資料

市販のデジタルカメラを用いた
医用液晶ディスプレイ評価のための画質測定ツール徳禮将吾¹ 大柿 護² 伴場裕介² 幾嶋洋一郎¹ 岩永秀幸³ 橋本憲幸² 杜下淳次⁴論文受付
2018 年 9 月 12 日論文受理
2018 年 12 月 4 日

Code No. 590

¹ 純真学園大学保健医療学部放射線技術科学科² EIZO 株式会社³ 山口大学医学部附属病院放射線部⁴ 九州大学大学院医学研究院保健学部門医用量子線科学分野

緒言

画像診断や画像および電子カルテ参照に用いられる医用液晶ディスプレイ (liquid-crystal display: LCD) は、液晶パネルの高解像度化・高輝度化や、カラー LCD の台頭、発光ダイオード (light-emitting diode: LED) を光源としたバックライトの搭載などの技術的

な発展を遂げ、更にはタブレット端末やノート型パーソナルコンピュータが医療現場で使用されている。LCD の画素は物理的に固定され、その形状は表示位置や明るさに関係なく、経時的にほぼ変化しないため、品質管理に関するガイドラインでは画質指標である鮮鋭度や粒状性の評価は必須とされてはいない

Assessment Tool of Image Quality for Medical Liquid-crystal Displays Using
Commercially Available Digital CamerasShogo Tokurei,^{1*} Mamoru Ogaki,² Yusuke Bamba,² Yoichiro Ikushima,¹ Hideyuki Iwanaga,³
Noriyuki Hashimoto,² and Junji Morishita⁴¹ Department of Radiological Science, Faculty of Health Sciences, Junshin Gakuen University² EIZO Corporation³ Department of Radiological Technology, Yamaguchi University Hospital⁴ Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

Received September 12, 2018; Revision accepted December 4, 2018

Code No. 590

Summary

We developed a simplified tool for measuring image quality of medical liquid-crystal displays (LCDs) using a commercially available color digital camera. This tool implemented as a plug-in software for ImageJ (open-source image processing program) was designed to compute modulation transfer functions (MTFs) and Wiener spectra (WS) of monochrome and color LCDs from LCD photographed images captured by a camera. The intensities of the red (R), green (G), and blue (B) signals of the unprocessed image data depend on the spectral sensitivity of the image sensor used in the camera. In order to evaluate image quality based on LCD luminance, the plug-in software calibrates the RGB signals from the camera using measured luminance of the LCD and converts them into grayscale signals that correspond to the luminance of the LCD. The MTFs and WS are determined based on the line response from a one-pixel line image and the one-dimensional noise profiles acquired by scanning the uniform image using numerically synthesized slit, respectively. With this plug-in software for ImageJ, we are able to readily compute MTFs and WS of both monochrome and color LCDs from unprocessed image data of cameras. Our simplified tool is helpful to evaluate and understand the physical performance of LCDs for a large number of display users in hospitals and medical centers.

Key words: liquid-crystal display (LCD), commercially available color digital camera, modulation transfer function (MTF), Wiener spectrum (WS)

*Proceeding author

が¹⁾、LCD の画素構造や表面処理、信号処理などによって鮮鋭度や粒状性は異なるため画質評価そのものは必要である。これまで日本放射線技術学会では、増感紙フィルム、コンピューテッドラジオグラフィやフラットパネルディテクタ、X 線コンピュータ断層撮影 (computed tomography: CT) 装置などの性能評価に取り組んできたが、最終的に医用画像を表示し観察する医用 LCD の性能評価への関心はあまり高くはない。

しかし、医療現場では使用目的に適した LCD を、表示性能とコストを考慮して、さまざまな性能をもつ LCDの中から選択しなければならず、医療現場でも LCD の性能を評価できる環境の構築が望ましい²⁾。

米国医学物理学会 (American Association of Physicists in Medicine: AAPM) Task Group 18 (TG18) が発表した品質管理に関するガイドラインでは、医用 LCD の鮮鋭度と粒状性に関して目視評価のほかに高度な定量評価として変調伝達関数 (modulation transfer function: MTF) とウィナースペクトル (Wiener spectrum: WS) の測定方法を記載している^{3,4)}。MTF や WS などの画質測定には二次元イメージセンサで LCD の輝度分布を測定する必要がある。これまで、高価な二次元輝度計ではなく、一般写真用に市販されている一眼レフレックスデジタルカメラ (以下、デジタルカメラ) を用いた医用 LCD の画質評価の方法がいくつか報告されているが^{5~7)}、デジタルカメラの撮影データの解析が煩雑なためか、普及までは至っていない。われわれは、医療現場の診療放射線技師をはじめとするディスプレイユーザがモノクロおよびカラーの医用 LCD の画質評価を簡便に行うために、デジタルカメラで LCD を撮影した画像データを解析して LCD の MTF と WS を算出する画質測定ツールを、ImageJ[®] のプラグイン⁹⁾ を利用して開発した。本資料では、開発した画質測定ツールによる評価方法を主に、デジタルカメラを用いたモノクロおよびカラーの医用 LCD の画質評価について述べる。

1. 方 法

モノクロ (RadiForce GX240, EIZO 株式会社) とカラー (RadiForce RX240, EIZO 株式会社) の 2 メガピクセルの医用 LCD の画質評価⁷⁾ を例に、ImageJ のプラグインを用いた画質測定ツールによる評価方法について報告する。

1-1 ImageJ のプラグインツールを用いた LCD の画質測定の手順

ImageJ のプラグインによって開発した画質測定

ツールを用いて LCD の画質を評価する手順は、まず①LCD 上に表示したテストパターンをデジタルカメラで撮影する (1-2)。そして ImageJ のプラグインツールを用いて、②撮影した画像データを LCD の輝度情報に相当するグレースケール画像に変換し (1-3)⁷⁾、③グレースケール画像が示す LCD の二次元輝度分布から、LCD の MTF (1-4) と WS (1-5) をそれぞれ算出する。

1-2 デジタルカメラを用いた LCD の撮影

本稿で紹介する画質測定ツールで LCD の画質を評価するために、まず各種のテストパターンなどを表示した LCD の画面をデジタルカメラで撮影した画像を準備する。LCD の撮影および輝度測定は、環境照度 0 lx の暗室にて実施する。評価対象の LCD は、階調特性をモニタ品質管理ソフトウェア (RadiCS, EIZO 株式会社) と密着型輝度計 (UX-1 sensor, EIZO 株式会社) を用いて推奨最高輝度 (400 cd/m²) と測定可能な最小輝度においてグレースケール標準表示関数 (gray-scale standard display function: GSDF) にキャリブレーションし、視感度フィルタを備えた望遠型輝度計 (LS-110, コニカミノルタ株式会社) を使用して輝度を測定した。

一般写真用として市販されている一眼レフレックスデジタルカメラ (EOS 5D Mark II, キヤノン株式会社) に単焦点マクロレンズ (EF100 mm F2.8 L マクロ IS USM, キヤノン株式会社) を装着させて、LCD の画素に対してデジタルカメラが十分なサンプリング間隔となるように拡大して撮影した。このとき、デジタルカメラは三脚の雲台部に取り付けた 2WAY フォーカシングレール (株式会社ケンコー・トキナー) に固定して、LCD の画素と焦点が合う位置へと手動で動かし、ピントの微調整を行った (Fig. 1)。上記のデジタルカメラとマクロレンズ、および LCD の組み合わせの場合、デジタルカメラの撮像面から LCD の画面までの距離がおおよそ 30 cm の位置で撮影し、撮影画像上で LCD の 1 画素当たりのデジタルカメラのサンプリング数はおおよそ 44×44 画素に相当した。

デジタルカメラの撮影条件は、デジタルカメラの感度と LCD の輝度レベルに応じて決定する必要があるが、本稿ではレンズの絞りによる被写界深度と回折現象への影響を考慮して絞り値を 8.0、低ノイズ撮影となるように ISO 感度を最小値 100、LCD の画素構造が鮮明に観察できる光量となるようにシャッタースピードを 1/40 秒と設定した。記録はすべて生

Fig. 1 The experimental setup for capturing a horizontal line pattern displayed on an LCD by using a digital camera equipped with a macro lens.

(RAW)データ形式とした。

1-3 デジタルカメラの撮影データから LCD の輝度情報への変換

デジタルカメラで LCD を撮影した RAW データをオープンソースの RAW 現像ソフトウェア (dcraw.c¹⁰⁾) を用いて読み込み、LCD の画質評価に使用する。一般写真用のデジタルカメラは、光電変換素子に赤(R)、緑(G)、青(B)の3色のカラーフィルタを組み合わせたカラーカメラである。R、G、Bの3種類の信号(以下、RGB 信号)から構成される撮影データは、搭載するカラーフィルタの分光感度に依存したカラーの情報であるため、LCD の輝度の評価に直接は適用できない。更に、モノクロとカラーの LCD をそれぞれ撮影したデジタルカメラの RGB 信号は、LCD の画素を構成するサブピクセル構造の輝度分布の違いに起因して、信号強度および形状が異なるプロファイルカーブを示す (Fig. 2)。本資料の画質測定ツールでは、モノクロ LCD (1-3-1) とカラー LCD (1-3-2) の対象モニタ別に、デジタルカメラの撮影データ (RGB 信号) を補正して LCD の輝度情報を示すグレースケール信号へ変換した (Fig. 3)。なお、デジタルカメラの撮影データから変換したグレースケール信号は LCD の輝度に対してほぼ線形関係を満たしている^{5, 11)}。

1-3-1 モノクロ LCD の輝度情報への変換

モノクロ LCD の1画素は、色と輝度がほぼ同じ3つのサブピクセルから構成され、グレースケールの情報を表示する。モノクロ LCD を撮影したデジタルカメラの RGB 信号のプロファイルカーブは、信号強度はそれぞれ異なるものの、その形状は相似形を示すため (Fig. 2a)、どの色信号を LCD の輝度情報として利用しても画質評価に差は認められない⁷⁾。したがって、デジタルカメラでモノクロ LCD を評価する場合、RGB 信号のうち信号強度が高い G 信号をモノクロ LCD の輝度に相当するグレースケール信号として使用した (Fig. 3a)⁷⁾。

1-3-2 カラー LCD の輝度情報への変換

カラー LCD の1画素は、色と輝度が異なる RGB のサブピクセルから構成され、グレースケールおよびカラーの情報を表示する。カラー LCD を撮影したデジタルカメラの RGB 信号のプロファイルカーブは、RGB それぞれの信号強度と形状ともに異なる形状を示す (Fig. 2b)。すなわち、デジタルカメラの RGB 信号はカラーフィルタの分光感度に基づいた情報であり、RGB 信号を直接 LCD の輝度情報として評価すべきではない。われわれは、カラー LCD の画質を評価するために、デジタルカメラの RGB 信号に対して重み係数をそれぞれ適用して、カラー LCD の輝度に相当するグレースケール信号へと変換した (Fig. 3b)⁷⁾。カラー LCD を撮影したデジタルカメラの RGB 信号それぞれを (R , G , B)、RGB 信号それぞれに対する重み係数を (WF_{R-sig} , WF_{G-sig} , WF_{B-sig}) とすると、カラー LCD の輝度に相当するグレースケール信号 Y は、

$$Y = WF_{R-sig} \times R + WF_{G-sig} \times G + WF_{B-sig} \times B \quad \cdots (1)$$

と表せる。

重み係数 (WF_{R-sig} , WF_{G-sig} , WF_{B-sig}) は、評価対象の輝度レベル (グレーレベル) に応じて、以下の工程で決定した (Fig. 4)。まず、R、G、B の3種類のテストパターンを評価対象のカラー LCD 上に表示して、それぞれの輝度 (R の輝度: L_R , G の輝度: L_G , B の輝度: L_B) を望遠型輝度計で測定する。R、G、B の各テストパターンは、中央に正方形の測定領域 (テストパターン全体の 2.5% の面積) があり、それぞれ R、G、B の各デジタル駆動レベル (digital driving levels: DDL) のみを 0 から 255 までの範囲 (8 bit) で任意に決める。例えば、グレーレベルが DDL=255 (最高輝度) のカラー LCD を評価するとき、R のテストパターンの DDL は、R=255, G=B=0 である。テストパターン

Fig. 2 Profile curves for red (R), green (G), and blue (B) signals of the digital camera in the sub-pixel directions of (a) the monochrome LCD and (b) the color LCD.

Fig. 3 Close-up grayscale images of pixel structures for (a) the monochrome LCD and (b) the color LCD.

The grayscale images reflected a difference in the luminance distributions between the two LCDs.

Fig. 4 Flowchart of an approach for determination of weighting factors to calibrate the spectral sensitivity of a digital camera in order to evaluate a color LCD.

Fig. 5 Screen shot of the computer interface for displaying weighting factors for each of red (R), green (G), and blue (B) signals and a proportional constant k to evaluate a color LCD.

の測定領域以外は、DDL が 0 ($R=G=B=0$) の均一な黒い背景とする。次に、輝度を測定した R, G, B のテストパターンを評価対象のカラー LCD 上に表示してデジタルカメラで撮影する。撮影データの RGB 信号はそれぞれデジタルカメラのバックグラウンド信号を含むため、RGB 信号からカラー LCD の電源を切って撮影したときの信号を減算して、デジタルカメラのバックグラウンドの信号レベルを除去する。R のテストパターンを撮影したデジタルカメラの RGB 信号からデジタルカメラのバックグラウンドの RGB 信号を減算して得られる RGB 信号をそれぞれ (R_R, G_R, B_R) とすると、R のテストパターンの輝度に相当するグレースケール信号 Y_R は、

$$Y_R = WF_{R-sig} \times R_R + WF_{G-sig} \times G_R + WF_{B-sig} \times B_R \quad \cdots (2)$$

と表せる。同様に、G と B のテストパターンの輝度に相当するグレースケール信号 Y_G と Y_B はそれぞれ、

$$Y_G = WF_{R-sig} \times R_G + WF_{G-sig} \times G_G + WF_{B-sig} \times B_G \quad \cdots (3)$$

$$Y_B = WF_{R-sig} \times R_B + WF_{G-sig} \times G_B + WF_{B-sig} \times B_B \quad \cdots (4)$$

と表せる。R, G, B の各テストパターンの輝度に相当するグレースケール信号 (Y_R, Y_G, Y_B) は、対応する R, G, B のテストパターンで測定された輝度 (L_R, L_G, L_B) に対して、以下の比例関係式を満たすように決定する。

$$Y_R : Y_G : Y_B = L_R : L_G : L_B \quad \cdots (5)$$

比例定数 (デジタルカメラの信号値から輝度値への変換係数) を k とすると、式 (5) は

Fig. 6 Screen shot of the computer interface for viewing a close-up grayscale image of a horizontal line pattern with a region of interest to calculate a 1024-point profile in the vertical direction (RGB sub-pixel direction) of the color LCD.

$$L_R = k \times Y_R, \quad L_G = k \times Y_G, \quad L_B = k \times Y_B \quad \cdots (6)$$

と表せる。また、重み係数 ($WF_{R-sig}, WF_{G-sig}, WF_{B-sig}$) を決定するとき、その係数の和は一定でなければならない。下式のとおり、RGB 信号それぞれの輝度に基づく重み係数の和を 1 として正規化する。

$$WF_{R-sig} + WF_{G-sig} + WF_{B-sig} = 1 \quad \cdots (7)$$

最後に、式 (2) - (7) を満たす重み係数 ($WF_{R-sig}, WF_{G-sig}, WF_{B-sig}$) と比例定数 k を算出する。本資料の画質測定ツールでは、デジタルカメラの撮影データと測定輝度を読み込むことで、Fig. 5 に示すように重み係数と比例定数を算出する。

1-4 LCD の MTF 測定

LCD の MTF 測定は、AAPM TG18 が簡便な方法として報告した医用ディスプレイのライン応答^{3,4)}を用いる (ライン法)。水平・垂直方向の MTF 測定には、それぞれ垂直方向、水平方向のライン像を使用する。LCD の 1 画素幅のライン像をもつラインテストパターンの撮影データを 1-3 の方法で補正して、LCD の輝度分布を取得する。輝度分布を示すグレースケール画像の中心に表示されるライン像に対して垂直方向に、高さが 1,024 画素で LCD の 1 画素幅の関心領域を設定する (Fig. 6)。関心領域内のライン像方向のデータは、LCD の 1 画素幅で平均して、ライン像に対して垂直方向の 1,024 点の一次元プロファイルを取得し、正規化してライン像の輝度分布を反映した線拡がり関数 (line spread function: LSF) を算出する。LSF

Fig. 7 Screen shot of the computer interface for displaying the LSF in the vertical direction (RGB sub-pixel direction) of the color LCD.

The tail portions of the original LSF (dotted line) were extrapolated by an exponential function (as indicated in the solid line).

の裾野(最大値の1-2%未満)部分は、トランケーションエラーを避けるために指数関数で近似した値で外挿する(Fig. 7)^{12, 13)}。外挿後のLSFを $LSF(k)$ 、LSFをフーリエ変換して得られる光学伝達関数(optical transfer function: OTF)を $OTF(u)$ とすると、

$$OTF(u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} LSF(k) \exp\left\{-i2\pi\left(k\frac{n}{N}\right)\right\} \quad \cdots (8)$$

ただし、 $u = \frac{k}{N\Delta x}$ ($k=0, 1, \dots, N-1$)

と表せる¹⁴⁾。式(8)は、オイラーの式から、

$$OTF(u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \left[LSF(k) \cos\left\{-2\pi\left(k\frac{n}{N}\right)\right\} - i LSF(k) \sin\left\{-2\pi\left(k\frac{n}{N}\right)\right\} \right] \quad \cdots (9)$$

となる。 u は空間周波数、 N はデータ数1,024、 Δx はサンプリング間隔(デジタルカメラの画素サイズ)である。MTFはOTFの絶対値をゼロ周波数で正規化して求められるから、LCDのMTFを $MTF(u)$ とすると、次式でLCDの水平および垂直方向のMTFをそれぞれ算出する。

$$MTF(u) = \frac{|OTF(u)|}{OTF(0)} \quad \cdots (10)$$

ただし、 $u = \frac{k}{N\Delta x}$ ($k=0, 1, \dots, N-1$)。

1-5 LCDの一次元WS測定

開発した測定ツールでは、仮想スリット法⁷⁾を用いてLCDの一次元WSを算出する。正方形の測定領域(テストパターン全体の2.5%の面積)に均一なグレー

レベルをもつテストパターン¹⁵⁾(またはJIRA BN-01-BN-18)の撮影データを、1-3の方法にて、LCDの輝度分布を示すグレースケール画像(1,024×1,024画素)に変換する(Fig. 8a)。グレースケール画像上を、LCDの1画素幅相当の高さで、デジタルカメラのサンプリング間隔幅の数値的なスリット(仮想スリット)で、水平方向と垂直方向それぞれをスキャンする。このとき、仮想スリット内の高さ方向のデータを平均しながら、1,024画素スキャンして、1,024点の一次元のノイズプロファイルを取得する。一次元のノイズプロファイルを一次元二次多項式で近似したプロファイルで減算することでバックグラウンドのトレンド成分を除去して⁶⁾、輝度分布の極低周波を除いた変動成分を示す一次元のノイズプロファイルへと変換する(Fig. 8b)。この一次元のノイズプロファイルにハニングウィンドウ処理を適用して、LCDの画素構造に起因する周期成分からの周波数漏れを低減する⁶⁾。輝度分布の変動を示す一次元のノイズプロファイルを $\Delta L(k)$ 、一次元のノイズプロファイルの平均値を $\bar{L}$ とすると、各サンプリングデータである $\Delta L(k)$ は仮想スリット内の平均値であるから、LCDの一次元WS $[WS(u)]$ は、次式で算出する¹⁶⁾。

$$WS(u) = \frac{1}{(N\Delta x)(V\Delta x)} \left| \sum_{n=0}^{N-1} \frac{\Delta L(k)}{\bar{L}} \exp\left\{-i2\pi\left(k\frac{n}{N}\right)\right\} \Delta x (V\Delta x) \right|^2$$

$$= \frac{V\Delta x^2}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} \frac{\Delta L(k)}{\bar{L}} \exp\left\{-i2\pi\left(k\frac{n}{N}\right)\right\} \right|^2 \quad \cdots (11)$$

ただし、 $u = \frac{k}{N\Delta x}$ ($k=0, 1, \dots, N-1$)。

ここで、 V は仮想スリット幅に相当するカメラ画素数、 N はセグメント長1,024、 Δx は仮想スリットのサンプリング間隔(デジタルカメラの画素サイズ)、 u は空間周波数である。仮想スリットをLCDの1画素幅のうち約2割のカメラ画素数分オーバーラップして、グレースケール画像全体を水平方向と垂直方向にそれぞれスキャンする。複数のROIごとにスキャンして算出したWSを加算平均して、LCDの水平および垂直方向の一次元WSをそれぞれ算出する。

2. 結果

本資料の画質測定ツールで算出したLCDのMTFとWSのサンプルデータをFig. 9とFig. 10にそれぞれ示す。MTFは水平または垂直方向のライン画像ごとに算出され、 $1/(2 \times \text{LCDの画素サイズ})$ で求められるLCDのナイキスト周波数まで表示される(Fig. 9)。

Fig. 8 Screen shots of the computer interface for viewing (a) a close-up grayscale image with a region of interest to calculate (b) a 1024-point noise profile in the horizontal direction of the color LCD.

Fig. 9 Screen shots of the computer interface for displaying the MTFs in the (a) horizontal and (b) vertical directions of the color LCD.

WSは均一なテストパターン画像ごとに算出され、水平および垂直方向の一次元WSを同じグラフ上に表示する (Fig. 10)。

開発した画質測定ツール (ImageJ のプラグインファイル) は、EIZO 株式会社のホームページ (医療従事者向け情報: <https://www.eizo.co.jp/products/radi force/healthcare/index.html>) からダウンロードして利用することができる。

3. 考 察

本稿で紹介した画質測定ツールは、視感度フィルタをもつ望遠型輝度計で測定した LCD の輝度の情報をもとに、デジタルカメラに搭載されたカラーフィルタの分光感度に依存するカラー信号を補正することで、モノクロ LCD およびカラー LCD の MTF と WS の簡便な評価を可能とする。モノクロ LCD の画質は、撮影データの RGB 信号のうち G 信号を LCD の輝度情報として評価する。モノクロ LCD は、グレースケール画像 (Fig. 3a) が示すように輝度がほぼ同じ

サブピクセルから構成されるため、デジタルカメラのどの色信号を LCD の輝度情報としても画質評価に差が認められず、RGB 信号のうち信号強度がより高い G 信号は最適である⁷⁾。一方、カラー LCD の画質は、撮影データの RGB 信号に重み係数を適用して変換したグレースケール信号を LCD の輝度の情報として評価する。カラー LCD のグレースケール画像は、サブピクセルを構成する RGB のカラーフィルタに起因した輝度分布を反映して、G のサブピクセルの信号値が最も高く、R と B のサブピクセルは低い信号値を示す (Fig. 3b)。カラー LCD を撮影したデジタルカメラの信号強度は、デジタルカメラが搭載するカラーフィルタ固有の分光感度に依存するため、RGB のサブピクセルの輝度分布とは一致しない (Fig. 2b)。重み係数によってデジタルカメラが搭載するカラーフィルタの分光感度に依存するカラーの信号を輝度に基づいて補正することができ、デジタルカメラを用いてカラー LCD を評価するときには有効である。また、重み係数はカラー LCD の画素を形成する RGB の

Fig. 10 Screen shots of the computer interface for displaying the horizontal and vertical WS of (a) the monochrome LCD and (b) the color LCD.

各サブピクセルが示す輝度の比とデジタルカメラのカラーフィルタの分光感度に依存するため、カラーLCDとデジタルカメラの組み合わせに応じて決定しなければならない。

ライン法を用いたLCDのMTF測定では、デジタルラジオグラフィの場合と同様に、トランシェーションエラーを避けるためにLSFの裾野を指数関数で近似した値で外挿する。LSFの外挿始点はサンプルに応じて異なるが、LSFの最大値の1-2%となるように、デジタルカメラの露出を調節する¹²⁾。また、カラーLCDの垂直(サブピクセル)方向のLSFは、RGBのサブピクセル構造の輝度分布を反映して、ライン像に直交する軸に対して線対称(偶関数)ではない(Fig. 7)。LSFが偶関数のとき、式(9)のフーリエ余弦(コサイン)成分のみを計算してMTFを算出すればよいが、カラーLCDも評価対象とする本研究では式(9)を用いて離散フーリエ変換する必要がある。

LCDのWSを算出する方法は、二次元フーリエ変換法と仮想スリット法のうち、Ichikawaらがトレンド成分除去の精度が高いと報告した仮想スリット法を採用した⁶⁾。ハニングウィンドウ処理を一次元ノイズプロファイルに適用することで、LCDの画素構造に起因する周期成分(ピーク成分)からの周波数漏れの影響を軽減して、液晶素子の輝度のゆらぎとLCDの表面構造に起因するランダムノイズ(ベースラインのレベル)を正確に評価することができる⁶⁾。その結果、モノクロとカラーのLCDで異なるサブピクセル構造に起因したノイズ特性の差異を比較できる⁷⁾。

ImageJのプラグインを用いて汎用性を高めた本資料の画質測定ツールは、市販のデジタルカメラでLCDを撮影した画像データの煩雑な解析をせずにモノクロおよびカラーのLCDの画質を測定でき、医療現場における多くのディスプレイユーザがLCDの簡便な評価に利用できる。市販のデジタルカメラは二

次元輝度計と比較しても十分な測定精度を示し、デジタルカメラの鮮鋭度と粒状性に関してもLCDの評価には十分な性能であると考え⁷⁾、デジタルカメラ自体の性能によるLCDのMTFおよびWS測定に対する補正は行っていない。なお、デジタルカメラは、RAWデータ形式での画像記録ができ、オープンソースのRAW現像ソフトウェア(dcraw.c¹⁰⁾)が対応している機種を利用する。デジタルカメラの撮影条件は、デジタルカメラそれぞれの感度と評価対象のLCDの輝度レベルに応じて決めなければならない。LCDのMTFおよびWSの評価へ与える影響について詳細な検討が必要である。

4. 結 語

われわれが開発したImageJのプラグインを利用した画質測定ツールは、一般写真用デジタルカメラの撮影データを解析して医用LCDのMTFおよびWSをより簡便に測定でき、医療現場でのLCDの簡易的な評価を可能とした。本ツールが診療放射線技師をはじめとする実際にモニタの品質管理を担当する医療従事者や、診療放射線技師を養成する教育機関に広く普及することで、LCDに代表される画像表示系を評価し、理解するうえでの一助となることを期待する。

謝 辞

本研究を進めるにあたり、一眼レフレックスデジタルカメラを提供していただくとともに有益なご助言をいただいたキヤノンメディカルシステムズ株式会社の渡辺和之氏、羽鳥和重氏、キヤノン株式会社の溝部秀謙氏に厚く御礼申し上げます。本稿を終えるにあたり、ご支援とご助言を賜りました京都大学医学部附属病院の上田克彦技師長、徳島文理大学の朝原正喜教授、EIZO株式会社の北正樹氏、山口大学医学部附属病院の放射線部諸氏に深く感謝申し上げます。

利益相反開示

共著者の大柿 護, 伴場裕介, および橋本憲幸は,

EIZO 株式会社の社員である。それ以外の共著者に、開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) 日本画像医療システム工業会. 医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン, JESRA X-0093*B²⁰¹⁷, 2005 年 8 月 8 日制定, 2017 年 7 月 20 日改正.
- 2) 島本佳寿広. 臨床技術講座 Soft-copy reading に適した医用画像観察用モニタについて. 日放技学誌 2008; 64(11): 1444-1451.
- 3) Samei E, Badano A, Chakraborty D, et al. Assessment of display performance for medical imaging systems: executive summary of AAPM TG18 report. Med Phys 2005; 32(4): 1205-1225.
- 4) Samei E, Badano A, Chakraborty D, et al. Assessment of display performance for medical imaging systems: executive summary of AAPM TG18 report. Med Phys 2005; 32(4): 1205-1225.
- 5) 市川勝弘, 藤田広志, 澤田道人, 他. 高解像度デジタルカメラを用いたディスプレイ性能評価システムの開発. 医用画像情報会誌 2004; 21(3): 261-266.
- 6) Ichikawa K, Kodera Y, Nishimura A, et al. Analysis method of noise power spectrum for medical monochrome liquid crystal displays. Radiol Phys Technol 2008; 1(2): 201-207.
- 7) Tokurei S, Morishita J. A method for evaluating image quality of monochrome and color displays based on luminance by use of a commercially available color digital camera. Med Phys 2015; 42(8): 4773-4782.
- 8) Rasband WS. ImageJ. U.S. National Institute of Health, Bethesda, Maryland USA, 1997-2018. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>.
- 9) 村石 浩. 基礎講座 パーソナルコンピュータを用いた医用画像処理の基礎 —ImageJ を用いて Plugin 開発編—. 日放技学誌 2010; 66(3): 260-264.
- 10) dcraw.c. Decoding raw digital photos in Linux. <http://www.cybercom.net/~dcoffin/dcraw/>.
- 11) Kawamoto K, Tokurei S, Morishita J. A method for evaluating luminance non-uniformity of displays by use of a commercially available digital camera. Radiol Phys Technol 2017; 10(4): 409-414.
- 12) 小寺吉衛. 画質のものさし 放射線で描く画像の世界(最終回) IV MTF の測定 —測定における注意点—. INNERVISION 1988; 3(8): 48-51.
- 13) Fujita H, Tsai DY, Itoh T, et al. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. IEEE Trans Med Imaging 1992; 11(1): 34-39.
- 14) 井手口忠光. 解像特性(スリット法). 日放技学誌 2009; 65(8): 1109-1117.
- 15) Morishita J, Dogomori K, Hatanaka S, et al. Effect of test patterns on measurement of the luminance of LCD devices by use of a telescopic-type luminance meter. Radiol Phys Technol 2008; 1(1): 95-99.
- 16) 大久敏広. デジタル時代の医用画像情報技術セミナー I イメージ評価編 3. 雑音(ノイズ)特性. INNERVISION 1999; 14(8): 123-129.

問合せ先

〒815-8510 福岡市南区筑紫丘 1-1-1
純真学園大学保健医療学部放射線技術科学科 徳禮将吾