

## 【原著】

# 在宅医療の X 線撮影に利用される Flat panel detector の画質特性と視覚評価

工藤 幸清<sup>\*1</sup> 真里谷 靖<sup>\*2</sup> 寺島 真悟<sup>\*1</sup> 鈴木 紀行<sup>\*3</sup> 川原田 恒<sup>\*4</sup>  
小山内 暢<sup>\*1</sup> 廣田 淳一<sup>\*1</sup> 細川 洋一郎<sup>\*1</sup> 佐藤 真由美<sup>\*1</sup>  
北嶋 結<sup>\*1</sup> 丹藤 雄介<sup>\*1</sup>

(2016 年 11 月 8 日受付, 2017 年 2 月 20 日受理)

**要旨:** 在宅医療の X 線撮影に利用できる Flat panel detector (FPD) システムが開発された。我々はこの FPD の画質を評価し、撮影時の適正な線量の目安を客観的に評価することを目的として、医療施設内で利用されている高解像度の Irradiation side sampling (ISS-FPD) と比較した。画質として、解像特性[pre-sampled modulation transfer functions (MTFs)], ノイズ特性 [Normalized noise power spectrums (NNPS)], 検出量子効率 [Detective quantum efficiencies (DQEs)] による画質特性、ならびにバーガーファントムを撮影し、Image quality figure (IQF) による視覚評価を行った。その結果、在宅の FPD は解像特性では ISS-FPD より劣るが、ノイズ特性では ISS-FPD よりも良好であり、検出量子効率では ISS-FPD と同程度であった。また、視覚評価においても、在宅の FPD と ISS-FPD の IQF 値は同程度であった。このことから、在宅での X 線撮影において、医療施設での X 線撮影と同じ撮影条件で同程度の画質が得られることが示唆された。

**キーワード:** 在宅医療, X 線撮影, FPD, 画質特性, 視覚評価

## I. はじめに

アナログからデジタルへの変遷により、X 線画像もフィルム・スクリーン方式のアナログ時代からイメージングプレートを使用した Computed radiography (CR) 方式<sup>1)</sup>へ、更に 1998 年には Flat panel detector (FPD) 方式が利用されるようになり、デジタルの時代となった<sup>2)</sup>。

現在、FPD は直接変換方式や間接変換方式が普及し<sup>3)</sup>、間接変換方式では、フォトダイードが蛍光体の後ろに配置される Penetration side sampling (PSS) -FPD が一般的であったが、近年フォトダイードが蛍光体の前に配置された高解像度の Irradiation side sampling (ISS) -FPD が開発された<sup>4)</sup>。これらの機器について、患者被ばく線量の低減に関する報告<sup>2,5-8)</sup>があり、被ばく軽減のために撮影条件の工夫が期待されている。

Nobukazu Tanaka らは、胸部撮影での患者の皮膚線量低減を目的に、ISS-FPD と従来の CR の画質を比較し、ISS-FPD では約 50% の被ばく線量の低減が可能であると報告している<sup>9)</sup>。また、Kohsei Kudo らは、臥位 X 線撮影台一体型でグリッドを外すことが困難な ISS-FPD と CR についてグリッドを装着した条件の画質を測定した結果、ISS-FPD では約 50% の被ばく線量低減が可能であることを報告している<sup>10)</sup>。

一方、在宅医療の普及に伴い、患者の居宅における X 線撮影が可能となり<sup>11)</sup>、また、在宅医療における診断用 X 線装置の高性能化が進み、X 線画像検出器も在宅に利用できる FPD が開発された<sup>12)</sup>。しかし、在宅での X 線撮影に利用される FPD の評価に関する報告は皆無である。そこで本研究では、在宅における撮影時の適正な線量の目安を客観的に評価することを目的として、在宅に利用される FPD と医療施設内で利用される ISS-FPD の画質 (画質特性と視覚評価) を比較した。

画質特性は、解像特性[pre-sampled modulation transfer functions (MTFs)], ノイズ特性 [Normalized noise power spectrums (NNPSs)], 検出量子効率 [Detective quantum efficiencies (DQEs)] による物理的な特性を評価<sup>13)</sup>した。また、凸型および凹型バーガーファントムを撮影し、Image quality figure (IQF)<sup>14)</sup>による視覚評価を行った。

## II. 方法

### 1. 装置

在宅に利用される FPD 方式は PSS-FPD の DRX-1 (DRX-

\*1 弘前大学大学院保健学研究科  
Hirosaki University Graduate School of Health Sciences  
〒036-8564 青森県弘前市本町 66-1 TEL:0172-33-5111  
66-1, Honcho, Hirosaki-shi, Aomori, 036-8564, Japan

\*2 むつ総合病院  
Mutsu General Hospital  
〒035-8601 青森県むつ市小川町 1-2-8 TEL:0175-22-2111  
1-2-8, Kogawa-machi, Mutsu-shi, Aomori, 035-8601, Japan

\*3 深浦町国民健康保険関診診療所  
Fukaura National Health Insurance Seki Clinic  
〒038-2503 青森県西津軽郡深浦町大字関字栢沢 78-2 TEL:0173-76-2109  
78-2, Tochizawa, Seki, Fukaura-machi, Nishitsugaru-gun, Aomori, 038-2503, Japan

\*4 東通地域医療センター  
Higashidori Community Medical Center  
〒039-4222 青森県下北郡東通村大字砂子又字里 17-2 TEL:0175-28-5600  
17-2, Sato, Sunagomata, Higashidori-mura, Simokita-gun, Aomori, 039-4222, Japan

Correspondence Author kohsei@hirosaki-u.ac.jp

Table 1 Details of the FPD systems used in this study

System	DRX-1	DR-ID600
Product name	DRX-Transportable For Field	CALNEO C1717
Manufacture	Carestream Health Japan Co.,Ltd.	FUJIFILM Corporation
Flat panel detector	PSS-FPD, GOS (Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb)	ISS-FPD, GOS (Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S:Tb)
Console	DRX-Transportable	Console Advance (DR-ID 300CL)
Grid	No grid	No grid
Pixel size (mm)	0.139	0.15
Bit depth (bits)	12	12

Transportable For Field, Carestream Health Japan Co., Ltd., Tokyo, Japan) である。一方、比較対照の FPD 方式は医療施設内で利用される ISS-FPD であり、DR-ID600 (CALNEO C1717, FUJIFILM Corporation, Tokyo, Japan) を使用した。Table 1 に詳細を示す。DRX-1 システムには X 線発生装置 (Portable X-ray mikasa TRB9020H, MIKASA, Tokyo, Japan) を使用し、DR-ID600 には、X 線高電圧装置 (UD150B-40, Shimadzu, Kyoto, Japan) と X 線管装置 (P364DK-85, Shimadzu, Kyoto, Japan) を使用した。

## 2. 画質特性

線源-検出器間距離 (SID) は 150 cm 以上とし、実験は IEC 62220-1<sup>13)</sup>に従った。X 線の線質は RQA7 (付加フィルタ 30.0 mm Al, 半価層 9.1 mm Al)<sup>13)</sup>を使用した。基準入射表面線量は 8.76  $\mu$  Gy (1mR) とし、必要に応じて基準線量の 1/80 倍～8 倍の範囲で照射した。線量と半価層の測定は半導体検出器 (Raysafe Xi, Unforce raysafe, Billdal, Sweden) を使用した。

DRX-1 と DR-ID600 の入出力特性であるデジタル特性曲線、ならびに pre-sampled MTF, NNPS, DQE を測定し比較した。測定の詳細は IEC62220-1 に準拠した標準デジタル X 線画像計測<sup>15)</sup>を参考にした。画像データ取得は、DRX-1 では WW/WL モードとし、DR-ID600 ではテストモードの S 値 200, L 値 4<sup>16)</sup>とした。デジタル特性曲線は画像データのピクセル値を X 線の線量比へ変換するために使用した。

## 3. 視覚評価

凸型および凹型バーガーファントムを基準線量ならびに 1/80 倍～1 倍線量で撮影した。この際、散乱線を付加する目的で 6cm 厚の平板ファントムをバーガーファントムと FPD 間に配置した。X 線線質と画像データ取得の条件は方法 2. と同じである。視覚評価は 6 人の観察者により観察し、次式により IQF<sup>14)</sup>を算出した。

$$IQF = \sum_{i=1}^n (D_i * h_i)$$

$D_i$  はバーガーファントムの各径の大きさ (mm),  $h_i$  は識別可能な最小の高さ (mm) である。

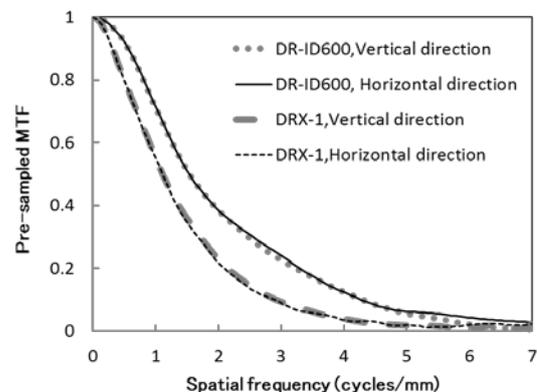
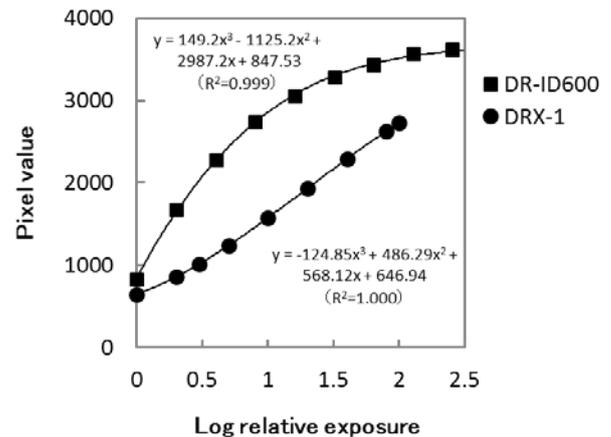


Fig. 1 Digital characteristic curves for the DRX-1 and DR-ID600 systems: ●, DRX-1 system; ■, DR-ID600 system

Fig. 2 Comparison of pre-sampled MTFs for the DRX-1 and DR-ID600 systems in the vertical and horizontal directions

## III. 結果

RQA7 により線質を調整した結果、DRX-1, DR-ID600 ともに管電圧は約 90kVp, 基準線量となる管電流時間積は 8 mAs であった。

Fig. 1 にデジタル特性曲線を示した。DRX-1, DR-ID600 ともに、線量比の対数値に対してピクセル値が比例せず、

その関係は3次関数で近似することで良い関係が得られた。

Fig. 2 に pre-sampled MTF を示した。DRX-1, DR-ID600 ともに、垂直方向と水平方向の pre-sampled MTF は同程度

少 DQE が高いように見えた。そのため、Table 2 に各周波

数における DRX-1 と DR-ID600 の DQE 値を示した。平均値では垂直方向、水平方向ともに DRX-1 と DR-ID600 は同

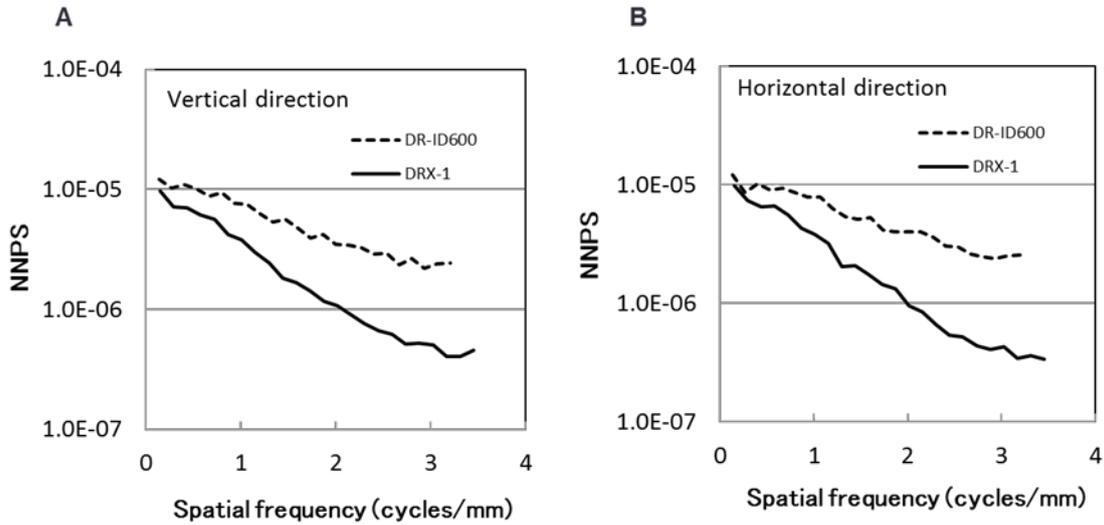


Fig. 3 NNPSs for the DRX-1 and DR-ID600 systems in the vertical and horizontal directions under

the reference dose exposure condition: A, vertical direction; B, horizontal direction

であった。DRX-1 と DR-ID600 の比較では、DR-ID600 の方が高解像力であった。pre-sampled MTF 値の垂直方向と水平方向の平均値は 1 cycles/mm の空間周波数において DRX-1 は 0.56, DR-ID600 は 0.72 であった。

程度 DQE の値であった。

Table 2 DQEs value of the DRX-1 and DR-ID600 systems

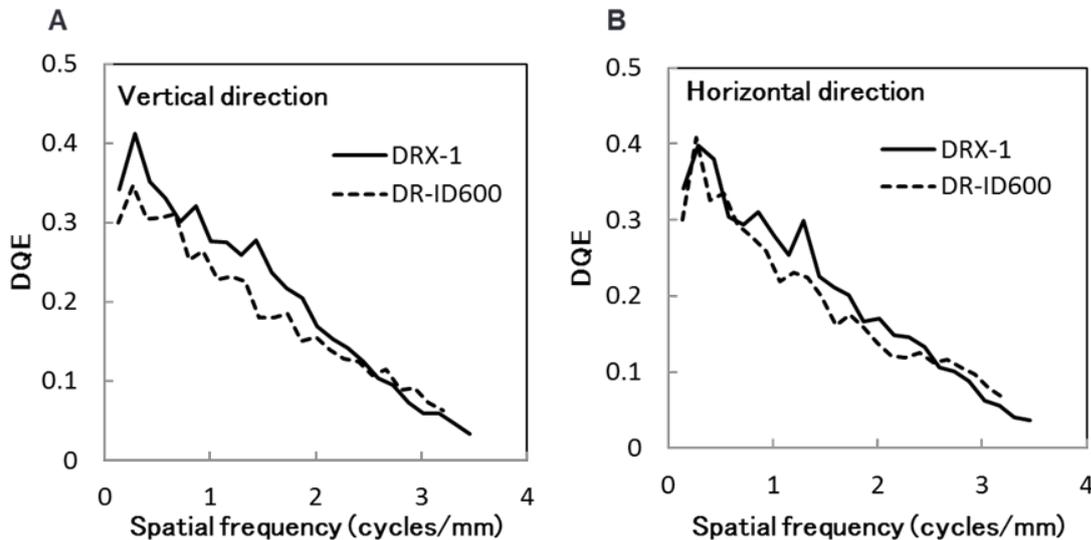


Fig. 3 に基準線量での NNPS を示した。NNPS は DRX-1 の方が垂直方向、水平方向ともに DR-ID600 よりも低値を示し、DRX-1 は DR-ID600 よりノイズが少なかった。NNPS 値の垂直方向と水平方向の平均値は 1 cycles/mm の空間周波数において DRX-1 は  $3.8 \times 10^{-6}$ , DR-ID600 は  $7.8 \times 10^{-6}$  であった。

Fig. 4 に DQE を示した。DRX-1 は DR-ID600 に比べて多

Spatial frequency	Vertical		Horizontal	
	DRX-1	DR-ID600	DRX-1	DR-ID600
1 cycles/mm	0.28	0.25	0.28	0.23
2 cycles/mm	0.17	0.16	0.17	0.14
3 cycles/mm	0.06	0.08	0.06	0.09
Average	0.17	0.16	0.17	0.15

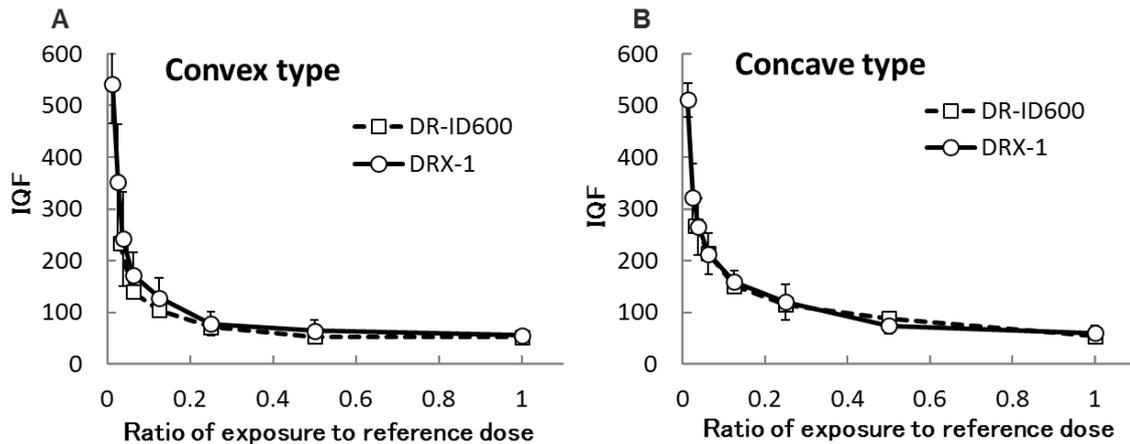


Fig. 5 IQFs for the DRX-1 and DR-ID600 systems of the convex type and concave type burger phantoms: A, convex type; B, concave type; Data are expressed as mean of 6 observers and data of the DRX-1 are expressed standard deviation too

Fig. 5 に視覚評価の結果を示した。凸型と凹型バーガーファントムともに線量の減少とともに IQF は増加したが、DRX-1 と DR-ID600 の IQF 値に差はなかった (t 検定)。

#### IV. 考察

我々は、在宅医療の X 線撮影に利用される FPD システム (DRX-1) の画質について画質特性と視覚評価を行った結果、病院等の医療施設で利用されている ISS-FPD システム (DR-ID600) と同程度の性能であることを確認した。まず画質特性の解像特性は DR-ID600 が DRX-1 よりも良い (Fig. 2) が、ノイズ特性は DRX-1 が DR-ID600 よりも良好 (Fig. 3) であった。解像特性とノイズ特性の総合評価である DQE は、DRX-1 と DR-ID600 は同程度 (Fig. 4) であった。さらに、視覚評価においても DRX-1 と DR-ID600 は同程度 (Fig. 5) の評価であった。このことから目安として、撮影時の線量は DR-ID600 と同程度にて実施可能であると考えられた<sup>17)</sup>。

FPD の性能が良好であっても、X 線発生装置の性能が低ければ、例えば従来の自己整流方式のような軟線が多い場合、患者の皮膚線量の低減には至らない。本研究に使用した在宅用の X 線発生装置 (TRB9020H) は、ポータブルのバッテリー式携帯型の高周波インバータ式である。この装置の管電流は 10mA~20mA と比較的小管電流であるため、撮影時の動きに対しては注意が必要である。しかし、RQA7 の線質において基準線量を得るに必要な mAs 値 (8 mAs) は DR-ID600 に使用された装置と同値であるため、X 線発生装置の線質に関しては問題ないと考えられた。

最後に、DR-ID600 は ISS-FPD であり、従来の CR システムに比べ 50% の線量低減が可能<sup>9,10)</sup>とされるシステムである。本研究で、DRX-1 がこの DR-ID600 と同程度の性能で

あることを示した。このことは在宅での X 線撮影において

も、病院等の医療施設での X 線撮影と同程度の線量でかつ同程度の画像が得られることを意味する。従来の自己整流方式の X 線発生装置と CR の組み合わせによる在宅での X 線撮影では、一般撮影のような画質や再現性を得ることは困難とされていたが<sup>18)</sup>、X 線発生装置の高性能化と X 線画像検出器の FPD の開発により、この困難は解消されるものと考えられた。

**謝辞** 本研究にあたり、青森県の深浦町関診療所・訪問看護ステーション、青森県の東通地域医療センターの皆様、弘前大学医学部附属病院放射線部門の皆様、弘前大学医学部保健学科学生の佐藤綾芽さん、蔦谷侑紀さん、富士紀さん、松谷佳祐さん、ならびに弘前大学大学院保健学研究科博士前期課程の富永匡顕さんらのご協力に深く感謝いたします。

#### 引用文献

- 1) Sonoda M, Takano M, et al: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148: 833-838, 1983.
- 2) 浅田恭生, 鈴木昇一, 他: X 線診断時に患者が受ける線量の調査研究 (2011) によるアンケート結果概要—撮影条件に関する因子を中心に—. *日本放射線技術学会雑誌*, 68: 1261-1268, 2012.
- 3) 岸本健治, 有賀英司, 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. *日本放射線技術学会雑誌*, 67: 1381-1397, 2011.
- 4) 佐藤圭一郎, 成行書史, 他: 高変換効率の間接変換型デジタルラジオグラフィシステム「CALNEO」の開発. *Fujifilm Res*, 55:10-13, 2010.
- 5) Bacher K, Smeets P, et al: Dose reduction in patients undergoing chest imaging: digital amorphous silicon flat-panel detector radiography versus conventional film-screen radiography and phosphor-based computed radiography. *Am J Roentgenol*, 181: 923-929, 2003.
- 6) Schaefer-Prokop C, Neitzel U, et al: Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol*, 18: 1818-1830, 2008.

- 7) 横井知洋, 高田忠徳, 他: 直接型および間接型 Flat Panel Detectors と Computed Radiography における物理的画質評価を利用した画質同一化の試み. 日本放射線技術学会雑誌, 67: 1415-1424, 2011.
- 8) <http://www.radher.jp/J-RIME>: 最新の国内実態調査結果に基づく診断参考レベルの設定. 医療被ばく研究情報ネットワーク (J-RIME), pp.17-18, 2015. (2016-09-26)
- 9) Tanaka N, Yano Y, et al: Basic imaging properties of an indirect flat-panel detector system employing irradiation side sampling (ISS) technology for chest radiography: comparison with a computed radiographic system. Radiol Phys Technol, 6: 162-169, 2013.
- 10) Kohsei K, Minoru O, et al: Comparison between irradiation side sampling flat-panel detector system and computed radiography system for reduction of radiation exposure. Radiation Emergency Medicine, 4: 45-52, 201).
- 11) 厚生省: 在宅医療におけるエックス線撮影装置の安全な使用について. 医薬安発第 69 号, 1998.
- 12) <http://www.carestream.jp/drxFMobileRetrofit.html>: DRX Field Transportable Retrofit Kit Brochure. (2016-09-08)
- 13) IEC 62220-1 Ed. 1.0: Medical electrical equipment—characteristics of digital X-ray imaging devices—part 1: determination of the detective quantum efficiency. The International Electrotechnical Commission, 2003.
- 14) 望月安雄, 阿部慎司, 他: Image quality figure の閾値による Computed Radiography での適正線量の推定. 日本放射線技術学会雑誌, 65: 430-437, 2009.
- 15) 市川勝弘, 石田隆行: 標準デジタル X 線画像計測. pp.109-224, Ohm-Sha, 東京, 2011.
- 16) 河原田美穂, 石田隆行, 他: CR と FPD における画質と信号検出能の関係. 日本放射線技術学会雑誌, 66: 1449-1456, 2010.
- 17) ICRP Publication 93: デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理. 日本アイソトープ協会, pp.50-51, 丸善, 東京, 2007.
- 18) 鈴木昇一, 藤井茂久, 他: 在宅医療におけるエックス線撮影時の被ばくと防護に関する研究. 医療機器学, 68: 620-625, 1998.

**【Original article】**

**Image quality assessment and visual evaluation of a flat panel detector used for X-ray photography during in-home medical care**

KOHSEI KUDO<sup>\*1</sup> YASUSHI MARIYA<sup>\*2</sup> SHINGO TERASHIMA<sup>\*1</sup>  
NORIYUKI SUZUKI<sup>\*3</sup> HISASHI KAWARADA<sup>\*4</sup> MINORU OSANAI<sup>\*1</sup>  
JUNICHI HIROTA<sup>\*1</sup> YOICHIRO HOSOKAWA<sup>\*1</sup> MAYUMI SATO<sup>\*1</sup>  
YU KITAJIMA<sup>\*1</sup> YUSUKE TANDO<sup>\*1</sup>

(Received November 8, 2016 ; Accepted February 20, 2017)

**Abstract:** A flat panel detector (FPD) was developed for use during in-home medical care as an X-ray image detector. We performed an image quality assessment and visual evaluation to estimate the appropriate dose of radiation for X-ray photography for home medical care and compared the results with those of images from a high-resolution irradiation side sampling FPD (ISS-FPD) used in a healthcare center. Pre-sampled modulation transfer functions (pre-sampled MTFs), normalized noise power spectrums (NNPSs), and detective quantum efficiencies (DQEs) were measured to assess image quality. Image quality figures (IQFs) for photographs of Burger phantoms were used for visual evaluations. Pre-sampled MTFs of the FPD for home medical care were lower, NNPSs were better than the ISS-FPD, and DQEs were in the same range. Moreover, IQFs of the FPD for home medical care and the ISS-FPD were in the same range. Our results indicate that X-ray photography for in-home medical care and the radiography system used by a healthcare center produced X-ray images of comparable quality at the same radiation doses.

**Keywords:** Home medical care, X-ray photography, Flat panel detector (FPD), Image quality, Visual evaluation