ノート

子宮卵管造影における患者皮膚線量と画質の最適化

長島宏幸・佐野芳知¹⁾・池長 聡¹⁾・吉澤和弥¹⁾・芦沢和成¹⁾・池川博昭¹⁾論文受付
2001年6月19日論文受理
2001年11月15日

Code No. 621

山梨医科大学医学部附属病院放射線部
(現 群馬県立医療短期大学診療放射線学科)
1)山梨医科大学医学部附属病院放射線部

緒言

線量の低減と画質の向上についての考え方は大きく二つに集約でき、線量を変えずに画質を向上させるこ

とと、画質は一定に保ちながら線量を低減させることに分けられ相反関係となっている¹⁾。これら画質と線量の最適化²⁾にとって、検査目的をよく理解し、画質

Optimization of Patient Skin Dose and Image Quality for Hysterosalpingography (HSG)

HIROYUKI NAGASHIMA, YOSHITOMO SANO,¹⁾ SATOSHI IKENAGA,¹⁾ KAZUYA YOSHIZAWA,¹⁾ KAZUNARI ASHIZAWA,¹⁾ and HIROAKI Ikegawa¹⁾

Department of Radiology, Yamanashi Medical University Hospital (Present address: Department of Clinical Radiology, Gunma Prefectural College of Health Sciences)
1) Department of Radiology, Yamanashi Medical University Hospital

Received June 19, 2001; Revision accepted Nov. 15, 2001; Code No. 621

Summary

Because HSG is an x-ray examination for the genital glands, it is very important to reduce x-ray exposure to the patient. However, reducing exposure decreases image quality and causes a lack of optimization in image quality and dose. In computed radiography, image density does not depend on the dose exposed, and appropriate images can be obtained by adjusting the image processing parameters. Therefore, computed radiography can reduce x-ray exposure and improve image quality. In this study, we performed HSG using low-dose radiography with computed radiography (CR) systems and evaluated a simple procedure for reducing exposure dose while maintaining image contrast by changing radiation quality and adding filters. We also examined ways to reduce dose by using both procedures. We found that low-dose radiography using the CR system could increase the S value to 1,200 from visual evaluation and could reduce by patient skin dose by 58%. To maintain the image contrast by changing radiation quality, the radiographic condition that was the same as 80 kV without the filter was a 72 kV tube voltage with 0.3 mm copper and 1 mm aluminum filter, and it could reduce patient skin dose by 57%. In HSG examination, patient skin dose could be reduced by 82% by low-dose x-ray radiography using a CR system and by adding a filter, and it could offer images that showed no loss of diagnostic quality. Therefore, it could be said that our procedure for HSG is useful for the optimization of image quality and dose.

Key words: Hysterosalpingography (HSG), Skin dose reduction, Computed radiography system, Added filter, Image quality

別刷資料請求先: 〒371-0052 群馬県前橋市上沖町323-1
群馬県立医療短期大学診療放射線学科 長島宏幸 宛

Table 1 CR image processing parameters used in HSG.

GA	1.1	RN	3
GT	D	RT	Q
GC	0.6	RE	1.0
GS	0.2	S-shift	1.0
		C-shift	1.0

と線量のどちらを重視するか熟知したうえで撮影条件を決定することは重要である。

子宮卵管造影(hysterosalpingography: 以下, HSG)^{3, 4)}は, 子宮および卵管腔内に造影剤を注入し, 子宮の位置, 形, 内腔の状態や卵管の状態(卵管疎通性, 卵管の癒着)を描出する検査法で, おもに不妊の場合の卵管通過性の診断に対して行われている。HSGは, 生殖腺に対するX線検査であり, 放射線障害における確率的影響のリスクを下げるためにできる限り線量低減を行うことは非常に意義がある。しかし, X線画像システムにおいて線量を大幅に低減すると画質(診断能)の低下は避けられず, 最適化が損なわれてしまう。

近年, X線診断領域の分野ではデジタル化が進み, 一般撮影において従来の増感紙-フィルム系(S/F系)に代わり, 輝尽性蛍光体によるimaging plate(IP)を用いたcomputed radiography(以下, CR)システム^{5, 6)}やX線平面検出器(フラットパネルディテクタ: FPD)⁷⁻⁹⁾が記録媒体として普及している。これらデジタル画像の特長として, 写真濃度が線量に依存しないことや, 画像処理(階調処理や周波数処理)のパラメータを変化させて適切な画像が提供できることから線量を低減でき, さらに画質の改善をはかることが可能となった。過去の研究からCRシステムの使用により, 線量低減が重要視されている計測や存在診断などを目的とした撮影(骨盤計測・小児股関節・全脊椎撮影)にて, 画質を診断に支障のないレベルに保ち, 被曝低減を行った報告はされている¹⁰⁻¹²⁾。また, 撮影管電圧と付加フィルタにてX線スペクトルの適正化を行い, 画像コントラストを低下させることなく被曝低減を行った報告もされている¹³⁾。

今回, CRシステムを使用してHSGにおける低線量撮影を行い, X線量子ノイズによる画質への影響について評価・検討した。また, 撮影管電圧と付加フィルタにより線質を変化させ¹⁴⁻¹⁶⁾, 画像コントラストを一定に保ち, X線スペクトルの適正化にて効率よく線量を低減させることについても検討し, 両手法の併用にて大幅な被曝低減を試みたので報告する。

Fig. 1 Visual evaluation of imitation salpinx radiographic image according to S value.

1. 方法および結果

1-1 使用機器

X線発生装置: KXO-50G (株式会社東芝製)

X線管: DRX-3535HD 総濾過2.3mmAl

(株式会社東芝製)

線量計: UNIDOS線量計 (PTW社製)

プローブ: JARP形0.6cc指頭形電離箱 30006

(PTW社製)

ファントム: アクリル樹脂30×30cm²ファントム

解像力チャート: Type 2 No 50946 空間周波数1.0
~4.86Lp/mm (極光株式会社製)

濃度計: Model301

(富士フィルムメディカル株式会社製)

画像処理装置: FCR9000

(富士フィルムメディカル株式会社製)

X線スペクトルアナライザ: RAMTEC 413型

(東洋メディック株式会社製)

当院におけるHSG検査数は, 1998年~2000年の過去3年間に於いて年間平均約60例で, 年齢20~40歳代前半(平均31.6歳)の患者を対象として行われている。当院にてCT検査を行った年齢20~40歳代女性の骨盤腔レベルのアキシャル画像から被写体厚を測定した結果, 平均16.96cmとなり, 今回実験に使用するアクリルファントムの厚さを17cmとした。その他の幾何学的条件は, source image receptor distance (SID) 100cm, 照射野20×20 cm², 散乱線除去用グリッド10:1 (40本/cm, 中間物質アルミニウム)とした。付加フィルタの種類は, 入手が簡単で被曝低減効果が高い銅(以下, Cu), アルミニウム(以下, Al)を使用し, 厚さをCuフィルタ0.1~0.5mmまで0.1mmおきに, Alフィルタ1~5mmまで1mmおきに変化させて行った。撮影はすべてCRシステムにて行った。使用したIPは四ツ切サイズのST-Vである。画像読み取りについては, manualモードにてL値1.6に固定, 1画像出力とし

Fig. 2 Visual evaluation of resolution test chart radiographic image according to S value.

た。L値を1.6にしたのは、臨床にてautoモードで処理した結果、ほとんどの画像がL値1.6となったからである。フィルム出力の処理パラメータは、当院において臨床に用いているHSG検査用のものを使用した。使用したパラメータをTable 1に示す。今回の実験は、当院におけるHSGの平均的な撮影条件である80kV、400mA、0.028sec(S値500)を基準条件として行った。透視条件についてはABC制御を使用、管電流1.0mA、管電圧は使用した付加フィルタの厚さにて自動調節された管電圧を使用して行った。線量測定にはUNIDOS線量計とPTW社製0.6ccチェンバを使用した。

1-2 画質の評価

1-2-1 低線量撮影による評価

内径の異なるサーフロ留置針0.95, 0.8, 0.6, 0.47mmにヨード造影剤(アミドトリゾ酸292mg/ml)を満たし、それを模擬卵管としてアクリルファントム17cmの中間に並べて配置した。当院にて使用している管電圧80kV/付加フィルタなし(以下、80kV(-))にて、管電流400mA一定、S値が200~2,000となるよう撮影時間を変化させて撮影した¹⁷⁾。フィルム出力の際、アクリルファントムの写真濃度が1.00になるよう設定した。その画像を診療放射線技師4名にて視覚評価した。評定法は3段階評価にて、模擬卵管が「管状に見える」を2点、「なんとか管状に見える」を1点、「管状とは判断できない」を0点とした。

模擬卵管の視覚評価の結果をFig. 1に示す。評価はS値が上昇するに従い低下し、最小径の模擬卵管0.47mmでは急激に低下した。「なんとか管状に見える」という評価点1において最小径の模擬卵管は、S値800がしきい値となり、模擬卵管0.6mmではS値1,000~1,200がしきい値となった。「管状とは判断できない」という評価点0では、最小径の模擬卵管で、S値

Fig. 3 Image contrast by radiographic condition with various combinations of tube voltage and added filter according to aluminum thickness.

2,600がしきい値となった。

同様に解像力チャートをアクリルファントムの中間に配置し、前述した撮影条件にて撮影を行い視覚評価した。

解像力チャートでの視覚評価の結果をFig. 2に示す。空間周波数はS値が500になるまで急激に低下したが、空間周波数2Lp/mmにおいてS値1,200まで一定となり、それ以上のS値では徐々に低下した。

1-2-2 画像コントラストの測定

アルミニウムステップ(2mm厚間隔、20段)をアクリルファントムの上に置き、80kV(-)にて画像コントラストを測定した。管電圧76, 72, 68kVにて、付加フィルタCu・Alの厚さを種々に変化させてアルミニウムステップを撮影し、画像コントラストが80kV(-)と同様になる付加フィルタの厚さを決定した。撮影条件は、管電圧と付加フィルタによる各組み合わせにてS値を一定とし、管電流400mA一定、撮影時間をアルミニウムステップの厚さ22mmの写真濃度が1.00になるよう設定した。濃度測定は、画像をフィルムに出力するオーバーオールにて濃度計を使用して行った。

管電圧と付加フィルタの組み合わせによる撮影条件にて、画像コントラストを一定にした結果をFig. 3に示す。縦軸の画像コントラスト比(ΔD)はアルミニウムステップの厚さ6mmの濃度をバックグラウンドとして計算し表示した。80kV(-)と画像コントラストが同一になる管電圧と付加フィルタの組み合わせは、76kVで0.1mmのCuフィルタと2mmのAlフィルタの組み合わせ(以下、76kV/0.1mmCu+2mmAl)、72kV/0.3mmCu+1mmAl、68kV/0.5mmCu+4mmAlとなり、各撮影条件ともほぼ同等となった。

1-2-3 透視による評価

HSGは、盲目にて行う方法(撮影のみ)と透視にて流速や流量、造影剤注入にかかる圧力などを確認しながら

Fig. 4 Visual evaluation of imitation salpinx under x-ray fluoroscopy.

Table 2 Exposure conditions and effective x-ray energy obtained using the radiographic condition with various combinations of tube voltage and added filter.

Tube voltage (kV)	Additional filter copper and aluminum (mm)	Time (sec)	Effective energy (keV)
80	—	0.028	33
76	0.1+2	0.056	40
72	0.3+1	0.084	42
68	0.5+4	0.280	48

ら行う方法(透視と撮影)とがあり、最近では診断能の向上がはかれる透視を用いて行う方法が主として行われている⁴⁾。しかし、透視により線量が増加し、生殖腺に対するX線検査であるため線量を低減することは重要である。

そこでSID100cm、照射野 $20 \times 20\text{cm}^2$ 、アクリルファントム厚17cmにて、付加フィルタなしとCuフィルタを0.1~0.5mmまで0.1mmおきに付加した時の透視管電圧を求めた。1-2-1にて使用したヨード造影剤の入った模擬卵管をアクリルファントムの中間に配置し、各透視管電圧における画像をX線テレビモニタ上にて視覚評価した。評価法は1-2-1と同様、3段階評価とし、診療放射線技師4名にて行った。

透視における模擬卵管の視覚評価の結果をFig. 4に示す。透視管電圧はCuフィルタなし~0.5mmまで0.1mmおきの付加により、90, 92, 95, 98, 101, 104kVとなった。評価は最大径の模擬卵管0.95mmを除くと0.1mmより厚いCuフィルタを付加することにより低下した。「なんとか管状に見える」という評価点1において、模擬卵管0.47mmで0.1mm、模擬卵管0.6mmで0.3mmのCuフィルタがしきい値となった。

Fig. 5 X-ray spectra obtained using the radiographic condition with various combinations of tube voltage and added filter.

Fig. 6 Absorbed dose ratio of surface and center of the phantom obtained using the radiographic condition with various combinations of tube voltage and added filter.

1-3 実効エネルギー

1-2-2にて求めた管電圧と付加フィルタの組み合わせによる撮影条件にて、アルミニウム半価層を測定し、これから実効エネルギーへ変換した。換算にはSeltzer & Hubbellの表を用いた¹⁸⁾。

管電圧と付加フィルタを組み合わせた撮影条件における撮影時間と実効エネルギーをTable 2に示す。撮影時間は管電流400mAを一定とし、80kV(-)を基準にすると、管電圧を下げ付加フィルタを使用することにより2~10倍長くなった。実効エネルギーは80kV(-)で33keVと一番低く、付加フィルタを使用した組み合わせでは、7~15keV高くなった。

1-4 X線スペクトルの測定

半導体型検出器CdZnTeを用いたX線スペクトルアナライザを使用し、Table 2における撮影条件でのX線スペクトルを測定した。X線管球焦点-CdZnTe検出器間距離500cm、検出器のコリメータは、焦点側に穴径0.2mm、検出器側に穴径0.1mmのタンゲステン製板

Fig. 7 Absorbed dose ratio of surface and center of the phantom obtained by x-ray fluoroscopy according to the thickness of the copper.

Fig. 8 HSG images taken under 80 kV tube voltage without filter (a) and 72 kV with 0.3 mm copper filter and 1 mm aluminum filter(b).

($\phi 16\text{mm}$, 厚さ 2.0mm)を装着し, 検出率を約 $3,000\text{counts/sec}$ にして行った. スペクトル補正はstriping法を使用した.

Table 2における撮影条件でのX線スペクトルの測定結果をFig. 5に示す. 縦軸は, $80\text{kV}(-)$ でのX線光子検出数のピーク値を1として示している. $80\text{kV}(-)$ に対して各撮影条件ともに管電圧を下げることで高エネルギー成分が生じなくなり, 低エネルギー成分では $80\text{kV}(-)$ に比べ $72\text{kV}/0.3\text{mmCu}+1\text{mmAl}$ で大きくカットされた. $76\text{kV}/0.1\text{mmCu}+2\text{mmAl}$ においても低エネルギー成分の減少がみられるが, X線エネルギーが $41\sim 66\text{keV}$ の領域で $80\text{kV}(-)$ よりも光子検出数が上昇した.

1-5 線量測定

1-5-1 撮影線量の測定

Table 2における撮影条件にて, ファントム表面(SSD 83cm)とファントム内(SCD 91.5cm)の吸収線量を測定した.

Table 2における撮影条件でのファントム表面とファントム内の吸収線量低減率の結果をFig. 6に示す. $80\text{kV}(-)$ の線量を基準にすると, ファントム表面で約 $39\sim 66\%$ 低減した. ファントム内においては約 $15\sim 32\%$ 低減したが, $0.3\text{mmCu}+1\text{mmAl}$ より厚いフィルタを付加してもほとんど変化はみられなかった.

1-5-2 透視線量の測定

1-2-3にて求めた各透視管電圧におけるファントム表面とファントム内の吸収線量を測定した.

注) ボランティアには検査内容を詳細に説明し, 十分に理解していただいたうえで同意を得た. なお, この写真は検査過程での1枚であり, 撮影枚数および線量はこの研究のために増えていない.

Fig. 9 Visual evaluation of the radiographic image of imitation salpinx and resolution test chart with frequency processing.

透視条件におけるファントム表面とファントム内の吸収線量低減率の結果をFig. 7に示す。Cuフィルタの厚さが増加するに従い低減し、ファントム表面において約43～70%低減した。

以上の結果から、患者ボランティアのHSGの写真をFig. 8に示す^(注)。ボランティアの写真は80kV(-)/S値500と72kV/0.3mmCu+1mmAl/S値1,200の撮影条件にて行ったが、72kV/0.3mmCu+1mmAlで撮影した方が(Fig. 8b), 80kV(-)(Fig. 8a)に比べ低線量撮影によるX線量子ノイズの増加がみられるが、卵管の通過性は認識できる。また両写真から子宮・卵管と周辺組織との画像コントラストに変化はみられない。

2. 考 察

X線検査において、線量低減に有用な手段としては付加フィルタの使用があるが、画質の劣化、装置負荷の上昇を伴う。画質の劣化に対しては、フィルタの付加による画像コントラストの低下を管電圧の低下によって補うことで、コントラストの上昇と線量の低減が達成できると報告されている⁽³⁾。装置負荷の上昇については、CRシステムの広いダイナミックレンジにより、入力信号は常に一定範囲のデジタル値に変換され、最終出力となる写真濃度が撮影条件に左右されず一定となることから改善される。そこでHSGにおいてCRシステムによる低線量撮影を行った。また、撮影管電圧と付加フィルタにより線質を変化させ画像コントラストを一定に保ち、X線スペクトルの適正化にて効率よく線量を低減させることについても検討し、両手法の併用にて大幅な被曝低減を試みた。

低線量撮影した画像の視覚評価を行った結果、S値が上昇することにより評価は低下したが、これはIPへの入射X線量が減少し、X線量子ノイズの上昇により粒状性が低下したことが考えられる^(1, 5, 19)。デジタルシステムにおいて線量と画質の関係を考慮すると、

鮮鋭度よりも粒状性が問題になることが多く、粒状性を許容でき、診療情報を損なわない最低限の線量で撮影すべきであると報告されている^(1, 2)。また産婦人科医によると、HSGは卵管(直径約0.6mm)に対する造影剤の通過性が確認できる分解能を有していれば診断上問題ないとされている。本実験結果にて、模擬卵管が「なんとか管状に見える」という評価を基準にすると、S値1,000～1,200の範囲がしきい値となり、解像力チャートの視覚評価ではS値1,200まで一定となった。よってS値1,200が低線量撮影できる限界値と考え、基準条件80kV(-)でのS値500と低線量撮影によるS値1,200を比較すると患者皮膚線量は58%低減できた。また解像力チャートにおいてS値1,200では空間周波数2Lp/mmとなり、各施設にてHSGを行う際は、管電圧一定にて解像力チャートを撮影し、空間周波数が2Lp/mmとなる撮影条件にて撮影することが望ましいと思われる。粒状性の低下に対して、視覚評価に使用した模擬卵管と解像力チャートによるS値1,200の画像の周波数処理(周波数強調度:RE)を変化させて再び視覚評価した結果、粒状性は改善されたが、検出能はほとんど変化せず画像コントラストは若干低下した(Fig. 9)。

80kV(-)に対して、管電圧を下げフィルタを付加することにより、画像コントラストを一定にすることができた。これはL値を1.6と低い値に設定し、CRのダイナミックレンジを狭くしていることが考えられる。本研究の主旨である大幅な被曝低減を考えると、管電圧一定にて付加フィルタの厚さを変化させ、L値により画像コントラストを一定にすることが最適であると考えられるが、L値の調節により画像コントラストを保つことは不可能であり⁽¹⁶⁾、また粒状性の低下を招いてしまう。よって本実験では画像コントラスト、粒状性を一定にするためL値を変化させずに行った。

撮影時間については、80kV(-)を基準にすると、72kV/0.3mmCu+1mmAlで3倍、68kV/0.5mmCu

+4mmAlで10倍となった。しかし低線量撮影にてS値を1,200にすることにより、それぞれ1.3倍、4.2倍の撮影時間となった。よってすべての撮影条件において容易に臨床適応可能と考えられる。

X線スペクトルにて76kV/0.1mmCu+2mmAlの撮影条件は、X線エネルギー41～66keVの領域で80kV/(-)よりも光子検出数が上昇した。これは付加フィルタ0.1mmCu+2mmAlの使用によりIP入射線量が減少し、80kV/(-)に対しIP入射線量を一定にするため撮影時間にて補正しているからであると考えられる。よって、付加フィルタを使用している他の撮影条件に比べ被写体に吸収される割合が大きく、被曝低減にとって効率的ではない。

実効エネルギーは、フィルタを付加することにより10keV程度上昇し、X線スペクトルでは低エネルギー成分が大きくカットされたことから被曝低減は可能となった。しかし線量測定において、ファントム内吸収線量で72kV/0.3mmCu+1mmAlより厚いフィルタを付加してもほとんど変化はなかった。よって、HSGの撮影条件は、効率よく低エネルギー成分がカットされる管電圧72kV、付加フィルタ0.3mmCu+1mmAlの組み合わせが最適であると考えられる。

HSGにおいて、透視を行い造影剤の流れを観察することは、診断能の向上を図るためには重要であり⁴⁾、検討した結果、透視条件による視覚評価は、Cuフィルタの使用により低下した。これは実効エネルギーの上昇により造影剤とアクリルファントムの線減弱係数の差が小さくなり、被写体コントラストが低下したからであると考えられる。撮影時の評定法と同様、「なんとか管状に見える」という評価を基準にすると、模擬卵管0.6mmではCuフィルタ0.3mmがしきい値となった。

本実験において撮影・透視条件ともに0.3mmのCuフィルタの使用が最適となり、患者皮膚線量は撮影条件で57%低減でき、透視条件では64%低減できた。

本研究の主旨は、CRシステムにて低線量撮影を行い、さらに付加フィルタの使用により大幅な線量低減を行うことであり、画質に比べ線量低減を重視して撮

影条件を決定した。しかしX線量子ノイズの影響により粒状性が低下し画質も劣化した。金井ら⁵⁾は、IPの入射線量が減少し、X線量子ノイズが増大しても、画像コントラストの上昇が検出率に大きく影響すると報告している。またCRシステムのL値を上げ、フィルタの付加を抑えて画像コントラストを一定とすると、粒状性が改善され画質も向上する。これらにより基準管電圧80kV(-)と同等な検出能が得られるかもしれない。しかし、子宮卵管造影は検査目的から診断能の損なわれない画像を提供し且つ確率的影響のリスクを下げるためにできる限り線量低減することが重要である。よって本研究の有用性は高いと考えられる。

3. 結 語

- 1) CRシステムによる低線量撮影を行い、S値を1,200まで上昇することができ、患者皮膚線量も58%低減できた。画質は、周波数処理にて粒状性の改善を行ったが、変化はみられなかった。
- 2) 管電圧72kV、付加フィルタ0.3mmCu/1mmAlの組み合わせにより、画像コントラストを一定に保ち且つX線スペクトルの適正化にて患者皮膚線量を57%低減できた。
- 3) HSGにおいてCRシステムによる低線量撮影と付加フィルタの使用により、患者皮膚線量を約82%低減でき、検査目的にあった診断能の損なわれない画像を提供できることから画質と線量の最適化が達成されたとと言える。また各施設における本研究の試みは、解像力チャートの空間周波数が2Lp/mmまで識別できる撮影条件にて撮影することで達成でき、汎用性に優れていると思われる。

HSGは、生殖腺(決定臓器)に対するX線検査であるため、画質よりも線量を重視して撮影条件を決定したが、その他のX線検査においても線量低減と画質向上の相反関係をよく理解し、最適化を実行していくことが重要である。

本論文の要旨は日本放射線技術学会第47回関東部会研究発表大会において発表した。

参考文献

- 1) 西原貞光, 大村敬子, 大塚昭義, 他: 高感度イメージングプレートによる被曝の低減—低感度イメージングプレートとの比較—. 日放技学誌, 51(11), 1618-1622, (1995).
- 2) 大塚昭義, 東田善治, 石田正光, 他: デジタルX線画像の最適化—被曝線量の観点から—. 第49回総会シンポジウム, 横浜, 1993-4, 日本放射線技術学会, 日放技学誌, 49(12), 2022-2051, (1993).
- 3) 作山撫子: 平松京一編: 生殖器造影. 画像診断, 別冊2 造影手技のポイント, 206-209, (1985).
- 4) 高野 昇: 子宮卵管造影法のABC. メジカルビュー, 東京, (1997).
- 5) 金井一美, 大塚昭義, 橋田昌弘, 他: CRによる低コントラスト物質の検出能(入射線量と直接線含有率および階調処理による違い). 日放技学誌, 49(4), 570-575, (1993).
- 6) 大塚昭義, 杜下淳次, 上田克彦, 他: コンピューテッド・ラジオグラフィ(CR)を用いた低散乱線撮影法. 日放技学誌, 47(4), 610-618, (1991).
- 7) 佐藤昌見, 江口陽一, 山田金市, 他: フラットパネルディテクタシステムの画像評価. 日放技学誌, 57(1), 68-77, (2001).
- 8) 特集: 新世紀のデジタルイメージングシステム: FPD. INNERVISION, 16(4), 1-60, (2001).
- 9) 技術解説: フラットパネルディテクタ(Flat Panel Detector). 日放技学誌, 55(8), 735-751, (1999).
- 10) 渡辺喜二, 伊藤恵理子, 北村正義, 他: FCR使用による産科領域の骨盤計測(マルチウス氏法)撮影について. フジメディカルフォーラム, 143, 15-18, (1984).
- 11) 渡辺喜二, 北村正義, 岡崎昭夫, 他: FCR使用による小児股関節撮影について. フジメディカルフォーラム, 152, 34-37, (1986).
- 12) 島 正光, 橋本 進, 長谷川貴彦, 他: FCR9000HQを使った低線量全脊椎撮影の試みについて. 日放技師会誌, 46(9), 1125, (1999).
- 13) 石田悦子, 安井謙一郎, 大塚昭義, 他: X線スペクトルの適正化による画質の改善と被曝の低減. 日放技学誌, 55(6), 582-587, (1999).
- 14) 鈴木 孝, 栗田幸喜, 藤田光雄: digital radiographyにおける付加フィルタの有用性. 日放技学誌, 54(12), 1373-1380, (1998).
- 15) 福西康修, 島田繁也: 胸部を対象としたCR systemでの撮影管電圧と付加フィルタの物理特性. 日放技学誌, 55(10), 1018-1025, (1999).
- 16) 小田綾弘, 岸本健治, 村上誠一, 他: 腹部CR撮影のための線質の検討. 日放技学誌, 50(5), 622-629, (1994).
- 17) 辰巳大作, 白石順二, 對間博之, 他: CRシステムにおけるIPへの入射X線量とS値の関係—均一照射における定量的評価—. 日放技学誌, 54(11), 1273-1280, (1998).
- 18) Seltzer SM and Hubbell JH: 前越 久監修: 光子減弱係数データブック. 日本放射線技術学会, 京都, (1995).
- 19) 岸本健治: デジタルラジオグラフィの画像評価—4. ノイズ特性— 1. 基礎とCR. 第18回秋季学術大会シンポジウム, 富山, 1990-11, 日本放射線技術学会, 日放技学誌, 47(6), 854-858, (1991).

図表の説明

- Fig. 1 S値を変化させた画像に対する模擬卵管の視覚評価.
Fig. 2 S値を変化させた画像に対する解像力チャートの視覚評価.
Fig. 3 管電圧と付加フィルタを組み合わせた撮影条件によるアルミニウムステップの画像コントラスト.
Fig. 4 透視における模擬卵管の視覚評価.
Fig. 5 管電圧と付加フィルタを組み合わせた撮影条件によるX線スペクトル.
Fig. 6 管電圧と付加フィルタを組み合わせた撮影条件におけるファントム表面とファントム内の吸収線量低減率.
Fig. 7 透視にてCuフィルタによるファントム表面とファントム内の吸収線量低減率.
Fig. 8 80kVフィルタなしと72kV/0.3mmCu+1mmAlで撮影したボランティアのHSG写真.
Fig. 9 周波数処理した模擬卵管と解像力チャートの画像に対する視覚評価.

Table 1 HSGに使用しているCR処理パラメータ.

Table 2 管電圧と付加フィルタを組み合わせた撮影条件による撮影時間と実効エネルギー.