研究員。画像解析, 画像評価, 医用画像処理, 組合せ最適化に関する研究に従事。IEEE, 電子情報通信学会, IS&T, 日本写真学会, 各会員。



加藤 勝志

1992年, 日本大学生産工学部機械工学科卒業。同年, キヤノン株式会社入社, 医療機器事業部に配属。医用画像出力システムのメカ設計, 画像評価の業務等を経て, 現在, DR システム開発部 DR システム第二設計室に所属。X 線撮影機器の製品開発業務に従事。



福知 芳和

1991年, 千葉大学医学部附属診療放射線技師学校卒業。1994年より千葉大学医学部附属病院放射線部。2002年, 千葉大学工学部都市環境システム学科卒業。千葉大学工学部と画像評価に関する共同研究に従事。千葉撮影技術研究会, 千葉放射線技術フォーラム, 各幹事。



津村 徳道 (正員)

1995年, 大阪大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。現在, 千葉大学工学部情報画像工学科 助教授。医用画像工学, 計測画像工学, 色再現工学, 質感再現工学の研究に従事。IS&T, 日本光学会, 日本写真学会, 日本医用画像光学会, 電子情報通信学会, 各会員。



松本 和正

1980年, 岩手大学工学部電子工学科卒業。現在, キヤノン株式会社 医療機器事業部 医療機器開発センター - DR システム開発部 DR システム第三設計室 室長。1987年, 医療機器事業部に配属。医用画像出力システムの電気設計, 画像評価の業務等を経て, 現在は, X 線撮影機器全般の製品開発業務に従事。日本写真学会会員。



柳川 範幸

1983年, 千葉大学医学部附属診療放射線技師学校卒業。同年より千葉大学医学部附属病院放射線部。1990年, 放送大学卒業。MDCT による心臓画像解析, 人工股関節 CT, 胆道胆管 3D に関する研究に従事。日本放射線技術学会撮影分科会委員 (CT)。日本放射線技術学会関東部会 (CTGUM), 千葉 CT 研究会, 各代表幹事。



小倉 隆

1992年, 千葉大学工学部画像工学科卒業。1994年, 同大学大学院修士課程修了。同年, キヤノン株式会社入社, 医療機器事業部に配属。現在, DR システム開発部 DR システム第一設計室に所属。X 線撮影機器の画像評価および画像処理開発業務に従事。日本放射線技術学会会員。



木川 隆司

1975年, 千葉大学医学部附属診療放射線技師学校卒業。2003年, 千葉大学医学部附属病院 副診療放射線技師長。2005年より千葉大学医学部附属病院 診療放射線技師長。装置メーカーに先駆けて CCD カメラ装着の血管撮影装置の開発。本邦初の回転 DSA 画像の作成に成功。日本放射線技術学会, 日本核医学会, 日本核医学技術学会, 各会員。



三宅 洋一 (正員)

1968年, 千葉大学大学院修士課程修了。京都工芸繊維大学助手, 助教授, 千葉大学工学部助教授を経て, 1989年, 同教授。1978-1979年スイス連邦工科大学研究員。1997年, ロチェスター大学客員教授。2003年よりフロンティアメディカル工学研究開発センター長。医用画像工学, 画像評価, 色再現工学の研究に従事。IS&T フェロー・名誉会員, 日本光学会, 電子情報通信学会, 各会員。工学博士。

Abstract In recent years, many kinds of displays and recording systems for X-ray medical images have been used. In this paper, the sharpness of various medical imaging systems are analyzed and compared, such as the wet type and dry type photo printers using a silver halide material, high accurate monochrome CRT and LCD monitors, and the exclusive film and glossy paper by medical inkjet printer. The Gans' method is modified to calculate the MTF with accuracy. It was well correlated between the MTF and observer rating value. From here, we consider the proposed method is effective.

Key words sharpness, silver halide, CRT, LCD, inkjet printer