

研 究

CRの使用経験と問題の検討

浜松赤十字病院 放射線科部

水野洋行, 村松真也, 猿田忠司, 伊藤孝達, 有我久浩, 石川拓克,
佐藤幸夫, 佐々木昌俊, 松山秀夫, 北野光浩, 磯貝明美, 関塚勝則

要 旨

目的：CRの導入に伴い、被曝線量、デジタル画像処理などの問題が増え改善が必要である。我々は使用経験上問題となった項目について従来の撮影法、画像処理法を見直し、簡単かつ効果的な改善方法を検討した。

方法：骨盤計測撮影による画質改善、フォトタイマによる被曝線量の低減、胃消化管造影への応用利用の可能性について、撮影を試みフィルムによる視覚評価にて検討した。

結果：骨盤計測撮影では画像処理パラメータ変更により画質を向上でき計測点の同定が容易であった。胸部撮影では被曝線量を従来の81%まで抑えることができた。胃造影検査ではイメージングプレート装填時間が長く実用的ではなかったが、分解能が良くラチチュードの広い画像を得ることができた。

結論：CR画像の診断価値は高く、撮影法、画像処理法を改善することで、CRの利点を十分に生かすことができる。

Key words

Computed Radiography, phototimer, digital image processing

1. はじめに

Computed Radiography^{*1} (以下CRと略す)はX線検出器としてImaging Plate (以下IP^{*2}と略す)を使用し、X線撮影によりIPに蓄積された画像情報をレーザ光で読み取り、画像処理を行い、画像表示装置及びフィルムに出力する方式のDigital Radiography^{*3}である。CRの特徴としては、

- 1) デジタル画像処理により情報量が多く診断能の高いX線画像が得られる。
- 2) 広いラチチュード^{*4}と感度調整によりX線撮影条件の変動に影響されない安定した濃度のX線画像が得られる。
- 3) X線検出能力が高いため被曝線量低減の可能性がある。
- 4) デジタル画像のため画像転送、保存が容易である。

などである。

従来のスクリーン/フィルムシステム^{*5} (以下S/Fシステムと略す)ではフィルム自身が発光を記録する検出器であると同時に画像表示媒体であるため、人の目の可視域にあわせた高い階調が要求され、狭いダイナミックレンジ^{*6}しかとることができなかった。CRではIPの持つ5桁にわたるダイナミックレンジをすべて有効な診断情報として利用することができる。

当院には平成9年5月にCRが2台導入され、一般撮影系を中心に造影検査、断層撮影等広範囲に用いられている。この2年半の間、何十万件もの撮影を行ったが、デジタル画像ならではの問題も多数あり、試行錯誤を繰り返し現在に至っている。今回我々は使用経験上問題となった画質改善方法、被曝線量低減方法、応用利用の可能性について以下のように検討した。

画質改善については、今迄のCR画像で最も評価の低かった骨盤計測撮影において、画像強調処理パラメータの変更により画質改善が可能かどうかを検討した。骨盤計測撮影は以前のS/Fシス

テムより被曝線量の多い割に画質(特に粒状性^{*7})が悪いというリスクが高い撮影となっており、撮影線量を多くしただけでは改善がみられない。

被曝低減については、CR 導入時には長所として被曝を低減させることが言われていたにもかかわらず、被曝線量はほとんど変化ないという現状の問題である。CR 画像の情報量は IP に入射する線量と IP 感度に依存している。そのため、単に線量を抑えると画質劣化を伴いやすい。個人の被曝を適正化し被曝線量を最低限に抑えることことを目的とした。当院で最も撮影件数の多い胸部単純撮影において、フォトタイマ^{*8}を CR に用い被曝線量を比較検討した。

CR の応用利用については消化管検査にも使用可能か否かの検討を行った。他施設では消化管造影以外に DSA (Digital Subtraction Angiography) などの造影検査、PACS (picture archiving and communication system) などの情報通信分野への応用等 CR を最大限に利用しているが、当院では単純撮影を中心に断層撮影、一部の造影検査に使用しているにすぎない。近年、消化管検査には DR (Digital Radiography) 装置^{*9}の普及に伴い CR の陰が薄れてはきているが、CR による胃や大腸の造影検査は広いラチチュードでハレーションが少なく、微少病変の描出に優れた画像が得られ、被曝線量が少ないと言われている⁹⁾ので、撮影を試み画質評価を行った。

2. 方 法

2-1 使用機器

CR (画像処理装置含む)

FUJI FCR AC-3CS-HQ (CR-1 R334)

IP

FUJI ST-VA

(標準感度)

X線発生装置

東芝 KXO-50G (インバータ)

東芝 DG-15F (単相全波整流)

X線透視装置

東芝 DDW-10A/01 アンダーチューブ方式
レーザーイメージャ

FUJI FL-IM 画像記録密度 10pixels/mm

グレーレベル12bit 4096レベル/濃度リニア

2-2 CRによる骨盤計測撮影の画像処理方法

当院における骨盤計測撮影は Martius 法と Guthmann^{*10}法であるが、撮影頻度の高い Guthmann 法についてのみ検討した。

アルミステップを用いたファントム撮影の後ボランティアによる撮影を行った。

撮影条件は単相 X線発生装置^{*11}では従来同等、インバータ X線発生装置^{*12}では従来線量の1/2に設定した。また線量不足の撮影を予想し、線量を1/4に設定した撮影も行った。

自動感度調整機構^{*13} (以下 EDR と略す) MANUAL, L 値^{*14} (読取ラチチュード) 1.6, S 値^{*15} (システム感度) 200 一定とし、フィルム出力にて視覚評価した。

画像処理は、2つの階調パラメータ^{*16}、階調ソフト GS, 特性曲線回転量 GA と、3つの周波数強調パラメータ^{*17}周波数ランク RN, 周波数タイプ RT, 周波数強調度 RE をそれぞれ変化させ、コントラスト、粒状性の両面において最適な画像となるように調整した。

2-3 フォトタイマを用いた胸部単純撮影方法

胸部正面のみを対象とし画像処理は通常処理で行った。フォトタイマを被写体と IP 間に配置し、操作パネル上の density を変化させることで線量を調整した。フォトタイマを両側肺野の2カ所に設定し、最大 mAs 値を 5.0 (mAs) とした。

臨床例100例について撮影を行い調整以前の線量と比較した。また、以前より線量の多かった (A群)、以前より線量の少なかった撮影群 (B群) の平均線量、S 値を算出し (EDR が AUTO の場合 S 値は描出目的部位の線量に影響する) 被曝低減効果について検討した。

2-4 胃造影検査の撮影方法

通常の S/F システム系と CR による撮影を行った。自動露出で S/F システム系の撮影を行った後、CR カセットを II^{*18} (Image Intensifier) 前方に固定し、体表に近接させ同一距離、同撮影時間

にて撮影を行った。CRの画像処理は通常の処理パラメータを用い、EDR=MANUALで濃度調節を行った。

撮影は立位充盈像、背臥位正面二重造影、背臥位第二斜位二重造影の3画像により視覚評価した。

3. 結果

3-1 骨盤計測撮影の画質評価

画像処理パラメータの変更を図1に示す。

ファントム撮影(図2)において、従来の画像処理と比較し今回パラメータ修正した画像処理は濃度上昇に伴う粒状性の劣化が抑えられ、骨辺縁などの最も重要な情報を含む濃度部(アルミステップの10~15段目)のコントラストが保たれた。また、この処理効果は1/4の低撮影において顕著であった。低濃度部(17~20段目)は骨内部に相当する部位であり、境界部のコントラストには殆ど差はなかったが、パラメータ変更した画像の方が粒状性が向上していた。

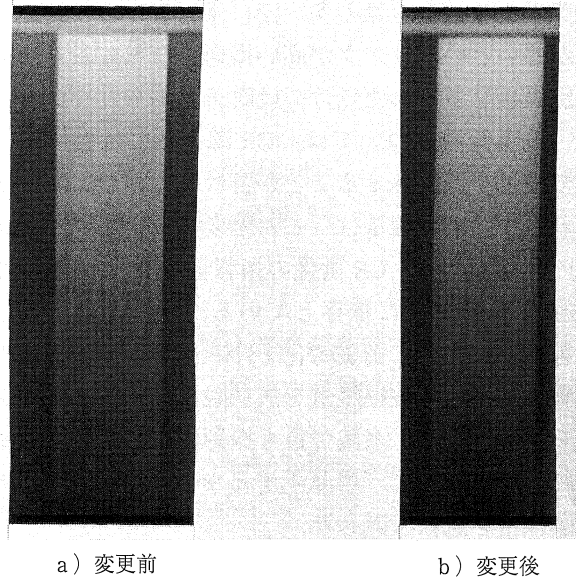


図2 画像処理パラメータの比較 (ファントム撮影)

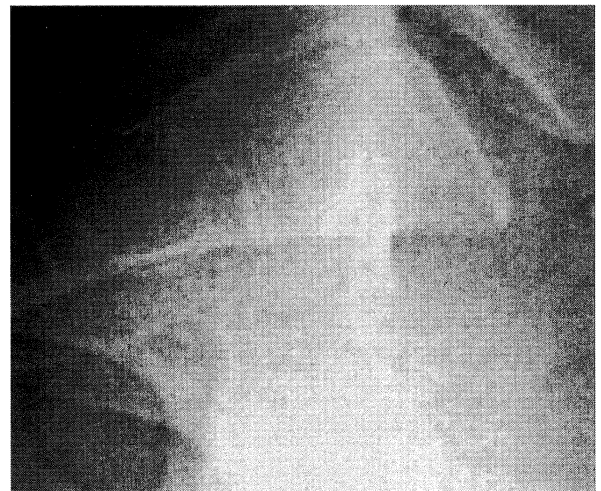


図3 画像処理パラメータ変更後の骨盤計測撮影 (Guthmann法)

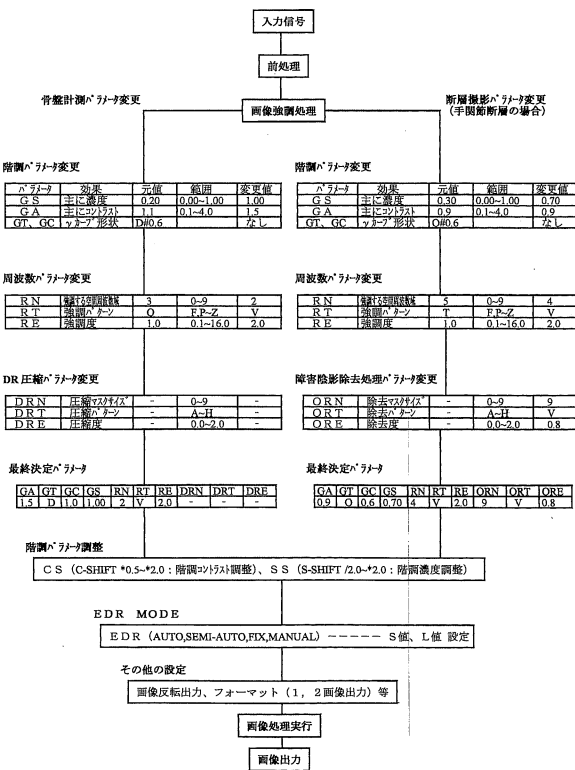


図1 各種画像処理行程および画像処理パラメータ設定の変更

また、2種類のX線発生装置を用いたことにより、中濃度部から低濃度部の描出能にはX線発生装置の線質特性が影響することが考えられ、立ち上がりがよく線質の安定しているインバータ方式X線発生装置の方が濃度分解能を向上させることができた。

模擬撮影例を図3(仙椎岬角部拡大)に示す。従来の画像より粒状性は良く、仙骨、尾骨、岬角の描出能が良く計測点の同定が容易である。また、

ファントム撮影同様1/4の線量での撮影においても粒状性は良く、線量不足の場合にも画像処理で補うことができた。

3-2 フォトタイマによる被曝低減効果

臨床例100例の線量(mAs値)を図4に示す。個人差による変動はあるが、線量の平均は従来の97%でフォトタイマ使用以前とほとんど変化はなかった。A群は従来の撮影で線量不足により画質を劣化させる可能性が考えられる撮影群であり、S値は平均629で、標準偏差は使用前では201、使用後では149であり、フォトタイマ装着時は個人差の影響を受けにくく安定した画像が得られた。問題とされるB群は従来の撮影で余分な被曝を受ける可能性がある撮影群であり、最低1.43mAsで従来線量の45%、平均2.59mAsで従来線量の81%であった。S値の平均は672、標準偏差も117で余分な被曝を抑えながらも安定した画像が提供可能であると思われた。

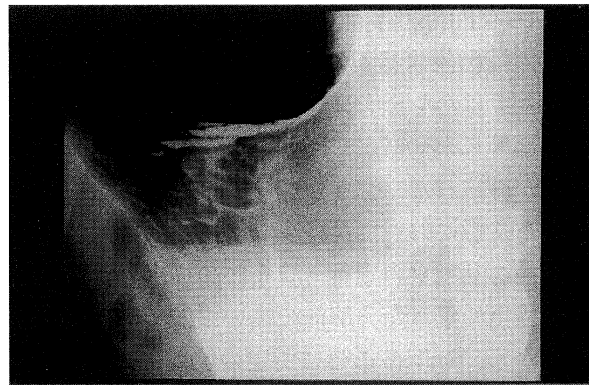


図5 S/Fシステムにおける立位充盈像



図6 CRにおける立位充盈像

3-3 胃造影検査における描出能の評価

通常およびCRによる立位充盈像、背臥位正面二重造影像(拡大像)を図5~図8に示す。

立位充盈像では胃角部、大彎側のバリウムのコ

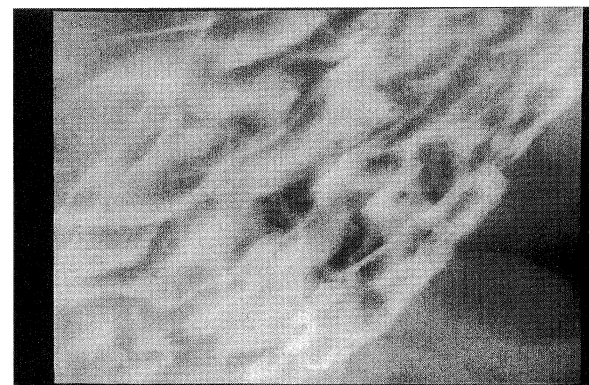


図7 S/Fシステムにおける二重造影像(拡大)

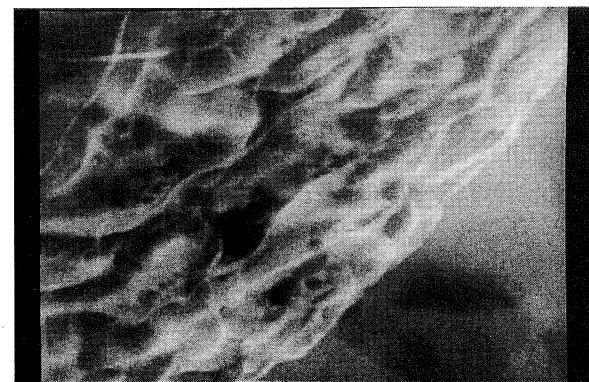


図8 CRにおける二重造影像(拡大)

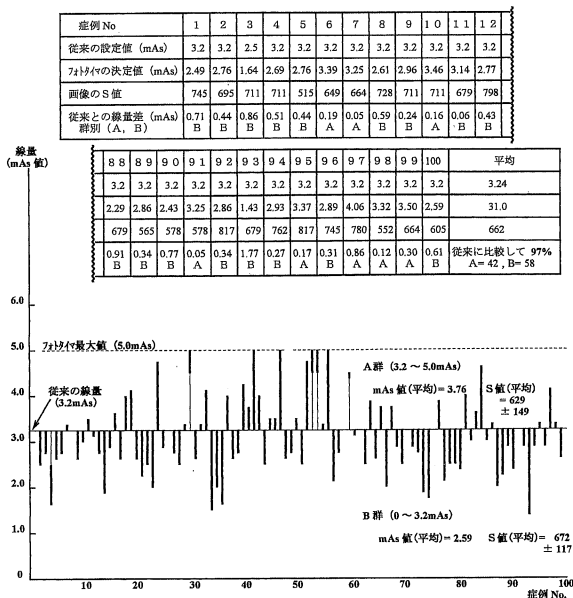


図4 フォトタイマ使用時の撮影データ及び従来線量との比較

ントラストはS/Fシステムに劣るが、気泡、粘膜ヒダの描出能はCRが優れていた。特に、S/Fシステムではハレーションで描出不能となっている胃底部等において、CRではラチチュードの広い画像が得られた。

二重造影においては多少フラットな画像であったが、レリーフの走行、胃小区の描出など微細構造の描出に優れた分解能の高い画像であった。

しかし、毎回撮影時に所定の位置にCRカセットを置いて撮影しなければならず、IP装填に労力と時間を要し実用的でなかった。

4. 考 察

骨盤計測等被写体の厚い部位における撮影ではIP感度とS/N (Signal to Noise ratio) が重要となり、IP感度を補うためにIPを3枚重ねて画像を積み付け加算する方法や、周波数強調処理によるS/Nの劣化を避けるためのMF処理 (Multi-objective Frequency Processing) を用いる方法がある。しかし、今回の検討で画像処理パラメータでの画質改善も十分に効果的であると思われた。骨盤計測撮影では皮膚辺縁の情報は必要とされないといわれている¹⁾ので、画像全体の濃度を上げ、目的部位のコントラストのみを高める特殊処理により、今回以上に診断価値が高い画像が得られると考えられる。また、X線発生機器による線質特性は画質、被曝線量に直接関与してくるため、付加フィルタなども含めた装置の選択も今後の検討課題である。今後臨床例を増やし最適なパラメータを選択していきたいと考える。その他の撮影においても改善が必要で、画質評価の悪い断層撮影においても検討中である (図1)。

フォトタイマ使用による胸部撮影は線量コントロールが簡単でコストもかからず、被曝低減、安定した画質を得るのに非常に有用であった。X線を被写体の後方で検出するフォトタイマは適正線量を決定するためには最も信頼できる装置であると考えられ、前記した骨盤計測でも被曝低減に有用であるといわれている³⁾。今回は胸部正面のみであったが同一機器で撮影を行う胸部側面撮影、腹部単純撮影にも density 調整のみで利用可能で

あり被曝低減に努めていきたいと考える。

CRでの胃の造影検査はIP装填時間が長く実用的ではなかったが、画質の評価は高く、今後試験的に撮影を試み、対象、撮影方法をさらに検討していきたいと考える。

その他の応用利用として、画像加算及び減算、エネルギーサブトラクション法^{*18)}などの画像処理があり、経静脈性DSA、同時多層断層撮影、拡大撮影等の撮影で被曝線量や画質が大幅に改善されている。どれも診断価値、利用価値の高いものであり最大限に利用していきたいものである。

CT (Computed Tomography) をはじめMRI (Magnetic Resonance Imaging)、DSA、US (ultrasound) 等様々な画像診断用デジタルモダリティが開発され臨床の場に用いられてきた。しかし、CRにおいて新しいモダリティとしての意識は少なく、S/Fシステムより優れた可能性を持つものとして代用されているという意識が強いように思われる。確かに、S/Fシステムに劣る面も多く問題点の多いCRであるが、画像の診断価値、システムの信頼性は、S/Fシステムでは真似することができない。CRの多岐多様な問題点を解決する為に、CR特徴を十分に理解し、適切な撮影法、画像処理法を検討する必要がある。そして、従来のS/Fシステムを遥かに凌ぐシステムとしてデジタル画像診断の1分野を確立していかなければならない。

用語解説

- ※1 Digital Radiography の1つ。当院のCRはカセット方式で自動でIPを読み込み、画像処理を行いフィルム出力される。onlineによる画像転送が可能。
- ※2 CRにおけるX線検出器。X線を蓄積し、レーザ光刺激でX線量に比例した光量を発生する。ダイナミックレンジが広い。
- ※3 放射線検出器で得たX線信号をデジタル信号に変換し画像処理する技術の総称。CT、II-TV、IP等の方法がある。
- ※4 寛容度。特性曲線の直線部分で濃度と露光量の関係が一定。広すぎるとコントラスト

が得にくい。

- ※5 増感紙とフィルムを組み合わせるX線検出方法。アナログ画像を得る。
- ※6 検出器における入力と出力の直線性。広いほど情報量が多い。
- ※7 ザラザラ感。一般的に心理的粒状性。デジタル画像では情報量が少なく、ノイズが多くなると目立つ。
- ※8 自動露出機構の1つ。撮影時間を制御する装置。CRでは階調処理、感度調節が可能なたため必要性があまりない。
- ※9 X線透視、DSA、非血管系IVR等、多目的に使用されるデジタル撮影装置。以前はサチコンDRが主流であったが、空間分解能の良い400万画素のCCD方式DRも開発された。前記したDR^{*3}と区別が必要。
- ※10 骨盤計測撮影の1つ。胎児頭、母体骨盤産道との関係把握を目的とする。胎児、母体の被曝が大きな問題である。
- ※11 交流電源から脈動直流に変換する回路を用いたX線発生器。X線エネルギーが安定していない。
- ※12 トランジスタを用いて交流電源周波数を変化させ直流を得る方式のX線発生器。X線エネルギーが安定している。
- ※13 IPの読み取り感度を自動調節する機構。先読みでヒストグラムを作成し、撮影プログラムに適した感度で本読みに入る。
- ※14 CRにおいて画像データをデジタル化する時に割り当てられた範囲。低いほどコントラストは良いが、可視域が狭まる。
- ※15 EDRにより求められた感度。同条件で処理するとX線量に反映する。線量が少ない程、高い値を取る。
- ※16 特性曲線の形状を任意に変化させ、画像の濃度を自由に変化させることができる。
- ※17 空間周波数に応じた強調度を任意に変化させることができる。高周波数強調により微細構造の輪郭が強調され、低周波数強調により大きな構造物の輪郭が強調される。
- ※18 X線TV装置の蛍光増倍管。X線を電気信

号に変え、増倍して画像を得る。アンダチューブ方式のX線TVでは、被検者の正面に位置する。

参考文献

- 1) 青木克彦, 水野富一, 土井修ほか. 骨盤計測 (FCRの臨床). 画像診断 1984; 4 (suppl 1): 82-89.
- 2) Federle MP, Cohen HA, Rosenwein MF, et al. Pelvimetry by disital radiography: A lowdose examination. Radiology 1982; 143: 733-735.
- 3) 勢川博雄, 加藤耕二, 續木将人ほか. X線骨盤計測 (Guthmann法) における胎児の被曝線量低減の最適化の工夫. 日本放射線技師会雑誌 1998; 145: 56-63.
- 4) 林邦昭, 田中肇. 胸部単純X線診断. 東京: 秀潤社; 1996.
- 5) 鈴木昇一, 藤井茂久, 浅田恭生ほか. わが国におけるX線撮影時の被曝線量解析. 日本放射線技師会雑誌 1999; 146: 382-393.
- 6) IAEA. International basic safety standards for protection against ionizing radiation and the safety of radiation sources. IAEA safetyseries No.115. Vienna, IAEA; 1996. p.279-280.
- 7) 江口研二, 阿南充洋, 山田達哉. 胸部 (FCRの臨床). 画像診断 1984; 4 (suppl 1): 7-15.
- 8) 辰巳大作, 白石順二, 對間博之ほか. CRシステムにおけるIPへの入射線量とS値の関係. 日本放射線技術学会雑誌 1998; 154: 1273-1280.
- 9) 山田達哉, 後藤裕夫, 牛尾恭輔ほか. 消化管 (FCRの臨床). 画像診断 1984; 4 (suppl 1): 34-40.
- 10) 日本放射線技師会, 消化管検査指針委員会編. 消化管検査マニュアル. 東京: 医療化学社; 1998.
- 11) フジフィルム株式会社. フジメディカルレビュー No1-8; 1991-1998.