資料

日本放射線技術学会標準デジタル画像データベースの
DICOM フォーマット変換とプレゼンテーション値変換柳田 智^{1,2} 今花仁人¹ 諏訪和明³ 杉村 瞳^{2,4} 西木雅行²論文受付
2016 年 5 月 5 日論文受理
2016 年 8 月 12 日Code Nos. 522
532, 1020¹ 北里大学メディカルセンター放射線部² 国際医療福祉大学大学院医療福祉研究学科保健医療学専攻放射線情報科学分野³ 獨協医科大学越谷病院放射線部⁴ 埼玉医科大学総合医療センター中央放射線部

緒言

日本放射線技術学会 (Japanese Society of Radiological Technology: JSRT) 標準デジタル画像データベース (本画像データベース) は、多くの研究者が信頼性の高い臨床画像で研究できることを目的に、1998 年から JSRT より頒布された画像データベースである¹⁾。本画像データベースには、胸部正面単純撮影で腫瘍陰影のない正常例が 93 画像、腫瘍陰影のある異常例が 154 画像の計 247 症例データと症例の年

齢、性別、異常例の腫瘍検出の難易度、腫瘍のサイズ、良性・悪性の違いと病名、腫瘍位置などのテキストデータが収録されている²⁾。このように多くの症例が収録され、無償で提供されている臨床画像データベースは世界的にも類をみない。そのため、本画像データベースはコンピュータ診断支援システム (computer aided diagnosis: CAD) の開発や評価、表示システム性能や画像処理を比較するための receiver operating characteristic (ROC) 解析、各種画像処理フィルタの作

Image Format Conversion to DICOM and Lookup Table Conversion to Presentation Value of the Japanese Society of Radiological Technology (JSRT) Standard Digital Image Database

Satoshi Yanagita,^{1,2*} Masato Imahana,¹ Kazuaki Suwa,³ Hitomi Sugimura,^{2,4} and Masayuki Nishiki²¹ Department of Radiology, Kitasato University Medical Center² Department of Radiological Sciences of Health and Welfare Science, International University of Health and Welfare Graduate School³ Department of Radiology, Dokkyo Medical University Koshigaya Hospital⁴ Department of Radiology, Saitama Medical Center, Saitama Medical University

Received May 5, 2016; Revision accepted August 12, 2016

Code Nos. 522, 532, 1020

Summary

Japanese Society of Radiological Technology (JSRT) standard digital image database contains many useful cases of chest X-ray images, and has been used in many state-of-the-art researches. However, the pixel values of all the images are simply digitized as relative density values by utilizing a scanned film digitizer. As a result, the pixel values are completely different from the standardized display system input value of digital imaging and communications in medicine (DICOM), called presentation value (P-value), which can maintain a visual consistency when observing images using different display luminance. Therefore, we converted all the images from JSRT standard digital image database to DICOM format followed by the conversion of the pixel values to P-value using an original program developed by ourselves. Consequently, JSRT standard digital image database has been modified so that the visual consistency of images is maintained among different luminance displays.

Key words: JSRT standard digital image database, chest radiography, DICOM, P-value

*Proceeding author

成, プリンタの開発などの研究に数多く利用されている^{3~8)}.

本画像データベースに収録されている画像は, フィルム-スクリーン系システムで撮影した光学濃度幅 0.0 から 3.5 のアナログデータをフィルムディジタイザにより, マトリクスサイズ 2048×2048, 濃度分解能 12 bits (4096 階調), ピクセルサイズ 0.175 mm の条件でデジタル化した画像である^{1, 2)}. このときのピクセル値は光学濃度に対して線形な値(相対濃度値)である.

一方, digital imaging and communications in medicine (DICOM) の Part14 grayscale standard display function (GSDF) では, 異なるダイナミックレンジを持つ画像表示システム間で主観的な見え方を同じにするために, 人間の視覚特性を基にした関数を定義している⁹⁾. このとき画像表示システムに入力されるピクセル値は presentation value (P-Value) と呼ばれ, Barten の視覚モデルに基づいた人間の視覚に対して線形な値である¹⁰⁾. よって, 相対濃度値である本画像データベース画像は, GSDF に忠実なグレースケールキャリブレーションを施された異なるダイナミックレンジを持つ画像表示システム間で表示しても, 画像の視覚的な一貫性が保たれない.

また, 本画像データベースに収録されている画像のフォーマット形式は, 汎用性を持たせるために画像の縦列, 横行のピクセル数や格納ビット数などの付帯情報をファイルヘッダに持たない, 画素データのみの raw data 形式[列数: 2048, 行数: 2048, 1 ピクセルに格納するバイト数(byte/pixel): 2, バイトオーダー: big endian]である^{1, 2)}. そのため, 臨床で使用している標準医療画像ファイルフォーマットである DICOM 形式のファイルフォーマットと異なり, 画像解析や画像表示を行う ImageJ¹¹⁾ などの画像ビューを使用するときは, 画像表示させるために画像情報を入力しなければならない¹²⁾.

われわれは, 本画像データベースを更に有用に活用できるように, 画像フォーマット変換のフリーソフトウェアと, ピクセル値を相対濃度値から P-Value に lookup table (LUT) 変換する独自開発プログラムを使い, 本画像データベースの DICOM 形式への画像ファイルフォーマット変換と P-Value LUT 変換を行った. 以下に, その方法と変換画像の有効性について報告する.

1. 方 法

1-1 画像ファイルフォーマット変換

ファイルヘッダを持たない raw data 形式の本画像

データベース画像を DICOM 形式にするためには, ヘッダ情報を付加して画像ファイルフォーマットを変換する必要がある. 画像ファイルフォーマットを DICOM 形式に変換するフリーソフトウェアは, インターネット上で数多く公開されているが(例えば I DO IMAGING: <http://www.idoimaging.com/>), 本法では本画像データベースの CD-ROM に付属されている, ジュネーブ大学附属病院で開発された OSIRIS Ver.4.19 を利用した¹⁾. 画像ファイルフォーマット変換フローを Fig. 1 に示す. OSIRIS を起動すると最初に Get File のダイアログが表示される (Fig. 1a). 本画像データベースの画像ファイルを選択すると, File Type のテキストボックスに「RAW DATA」, File Size (Kb) のテキストボックスに「8192」が表示される. ここで, OK ボタンを押すと, Raw Data Dialog が表示される (Fig. 1b). この画面において, Depth のボタングループで 16 Bits/Pixel, Range of values のボタングループで Unsigned values, Min and Max pixel values のボタングループで Automatic をそれぞれ選択し, Guess ボタンを押すと Width と Height のテキストボックスに「2048」が表示される. Calibration factors の Pixel size (x, y mm/pixel) のテキストボックスには, フィルムディジタイザの読み取り間隔である 0.175 (mm) を入力する. ここで OK ボタンを押すと, グレースケールが白黒反転した画像が表示される (Fig. 1c). この画面において, File メニューから Save As を選択すると, Save As のダイアログが表示される (Fig. 1d) ので, Output Format タブの File Format のボタングループで DICOM, Compression のボタングループで No compression を選択して OK ボタンを押す. そうすると Save File のダイアログが開くので, 拡張子をつけない元のファイル名で保存すると DICOM 形式に変換したファイルが作成される.

1-2 DICOM tag の値編集

OSIRIS で画像ファイルフォーマットを DICOM 形式に変換したファイルでは, 一部の DICOM tag の値にデフォルトの値が入り, 本画像データベース画像の条件と異なるので編集を施さなくてはならない. われわれは, DICOM tag の値を編集するためにフリーソフトウェア DVTK DCM Editor Ver.3.0.0 を用いた¹³⁾. 編集が必要な DICOM tag は, (0028. 0004) 光度測定解釈, (0028. 0101) 格納ビット数, (0028. 0102) 高位ビットである. DCM Editor による編集前後の DICOM tag の値を Fig. 2 に示す. 光度測定解釈は, 値が「MONOCHROM1 (mono.1)」の場合ピクセル値は 0 が

Fig. 1 Transformation procedure step from the RAW DATA file format into the DICOM file format using OSIRIS software.

Before edit				
(0028,0002)	Samples per Pixel	US	1	1
(0028,0004)	Photometric Interpretation	CS	1	MONOCHROME2
(0028,0010)	Rows	US	1	2048
(0028,0011)	Columns	US	1	2048
(0028,0030)	Pixel Spacing	DS	2	0.17500#0.17500
(0028,0100)	Bits Allocated	US	1	16
(0028,0101)	Bits Stored	US	1	16
(0028,0102)	High Bit	US	1	15
(0028,0103)	Pixel Representation	US	1	0
(0028,0106)	Smallest Image Pixel Value	US	1	0

After edit				
(0028,0002)	Samples per Pixel	US	1	1
(0028,0004)	Photometric Interpretation	CS	1	MONOCHROME1
(0028,0010)	Rows	US	1	2048
(0028,0011)	Columns	US	1	2048
(0028,0030)	Pixel Spacing	DS	2	0.175#0.175
(0028,0100)	Bits Allocated	US	1	16
(0028,0101)	Bits Stored	US	1	12
(0028,0102)	High Bit	US	1	11
(0028,0103)	Pixel Representation	US	1	0
(0028,0106)	Smallest Image Pixel Value	US	1	0

Fig. 2 Edit of DICOM tag value using DVTK DCM Editor.

Fig. 3 Flowchart of the conversion from the relative density value image to the P-value image.

白で最大値が黒, 「MONOCHROM2(mono.2)」の場合ピクセル値は0が黒で最大値が白を示す。格納ビット数は画像の階調数を示すビット数であり, 高位ビットは格納ビット数から1差し引いた値が入る^{12, 14)}。本画像データベース画像のピクセル値は相対濃度値であることから光度測定解釈は「mono.1」, 濃度分解能が12 bitsであることから格納ビット数は「12」, 高位ビットは「11」がそれぞれ入る。

1-3 P-Value LUT 変換

DICOM 変換した相対濃度値画像から P-Value 画像への LUT 変換フローを Fig. 3 に示す。

最初に, 相対濃度値であるピクセル値(0~4095)を, フィルムデジタル化で読み取りを行ったときの最低濃度 0.0 から最高濃度 3.5 に線形に割り付ける。次に, 光学濃度を次式により輝度に変換する。

$$L = L_a + L_0 \times 10^{-D}$$

このとき, D は光学濃度, L_a は周囲光の寄与によりフィルムから反射された輝度, L_0 はフィルムがないときのシャウカステン(ライトボックス)の輝度である。DICOM 規格の典型値は $L_a = 10 \text{ cd/m}^2$, $L_0 = 2000 \text{ cd/m}^2$ であり, 本法ではこの典型値を使用した⁹⁾。最低濃度 0.0 に対応する最高輝度は 2010 cd/m^2 となり, 最高濃度 3.5 に対応する最低輝度は 10.63 cd/m^2 となる。

Fig. 4 に GSDF のグラフと関数式を示す。グラフの縦軸は輝度, 横軸は just noticeable difference (JND)

index を表す。JND は最小弁別閾と訳され, 平均的人間観察者が識別可能な最小輝度差を示し, DICOM 規格では輝度 0.005 から 4000 cd/m^2 を, JND が 0 から 1023 ステップの間に入るように数式化している^{9, 15)}。

Fig. 5 に GSDF の逆関数である, 輝度から JND index を求めるグラフとその関数式を示す。この式に, 最高輝度 2010 cd/m^2 と最低輝度 10.63 cd/m^2 を代入して計算すると, JND index の最高値 917.4 と最低値 222.3 が求められる。JND index の最高値から最低値の幅を 4095 から 0 に線形に割り付けると, JND index と P-Value とが対応付けられる。Fig. 6 に, 相対濃度値画像から P-Value 画像に LUT 変換を行う独自開発プログラム DPConverter のグラフィカルユーザインターフェースを示す。DPConverter は, ピクセル値が相対濃度値である DICOM 形式画像と, 最低濃度, 最高濃度, L_a , L_0 を入力することにより JND index を計算して P-Value の DICOM 形式画像に LUT 変換を行う。なお, 今回使用したプログラム DPConverter は, 研究目的であれば著者に連絡することにより無償供与される。

1-4 表示方法と画像データの比較

(a) オリジナル画像, オリジナル画像にヘッダ情報を付加した (b) DICOM 形式相対濃度値画像(相対濃度値画像), DICOM 形式変換後に P-Value LUT 変換した (c) DICOM 形式 P-Value 画像(P-Value 画像)について, 汎用ディスプレイの personal computer (PC) 上

$$\text{Log}_{10}L(j) = \frac{a + c \cdot \text{Ln}(j) + e \cdot (\text{Ln}(j))^2 + g \cdot (\text{Ln}(j))^3 + m \cdot (\text{Ln}(j))^4}{1 + b \cdot \text{Ln}(j) + d \cdot (\text{Ln}(j))^2 + f \cdot (\text{Ln}(j))^3 + h \cdot (\text{Ln}(j))^4 + k \cdot (\text{Ln}(j))^5}$$

Ln : The natural logarithm j : The index (1 to 1023) of the Luminance levels L_j of the JNDs

$$a = -1.3011877 \quad b = -2.584019 \times 10^{-2} \quad c = 8.0242636 \times 10^{-2} \quad d = -1.0320229 \times 10^{-1}$$

$$e = 1.3646699 \times 10^{-1} \quad f = 2.8745620 \times 10^{-2} \quad g = -2.5468404 \times 10^{-2} \quad h = -3.1978977 \times 10^{-3}$$

$$k = 1.2992634 \times 10^{-3} \quad m = 1.3635334 \times 10^{-3}$$

Fig. 4 GSDF curve graph and its functional expression.
Relationship between the JND index and the luminance

$$\hat{J}(L) = A + B \cdot \text{Log}_{10}(L) + C \cdot (\text{Log}_{10}(L))^2 + D \cdot (\text{Log}_{10}(L))^3 + E \cdot (\text{Log}_{10}(L))^4 + F \cdot (\text{Log}_{10}(L))^5 + G \cdot (\text{Log}_{10}(L))^6 + H \cdot (\text{Log}_{10}(L))^7 + I \cdot (\text{Log}_{10}(L))^8$$

$$A = 71.498068 \quad B = 94.593053 \quad C = 41.912053 \quad D = 9.8247004$$

$$E = 0.28175407 \quad F = -1.1878455 \quad G = -0.18014349 \quad H = 0.14710899$$

$$I = -0.017046845$$

Fig. 5 GSDF curve graph and its functional expression.
Relationship between the Log (luminance) and the JND index

で、ImageJ (Ver.1.49h)を使い画像の表示方法と画像データについて比較を行った。

1-5 輝度の異なるディスプレイでの画像表示

(b)相対濃度値画像と(c)P-Value 画像を、最高輝度の異なる高精細ディスプレイに表示して比較を行った。使用した高精細ディスプレイはJVC ケンウッド

Fig. 6 Screen capture of DP converter program.
 $D_{\min}=0.0$ $D_{\max}=3.5$ $L_0=2000$ cd/m^2 $L_a=10$ cd/m^2

社製 CCL252i2(200 万画素 21.3 型カラー液晶ディスプレイ JESRA X-0093 管理グレード 1) 2 画面構成である。ディスプレイキャリブレーションを行うソフトウェアは、JVC ケンウッド社製 TOTOKU Medivisor for i2 series Ver.3.7 を使用した。CCL252i2 の工場出荷時の輝度設定は 200 cd/m^2 、キャリブレーション可能な最大輝度は 300 cd/m^2 であることから、観察前に右画面をガンマカーブ DICOM GSDF 最高輝度 300 cd/m^2 、左画面をガンマカーブ DICOM GSDF 最高輝度 200 cd/m^2 に設定して、ディスプレイキャリブレーションを行った。画像表示には、フリーソフトウェアである ApolloView Lite(Ver.4.14.9.12)を使用した¹⁶⁾。2 画面ディスプレイに同時に同じ画像を表示して比較を行った。

2. 結果

2-1 画像表示方法と画像データ

Fig. 7 に、本画像データベースの (a) オリジナル画像と (b) 相対濃度値画像と (c) P-Value 画像を ImageJ で表示させたスクリーンキャプチャを示す。(a) は、ImageJ でファイルを開くときに、File メニューの Import から RAW を選択してファイルを選択し、ダイアログに Image type, Width, Height など画像表示のための条件を入力する必要があるが、(b)、(c) は

Fig. 7 Screen captures of a JSRT standard digital image database image using ImageJ.
 (a) Original image, (b) Relative density value image (DICOM), (c) P-value image (DICOM)

ファイルヘッダに画像表示のための条件が記録されているため、ImageJ のメニューウィンドウに画像ファイルをドラッグアンドドロップするだけで画像表示することができるようになった。(a) と (b) では、DICOM ファイルヘッダの有無の違いだけで画素データは変わらないため、表示されている画像は同一である。(c) は P-Value LUT 変換により光度測定解釈が mono.2 となり、(a)、(b) とはピクセル値の極性が逆となった。(a) の場合はファイルを開くときにピクセル値「0」を白として定義し、(b) の場合は光度測定解釈が mono.1 として定義されているので、ImageJ では Invert LUT として表示される。よって、ピクセル値の極性が逆となった(c)は、(a)、(b) と比べて画像表示上の白黒は反転されていない。P-Value LUT 変換してある(c)は(a)、(b) に比べ、視覚上のコントラストが上がった。

2-2 輝度の異なるディスプレイでの表示

Fig. 8 に本画像データベースの (b) 相対濃度値画像、(c) P-Value 画像をそれぞれ高精細ディスプレイに ApolloView Lite で表示した様子を示す。このときすべての画像で表示する階調条件を統一するために、ウィンドウ幅、ウィンドウレベルは 4095, 2048 で固定している。(b) では、右画面(最高輝度 300 cd/m^2) 左画面(最高輝度 200 cd/m^2) とともに全体に明るくコント

ラストが低い。(c)では、左右の画面に若干の明るさの違いがあるが、理論上の視覚的なコントラストが同じなので、(b)に比べ左右の画面表示が類似して観察される。

Fig. 8 Displayed images on different maximum luminance monitors (left: 200 cd/m², right: 300 cd/m². Gamma of both monitors is the DICOM GSDF). (b) Relative density value images, (c) P-value images

3. 考 察

3-1 DICOM 形式画像フォーマット変換

本画像データベース画像を医用画像の標準ファイルフォーマットである DICOM 形式に変換することにより、さまざまな医療用画像ビューアでの活用が可能となる。また、ImageJ などの汎用ソフトウェアでの画像表示も、raw data 形式に比べ容易に行えるようになる。上記した DVTk DCM Editor のような DICOM tag の編集ソフトを用いることにより、本画像データベースでは別のテキストファイルとなっていた年齢や性別など必要な情報をあらかじめ DICOM tag に入力してデータベース化することができる。DICOM tag を使ってデータベース化することにより、画像ビューアのワークリストから検索条件を使い、目的画像の抽出も可能となり利便性が増すと考えられる。ただし、画像表示に関する DICOM tag に誤った情報を入力すると正しく画像表示できないことがあるので注意が必要である。また、臨床画像の DICOM tag の個人情報を、編集ソフトを使って改変することに関しては、著者は推奨しない。

3-2 P-Value LUT 変換

Fig. 7 に示すとおり、(a)オリジナル画像と(b)相対濃度値画像は(c)P-Value 画像に比べ輝度が高く、特に直接線領域や肺野領域の低吸収領域が顕著に明るく見える。Fig. 9a に、横軸を本画像データベースオリジナル画像のピクセル値、縦軸を DICOM 変換後の mono.1 の相対濃度値画像、相対濃度値画像を極性反転した mono.2 画像(mono.2 画像)、P-Value 画像のピクセル値のグラフをそれぞれ示す。相対濃度値画像と mono.2 画像では、ImageJ が光度測定解釈を判断して

Fig. 9 (a) Relationship of pixel value between the original image and the DICOM image, (b) Relationship between the input pixel value to the display and JND index.

Fig. 10 Elements from the modality through the standard display system.
P-value LUT transformation is performed before the image is sent into the standard display system.

ピクセル値「0」が白か黒かを定めるため、ディスプレイ上では同じ輝度で同一画像として表示される。相対濃度値画像の mono.2 と P-Value 画像の極性は同一であるが、相対濃度値画像の mono.2 は入力に対して出力が線形であるのに対して P-Value は非線形である。Fig. 9b に、横軸を標準表示システムへの入力ピクセル値、縦軸を JND index にしたときの mono.2 画像と P-Value の関係を示す。P-Value のピクセル値と JND index には線形の関係があり、ピクセル値が人間の視覚特性に線形に対応していることを示している。一方、mono.2 画像のピクセル値と JND index の関係は非線形であり、P-Value に比べ全体に高い JND を示していることがわかる。特に、その傾向は低いピクセル値において顕著である。このことにより、Fig. 7 の (a) オリジナル画像と (b) 相対濃度画像は、(c) P-Value 画像に比べ特に直接線、肺野領域が明るくなると考えられる。

3-3 輝度の異なるディスプレイ間での表示

(b) 相対濃度画像は、Fig. 8b のように輝度の異なるディスプレイ間で同じように見え、視覚的な一貫性がないのは、Fig. 9b に示すとおり相対濃度値が人間の視覚特性を示す JND に対して線形でないためである。P-Value であれば、最高輝度が異なるディスプレイ間であっても、両者のガンマが GSDF に忠実なグレースケールキャリブレーションを施されていれば、最低輝度から最高輝度までの範囲を人間の視覚特性に対して階調数で線形に割り振るために、人間が感じる輝度差がディスプレイ間で同じ割合になり、Fig. 8c のように視覚的な一貫性が確保された画像表示となる。

視認性の評価を輝度の異なるディスプレイ間で同じ画像を表示して行う場合には、相対濃度値画像では視

覚的な一貫性を確保することができないために、P-Value 画像への変換が必要であると考えられる。また、輝度の異なるディスプレイ間でウィンドウ幅、ウィンドウレベルを調整して画像表示させると表示できる範囲が変化してしまうことから、本画像データベースの画像を輝度の異なるディスプレイ間で解析する場合には、P-Value LUT 変換し、ウィンドウ幅、ウィンドウレベルを一定値(例えば 4095, 2048)に固定して表示して観察するべきと考えられる。

Fig. 10 に示すとおり、P-Value LUT 変換は標準表示システムに入力する直前に行われる⁹⁾。そのため、本画像データベース画像を P-Value LUT 変換した後にダイナミックレンジ圧縮などの階調処理や鮮鋭化処理を施すと、輝度の異なるディスプレイ間では視覚的な一貫性を確保できない。視覚的な一貫性を確保するためには、P-Value LUT 変換前に階調処理や鮮鋭化処理などの画像処理を行う必要があると考えられる。

4. 結 語

本画像データベース画像を医療画像標準フォーマットである DICOM 形式にフォーマット変換することによって、臨床で使用している画像表示装置に対応することが可能になり、臨床に近い状態での画像評価が可能になった。また、画像解析を行う際に、表示条件を入力することなく容易に画像表示し操作することが可能になった。更に、P-Value LUT 変換することにより、ガンマが GSDF に忠実なグレースケールキャリブレーションを施されていれば、輝度の異なるディスプレイ間での画像評価で視覚的な一貫性を確保することができるようになった。

謝 辞

本画像データベースを P-Value DICOM ファイルフォーマット化するにあたり、本画像データベースを作成した諸先輩方に感謝申し上げます。P-Value DICOM ファイルフォーマット化した本画像データベースは、本学会画像部会長である熊本大学白石順二教授のご厚意により画像部会ホームページよりダウン

ロードすることができます。白石順二教授に感謝申し上げます。

また、P-Value DICOM ファイルフォーマット化した本画像データベース作成に関して助言していただいた、JSRT 関東支部関東 DR 研究会代表幹事中島正弘氏はじめ幹事皆様方に感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他. 標準デジタル画像データベースの構築. 日放技学誌 1998; 54(3): 439-445.
- 2) 白石順二, 土井邦雄, 桂川茂彦, 他. 標準デジタル画像データベース (胸部腫瘍陰影像) —頒布開始 1 年半後の再評価—. 日放技学誌 2000; 56(3): 370-375.
- 3) 白石順二, 本田道隆, 小倉敏裕, 他. 医用画像分野における診療放射線技術科学研究の変遷—アナログ画像研究からデジタル画像研究—. 日放技学誌 2014; 70(1): 89-101.
- 4) 上村正信, 大畑亜紀子, 宇佐美公男, 他. CRT 表示画像による胸部結節陰影の診断能—白黒高精細モニタと汎用カラーモニタの比較—. 大阪教育大学紀要 第 III 部門: 自然科学・応用科学 2002; 50(2): 175-182.
- 5) 荒木陽子, 真田 茂, 小林 健, 他. 高精細液晶ディスプレイの視覚的評価—胸部腫瘍陰影像に対する診断において—. 日放技学誌 2005; 61(8): 1151-1157.
- 6) 李 鎔範, 蔡 篤儀, 鈴木崇夫. シグモイド関数型ウェーブレット展開係数変換曲線による医用画像のコントラスト強調. 医用画像情報会誌 2008; 25(3): 48-53.
- 7) 原 武史. パソコンによる JSRT 標準デジタル画像データベースの活用法 —Mathematica も使ってみよう—. 日放技学誌 1998; 54(9): 1171-1175.
- 8) 鈴木健一, 須和英智. インクジェットプリンタの医療画像出力への応用. 日本写真学会誌 2005; 68 suppl 1: 12-13.
- 9) DICOM PS3.14, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function.
- 10) 小野陽一, 藤田晴美, 戸田治幸. 医用画像システムにおける Display Consistency の開発 システム全体で画像の見え方整合性の実現. コニカミノルタテクノロジーレポート 2004 年度版 2004; 1: 127-130.
- 11) Rasband WS. ImageJ. <http://imagej.nih.gov/ij/> (Accessed 2016.3.19).
- 12) 中島正弘. 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 DR 画像編. 日放技学誌 2009; 65(11): 1568-1571.
- 13) Potter G, Busbridge R, Toland M, et al. Mastering DICOM with DVTK. J Digit Imaging 2007; 20 Suppl 1: 47-62.
- 14) 柳田 智. パーソナルコンピュータを用いた DICOM 画像表示ツールの活用方法—ImageJ とバイナリエディタを用いて DICOM 画像の構造を解析する—. 日放技学誌 2010; 66(7), 816-820.
- 15) 株式会社ナナオ カスタマーリレーション推進部. 医用画像診断用モニターに求められるグレースケール表示とは. http://www.eizo.co.jp/products/tech/files/2004/wp_jp_04_001_grayscale.pdf (Accessed 2016. 3. 19).
- 16) 桜井正児. ファントムを用いた超音波画像劣化の評価および臨床画像評価. 日乳癌検診会誌 2012; 21(3), 228-231.

問合先

〒364-8501 北本市荒井 6-100

北里大学メディカルセンター放射線部 柳田 智