

## 原 著

ROC 解析による患者体動に起因する不鋭の検出能の評価  
—ファントム画像による診断用 LCD と  
画像プレビュー用 LCD の比較—田中利恵<sup>1)</sup>・白石順二<sup>2)</sup>・高森美保<sup>3)</sup>・渡 千寛<sup>4)</sup>論文受付  
2011年3月31日論文受理  
2011年5月30日

Code No. 733

1) 金沢大学医薬保健研究域保健学系  
2) 熊本大学大学院生命科学研究部  
3) 石川県立中央病院放射線室  
4) 金沢大学大学院医学系研究科

## 緒 言

近年、多用されるようになりつつある一般撮影用デジタル X 線装置には、患者情報や撮影条件、撮影後の画像を確認するための汎用カラー液晶ディスプレイ(以降、プレビュー liquid crystal display; LCD)が付属されている場合が多い。そして、X 線単純撮影においては、撮影直後にプレビュー LCD に表示さ

れる画像を参照して、撮影を担当した診療放射線技師が再撮影の必要性を判断する場合が多い。しかし、プレビュー LCD は、医用液晶ディスプレイ(以降、医用 LCD)に比べると一般に解像度や輝度において性能が低下する場合が多く、また、画像以外の情報を表示する必要があるため、画像表示の範囲が小さくなり、結果的に表示分解能が悪くなる傾向にあ

## ROC Analysis for Evaluating the Detectability of Image Unsharpness due to the Patient's Movement: Phantom Study Comparing Preview and Diagnostic LCDs

Rie Tanaka,<sup>1)</sup> Junji Shiraishi,<sup>2)</sup> Miho Takamori,<sup>3)</sup> and Chihiro Watari<sup>4)</sup>

1) School of Health Sciences, College of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University

2) Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

3) Department of Radiology, Ishikawa Prefectural Hospital

4) Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

Received March 31, 2011; Revision accepted May 30, 2011; Code No. 733

## Summary

To evaluate the detectability of image unsharpness due to a patient's movement, a receiver operating characteristic (ROC) analysis was conducted to compare the diagnostic and preview liquid-crystal displays (LCDs). Phantom images that simulated a patient's movement were obtained by using a moving metronome and acrylic plates with a computed radiography (CR) system. A total of 104 images were classified into five groups according to the degrees of image unsharpness determined based on the metronome velocity and exposure time. In an ROC observer study (n=6), a 2-megapixel diagnostic monochrome LCD (2M-LCD) and a 1.3-megapixel general color LCD for preview (1.3M-LCD) were compared in terms of the detection of image unsharpness due to the movement. A statistical test was performed using the multi-reader multi-case (MRMC) method. In the results, the average areas under the ROC curve values for the detection of image unsharpness using the 2M-LCD and 1.3M-LCD were 0.952 and 0.850, respectively. The detection of image unsharpness using the 2M-LCD was significantly better than that using the 1.3M-LCD ( $p<0.05$ ). In addition, some images with slight unsharpness were identified correctly only using the 2M-LCD. The results suggest that the low-resolution LCD (i.e., the 1.3M-LCD for preview) had a limitation in identifying image unsharpness due to the patient's movement. Slight unsharpness could be missed in primary image checks performed on a preview monitor equipped with an imaging system. Therefore, the high-resolution LCD (i.e., a 2M-LCD) is necessary when using radiography for diagnostics.

**Key words:** patient's movement, motion detectability, preview monitor, receiver operating characteristic (ROC), liquid crystal display (LCD)

別刷資料請求先: 〒 920-0942 石川県金沢市小立野 5-11-80  
金沢大学医薬保健研究域保健学系 田中利恵 宛

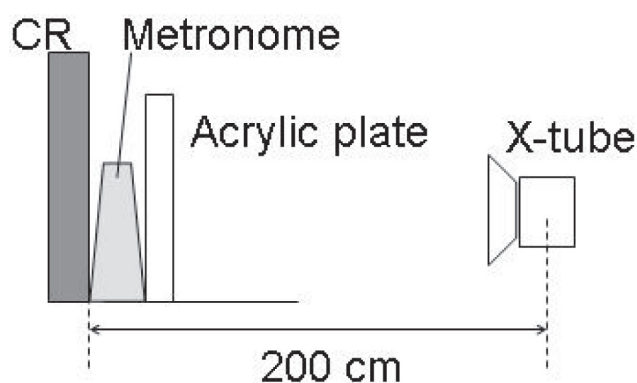


Fig. 1 Experimental alignment of x-ray tube, acrylic plates, metronome, and image receptor of CR system for obtaining phantom images.

る。そのため、このようなプレビュー LCD 上では、被検者の体動に起因する画像の不鋭を適切に判断できない可能性があると考えられる。撮影技師が動きによる不鋭をプレビュー LCD で検出できなかったとしても、一般に医用 LCD を用いて行われている検像の段階で「診断の妨げとなる画像の不鋭」として検出される可能性は高いが、患者が撮影室を退室した後の再撮影は、時間的に大きなロスになる。このように臨床に直接関係するテーマにもかかわらず、われわれの知る限りでは、これまでにプレビュー LCD における被検者の体動による画像の不鋭の検出能については検証されていない。本研究は、ファントムを用いて動きによる不鋭を画像上に再現し、作成した試料により、医用 LCD とプレビュー LCD における動きに起因する不鋭の検出能を、receiver operating characteristic(ROC)解析<sup>1-5)</sup>により比較検討することを目的とする。

## 1. 方法

### 1-1 試料の作成

#### 1-1-1 使用機器

コンピュータドラジオグラフィー(computed radiography; CR)システム(FUJIFILM Medical FCR Velocity T)を用いて、アクリル板を前面に配置したメトロノーム(NIKKO SEIKI, Model 221)を撮影した(Fig. 1)。一般的な胸部単純 X 線撮影をシミュレーションするために、撮影条件は、管電圧 120 kV、管電流 400 mA、撮影時間 100 ms、自動露出機能(auto exposure control; AEC)を使用し、撮影距離は 200 cm とした。画像の処理条件は、当院で胸部撮影用に用いられているメーカー推奨の胸部正面用のパラメータで、Table 1 に示す階調処理、周波数強調処理、ダイナミックレンジ圧縮処理の各種画像処理パラメータ設定とした。

Table 1 List of image processing parameters

Graduation processing		Multi frequency processing		Multi-dynamic range compression	
GA	1.0	MRB	D	MDB	A
GT	E	MRT	R	MDT	B
GC	1.6	MRE	0.3	MDE	0.4
GS	-0.20				

Rotation amount (GA), gradation curve (GT), rotation center (GC), gradation shift (GS), multi-frequency balance type (MRB), multi-frequency enhancing type (MRT), degree of multi-frequency enhancement (MRE), DRC balance type (MDB), multi-DRC enhancing type (MDT), degree of multi-DRC enhancement (MDE), Multi-dynamic range compression (DRC)

### 1-1-2 動体ファントムによる体動のシミュレーション

被検者の体動は、一定テンポで動くメトロノームを用いてシミュレーションした。動きの大きさの程度は、心壁運動と突発的な体動を想定して決定した。本研究では、一般的な心壁速度として約 2 cm/s を想定した。これは、脈拍数を 60 beat/min(bpm)(=1 beat/s)、心室収縮期と拡張期の心壁移動幅を 10 mm(往復 20 mm)として算出した。また、急な体位の変更(例えば、足元のふらつきや手の動きによる体位の変化)に伴う大きな体動速度として 20 cm/s を想定した。これは、撮影時間 10 ms において、2 mm 程度の画像不鋭が生じたときの体動速度に相当する。

メトロノームの振り子速度は、速度に応じて変化する。振り子の位置によって異なる。そのため、最初に、取得画像の中の振り子の位置と、その振れ幅の中心からの間の距離  $X$  と角度  $\theta$  から、式(1)(2)を用いて振り子の速度を算出するための時間  $t$  を求めた。

$$X = \tan\left(\frac{\theta}{180} \times \pi\right) \times L_X \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$t = \frac{A \cos(X/A)}{\omega} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 $A$  は振り子の最大振幅を表し、実測値は 10.5 cm であった。 $\omega$  は角速度を表し、テンポ 40 bpm のときの周期  $T$  が 3 s であることから、 $\omega = 2\pi/T$  より算出した。また、 $L_X$  は振り子速度  $V_X$  のときの支点からの振り子先端までの高さで、振り子全長  $L = 13.3$  cm (実測値)から、以下に示す式(3)から算出した。

$$L_X = \cos\left(\frac{\theta}{180} \times \pi\right) \times L \quad \dots\dots\dots (3)$$

そして、最終的に上記の式で求めた時間  $t$  を用いて、以下に示す式(4)から、振り子先端における速度

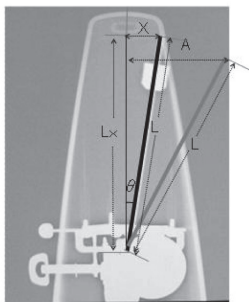
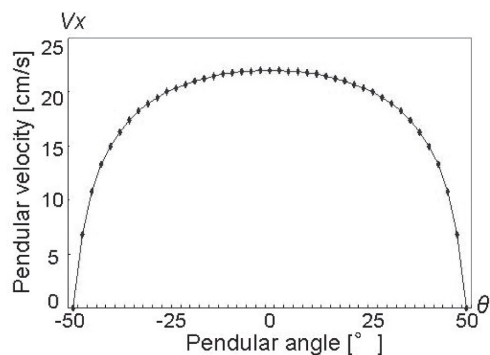


Fig. 2 (a) Relationship between the pendular angle  $\theta$  and velocity  $V_x$  of the metronome moving at 40 beats per minute.  
(b) Measurement points ( $\theta$ : pendular angle,  $A$ : maximum amplitude of the pendulum,  $X$ : distance between the pendulum and the metronome center,  $L$ : total length of the pendulum,  $L_x$ : distance between the fulcrum and pendular peak moving at  $V_x$ )

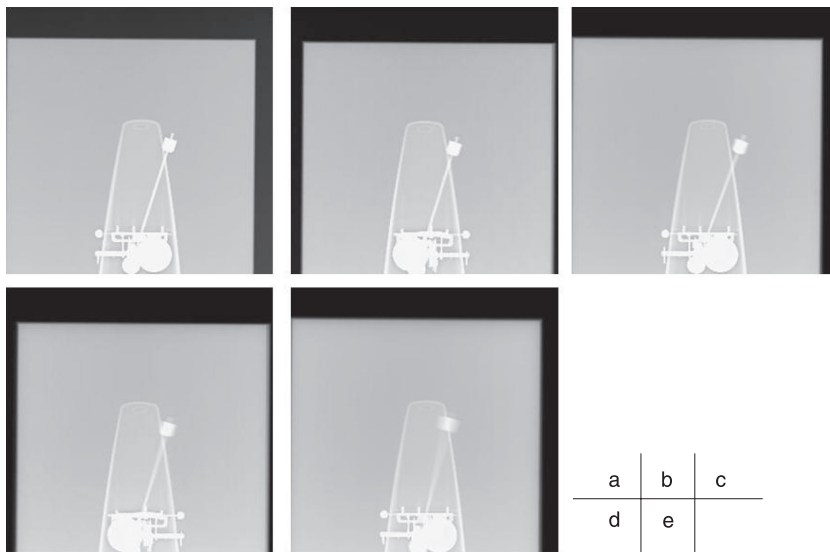


Fig. 3 Images obtained using acrylic plates with thicknesses of (a) 5 cm (5.1 ms), (b) 7.5 cm (12 ms), (c) 10 cm (22.5 ms), (d) 12.5 cm (42.1 ms), and (e) 15 cm (72.1 ms). Exposure times are provided in parentheses.

$V_x$  を求めた.

$$V_x = A \times \sin(\omega t) \times \omega \quad \dots\dots\dots (4)$$

本研究では、メトロノームのテンポを 40 bpm としたので、結果的には 0～23 cm/s の体動が再現可能であった。Fig. 2 に、振り子角度  $\theta$  とその値から算出した振り子先端における速度  $V_x$  の関係を示す。振り子先端における速度  $V_x$  は、振り子角度  $\theta$  が 0 度のときに最も速く、振り角が最大のときに 0 cm/s となった。

### 1-1-3 被写体厚の違いによる動きによる不鋭の違いのシミュレーション

被写体厚が大きくなると、撮影に必要な線量が増え、同時に散乱線も増加する。AEC を使用した撮影では、線量は撮影時間の延長によって調節される。その結果、体動に対する画像の不鋭の可能性が高くなる。また一方で、散乱線の増加は画像コントラストの劣化とノイズの増加を招くので<sup>6)</sup>、体動による画像の不鋭の検出が困難になることが予想される。そこで、本研究ではメトロノームの前に配置するアクリル

板の厚さを 5.0 cm, 7.5 cm, 10 cm, 12.5 cm と変化させ、被写体厚が変化した場合の動きによる不鋭の違いをシミュレーションした。上記 4 種類のアクリル板厚は、撮影を行った際の管電流時間積(mAs)が通常の胸部撮影の場合と同等になるように決定した。それぞれの厚さでの mAs 値は、AEC を使用することで、2.0 mAs, 4.9 mAs, 9.2 mAs, 17 mAs となり、これは成人男性の胸部単純 X 線撮影時の mAs 値を十分包含する値と考えられた。Fig. 3 に、異なるアクリル板厚で撮影を行った画像の一例を示す。本研究では使用していないが、アクリル板厚 15 cm の画像も参考データとして示す。振り子位置が同じ、すなわち振り子速度が同じであっても、被写体厚の増加に伴う撮影時間の延長により、動きによる画像の不鋭が増大していることが確認できる。

### 1-1-4 動体ファントムの撮影

CR システムを用いて、動いているメトロノームを任意のタイミングでアクリル板厚ごとに 15 回撮影し、合計 60 枚の体動による不鋭あり画像(以降、ポジティ

Table 2 Criteria for the classification of degree of difficulty and the number of cases in each level

Degree of difficulty	Unsharpness U (mm)	The number of cases	Frequency (%)	
0	0	44	-	100
1	$0 < U \leq 0.2$	23	36.3	100
2	$0.2 < U \leq 0.27$	8	13.3	
3	$0.27 < U \leq 0.54$	15	25.0	
4	$0.54 < U \leq 0.81$	6	10.0	
5	$0.81 < U$	8	13.3	

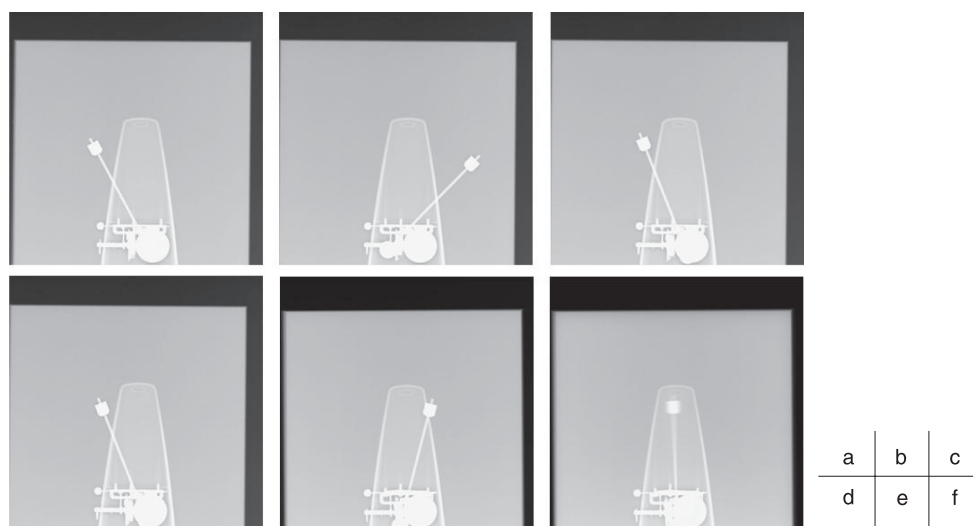


Fig. 4 Representative image at each difficulty level for the detection of image unsharpness due to the movement. (a) level 0, static; (b) level 1, extremely-difficult; (c) level 2, very difficult; (d) level 3, difficult; (e) level 4, relatively-easy; and (f) level 5, easy.

ブ像)を取得した(マトリックスサイズ 1760×1760, 画素サイズ 0.1 mm, 10 bits グレースケール)。また, ROC 実験で用いるための体動による不鋭を含まない画像(以降, ネガティブ像)は, メトロノームの振り子角度を固定して撮影することで取得した。振り子角は -50°~50°まで 10°刻みで変化させ, アクリル板厚ごとに 11 回撮影し, 合計 44 枚のネガティブ画像を取得した。このうち, トレーニング画像として, ポジティブ画像 3 枚(極めて検出が困難 1, 検出が困難 1, 検出が容易 1)とネガティブ画像 2 枚を使用した。本実験にはトレーニング画像以外の, ポジティブ画像 57 枚とネガティブ画像 42 枚の合計 99 枚を使用した。

#### 1-1-5 試料の難易度判定

ROC 解析による観察者実験を行う際に重要となる試料の難易度は, 次のように判定した。まず, 振り子の角度から振り子先端の速度を算出し, 速度順に画像を並び替えた。振り子先端の速度と撮影時間の積から, 画像不鮮鋭の大きさを算出した。そして, 人間の目の識別限界(0.2 mm)<sup>7)</sup>および LCD の画素ピッチから, 不鋭の大きさを基準として, 試料の難易度を以

下の 5 段階に分類した。まず, 不鋭の大きさが人間の目の識別限界以下(0.2 mm 以下)の場合を難易度 1 (不鋭の検出が極めて困難), 次に, 医用 LCD の画素ピッチ(0.27 mm 以下)を難易度 2(不鋭の検出が非常に困難), そして, 医用 LCD の画素ピッチの 2 倍(0.54 mm 以下), 3 倍(0.81 mm 以下), 4 倍(0.81 mm より大きい)を, それぞれ難易度 3(不鋭の検出が困難), 4(不鋭の検出が比較的容易), 5(不鋭の検出が容易)とした。Table 2 に各難易度の画像の不鋭の大きさとそれぞれに含まれる試料数を示す。また, Fig. 4 に難易度別の代表画像を示す。

#### 1-2 観察者実験

##### 1-2-1 使用機器およびソフトウェア

医用 LCD として, 2M モノクロ LCD(EIZO RadiForce GS220, 表示面積 324.0×432.0 mm, 規格解像度 1200×1600, 画素ピッチ 0.270×0.270 mm, 輝度 1000 cd/mm<sup>2</sup>)を, プレビュー LCD として, 汎用カラー LCD(EIZO FlexScan L565, 表示面積 338.0×270.0 mm, 規格解像度 1280×1024, 画素ピッチ 0.264×0.264 mm,



輝度 230 cd/mm<sup>2</sup>)を用いた。付属の画像表示ソフトを用いたときの画像表示サイズは、医用 LCD で 298.9×398.4 mm(解像度 1200×1600)、プレビュー LCD で 185.0×185.0 mm(解像度 700×700)であった。したがって、マトリックスサイズ 1760×1760、画素サイズ 0.1 mm の画像を表示したとき、医用 LCD で 0.68 倍、プレビュー LCD で 0.40 倍の縮小表示となった。

観察者実験は、日本放射線技術学会 H22 年度学術調査研究班「観察者実験支援ツールの開発班」によって開発された市販の PC(Windows)上での ROC 読影実験を可能にするソフトウェア(ROCViewer-ForMethod1Ver1.0.1)を用いて連続確信度法で行った<sup>5, 8)</sup>。

### 1-2-2 観察者と観察環境

本研究の観察者は、放射線技術科学を専攻する学生 6 名である。観察者実験では、難易度の異なる観察試料を表示する順番によって結果に差が生じることがある(読影順序効果)<sup>5, 9, 10)</sup>。この効果を排除するため、読影順序をランダムに並び替えた観察試料のセットを複数用意し、それらを観察者ごとに入れ替えて用いた。また、観察者を二つのグループに分け、グループごとに先に実験を行う LCD を入れ替えた。さらに、二つの LCD の観察者実験は 1 週間以上の間隔をおいて行った。個々の ROC 実験を始める前には、判断基準を確立してもらうために、難易度の異なる五つの画像を用いてトレーニングを行った。なお、読影に際して時間や観察距離による制約は設けなかった。また、観察者実験で得られたデータの使い方については、観察者に書面にて説明し同意を得た。

観察環境は、臨床に近い環境となるようにそれぞれの LCD で設定した。すなわち、医用 LCD は、読影に適しているとされる 50 lx 程度の照度とし、プレビュー LCD は、撮影室を想定して日常レベルの明るさで観察者実験を行った。また、医用 LCD の最高輝度は 400 cd/mm<sup>2</sup> に、最低輝度は 0.70 cd/mm<sup>2</sup> に設定した。さらに、望遠型輝度計(LS-100, Konica Minolta)を用いて、JIRA BN8 テストパターンの輝度を設定することによって LCD の階調特性が DICOM の GSDF に校正されていることを確認した<sup>11)</sup>。

### 1-3 ROC 解析と統計的有意差検定

統計的有意差検定には multi-reader multi-case (MRMC)法を使用した<sup>12, 13)</sup>。MRMC 法の計算にはアイオワ大学とシカゴ大学によって開発されたソフトウェア DBM-MRMC 2.2 を使用した。DBM-MRMC の設定は、カーブフィッティングのモデルとして PROPROC<sup>14)</sup>、統計的有意差検定を行う解析方法の対象として Area を選択した。LCD ごとに各観察者

の ROC 曲線下面積(area under the curve; AUC)を求め、そこから得られた二つの LCD における AUC の平均値について、有意水準 5%とした場合の統計的有意差検定を行った。

## 2. 結果

Fig. 5 に観察者全員の ROC 曲線を示す。Fig. 6 に医用 LCD とプレビュー LCD における平均の ROC 曲線を示す。AUC の平均値 AUC<sub>ave</sub> は、プレビュー LCD で AUC<sub>ave</sub>=0.850、医用 LCD で AUC<sub>ave</sub>=0.952 となり、両 LCD 間の AUC<sub>ave</sub> の差は 0.102 であった。そして、DMB-MRMC を用いて統計的有意差検定を行ったところ、p 値 <0.0001 となり統計的有意差が認められた。すなわち、医用 LCD に表示することで被写体体動による画像の不鋭を検出する正確さは有意に向上した。Fig. 7 に、難易度別の評定点の平均値と標準偏差を示す。ポジティブ像では、すべての難易度で医用 LCD のほうがプレビュー LCD よりも高い評定点となり、評定点の変動は小さかった。特に、難易度の高い試料ではその傾向が顕著になった。すなわち、プレビュー LCD では被写体体動による画像の不鋭が検出されないことが多かった。ネガティブ像では、両 LCD とも低い評定点であった。不鋭のない画像に対して正しく不鋭なしと判断されていることが示された。しかし、不鋭のある難易度の高い画像と同程度に、評定値の変動がみられた。

## 3. 考察

本研究では、医用 LCD とプレビュー LCD における動きに起因する不鋭の検出能を比較評価するために、画像不鋭の程度が異なる 5 段階の試料を用いて観察者実験を行った。観察者実験の結果、医用 LCD の AUC が医用 LCD に比べ、解像度および輝度ともに劣るプレビュー LCD の AUC より大きな値となり、両者には被写体の動きによる画像の不鋭に対する感度に関して、統計的に有意な差が認められた。この結果から、プレビュー用 LCD 上では、被検者の体動に起因する画像不鋭を適切に評価できない可能性が示唆された。特に、難易度が高い試料ほど、被写体の動きによる画像の不鋭をプレビュー LCD では検出されない傾向がみられた。この結果から、被写体の動きによる画像の不鋭が小さい場合、不鋭の有無の判断をプレビュー LCD 上で行うことは、医用 LCD 上で行うよりも難しいことが証明された。一方、LCD 上に表示された画像不鋭の実サイズが画素ピッチ(プレビュー LCD で 0.264 mm)よりも大きい場合(難易度 4 および 5)は、プレビュー LCD でも容易に検出が可能であった。

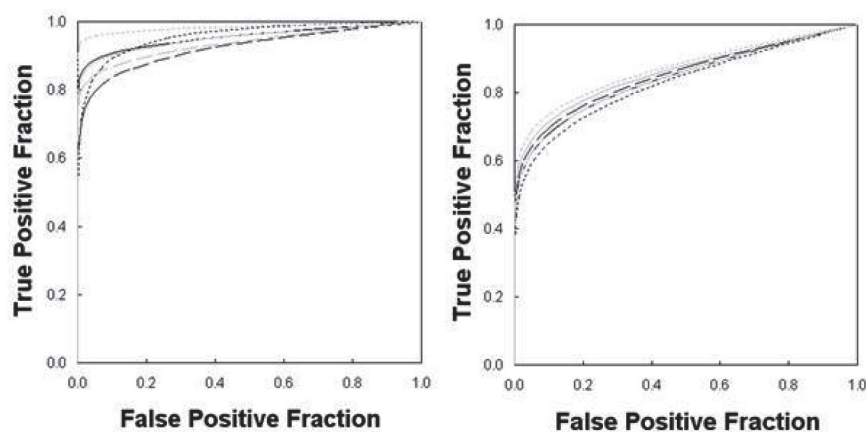


Fig. 5 ROC curves for 6 observers obtained using (a) diagnostic LCD and (b) preview LCD.

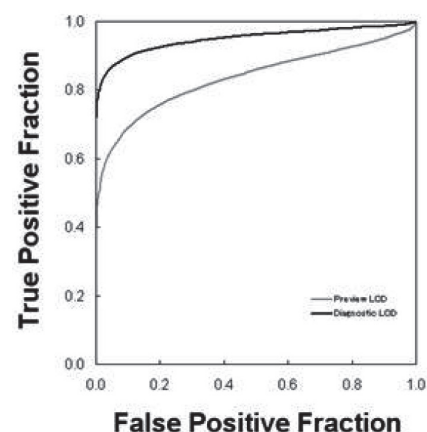


Fig. 6 Averaged ROC curves obtained using diagnostic and preview LCDs.

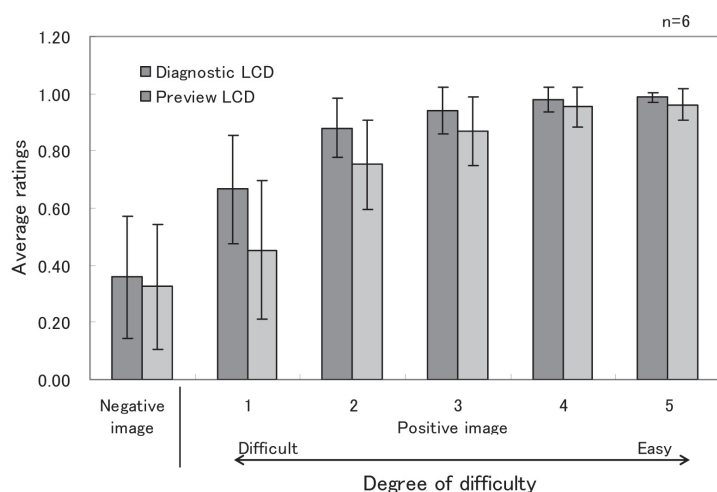


Fig. 7 Average ratings and standard deviations (SD) at each degree of difficulty. Error bars show  $\pm$ SD.

プレビュー LCD における画像の不鋭に対する感度低下の原因として、プレビュー LCD に画像を表示する際の表示サイズが考えられる。プレビュー LCD 上に付属の画像表示ソフトを用いて画像を表示すると、その表示面積は  $185.0 \times 185.0$  mm (解像度  $700 \times 700$ ) となり、縦置き全画面表示  $298.9 \times 398.4$  mm の医用 LCD (解像度  $1200 \times 1600$ ) に比べ、見かけの解像度が大きく低下する。この解像度の低下が、プレビュー LCD における被写体の体動による不鋭の検出能を大きく低下させたものと考えられる。しかし、プレビュー LCD を医用 LCD に置き換えたとしても、X 線撮影装置に付属の画像表示ソフトを使う限り、見かけの解像度はわずかしこ向上せず (解像度  $820 \times 820$ )、依然として体動に起因する不鋭の検出に関しては問題が残る。そのため、今後、プレビュー LCD 上で、医用 LCD と同等の画像不鋭検出能が得られる表示方法 (画像表示サイズ、輝度、など) や、それらの臨床画像の読影に与える影響の有無を明らかにする必要がある。

本研究は、輪郭の明瞭なメトロノームの振り子を被写体とし、かつ、不鋭な箇所が振り子先端に局限された極めて単純な動体モデルを対象に行った。本実験のように単純な信号の検出を行う場合、観察者は放射線画像に関する最低限の知識があればよいと考えられる<sup>3)</sup>。そのため、本実験では、放射線技術学を専攻する学生を対象として観察者実験を行ったが、「被写体体動に起因する画像不鋭について、プレビュー LCD と医用 LCD の基本的な検出能を比較する」という目的は達成できたと考える。また、振り子の位置によって不鋭の度合いを観察者が推測するバイアスをなくすために、不鋭のない画像 (ネガティブ像) における振り子の位置は、不鋭のある画像 (ポジティブ像) の位置と統計的に同等 (角度ごとの頻度が同じ) になるように設定した。しかし、実際の臨床画像では、さまざまな鮮鋭度で投影された人体構造が評価対象となる。さらに、画像不鋭の発生箇所および範囲は不特定で、本実験でシミュレーションした試料の不

鋭よりもはるかに複雑で、空間的および空間周波数的に幅広い不鋭を検出する必要がある。医用画像を対象とした画像理解および不鋭検出は、専門知識に基づく高いレベルの知的活動の総合結果である。よって、本実験で示されたプレビュー LCD と医用 LCD の画像不鋭の検出能差が、臨床画像の読影に与える影響を明らかにする必要がある。一般撮影業務に日常的に従事する診療放射線技師を対象に、臨床画像を用いた観察者実験を行うことが今後の課題である。

#### 4. 結 語

被写体の動きの程度が既知である同一画像を、医用 LCD とプレビュー LCD に表示し、動きによる画像不鋭の検出能を ROC 解析により比較した。両者の検出能には統計的有意差が認められ、臨床において、プレビュー LCD 上では被検者の体動による画像の不鋭を適切に評価できない可能性が示唆された。

#### 謝 辞

石川県立中央病院放射線室の笠間純室長をはじめ、スタッフの皆さまには、本研究の趣旨にご理解いただき、画像データの取得にあたり全面的にご助力頂きました。ここに深謝の意を表します。金沢大学大学院医学系研究科・真田研究室の皆さまには、観察者実験で多大なるご協力を頂きました。(株)ナナオさまには LCD をお借りするとともに、多くのご助言を頂きました。ここに感謝の意を表します。また、本研究は、日本放射線技術学会 H22 年度学術調査研究班「観察者実験支援ツールの開発班」によって開発された ROC 観察者実験用ソフトウェア (ROCViewerForMethod1Ver1.0.1) を用いて行いました。セミナーを開催し、使用方法等ご教示くださいました班員の方々に御礼申し上げます。さいごに、本稿の査読を担当いただいた先生方に心から感謝申し上げます。

#### 参考文献

- 1) Metz CE. Basic principles of ROC analysis. Semin Nucl Med 1978; 8(4): 283-298.
- 2) 日本放射線技術学会専門委員会デジタル画像の ROC 解析検討班編. ROC 解析の基礎と応用. 京都: 社団法人日本放射線技術学会出版委員会, 1994.
- 3) ICRU Report 79. Receiver Operating Characteristic Analysis in Medical Imaging. Oxford University Press, 2008.
- 4) Metz CE. ROC analysis in medical imaging: a tutorial review of the literature. Radiol Phys Technol 2008; 1(1): 2-12.
- 5) 桂川茂彦. 医用画像情報学. 東京: 南山堂, 2006: 74-116, 121-143.
- 6) 本田道隆. 画像解析の基礎—散乱線の発生と画像への影響. 日放技学誌 2010; 66(5): 557-565.
- 7) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology 1983; 148(3): 833-838.
- 8) 白石順二, 山崎 勝, 田中克尚, 他. カテゴリ分類を行わない評価方法(連続確信度法)を用いた ROC 解析の有用性. 日放技学誌 1994; 50(10): 1726-1734.
- 9) 白石順二. 診断能の評価—ROC 解析の実験方法—. 日放技学誌 1999; 55(4): 362-368.
- 10) 桂川茂彦. ROC 解析による画像の正しい主観的評価. 日放技学誌 2004; 60(3): 309-316.
- 11) DICOM PS3.14, Digital Imaging and Communication Medicine (DICOM) Part 14: Grayscale Standard Display Function.
- 12) 白石順二, 宇都宮あかね. ROC 解析における画像システム間の統計的有意差の検定方法—Jackknife 法とその適応—. 日放技学誌 1997; 53(6): 691-698.
- 13) 白石順二. 新しい ROC 曲線間の統計的有意差検定ソフト「DBM MRMC」. 画像通信 2007; 30(1): 89-96.
- 14) Metz CE, Pan X. "Proper" binormal ROC curves: theory and maximum-likelihood estimation. J Math Psychol 1999; 43(1): 1-33.

#### 図表の説明

- Fig. 1 実験配置
- Fig. 2 (a)メトロノームのテンポ 40 bpm のときの振り子角度  $\theta$  と速度  $V_x$  の関係  
(b)計測箇所( $\theta$ : 振り子角度,  $A$ : 振り子の最大振幅,  $X$ : 振り子の中心からの距離,  $L$ : 振り子全長,  $L_x$ : 振り子速度  $V_x$  のときの支点からの振り子先端までの距離)
- Fig. 3 異なるアクリル板厚で撮影した画像(a)5 cm(5.1 ms), (b)7.5 cm(12 ms), (c)10 cm(22.5 ms), (d)12.5 cm(42.1 ms), (e)15 cm(72.1 ms)  
( )内は撮影時間を示す。
- Fig. 4 難易度別の代表画像(a)難易度 0, (b)難易度 1, (c)難易度 2, (d)難易度 3, (e)難易度 4, (f)難易度 5
- Fig. 5 観察者全員の ROC 曲線(a)医用 LCD, (b)プレビュー LCD
- Fig. 6 平均の ROC 曲線
- Fig. 7 難易度別の評定点の平均値および標準偏差(SD)  
エラーバーは  $\pm SD$  を示す。

Table 1 画像処理パラメータの一覧

Table 2 難易度の分類基準と試料数