

消化管X線撮影装置用 QC ファントムに関する研究

東北大学災害科学国際研究所 ○稲葉 洋平 (Inaba Yohei)
(東北大学大学院医学系研究科保健学専攻)
秋田県立脳血管研究センター 加藤 守
新潟大学医歯薬総合病院 新田見 耕太
東北大学医科薬科大学病院 森島 貴顕
宮城県対がん協会 星 ちはる

【目的】

消化管X線透視撮影は、病院・検診問わず多くの施設で行われており、オーバーチューブ方式のX線装置を用いることが一般的である。現在では装置変遷により広いダイナミックレンジを有するフラットパネル検出器 (Flat Panel Detector: FPD) を搭載した消化管X線撮影装置が増大している。日常の品質管理 (Quality Control: QC) や品質保証 (Quality Assurance: QA) を効率よく継続的に担保するためには簡便にチェック可能なFPD対応のQCファントムが求められているが、消化管X線装置用のFPD対応QCファントムは存在しないのが現状である。また、2011年の4月には国際放射線防護委員会 (International Commission on Radiation Protection: ICRP) から放射線白内障のしきい値および水晶体等価線量限度が大幅に引き下げられた¹⁾。ゆえに、患者および従事者の被ばく防護をするためには、X線装置出力のQC・QAすることが実用上非常に重要である^{2~7)}。

一方で、平成19年には厚生労働省から医療機器の安全管理を行うように規定された法令が通知されており、X線装置のQCに関する重要性は大きいと言える⁸⁾。さらに、国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: IEC) や日本工業規格 (Japanese Industrial Standard: JIS) がこれまでの医療画像機器の安全管理とともに、QC・QAに関する規格を制定している⁹⁾。しかし、簡便で現代のニーズに適応するQC・QA用の測定機器を保有する施設は少ないと推測されるため、これらの問題を解決するQCファントム開発が求められる。

我々の研究グループは、心臓領域におけるFPD用QCファントムの試作および製品化を遂行してきた実績がある^{10, 11)}。しかしながら、上記は心臓領域に用いることやアンダーチューブ方式に用いられることに特化しているため、他の部位やオーバーチューブ方式のFPD搭載X線装置への展開が期待できる。そこで本研究では、現代のニーズに合致したFPD対応の消化管X線装置用QCファントムの開発に向けた基礎検討を行うことを目的とする。

【方法】

《使用機器》

- FPD搭載X線透視撮影装置: EXAVISTA (日立社製) 3台、Raffine (東芝社製) 1台
- 電離箱線量計: 6 cc チェンバー model 9015 (ラドカル社製)
- FPD用QCファントム: KC-001X (三田屋社製)、縦 22 cm × 22 cm × 高さ 1 cm
- アクリルファントム: 縦 30 cm × 横 30 cm × 高さ 20 cm (20枚)
- 照度計: T-10A (コニカミノルタ社製)

1) FPD用QCファントムの妥当性

既存FPD用QCファントムの基板は0.5 mm、1.5 mm、2.5 mmの銅板で作成されている (Fig.1)。その厚さが消化管領域に妥当であるか検証するため、ランダムに胃バリウム検査を30症例選択し、肺野部・胃体部・バリウム充満部 (3部位) について関心領域 (10 cm × 10 cm) を設定しデジタル値を計測した。胃体部に関しては、椎体が重ならない領域で計測した。また、FPD用QCファントム一枚のみとFPD用QCファントム+アクリルファントム20枚を撮影し、0.5 mm、1.5 mm、2.5 mmの銅板それぞれのデジタル値を計測した。そして、FPD用QCファントム基板の銅厚について妥当性を評価した。

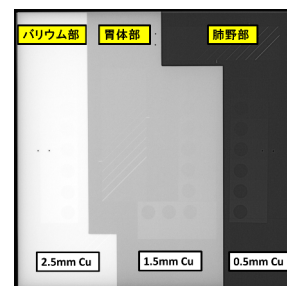


Fig.1 QC ファントムの X線撮影画像

2) 透視撮影線量

幾何学的配置は、JIS記載オーバーチューブ方式における患者照射基準点である患者支持器から30 cm上を測定点⁹⁾とし、患者支持器上にアクリルファントム20枚を設置した。X線管一患

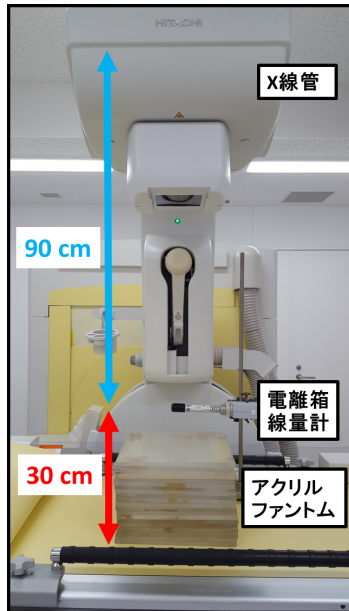


Fig.2 患者照射基準点の幾何学的配置

患者照射基準点間距離は、90 cmであった。患者照射基準点に電離箱線量計を設置し、胃バリウム検査で用いられる透視モードおよび撮影モードにて入射線量をそれぞれ測定し (Fig.2)。測定回数は、それぞれ3回ずつとし、その平均値で評価した。

3)画質評価

画質評価する際は、線量と両面から考えなければならない。ゆえに、QCファントムを置いた場合の入射線量は、2)の入射線量と同等になるようにアクリルファントムを10枚とし(Fig.3)。画質評価項目は、空間分解能・低コントラスト分解能・ダイナミックレンジとした。空間分解能の評価方法は、中濃度領域(1.5 mm銅板)におけるワイヤーチャートの視認可能本数。低コントラスト分解能は、中濃度領域におけるアルミステップの視認可能個数。ダイナミックレンジは、低(2.5 mm銅板)・高濃度領域(0.5 mm銅板)におけるアルミステップの視認可能個数の合計とした。評価者は、同意の得られた胃バリウム検査施行診療放射線技師6名(技師歴1~12年)で行い、透視、撮影画像および装置はランダムに評価した。ただし、同一メーカーのA~Cのみ画質評価対象とした。

【結果】

1)FPD用QCファントムの妥当性

胃X線撮影画像における肺野部・胃体部・バリウム充満部の3部位それぞれのデジタル値(30症例)は、平均値(最小値~最大値)で、3061(2755~3394)・309(2680~3428)・3789(3786~3850)であった。FPD用QCファントム1枚のみにおける3部位(0.5 mm,1.5 mm,2.5 mm銅板) それぞ

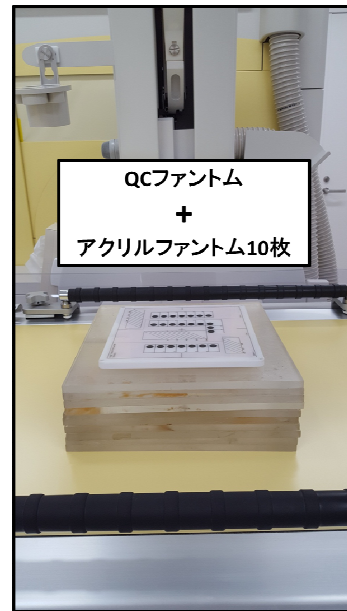


Fig.3 画質評価時の幾何学的配置

れのデジタル値は、2143(2080~2209)・3565(3521~3611)・3848(3745~3904)であった。FPD用QCファントム+アクリルファントム20枚における3部位それぞれのデジタル値は、3144(3065~3209) 3483(3432~3525)・3754(3727~3784)であった(Table 1)。また、FPD用QCファントム一枚のみおよびFPD用QCファントム+アクリルファントム20枚どちらの場合もQCファントムはX線画像上に収まっており、QCファントムの大きさは問題無かった。

2)透視撮影線量

4装置の装置仕様および線量条件は、Table 2にまとめた。透視パルスレートは、A~C装置は15 pulses per sec (pps)、D装置は連続透視を用いていた。透視における患者照射基準点入射線量は、平均値(最小値~最大値)で13.88(10.73~21.69) mGy/minであった(Fig.4)。撮影における患者照射基準点入射線量は、0.732(0.678~0.788) mGy/枚であった(Fig.5)。

3)画質評価

6名の画質評価時における照度は36.3 lxであり、同一の明るさで評価した。透視における画質評価3項目それぞれの点数は、平均値(最小値~最大値)で空間分解能4.6(3~5)点、低コントラスト分解能3.9(3~5)点、ダイナミックレンジ7.7(5~9)点であった(Table 3)。撮影における画質評価3項目それぞれの点数は、空間分解能6.3(6~7)点、低コントラスト分解能4.8(4~6)点、ダイナミックレンジ9.9(9~11)点であった(Table 4)。

Table 1 関心領域のデジタル値(平均値)

銅基板	0.5mmCu	1.5mmCu	2.5mmCu
関心部位	肺野部	胃体部	バリウム充満部
胃X線画像	3061	3092	3789
ファントムのみ	2143	3565	3848
ファントム+アクリル	3144	3483	3754

Table 2 4装置の装置仕様・線量条件

X線装置	A	B	C	D
X線検出器	FPD	FPD	FPD	FPD
総ろ過	2.5mmAl	2.5mmAl	2.5mmAl	2.5mmAl
付加フィルタ	無し	無し	無し	無し
照射野サイズ	25cm	25cm	25cm	25cm
透視モード	High	High	High	Standard
透視パルスレート	15 pps	15 pps	15 pps	連続透視
透視線量 [mGy/min]	12.15	10.73	10.94	21.69
撮影線量 [mGy/枚]	0.777	0.788	0.684	0.678

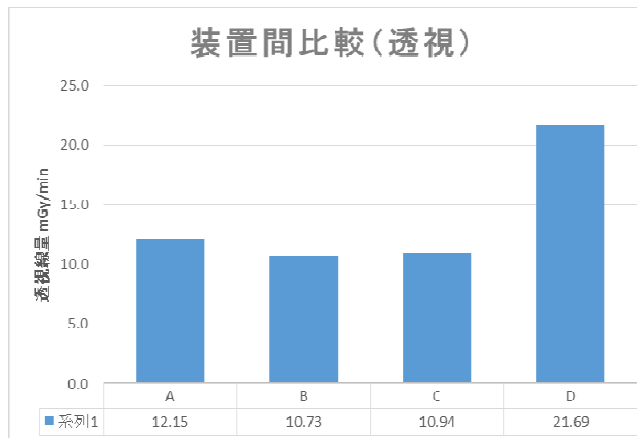


Fig.3 透視における患者照射基準点線量

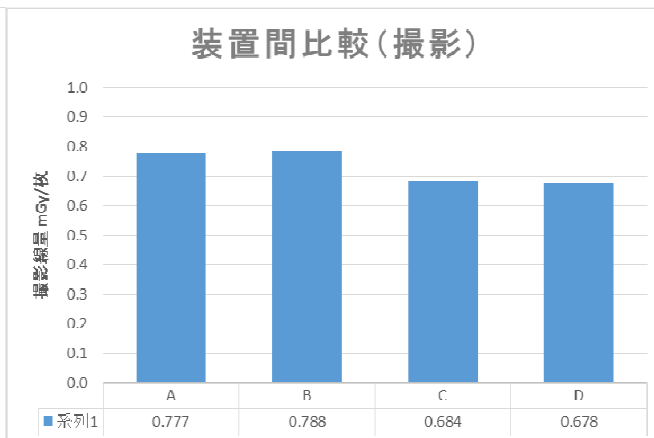


Fig.4 撮影における患者照射基準点線量

Table 3 透視における画質評価点数

透視	装置A	装置B	装置C
空間分解能	4.5 (3~5) 点	4.7 (4~5) 点	4.7 (4~5) 点
低コントラスト分解能	4.3 (3~5) 点	4.2 (3~5) 点	3.2 (2~4) 点
ダイナミックレンジ	7.7 (6~9) 点	7.3 (5~9) 点	8.2 (7~9) 点

Table 4 撮影における画質評価点数

撮影	装置A	装置B	装置C
空間分解能	6.3 (6~7) 点	6.0 (6~6) 点	6.5 (6~7) 点
低コントラスト分解能	4.5 (4~5) 点	5.1 (4~6) 点	4.8 (4~6) 点
ダイナミックレンジ	10.3 (9~11) 点	9.8 (9~10) 点	9.7 (9~10) 点

【考察】

1) FPD用QCファントムの妥当性

30症例の胃X線画像より測定した平均デジタル値は、肺野部で3061、胃体部で3092、バリウム充満部で3789を示した。一方で既存FPD用QCファントム1枚の場合は、それぞれ2143、3565、3848を示し、胃X線画像の値と比較して0.5 mm銅板(肺野部)では約30%、1.5 mm銅板(胃体部)では約15%大きい値であった。2.5 mm銅板(バリウム充満部)は同等の値であった。FPD用QCファントム+アクリルファントム20枚の場合は、それぞれ3144、3483、3754を示し、胃X線画像の値と比較して1.5 mm銅板(胃体部)のみ約13%大きい値を示したが、0.5 mm銅板(肺野部)と2.5 mm銅板(バリウム充満部)は同等の値であった。ゆえに、1.5 mm銅板についてはどちらの場合においても高いデジタル値を示したため、消化管領域に適用するためには厚さの変更を検討する必要があることがわかった。今後実情に合うように厚さの最適化を遂行していきたい。しかしながら、本FPD用QCファントムは、複数のX線吸収係

域を同時に画質評価でき、ダイナミックレンジの広いFPDにも対応していると思われる。

2) 透視撮影線量

透視および撮影における患者照射基準点線量の装置間比較は、Fig.3とFig.4に示す。4装置における線量較差を最大/最小で表すと、透視で約2.0倍、撮影では約1.2倍であった。透視において線量較差が大きいのは、透視パルスレートがA~C装置では15pps、D装置では連続透視を用いていたことが大きく起因していると考えられる。

3) 画質評価

透視および撮影における画質評価の装置間比較は、Table 3とTable 4に示す。3装置における評価点数較差を最大/最小で表すと、透視の場合は、空間分解能で1.04倍、低コントラスト分解能で1.37倍、ダイナミックレンジで1.11倍を示した。撮影の場合は、空間分解能で1.08倍、低コントラスト分解能で1.13倍、ダイナミックレンジで1.07倍を示した。透視における低コントラスト分解能の較差が一番大きいのは、撮影線量に

比べて透視線量はかなり小さいことに起因する雑音量増加によって、評価者間により大きい較差が生まれたと考えられる。また、透視と撮影の画質評価点を比較すると、撮影の方が空間分解能は1.36倍、低コントラスト分解能は1.26倍、ダイナミックレンジは1.29倍高く、平均すると撮影の方が約30%高い点数を示した。これは、画質評価が線量の違いによって忠実に表現されていると思われる。したがって、本FPD用QCファントムは消化管X線装置用QCファントムとして簡便に評価することができ、有用性・波及性が高いと考えられる。

【参考文献】

- 1) International Commission on Radiological Protection: Statement on tissue reactions. ICRP2011; <http://www.icrp.org/docs/ICRP%20Statement%20on%20Tissue%20Reactions.pdf> (cited 2017 December 15) .
- 2) Vano E, Gonzalez L, Fernandez JM, et al: Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories. Br. J. Radiol. 1998; 71: 728-733
- 3) Vano E, Norman JK, Duran A, et al: Radiation-associated lens opacities in catheterization personnel: results of a survey and direct assessments. J. Vasc Interv Radiol. 2013; 24: 197-204
- 4) Chida K, Morishima Y, Inaba Y, et al: Physician-received scatter radiation with angiography systems used for interventional radiology: comparison among many x-ray systems. Radiat Prot Dosimetry 2011; 143: 69-73
- 5) Inaba Y, Chida K, Kobayashi R, et al: Fundamental study of a real-time occupational dosimetry system for interventional radiology staff. J Radiol Prot 2014; 34 (3): N65-71,
- 6) Inaba Y, Chida K, Kobayashi R, et al: A cross-sectional study of the radiation dose and image quality of X-ray equipment used in IVR. Journal of Applied Clinical Medical Physics 2016; 17(4): 391-401
- 7) Haga Y, Chida K, Kaga Y, et al: Occupational eye dose in interventional cardiology procedure. Sci Rep. 2017 Apr 3; 7(1): 569.
- 8) 厚生労働省: 医療機器に係る安全管理のための体制確保に係る運用上の留意点について. 医政指発第0330001号, 医政研発第0330018号. 2007 (3)
- 9) 太田丞二、黒木克寿、千田浩一 ほか: 視覚評価チャートファントムを用いたオーバーチューブタイプX線TV装置の始業点検データ変動要因解析. 映像情報メディカル 2013; 45 (4): 334-339
- 10) Chida K, Kaga Y, Haga Y, et al: QUALITY CONTROL PHANTOM FOR FLAT PANEL DETECTOR X-RAY SYSTEMS. Health Physics Society 2013; 104(1): 97-101
- 11) 芳賀喜裕、千田浩一、加賀勇治: 平面検出器搭載型X線装置QCファントムとQCデータ管理ソフトウェアの開発. 映像情報メディカル 2015; 47 (1): 59-66

【結語】

本研究で使用したFPD対応QCファントムは、簡便かつ複数のX線領域を同時に評価できるため、消化管X線装置用QCファントムとして有用性が高い。しかしながら、銅基板の最適化など改良していく必要がある。

【謝辞】

本研究の助成を頂いた日本放射線技術学会東北支部の坂本支部長、事務局並びに東北支部会員の皆様に深く感謝申し上げます。