

胸部X線撮影のtarget EI設定におけるSSIMの有用性 —視覚評価との比較検討—

*The Utility of SSIM for Determination of Target EI for Chest X-ray Imaging
- Comparison and Examination of Visual Evaluation -*

北 健斗^{1)*}, 井手口 忠光²⁾, 田中 延和²⁾, 加藤 豊幸³⁾, 大藤 孝文⁴⁾, 田中 亮治⁴⁾,
猪本 奈美⁵⁾, 田畑 成章⁶⁾, 濱田 美知⁷⁾, 畔柳 宏之⁸⁾, 木島 悟⁸⁾

1) 九州大学 大学院 医学系学府 保健学専攻 (現 京都大学医学部附属病院)

2) 九州大学 大学院 医学研究院 保健学部門

3) 九州大学病院 医療技術部 放射線部門

4) 九州中央病院 医療技術部 放射線技術科

5) 済生会福岡総合病院 放射線部

6) 九州大学 大学院 医学系学府 保健学専攻/福岡大学筑紫病院 放射線部

7) 福岡大学病院 放射線部

8) 富士フイルムメディカル株式会社 営業本部 MS事業部

Key words: structural similarity (SSIM), target exposure index (EI), deviation index (DI), noise suppression processing, paired comparison

【Abstract】

The purpose of this study was to evaluate the utility of structural similarity (SSIM) in setting target dose indices (EI) for chest X-ray imaging. Specifically, we investigated the relationship between radiation dose, image quality changes due to noise reduction processing (Flexible Noise Control: FNC), and the correlation between visual assessment and SSIM.

The EI, determined from clinical imaging data histograms, was used as the reference dose. Chest phantoms were imaged three times each at seven different dose levels: DI -3.0, -2.0, -1.0, 0.0, +1.0, +2.0, and +3.0. Noise reduction processing (FNC) was applied at seven levels (0.0, 0.2, 0.4, 0.5, 0.6, 0.8, and 1.0) to each image, resulting in a total of 147 images. SSIM was calculated for all combinations, and correlations between radiation dose, FNC, and SSIM were analyzed. Additionally, SSIM was computed for 24 image pairs (randomly combined from images with DI 0.0 and DI -3.0) with FNC applied at three levels (0.0, 0.5, 1.0). A visual assessment experiment was conducted by two radiologists with over 10 years of experience and four radiologic technologists using the Scheffe's paired comparison method, and the results were compared with the SSIM values.

SSIM reflected the radiation dose and the degree of FNC application. Similarly, visual assessment showed that higher SSIM values were associated with smaller interval scale values, indicating a correlation. Furthermore, the analysis suggested that the appropriate use of FNC could contribute to further reduction in radiation exposure.

In chest radiographs, SSIM was demonstrated to be a novel evaluation method that can easily determine the target exposure index EI.

【抄 録】

胸部X線画像の目標線量指標: EI設定において, 画像構造類似度: SSIMの有用性を明らかにするべく画質変化, さらには視覚評価とSSIMの相関性を詳細に検討した。臨床画像データから決定したEIを基準線量とし, 線量とFNCを変化させた画像全ての組み合わせでSSIMを計算し, 相関を分析した。次に, 線量とFNCの組み合わせを変えた6枚の画像で計24組の画像ペアで対比較法: 浦の変法による観察実験を行い, その結果とSSIMとの相関を検討した。SSIMは撮影線量, FNCの強調度を反映した値を示し, 視覚評価でも同様に相関性が認められ, 胸部X線画像のEIを簡便に決定できる新しい指標となり得る可能性が示された。

KITA Kento^{1)*}, IDEGUCHI Tadimitsu²⁾,
TANAKA Nobukazu²⁾, KATO Toyoyuki³⁾,
OHFUJI Takafumi⁴⁾, TANAKA Ryouji⁴⁾,
IMOTO Nami⁵⁾, TABATA Nariaki⁶⁾,
HAMADA Michi⁷⁾, KUROYANAGI Hiroyuki⁸⁾,
KIJIMA Satoru⁸⁾

1) Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University (Currently Division of Clinical Radiology Service, Kyoto University Hospital)

2) Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

3) Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital

4) Department of Radiological Technology,

Department of Medical Technology, Kyushu Central Hospital

5) Division of Radiology, Saiseikai Fukuoka General Hospital

6) Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University / Department of Radiology, Fukuoka University Chikushi Hospital

7) Department of Radiology, Fukuoka University Hospital

8) Sales Division MS Business Department, FUJIFILM Medical Co., Ltd.

* E-mail: ken.kita.523@gmail.com

Received April 1, 2025; accepted August 18, 2025

緒 言

X線画像システムのデジタル化は、短時間での画像取得や的確な診断を目的とした画像処理など、さまざまな恩恵をもたらした。一方で、撮影線量についてICRP Publication.93では、「診療放射線技師は、過大照射された画像はコンピュータで解決できるが、過小照射した場合には再検査が必要になることを知っており、そのため必要以上の線量を与える傾向がある」と警笛を鳴らしている¹⁾。わが国でもデジタルシステムへの移行前と比較し、患者が受ける線量が増加したという報告が見られる^{2,3)}。これは、モダリティワークリスト管理(modality worklist management: MWM)の普及により、あらかじめ設定した撮影条件が自動でセットされるため、被写体に応じた撮影条件の詳細な設定が実施されなくなっていることも線量増加の一因であると考えられる⁴⁾。患者の被ばく線量の最適化を図るには、各メーカーの線量指標を統一し、臨床画像の品質管理を一元化する必要がある。そこで2008年に、国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission: IEC)より線量指標(exposure index: EI)が提唱された⁵⁾。臨床で運用するには、最適な画質となる目標線量指標(target EI: EIt)を部位ごとに設定する必要がある⁶⁾。EItの決定方法には、主に二つの方法が用いられている。一つは各臨床施設で一定期間運用し、その部位ごとの実績値のEI値ヒストグラム(以下、実績値)から中央値や最頻値、あるいは平均値を用いて決定する方法⁷⁾、もう一つは臨床画像や人体模擬ファントムなどを用いて視覚評価により決定する方法である^{8,9)}。これらの方法はどちらも時間や手間などの制約があるが、実績値は簡便な方法であるため実施しやすい。しかし、実績値の中央値や最頻値等から求めたEItは必ずしも患者被ばくと画質における適正線量とは限らない。そのため最終的には視覚評価によりEItを決定する方法が望ましいが、この方法は煩雑であり時間や人手、さらには労力を要するため実施しにくい。

そこでわれわれが注目したのが、画像構造類似度(structural similarity: SSIM)である。SSIMはWangらによって提唱された客観的画質評価の指標であり、二つの画像がどれだけ似通っているかを示しており、人間の視知覚を反映しているため視覚評価に代わる新たな指標として期待されている¹⁰⁾。このことから、MRIやCTをはじめとしたさまざまな分野の研究でも使用されている¹¹⁻¹⁶⁾。しかし本来、SSIMは自然画像に対し

て定義された指標であるため、医用画像での有用性を示すには画質とSSIMの相関を詳細に調べ、かつ最終的には従来の視覚評価法との検証を行う必要がある。SSIMは2画像間の類似度を定量的に評価する指標であるため、視覚評価の中でも一対比較法¹⁷⁻¹⁹⁾との比較が最適である。もし、それらとSSIMに相関が認められれば、EIt決定に際し簡便な新しい手法の一つとして提案できる。

そこで本研究では、胸部X線撮影におけるEIt決定方法に焦点を絞り、SSIMの有用性を検討したので報告する。

1. 方 法

1-1 客観的画質評価指標: SSIM

SSIMは、比較する2枚の基準画像と比較画像のピクセル値を用いて計算される画質指標である。比較画像が基準画像にどの程度、画像構造が類似しているかを示す定量値であり、「輝度」「コントラスト」「構造(ノイズ)」の3成分から計算され、類似度が高いほど1.0に近い値を示し、低いほど0.0に近づく。2枚の画像 x, y の類似度を表すSSIMは、式(1)で計算される。

$$SSIM(x, y) = [l(x, y)^\alpha \times c(x, y)^\beta \times s(x, y)^\gamma] \quad \dots\dots\dots (1)$$

l は「輝度」、 c は「コントラスト」、 s は「構造(ノイズ)」で、それぞれの因子は独立しており、式(2)～(4)で計算される。

$$l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1}, \quad C_1 = (K_1L)^2 \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2}, \quad C_2 = (K_2L)^2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$s(x, y) = \frac{\sigma_{xy} + C_3}{\sigma_x\sigma_y + C_3}, \quad C_3 = \frac{C_2}{2} \quad \dots\dots\dots (4)$$

μ_x, μ_y は平均画素値、 σ_x, σ_y は標準偏差、 σ_{xy} は共分散、 C_1, C_2 は分母がゼロに近い値になるのを防ぐための定数である。SSIMの計算には、Wangらの論文¹⁰⁾に基づく一般的なパラメーター設定 $\alpha = \beta = \gamma = 1, K_1 = 0.01, K_2 = 0.03, L = 255$ を用いた。この設定は、CT画像やX線画像におけるSSIMの有効性を報告した先行研究においても採用されており^{20, 21)}、本研究でも同じ値を採用した。

1-2 胸部ファントムの撮影

SSIMの算出には、比較する2枚の画像間において、対応する位置に8×8 pixelsの関心領域（Region of Interest：ROI）を設定し、画像全体にわたりROIを重複なく移動させて各SSIMを計算し、その平均値を用いた（Fig.1）。ROIサイズは、視覚的構造の微細な差異を適切に反映できるバランスを考慮し、Wangらの手法に基づいて8×8を採用した。SSIMで2枚の画像を評価するには被写体が全く同じ位置にあることが必須条件となるため、臨床画像で評価することは難しい。そこで本研究では、胸部ファントムを用いて検討することとした。

まず、胸部ファントム撮影の基準線量となるEI_tを決定するため、共同研究3施設の臨床で撮影された胸部PA像3,831例（Table 1）を用いた。EI_tは通常、各施設で撮影部位ごとに設定されるが、同一検出器を使用する複数施設で共通のEI_tを設定できれば、同じ被ばく線量で同等の画質を担保できる可能性がある。今回、それらを考慮して、複数施設のデータを用いて仮のEI_tを求めた。これらEI値データは、全て校正された線量計でメーカーが定義した感度指標でキャリブレーションされたものである。かつ、その使用については各施設の倫理委員会の承認を得ている（九大医協生第1425号、臨研327号、承認2021-2-5）。各施設の胸部PA像のEI値から作成したヒストグラムをFig.2に示す。各施設のEI最頻値は220、250、210であり、3施設の平均値227を仮のEI_t（以下、EI_t）に決定した。求めたEI_tとなる撮影条件を基準線量として、さまざまな条件で胸部ファントムを撮

影してSSIMを算出し検討した。撮影に使用した胸部ファントムはN-1 LUNGMAN（京都科学、京都）で、X線検出器は間接変換型フラットパネルディテクター（flat-panel detector：FPD）CALNEO SMART C47（ピクセルサイズ150 μm、富士フイルムメディカル、東京）であり、共同研究3施設と同じFPDである。使用した散乱線除去グリッドのグリッド比は12：1、グリッド密度60本/cm、集束距離200 cm（Jpiジャパン、東京）で、X線発生装置CIRCLEX 0.6/1.2 P38DE-85（島津製作所、京都）を用いて撮影を行った。管

電圧120 kV、管電流200 mA、撮影距離SID 200 cmを固定条件とし、照射時間msを調整してDIが-3.0、-2.0、-1.0、0.0（EI_t）、+1.0、+2.0、+3.0となる7段階の線量で3回ずつ胸部ファントムを撮影した。ここでDIは、EI_tとの差を偏差指標（deviation index：DI）として算出したもので、撮影線量の過不足を評価するものである。この値の適正範囲について、米国医

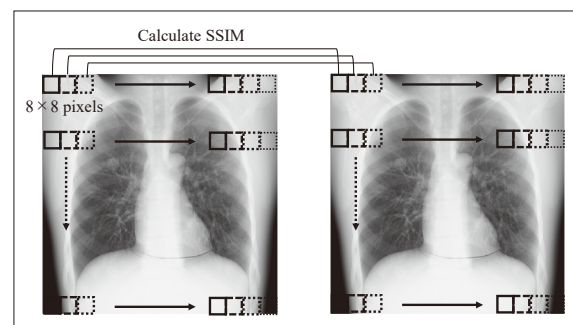


Fig.1 Calculation method of SSIM in this study.

SSIM of 8×8 pixels ROIs at corresponding positions between the two images was calculated. This process was repeated by shifting the entire image to ensure the ROIs did not overlap, and SSIM values were then averaged.

Table 1 Detail of clinical data at each facility.

Facility Name	Number of Cases Male / Female	Age Average (Min-Max)
Hospital A	620 / 730	57.7 (0-90)
Hospital B	1,172 / 957	62.1 (0-100)
Hospital C	216 / 136	46.8 (20-90)

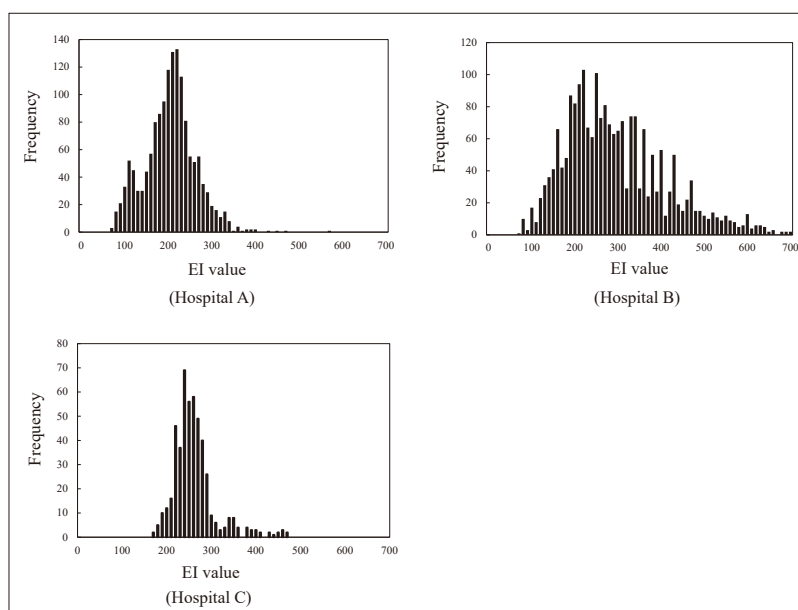


Fig.2 Histograms of EI at each facility.

Table 2 Radiographic conditions for chest phantom.

DI	Calculated EI	EI acquired at exposure	tube current-time product (mAs)
-3.0	114	121	1.42
-2.0	143	150	1.8
-1.0	180	186	2.2
0.0	227 (EIt)	231	2.8
1.0	286	298	3.6
2.0	360	369	4.4
3.0	453	458	5.6

学物理学会 (AAPM) のTask Group116では ± 0.5 を適正な撮影条件の範囲としており、+1.0を超えると過大線量、-1.0を下回ると線量不足となり再撮影の必要性について放射線科医の指示を仰ぐべきとされ、-3.0以下は再撮影すべきとされている²²⁾。基準となる撮影線量は3施設より求めたEIt 227となるよう撮影を行ったが、装置の特性上、各DIに相当するEI値に最も近い値となるようにTable 2に示す撮影条件を選択した。

1-3 撮影線量とSSIMとの相関

1-2で各DIに相当する線量で撮影された21枚の胸部ファントム画像を用いて、撮影線量とSSIMとの相関を検討した。SSIMを計算する2画像間のうち基準画像をDI 0.0 (EIt)、比較画像をDIが-3.0、-2.0、-1.0、0.0、+1.0、+2.0、+3.0として、各線量条件 (DI) に対して3枚ずつ撮影を行い、基準条件 (DI 0.0) の3枚の画像との全組み合わせ ($3 \times 3 = 9$ 通り) におけるSSIMを算出し平均して用いた。式 (2)~(4) より「輝度」「コントラスト」「構造 (ノイズ)」の3成分を計算し、最終的に式 (1) でSSIMを求めた。ただし、DI 0.0では完全に同一の画像同士の組み合わせ (自己比較) はSSIM=1.0となるため除外し、同一条件下の画像3枚間の組み合わせ (3通り) に対してSSIM算出し平均した。これにより、同一DIでも量子ノイズなどの影響による画質のバラツキを含めた解析となる。

1-4 ノイズ抑制処理とSSIMとの相関 (各撮影線量での比較)

ノイズ抑制処理 (Flexible Noise Control: FNC) は、信号成分のレスポンスを低下させず粒状性を改善することが可能とされており^{23, 24)}、臨床の胸部X線撮影では常時使用されている画像処理である。ここでは、1-2で撮影された21枚のファントム画像にFNCの強

調度を0.0 (処理なし)、0.2、0.4、0.5、0.6、0.8、1.0と7段階で適用させた画像、計147枚を得てSSIMを求めた。SSIMを計算する2画像間のうち基準画像をDI 0.0 (EIt)、比較画像をDIが-3.0、-2.0、-1.0の過小線量域、さらに過大線量域の比較画像をDIが+1.0、+2.0、+3.0とした。各線量3枚ずつ全ての組み合わせで、胸部ファントム画像のSSIMを計算し平均した。ただし、SSIM算出時の2画像間には同じ強度のFNC処理を行った。なお、FNC 0.5は胸部X線撮影の初期設定値で、共同研究3施設の臨床でも現在使用されており、FNCの最大値は1.0である。

1-5 視覚評価とSSIM

1-2で撮影したDI 0.0 (EIt 227) とAAPM Task Group116で再撮影すべきとされているDI -3.0 (EI 114) の胸部ファントム画像それぞれに、FNCを0.0 (処理なし)、0.5 (臨床設定値)、1.0 (最大値) の3段階適用させた合計6枚の画像を観察画像とした。SSIMは2画像間の画像類似度を定量する指標のため、視覚評価との相関性は対比較法による検証が最適であることは述べた。さらに対比較法の中でも、観察画像の提示順序が観察者の評価に影響を与える可能性を考慮し、シェッフェの対比較法：浦の変法を用いた²⁵⁾。観察者は経験年数10年以上の放射線科医2人、診療放射線技師4人で、撮影線量とFNCの強調度を変化させた6枚の画像を、ランダムに組み合わせた $P_2 = 30$ ペアを観察画像として準備した。さらにその中で、EIt (DI 0.0) を基準画像としたときの最終的な観察画像の組み合わせで、計24ペアとした。

実験に先立ち、文書で実験内容や個人データ保護に関して説明し、観察者の同意を得た。観察画像を3M モノクロLCDモニター、RadiForce GS320 (EIZO, 石川) に等倍表示した。蛍光灯を調整してモニター前面の照度は30 lxとし、照度に合わせて階調特性をグレースケール標準表示関数に校正した。まず、観察者には提示された2枚の胸部X線画像を総合的に観察し、次に「縦隔・横隔膜下」「肺野」の2領域に対し、どちらの画像が優れているか、0~±3の7点系スケールのカテゴリ分類により評価を依頼した。評価基準として「縦隔・横隔膜下」は均一性や粒状性、さらに肺野とのコントラストを重視し、「肺野」は肺血管のコントラストや濃度の均一性、さらに肋骨や横隔膜の境界を指標とした。最終的な評価は各観察者の経験や学習による判断に委ね¹⁸⁾、その結果を統合して胸部X線画像の総合的な観察結果とした。なお、観察時間や観察距

離に関しては任意とした。観察者の評価を分散分析し、平均嗜好度を求めて有意差検定を行った²⁶⁾。2画像間の画質に差がない場合、得られた刺激間距離（区間尺度値）は0に近づき、画質に差がある場合は値が大きくなる。これらの値とSSIMを比較することで視覚評価との相関性を検討した。「縦隔・横隔膜下」や「肺野」などの局所領域におけるSSIMの算出には、対象領域を画像から厳密に切り出し、ROIの位置を完全に一致させる必要がある。ファントムの配置は一定であるものの、ノイズによる微細な画素値の変動や、画素配列におけるわずかな揺らぎが、構造項（s成分）に影響を与える可能性がある。そのため局所領域におけるSSIMの信頼性には一定の懸念があり、本研究では胸部X線画像全体を対象としたSSIMによる比較検討を行った。

2. 結果

2-1 撮影線量とSSIMの相関

DI 0.0 (EI_t) を基準画像、DI -3.0~+3.0を比較画像としてSSIMを計算した結果をFig.3 aに示す。全ての画像のFNCは0.0とした。撮影線量が増加、すなわちDIが大きくなるに連れてSSIMの値は上昇し、強い正の相関を示した ($R=0.987$)。輝度・コントラスト・構造の計算結果をFig.3 b-dに示す。輝度とコントラストは全てのDI値でほぼ1.0に近い値を示した。

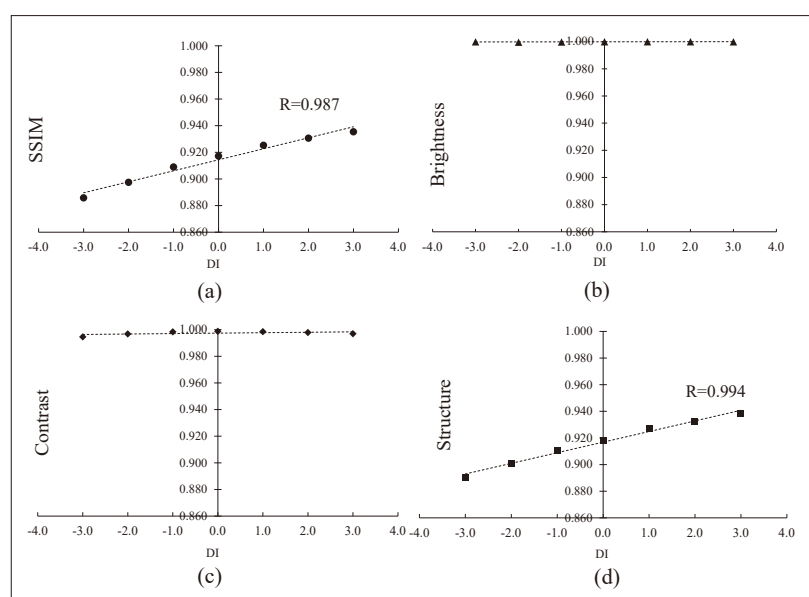


Fig.3 SSIM in DI variations (FNC 0.0).

(a) SSIM (b) Brightness (c) Contrast and (d) Structure

Note: The point at DI = 0.0 corresponds to a comparison between separately acquired images obtained under identical imaging parameters.

構造の計算結果は撮影線量が増加するに連れて大きくなり、強い正の相関を示した ($R=0.994$)。SSIM値は構造（ノイズ）の計算結果が大きく影響し、撮影線量がSSIMの結果に反映していることが分かる。

2-2 ノイズ抑制処理とSSIMとの相関

DI 0.0を基準画像、比較画像としてDIが-3.0, -2.0, -1.0の過小線量域におけるFNC強調度別のSSIMをFig.4 aに、Fig.4 bにはDIが+1.0, +2.0, +3.0の過大線量域におけるFNC強調度別のSSIM計算結果を示す。FNC 0.0の場合、基準線量画像と過小線量画像のSSIMは0.91以下であるが、FNCの強調度が高くなるほどSSIM値が上昇し、いずれの過小線量画像もFNC 1.0で0.961~0.964となった (Fig.4 a)。次に、比較画像が過大線量域では、FNC 0.0でSSIMは0.925~0.935を示し、FNC強調度が高くなるほどSSIM値は緩やかに上昇して、いずれの過大線量画像も0.970~0.971となった (Fig.4 b)。FNCの強調度が大きくなるほどSSIM値も大きくなった。

2-3 視覚評価の観察結果とSSIM

Fig.5に視覚評価、一対比較法の結果より導き出した主効果のスコア値をヤードスティック上に示す。過小線量でFNC offのノイズが多い画像 (DI -3.0, FNC 0.0) がヤードスティックの最も負の方向に、基準線量で、かつ最大にノイズ抑制処理された画像 (DI 0.0, FNC 1.0) が最も正の方向に位置する結果となった。それら以外の画像も撮影線量とFNCの強調度を共に反映した画質の尺度で並んでおり、胸部ファントムX線画像の画質と一対比較法による視覚評価に相関が認められた。このときのヤードスティックの有意水準1%は $Y_{0.01}$ 1.1989, 5%は $Y_{0.05}$ 1.0093であり、実線で示す画像の組み合わせは1% (**), 破線の組み合わせが5% (*) の危険率で、有意差が認められた。

Table 3には、一対比較の観察実験に用いた胸部ファントム画像のSSIM値と、2画像間の区間尺度値および有意差検定の結果を示す。まず、基準画像 (Image A) が線量DI 0.0, FNC 0.0の画像

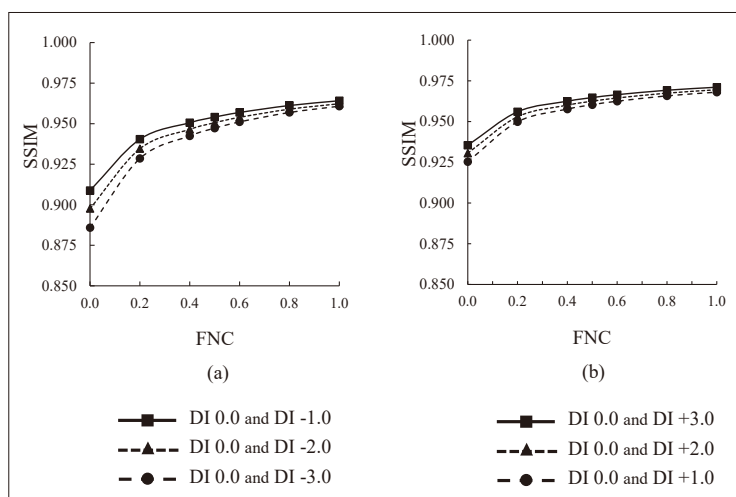


Fig.4 Changes in SSIM for reference dose (DI 0.0) and low dose (DI -1.0, -2.0, -3.0) images, and reference dose and high dose (DI +1.0, +2.0, +3.0) images, with variations in the degree of FNC enhancement.

(a) Low dose range, (b) High dose range.

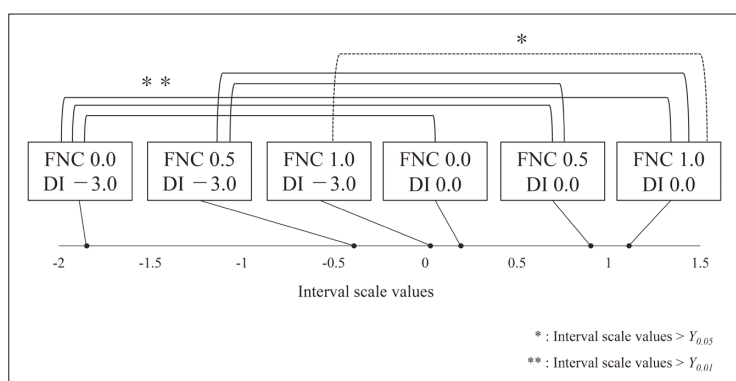


Fig.5 Interval scale values using Scheffe's method are presented on a yardstick line.

Table 3 Comparison of SSIM and interval scale values for each combination.

	Image A	Image B		
	DI, FNC	DI, FNC	SSIM	Interval scale values
I	0.0, 0.0	0.0, 0.5	0.990	0.708
	0.0, 0.0	0.0, 1.0	0.983	0.917
	0.0, 0.0	-3.0, 0.0	0.887	2.042**
	0.0, 0.0	-3.0, 0.5	0.923	0.583
	0.0, 0.0	-3.0, 1.0	0.929	0.167
II	0.0, 0.5	0.0, 1.0	0.997	0.208
	0.0, 0.5	-3.0, 0.0	0.901	2.750**
	0.0, 0.5	-3.0, 0.5	0.940	1.292**
	0.0, 0.5	-3.0, 1.0	0.948	0.875
III	0.0, 1.0	-3.0, 0.0	0.904	2.958**
	0.0, 1.0	-3.0, 0.5	0.944	1.500**
	0.0, 1.0	-3.0, 1.0	0.952	1.083*

* : Interval scale values > $Y_{0.05}$ (Yardstick value by 5 % significance level) = 1.0093

** : Interval scale values > $Y_{0.01}$ (Yardstick value by 1 % significance level) = 1.1989

(I), 比較画像 (Image B) は DI 0.0 で FNC を 0.5, 1.0 とした画像間の SSIM はそれぞれ 0.990 と 0.983 となり, いずれも有意差を認めなかった. 次に, 比較画像 (Image B) を線量 DI -3.0 で FNC 0.0, 0.5, 1.0 とした SSIM は 0.887, 0.923, 0.929 となり, SSIM 0.887 の画像組み合わせのみ, 2 画像間に有意差が認められた ($P < 0.01$).

次に, 基準画像 (Image A) を DI 0.0 FNC 0.5 とした場合 (II), DI 0.0 FNC 1.0 の比較画像 (Image B) との SSIM は 0.997 と高値を示し, 2 画像間に有意差を認めなかった. さらに線量 DI -3.0 で撮影した画像に FNC 0.0, 0.5, 1.0 とした比較画像 (Image B) との SSIM は 0.901, 0.940, 0.948 となり, FNC 1.0 とした画像組み合わせのみ, 有意差を認めなかった.

基準画像 (Image A) を DI 0.0 FNC 1.0 とした場合 (III), 線量 DI -3.0 で撮影したファントム画像に FNC 0.0, 0.5, 1.0 とした比較画像 (Image B) との SSIM は 0.904, 0.944, 0.952 となり, 2 画像間全てに有意差が認められた (FNC 0.0, 0.5 : $P < 0.01$, FNC 1.0 : $P < 0.05$).

3. 考 察

胸部ファントムの撮影線量と SSIM の関係で, 輝度とコントラストの計算値はいずれの線量においても, 限りなく 1.0 に近い値を示した (Fig.3 b, c). これらの要因として, 画像ヒストグラムによる濃度安定化処理 exposure date recognizer : EDR2²⁷⁾の影響により, 撮影線量に関わらず輝度とコントラストが一定に保たれた可能性があると考えられる. 従って各撮影線量における SSIM 値は 2 画像間のノイズ, すなわち構造差の計算結果が強く反映されているといえる (Fig.3 a, d). ファントムを撮影した線量と SSIM は極めて強い正の相関を示し, 医用 X 線画像における撮影線量と

SSIM値の相関が証明された。Fig.3 aのグラフをより詳細に分析するとDI > 0の過大線量域においてSSIM値は、過小線量域に比べて緩やかに上昇し変化が小さくなっている。その要因は画像を形成する十分な光子が、検出器に入射されているためと考えられる。

次に、FNCとSSIMの相関では、FNCの強調度を大きくするほどSSIMの値は全ての線量で上昇し、FNC 1.0でその差はごくわずかとなった。基準画像の50%線量 (DI -3.0) において、SSIM値は0.886 (FNC 0.0) から0.964 (FNC 1.0) へと上昇し、基準線量画像との画像類似度が高いことが示された (Fig.4 a)。さらに基準画像DI 0.0 (EIt) と過大線量域の組み合わせでは、FNC 0.0における各DIのSSIM値は0.925, 0.931, 0.935を示し、FNC 1.0ではSSIM値は0.968, 0.970, 0.971となった。FNCの強調度が大きいほどSSIMの値は過小線量域と同様に上昇したが、その程度は緩やかであった (Fig.4 b)。その要因は、Fig.3と同様に検出器に入射する光子に起因し、検出器に到達する線量が十分であれば、画像ノイズも減少するためと考えられる。逆に、過小線量域では検出器への到達光子が少なく、過大線量域に比べFNCノイズ抑制処理がより適正かつ効果的に働き、SSIM値の上昇も大きくなったと考えられる。ノイズ抑制処理の強調度が大きいほどSSIMは高値を示し、相関性が認められた。

本研究に用いたFPDには、富士フイルムメディカル社が開発したdynamic処理と組み合わせた新しい粒状改善処理 (FNC2) が搭載されている。認識した構造パターンに応じたフィルターの適用や、被写体構造に重なったノイズ成分を低減できる特徴を持つとされている²⁸⁾。このFNCを適切に設定することで、再撮影を検討するような過小線量の画像でも、基準線量の画質に近づける可能性をSSIMの結果は示した。

次に視覚評価、一対比較法による観察実験結果と胸部ファントム画像より算出したSSIMを比較検討した (Table 3)。その結果、SSIMが胸部X線画像の総合的な画質を反映する有用な指標であることが示された。得られた2画像間のSSIMと一対比較法により求めた刺激間距離 (区間尺度値) を詳細に分析すると、SSIM値が小さいと区間尺度値が大きく、SSIM値が大きいと区間尺度値が小さくなる傾向を示した。両者の値に対して回帰分析を行った結果、回帰式から区間尺度値がゼロ、すなわち画像間の差が全くと推定されるSSIMは0.975となった。またP値は0.0139であり、統計的に有意な関係が認められた。次に、SSIMと区間尺度値の関係を定量的に分析し、統計的に有意差が

ない条件を満たすSSIMをロジスティック回帰分析より求めた。その結果、SSIM ≥ 0.941 の場合、胸部X線画像の2画像間の画質が同等と判断される閾値であると分析された。ただし、より厳密な判断を行う場合には、有意差ありのSSIM最大値0.952より大きな値、または区間尺度値がゼロとなる0.975のいずれかを閾値とすることが望ましい。なお、DI 0.0 (同一線量・非フィルター処理) における2画像間のSSIMは視覚的な差はないにもかかわらず約0.917となった。これは、量子ノイズや撮影線量のバラツキなどがSSIMの構造項 (共分散) に影響するためである。一方で、SSIM ≥ 0.941 を「視覚的に同等」とする閾値は、線量変化およびFNCフィルター処理などの「系統的条件変化」に対して適用されるべき指標であり、同一条件内のバラツキ (Fig.3 DI 0.0の例) とは意味が異なる。

今回の視覚評価では、DI 0.0 FNC 0.5を基準画像とした場合、基準の50%線量に相当するDI -3.0で撮影した画像は、FNCを1.0に設定することでSSIMは0.948を示し、視覚評価では「有意差なし」と判断された。この結果は、ロジスティック回帰分析より導き出されたSSIM ≥ 0.941 の条件を満たしており、FNCを0.5から1.0に上げることで最大50%の線量低減が可能であることを示している。しかし、各施設の判断で慎重に閾値を選択し設定することが適切であると考えられる。日本文書情報マネジメント協会 (JIIMA) 標準化委員会のガイドラインでは、自然画像の圧縮の検証ではあるものの、SSIM 0.98以上は「画像間の区別がつかない」、0.9~0.98は「拡大すれば劣化が分かるレベル」、0.9以下は「明らかに劣化が分かるレベル」と評価されている²⁹⁾。今回の研究において導き出された区間尺度値ゼロとなるSSIM=0.975は、画像間の区別がつかないとされるJIIMAのガイドラインSSIM 0.98と極めて近い値を示した。その他のSSIM値においても視覚評価の結果と近いSSIM値を示している。

SSIMを用いてEItを決定する際に注意すべき点がある。SSIMの計算式に含まれる「輝度」「コントラスト」「構造」は前述の通り、式 (2)~(4) で示される。この中でダイナミックレンジを示すL値は、医用画像の量子ノイズによる微細な変動を主観的に捉えるため、14ビット画像であってもL=255を設定した (Maruyama²¹⁾ の提案)。また先行研究で用いられたWangらの一般的なパラメーター設定を本研究では採用したが、医用X線画像における最適パラメーターの詳細な検討は今後の課題でもある。

次に、式 (4) の構造 (ノイズ) に注目して考察する。

同条件でX線照射を行い2枚の画像をヒトが観察した場合、ほとんど同じ画質と判断される。人間の視知覚を反映するSSIMは、理論的に1.0に近い値を示さなければならない。しかし、DI 0.0の同線量で撮影された2画像間のSSIMは0.912を示した(Fig.3 a)。さらに線量を増加したDI +1.0, DI +2.0, DI +3.0と

DI 0.0とのSSIMは0.925, 0.93, 0.935と上昇し、正の相関を示した。SSIM計算のパラメーター、輝度とコントラストは撮影線量に関わらずほぼ1.0の値を示し、SSIM値は構造式(4)に大きな影響を受けていることは先に述べた。SSIMの構造差 $s(x, y)$ は、2画像間の同位置のピクセル値で共分散を計算し“ノイズ分

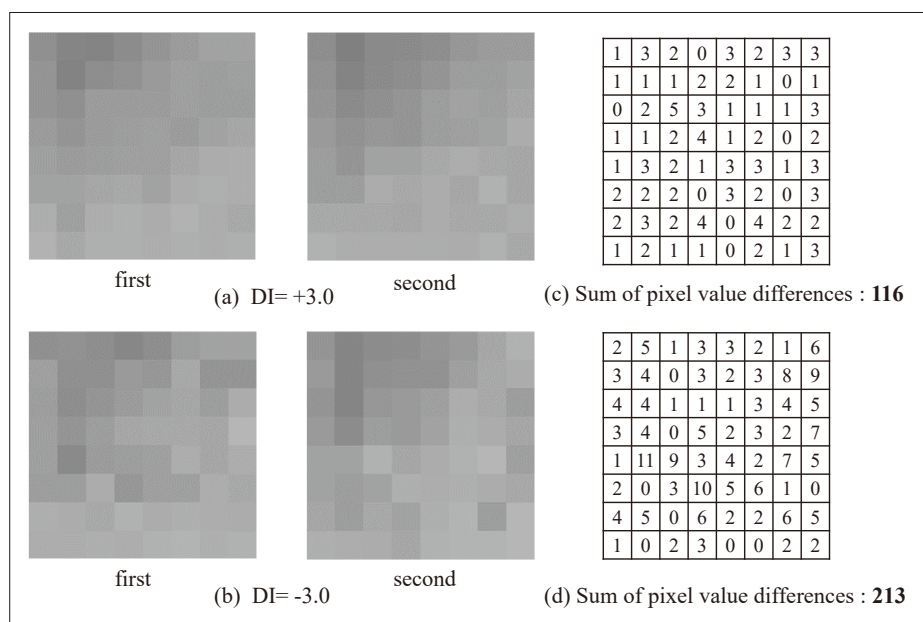


Fig.6 Comparison of close-up radiographs acquired at the same dose level (8×8 pixels).

- (a) Images were acquired at a deviation index (DI) of +3.0 in two separate exposures.
 (b) Images were acquired at a deviation index (DI) of -3.0 in two separate exposures.
 (c), (d) The digital values of each pixel obtained by subtracting two images.

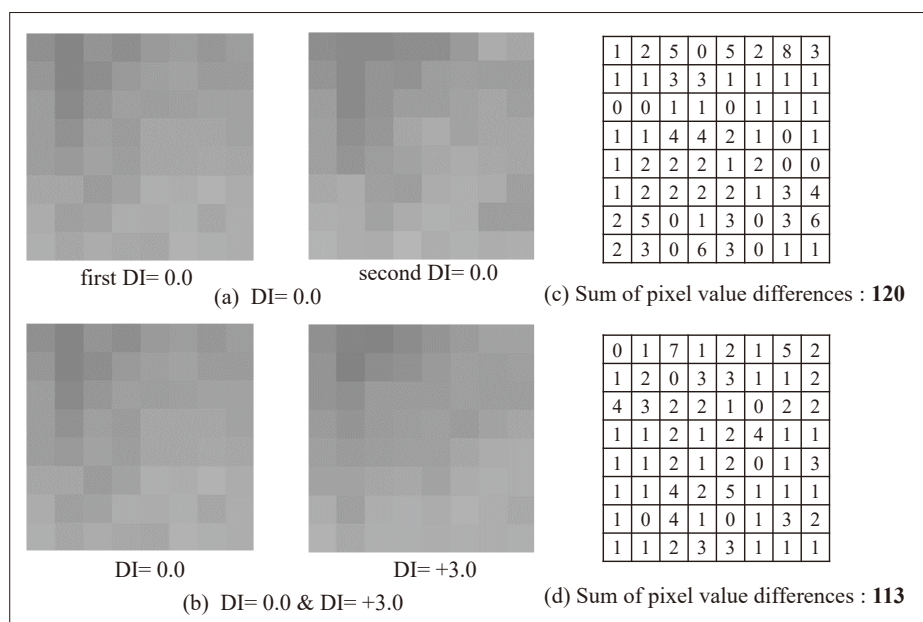


Fig.7 Comparison of close-up radiographs acquired at the same or different dose levels (8×8 pixels).

- (a) Images were acquired at a deviation index (DI) of 0.0 in two separate exposures.
 (b) Images were acquired at a deviation index (DI) of 0.0 & +3.0 in separate exposures.
 (c), (d) The digital values of each pixel obtained by subtracting two images.

布”の違いを定量している¹⁰⁾。この構造式 $s(x, y)$ の値は、基準画像が低線量のものになるほど顕著に低くなった。Fig.6に、同条件で2回撮影したファントム画像の、横隔膜下 8×8 ピクセルを拡大した画像を示す。Fig.6 aはDI +3.0, Fig.6 bはDI -3.0の条件で撮影した画像であり、いずれもFNC処理は行っていない。Fig.6 c, dには2画像間の同位置ピクセル値の差分を示している。低線量ほど同位置のピクセル値の差が大きくなり (Fig.6 c, d), 共分散の計算結果に大きな影響を与える。ヒトはこのピクセル単位のノイズ分布を平均化して観察しているため、基準画像が極端な低線量であると、SSIM値と視覚評価の結果にズレが生じる可能性が高い。Fig.7 aには同線量DI 0.0で2回撮影したファントム画像の横隔膜下 8×8 ピクセルを拡大した画像、Fig.7 bにはDI 0.0とDI +3.0で撮影した同様の拡大画像を示す。Fig.7 c, dには同位置ピクセル値の差分を示している。DI 0.0とDI +3.0のピクセル値の差分総和の方が、DI 0.0とDI 0.0の差分総和より小さく、構造の計算結果の原因が理解できる。

これら全ての結果より、EItの設定において、視覚評価を代替し得る客観的指標としてSSIMを応用できる可能性が示された。今後の検討として、SSIMのパラッキ評価、視覚評価で用いた局所領域（肺野・横隔膜下部など）における局所SSIMマップ導入による画質変化の可視化、さらにはマルチスケールROIによる詳細な評価などを通して、より精緻なEIt決定の方法論構築を図る方針である。

4. 結 語

本研究では、SSIMと視覚評価の相関性に基づいて、EItの決定にSSIMを応用する手法を検討した。SSIMは、客観的かつ簡便に画像品質を定量評価でき、設定された閾値 ($SSIM \geq 0.941$) により、視覚評価と同等の画質判断が可能であることを示した。これにより、視覚評価の手間を省きつつ、線量最適化と画質保証の両立を可能とする新たなEIt設定方法の一助となることが期待される。

利益相反

本研究は、富士フイルムメディカル株式会社の技術支援を得て実施した。また本研究は富士フイルムメディカル株式会社の助成を受けた（番号31-4134, 2022-861）。共著者の2人は富士フイルムメディカル

株式会社に所属する社員である。それ以外の著者に開示すべき利益相反はない。

謝 辞

本研究の視覚評価実験にご協力いただきました九州大学大学院 保健学部門の先生方、ならびに九州大学病院 放射線部門の皆さまに、深く感謝申し上げます。また、日頃よりご指導を賜っております九州大学名誉教授の杜下淳次先生に、心より御礼申し上げます。

発表学会

なお、本研究の要旨は第80回日本放射線技術学会総会学術大会（2024年、横浜）において報告した。

表の説明

Table 1	各施設における臨床データの内訳。
Table 2	胸部ファントムの撮影条件。
Table 3	各画像の組み合わせにおけるSSIMと区間尺度値の比較。

図の説明

- Fig.1 本研究におけるSSIMの計算。
2枚の画像間の対応する位置にある 8×8 ピクセルのROIのSSIMを計算した。ROIが重ならないように画像全体をずらしてこの操作を繰り返し、SSIM値を平均した。
- Fig.2 各施設のEItヒストグラム。
- Fig.3 DIの変化に対するSSIM (FNC 0.0)。
(a) SSIM (b) 明るさ (c) コントラスト (d) 構造
注：DI=0.0における点は、同一撮影条件下で別撮影された画像同士の比較による
- Fig.4 基準線量 (DI 0.0) および低線量 (DI -1.0, -2.0, -3.0) 画像と、基準線量および高線量 (DI +1.0, +2.0, +3.0) 画像におけるFNC強調度の変化に伴うSSIMの変化。
(a) 低線量領域, (b) 高線量領域
- Fig.5 Scheffeの方法による区間尺度値を基準線量に表示。
- Fig.6 同一線量で撮影された拡大X線写真の比較 (8×8 ピクセル)。
(a) 偏差指標 (DI) +3.0で2回に分けて撮影された画像。
(b) 偏差指標 (DI) -3.0で2回に分けて撮影された画像。
(c), (d) 2枚の画像を減算して得られた各画素のデジタル値。
- Fig.7 同一線量、もしくは異なる線量で撮影された拡大X線写真の比較 (8×8 ピクセル)。
(a) 偏差指標 (DI) 0.0で2回に分けて撮影。
(b) 偏差指標 (DI) 0.0と+3.0で撮影。
(c), (d) 2枚の画像を減算して得られた各画素のデジタル値。

参考文献

- 1) ICRP Publication 93. Managing patient dose in digital radiology, 2004.
- 2) 鈴木昇一, 他: X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班—中間報告. 日放技学誌, 65, 681-685, 2009.
- 3) 鈴木昇一, 他: X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班—中間報告2. 日放技学誌, 65, 1582-1589, 2009.
- 4) 岸本健治, 他: デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究. 日放技学誌, 67, 1381-97, 2011.
- 5) IEC62494-1: Medical electrical equipment –Exposure index of digital X-ray imaging systems, Part 1, Definitions and requirements for general radiography, Ed. 1, 2008.
- 6) Zhang M, et al.: A method to derive appropriate exposure parameters from target exposure index and patient thickness in pediatric digital radiography. Pediatric radiology, 43, 568-574, 2013.
- 7) Dave JK, et al.: Current state of practice regarding digital radiography exposure indicators and deviation indices: Report of AAPM Imaging Physics Committee Task Group 232. Med Phys, 45, 1146-1160, 2018.
- 8) 中前光弘: 順位法を用いた視覚評価の信頼性について: 順序尺度の解析と正規化順位法による尺度構成法. 日放技学誌, 56, 725-730, 2000.
- 9) Fukao M, et al.: Optimization of dual-energy subtraction chest radiography by use of a direct-conversion flat-panel detector system. Radiological Physics and Technology, 8, 46-52, 2015.
- 10) Wang Z, et al.: Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, 13, 600-612, 2004.
- 11) Zimmermann L, et al.: An MRI sequence independent convolutional neural network for synthetic head CT generation in proton therapy. Zeitschrift für medizinische Physik, 32, 218-227, 2022.
- 12) Zhu Z, et al.: Compressed Sensing-Based MRI Reconstruction Using Complex Double-Density Dual-Tree DWT. Int J Biomed Imaging, 907501, 2013.
- 13) Zhu Y, et al.: Removal of high density Gaussian noise in compressed sensing MRI reconstruction through modified total variation image denoising method. Heliyon, 6, e03680, 2020.
- 14) Zhu Y, et al.: Sinogram domain metal artifact correction of CT via deep learning. Computers in biology and medicine, 155, 106710, 2023.
- 15) Zhu M, et al.: Structure-preserved meta-learning uniting network for improving low-dose CT quality. Phys Med Biol, 67, 2022.
- 16) Zhu H, et al.: Temporally downsampled cerebral CT perfusion image restoration using deep residual learning. International journal of computer assisted radiology and surgery, 15, 193-201, 2020.
- 17) Scheffé H: An analysis of variance for paired comparisons. J Am Stat Assoc, 47, 381-400, 1952.
- 18) 中前光弘, 他: Scheffé の一対比較法による主観的評価法. 日放技学誌, 52, 1561-1565, 1996.
- 19) 中前光弘: 統計的官能検査法の理論と放射線技術科学への応用: Scheffé (シェッフエ) の一対比較法を中心に. 日放技学誌, 66, 1502-1507, 2010.
- 20) 山田幸子, 他: 逐次近似型X線CT画像再構成法における視覚的印象を反映した新しい画質評価法の開発. 医学物理, 34, 35-46, 2014.
- 21) Maruyama S: Properties of the SSIM metric in medical image assessment: Correspondence between measurements and the spatial frequency spectrum. Physical and Engineering Sciences in Medicine, 46, 1131-1141, 2023.
- 22) AAPM (American Association of Physicists in Medicine): An Exposure Indicator for Digital Radiography, AAPM report No.116, July 2009.
- 23) 岩崎信之: ノイズ抑制処理FNC (Flexible Noise Control). 富士フイルムメディレビュー No. 12, 25-32, 2004.
- 24) MacCutcheon DW: Management of pediatric radiation dose using Fuji computed radiography. Pediatr Radiol, 34, S201-206, 2004.
- 25) 浦 昭二: 1対比較実験の解析. 品質管理, 16, 78-80, 1959.
- 26) 高木英行: 使える! 統計検定・機械学習Ⅲ: 主観評価実験のための有意差検定. システム制御情報学会誌, 58, 514-520, 2014.
- 27) 古川克治 編集: 9 デジタル画像と画像処理. 放射線写真学: アナログからデジタルへ. 富士フイルムメディカル株式会社, 東京, 199-204, 2018.
- 28) 高橋知幸, 他: 人体の立体構造推定に基づくX線画像の診断画質向上技術. Fujifilm research & development 62, 2017.
- 29) 小箱雅彦: 標準化への道 標準化委員会報告3 電子化文書の画像圧縮ガイドライン. 月間IM, 50, 21-24, 2011.