ノート

Fuji Computed Radiography (FCR) 画像の基礎的検討 (撮影および処理条件と識別能)

鹿児島大学医学部附属病院放射線部

富 吉 司・梶 岩 雄・福 島 昇
池 田 睦・紫 垣 誠 哉・穂 満 信 行
下 野 哲 勇

富士メディカルシステム株式会社

清 水 邦 政

(論文受理 1984年11月30日)

(最終論文受理 1985年 9 月20日)

(Code No. 345, 313)

Key words : Fuji Computed Radiography, Visibility-Curve, Roch Type Phantom

FUNDAMENTAL STUDY ON FUJI COMPUTED RADIOGRAPHY (FCR) IMAGE (RELATIONSHIP OF VISIBILITY WITH EXPOSURE AND PROCESSING FACTORS)

TSUKASA TOMIYOSHI, IWAO KAKOI, NOBORU FUKUSHIMA,
MUTSUMI IKEDA, SEIYA SHIGAKI, NOBUYUKI HOMAN,
and TETSUO SHIMONO

Department of Radiology, Kagoshima University Hospital.

KUNIMASA SHIMIZU

Fuji Medical System Co., LTD.

(Article received ; Nov. 30, 1984)

Summary

It is said that Fuji Computed Radiography (FCR), a new radiographic system, offers more improved information suitable for diagnosis and insures less exposure to radiation when compared to the conventional X-ray system.

We performed an experimental study to elucidate the relation of the visibility on the tonal conversion images with the exposure and processing factors, and compared the visibility between FCR image and the

Fuji Computed Radiography (FCR) 画像の基礎的検討 (撮影および処理条件と識別能) (富士・他)

conventional screen/film image by making a visibility curve.

The results obtained are as follows:

- 1) The best visibility on the FCR images was obtained when the latitude was 1.0 and a better visibility was obtained in the following order of latitude: 0.5, 2.0, and 3.6 in the image processing.
- 2) The FCR image which had the same visibility as the conventional screen/film image could be obtained by one-thirds exposure dosage (0.5 mR) of that required for the latter.

However, increasing the dosage to the levels higher than 0.5 mR did not improve the visibility of the FCR images.

- 3) The visibility on the FCR image was inversely correlated with the tube voltage as was in the conventional screen/film system.

1. はじめに

本邦で開発された Fuji Computed Radiography (FCR) システムでは、通常のスクリーン/フィルム系よりも少ない線量で X 線撮影された 1 枚のイメージングプレート (IP) から、感度および露光域を判定し、自動調整を行い、階調処理および周波数処理により、診断目的に応じた処理を任意に作成でき、しかもこの 2 画像を 1 枚のフィルム上で対で描写できる。このような FCR システム処理画像については、臨床例を検討し、その診断情報を評価した報告¹⁾²⁾はあるが、基礎的評価を行った報告³⁾はあまり見受けられない。

ところで、画像の評価法には、物理的、心理的方法などがあるが、FCR システムでは、レーザビームでのスキャンにより画像の読み取りおよび描写が行われるため、心理的評価法が適切であると考ええる。

今回、著者らは、FCR システムでの管電圧、線量などの撮影条件と直線階調処理画像の識別能との関係、ならびにスクリーン/フィルム系画像の識別能との比較を、識別曲線⁴⁾⁵⁾により評価し検討したので、考察を加えて報告する。

2. 実験および方法

2.1 使用機器および材料

画像処理装置：Fuji-CR101 富士メディカルシステム
 X 線発生装置：トリドロス オプティマチック シーメンスメディカルシステム
 X 線管：OPTI 110/12/50 HSG0.2/0.6 シーメンスメディカルシステム
 線量計：Model 500, プローブ 550-3 型ビクトリオン
 ファントム：ロッホ型ファントム
 I P：標準感度 大角サイズ 富士メディカル

システム

増感紙：LT-II 化成オプトニクス

フィルム：RX, CR フィルム タイプ 633
 (257 mm × 364 mm)

富士メディカルシステム

濃度計：TD-504 マクベス

2.2 実験方法

2.2.1 スクリーン/フィルム系試料画像

試料画像作成の実験配置図を Fig. 1 に示す。照射野は、FCR の入射線量管理のため 37 cm × 72 cm とした。ス

Fig. 1 Schematic representation of an experimental method for making research image.

クリーン/フィルム系試料画像は、スクリーン LT-II とフィルム RX の組み合わせで、管電圧を 40, 60, 81, 102 kV と変え、いずれの管電圧でも濃度が 1.2 ± 0.1 となるように管電流を調整し、Fig. 2 に示すロッホ型ファントムを散乱体なしで撮影し作成した。

Fig. 2 Layout of the Roch-type phantom. The rods in each horizontal row are of the same diameter but vary in thickness between 8 mm and 1 mm in 15 steps of 0.5 mm those in each vertical column are equal in thickness but vary in diameter, likewise between 8 mm and 1 mm in steps of 0.5 mm.

2.2.2 FCR システムの試料画像

FCR システムの試料画像作成は、標準感度の IP 大角サイズを用い、まず前述のスクリーン/フィルム系と同じ条件にてロッホ型ファントムを撮影し、次に管電圧 81 kV にて、入射線量を 0.1, 0.5, 1.0, 10 mR と変え、同じように撮影を行い作成した。

2.2.3 FCR システムによる画像処理

FCR システムの画像処理のしくみ⁶⁾とこの実験の設定条件を Fig. 3 に示す。

第 I 象限は、照射された X 線量と IP の発光量の関係を示しており、4 桁以上 (10^{-3} mR $\sim$ 10^3 mR) の直線性が

Fig. 3 Operating characteristics of the FCR system and preset factor.

あるといわれている⁷⁾⁸⁾。実験では、0.1, 0.5, 1.0, 10 mR と線量を変えた。

第 II 象限は、IP 画像の記録レベル(感度)、記録範囲(露光域)を判定し、自動的に調整を行い、発光量をデジタル信号に変換することを示す。実験では、平均濃度がいずれも 1.2 となるよう設定し、ラチチュード(IP の収録レンジ)を 0.5, 1.0, 2.0, 3.6 と変えて画像収録を行った。

第 III 象限は、診断目的に応じた任意の階調および周波数の処理条件を選択できることを示す。今回は、線量と濃度が比例するような直線階調だけを設定した。

第 IV 象限は、赤色 (633 nm) に感光し、露光域の広い特性を有するフィルムに描写される最終出力画像を示す。この画像の平均階調をスクリーン/フィルム系の平均階調と区別するためトータルガンマ ($\bar{G}_T$) とし、出力テスト画像から実測して求めた。

出力画像は、CR フィルムに 2 画像が描写されるため、Table 1 のような縮小率になる。

2.2.4 試料画像の観察および評価

診療放射線技師 4 名 (経験 15 年, 15 年, 8 年, 8 年) が個々に同一シャウカステンの一定のところを用い、明視距離にて試料画像の評価を行った。

評価基準は

I : 完全に見える (絶対に信号があり、形の識別も可

Table 1 Picture elements size and scale down rate of output image.

Imaging plate size	Reading Picture element size		Recording Picture element size		Scale down rate of output
	Sampling rate	Picture element size	Recording rate	Picture element size	
35.6×43.2 cm cm	picture 5 element /mm	200×200 μm μm	picture 10 element /mm	100×100 μm μm	1/2
35.6×35.6	〃	〃	〃	〃	〃
25.4×30.5	6.7 〃	150×150	〃	〃	2/3
20.3×25.4	10 〃	100×100	〃	〃	1/1

能である.)

II: 見えると思う (信号はあるが, 形の識別は不可能である.)

III: 見えない (信号があるべきところに信号がない.)
の3段階とし, 50枚の試料画像の観察により各人の頻度分布表を作成し, 最も良い観察者のデータを用いた.

3. 結 果

3.1 IPの収録条件と識別能

Fig. 4は管電圧81 kVにて, 入射線量を0.1, 1 mRと変えラチチュードも変えた場合の識別曲線を示す.

Fig. 4(a)は, 入射線量0.1 mRでの識別曲線である. 識別能は, ラチチュード1.0が最も良く, 2.0, 3.6とラチチュードを広くするとトータルガンマは小さくなりコントラストが低下し, 悪くなる.

Fig. 4(b)は, スクリーン/フィルム系の必要入射線量と同程度の1 mRでの識別曲線である. 識別能は, ラチチュード0.5と1.0が最も良く, 両者の差はほとんどない.

いずれの入射線量でもラチチュード1.0での処理が最適である.

3.2 入射線量と識別能

Fig. 5は, ラチチュードを0.5, 1.0, 2.0, 3.6と変え, その各々について入射線量を0.1, 0.5, 1.0, 10 mRと変えた識別曲線である.

いずれの処理でも, 入射線量を極端に少なくした0.1 mRでの識別能が悪い. 一方, 入射線量を極端に増加しても, 識別能の向上はなく0.5 mR以上では入射線量による識別能の差が比較的少ない.

3.3 管電圧と識別能

Fig. 6は, 入射線量1.5 mR一定とし, 管電圧を40, 60, 81, 102 kVと変えた場合の識別曲線である.

Fig. 4 The visibility curve for dose.
a) 0.1 mR b) 1 mR

Fig. 6(a)は, スクリーン/フィルム系の識別曲線である. 識別能は, 管電圧が低いほど良くなる.

Fig. 6(b)は, FCRシステムのラチチュード1.0で階調処理を行った場合の識別曲線である. 81 kVと102 kVの差はほとんどない.

Fig. 5 The visibility curve for latitude.

Fig. 6 The visibility curve for tube voltage.

a) LT-II+RX (dose 1.5 mR)

b) FCR (dose 1.5 mR)

識別能は、両者とも同じような傾向を示し管電圧が低いほど良く、40, 60, 81 kV では両者ともほとんど同じであるが、102 kV でスクリーン/フィルム系がやや悪くなる。

4. 考 察

FCR システムの特徴として、階調処理と周波数処理とがあるが、今回の実験は、周波数処理は行わず、階調処理だけに絞り、しかも基本階調として線量と濃度が比例する直線階調処理を行った。

4.1 IP の収録条件と識別能について

直線階調の識別能は、ラチチュード1.0 ($\bar{G}_T=2.84$) の場合が最も良く、スクリーン/フィルム系の値と同程度となった。むやみに $\bar{G}_T$ を大きくしてコントラストを高くしてもノイズ成分をも強調することになり、識別能は低下した。

従来のスクリーン/フィルム系の $\bar{G}$ は2.6~2.8程度⁹⁾であり、これが適当であるか、またどのような特性をもつのが最も優れた識別能を示すか等の評価を FCR システムで行うことが可能と思われる。

4.2 入射線量と識別能について

各ラチチュードとも0.1 mR と0.5 mR との識別曲線

Fuji Computed Radiography (FCR) 画像の基礎的検討 (撮影および処理条件と識別能) (富吉・他)

での評価の差が著しい。0.1~0.5 mR の線量域は、カンタムノイズが大きく影響する領域である。中感度増感紙の必要入射線量は0.8~1.3 mR と言われており¹⁰⁾、この線量以上では粒状性が改善されるが、識別能はそれほど向上しないことが Fig. 5 よりわかる。LT-II+RX の識別曲線 (Fig. 6-a) の81 kV の曲線は、FCR ではラチチュード0.5, 1.0の場合、0.5 mR の曲線とほぼ一致する。このことから、FCR の場合約1/3の線量で LT-II+RX の識別能とほぼ一致するといえる。

4.3 管電圧と識別能

今回の実験は、従来のスクリーン/フィルム系と同質の FCR 画像のみを評価したものであり、管電圧に対しても同様の傾向を示したものと思われる。しかしながら、スクリーン/フィルム系は、ファントムと等倍であるが、FCR システムでは Table 1 で示したように縮小率は1/2であり、この縮小率でも同等の識別能を示しており、FCR システムに拡大撮影等を応用することにより、さらに識別能は向上すると思われる。

5. おわりに

FCR システムによる処理画像については、臨床例で画質や診断情報を評価した報告はあるが、基礎的評価を行った例は少ない。そこで著者らは、この FCR システムによる直線階調処理画像を識別曲線により評価した。その結果

- 1) 識別能が最も良い IP の収録条件は、ラチチュード 1.0 ($G_T=2.84$) であった。
- 2) 識別能は、スクリーン/フィルム系と比較して、線量を増加してもさほど向上せず、逆に1/3の線量でも同等の評価が得られた。
- 3) 識別能は、スクリーン/フィルム系と同じような傾向を示し、管電圧が低いほど向上した。

なお今回は、FCR システムでの識別能について、直線階調処理だけを検討したが、ひきつづいて非線形階調処理や周波数処理など、診断目的に合致した条件について検討したい。

稿を終るにあたり、この実験を終始御指導いただいた当放射線部篠原慎治部長をはじめ、FCR システムの機構

的面から御指導いただいた富士メディカルシステムの福岡孝義氏、御協力いただいた当放射線部技師の皆様に感謝致します。

本論文の要旨は、第40回日本放射線技術学会 (S59, 4, 2, 松本) で「FCR の基礎的検討」の演題で誌上発表した。

文 献

- 1) 桜井賢二, 蜂屋順一, 是枝健雄, 他: デジタル化胸部撮影について—正常胸部および低線量撮影での比較—, 日放医学誌, 44(1), 11-22, (1984).
- 2) 是枝健雄, 蜂屋順一, 桜井賢二, 他: Fuji Computed Radiography (FCR) システムによる digital subtraction angiography (DSA), 放射線科, 2(1), 61-70, (1983).
- 3) Masamitsu Ishida, Paul H Frank, Kunio Doi, et al.: High quality digital radiographic images: Improved detection of low-contrast objects and preliminary clinical studies, Radio Graphics, 3(2), 325-338, (1983).
- 4) 山下一也: X線像の画質評価の問題点とその展開, 日放技学誌, 33(3), 267-281, (1970).
- 5) GCE Burger: Phantom Tests with X-Rays, Philips Technical Review, 10(11), 79-96, (1949).
- 6) Minoru Sonoda, Masao Takano, Junji Miyahara, et al.: Computed Radiography Utilizing Scanning Laser Stimulated Luminescence, Radiology, 148, 833-838, (1983).
- 7) 高野正雄: 新しい Computed Radiography Fuji Intelligent Diagnostic X-ray System, 画像診断, 12(3), 202-207, (1982).
- 8) 宮原諄二: イメージングプレート—新しいX線画像センサー, Isotope-news, 8, 2-3, (1983).
- 9) 友田宜忠: 写真科学, 放射線技術学体系専門技術学系 6, 通商産業研究社, 366-374, 東京, (1980).
- 10) 大形長年: 高感度記録系の量子ノイズの評価, 日放技学誌, 34(4), 418-422, (1978).