

## 臨床技術

論文受付  
2016年10月20日

論文受理  
2017年4月18日

Code Nos. 253  
621

# 心血管撮影装置におけるノイズ低減画像処理を使用した線量低減化の検討

西條貴哉 瀬口繁信

名古屋第二赤十字病院医療技術部放射線科

## 緒言

心筋梗塞や狭心症などの虚血性心疾患の治療には、冠動脈インターベンション (percutaneous coronary intervention: PCI) が一般的に行われており、1981年に経皮的冠動脈形成術が導入されて以来<sup>1)</sup>、熟練された技術やさまざまなデバイスの開発により PCI は今日まで飛躍的に進歩している。しかし、慢性完全閉塞病変などの複雑病変を対象とする PCI では、長時間の透視やシネ撮影回数が多くなることから、患者に対しては放射線皮膚障害などの組織反応が報告されてい

る<sup>2-9)</sup>。また、Tsapaki ら<sup>10)</sup>は、患者線量と散乱線量は相関すると報告していることから、医療従事者への散乱線被ばくの増加も懸念される<sup>11-14)</sup>。それらを回避する手段としてさまざまな方法が報告されている<sup>15-19)</sup>が、その一つとして心血管撮影装置のディテクタ入射線量の低減が考えられる。

日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定機構 (interventional radiology: IVR 認定機構) のホームページでは、2013年の透視線量率および撮影線量のデータが掲載されている。それによると、

## Examination of Dose Reduction Using Image Noise Reduction Technology in Cardiovascular X-ray Systems

Takaya Saijo,\* and Shigenobu Seguchi

*Division of Radiology, Department of Medical Technology, Nagoya Daini Red Cross Hospital*

Received October 20, 2016; Revision accepted April 18, 2017

Code Nos. 253, 621

### Summary

The aim of this study is to establish radiation exposure dose reduction protocols during cardiac intervention by decreasing the entrance dose at flat panel detector (FPD) with image quality evaluations. For measuring entrance surface dose (ESD), we have used a Radical 9015 dosimeter (6 cc ion chamber) placed under 20 cm thick acrylic plates at the patient's entrance reference point. We performed an image quality assessment based on quantitative as well as visual evaluation of the images obtained via current and dose reduction protocols. The visual evaluation was performed by measuring the signal to noise ratio and contrast using a cine/digital angiography cardiac phantom. The quantitative evaluation was performed by cardiologists and radiological technologists using the five-point scale method. For the dose reduction protocol, we used an image noise reduction technique to prevent the deterioration of image quality. The ESDs for the fluoroscopy and digital cine in the dose reduction protocol were 18.0 mGy/min and 0.18 mGy/frame, respectively, which corresponded to 81% and 49% of the ESD in the current protocol. Our results reveal that the ESD for fluoroscopy was lower than the diagnostic reference level (20 mGy/min) for interventional radiology. We recommend a lower dose setting and the maintenance of image quality using noise reduction techniques. This will ensure use of a lower FPD entrance dose compared to the initial dose setting currently recommended by manufacturers.

**Key words:** noise reduction filter, diagnostic reference level (DRL), entrance surface dose, image quality, dose reduction

\*Proceeding author

透視線量率と撮影線量の施設(装置)間較差はそれぞれ最大で20倍と100倍であった<sup>20)</sup>。また、稲葉ら<sup>21)</sup>による透視線量率調査では、装置間較差が最大で13.9倍であったと報告している。施設や装置間線量較差の原因としては、装置設置時の線量設定に対して使用者側による線量の最適化が行われていないことが考えられる。

2015年6月に医療被ばく研究情報ネットワーク(Japan Network for Research and Information on Medical Exposures: J-RIME)より本邦における診断参考レベル(diagnostic reference level: DRL)が公表された。これは、自施設の線量の再確認と医療被ばくの最適化が狙いであり、「異常に高い線量を用いている施設を特定し、最適化のプロセスを推進するためのツールである」と述べられている<sup>22)</sup>。DRLを上回った装置では線量の最適化が求められるが、ディテクタ入射線量の低減化は画質の劣化に繋がるため、画質評価を伴った出力線量の調整が求められる。また、Honarmandら<sup>23)</sup>は、頭部血管撮影においてdigital subtraction angiography(DSA)画像に対する画質評価により、画質を維持しつつ単にディテクタ入射線量を1/3に下げることでおおよそ60%の参照空気カーマの低減が可能であったと報告している。

本研究の目的は、当院の心血管撮影装置を対象に患者照射基準点での空気カーマ(入射表面線量)と画質の現状を把握し、ディテクタ入射線量とノイズ低減画像処理フィルタの強度を調整することで、患者および術者の被ばく低減を目的とした新たな透視およびシネ撮影モードを検討することである。

## 1. 方 法

### 1-1 事前説明と予備実験

本研究は、装置の出力線量の調整と付加フィルタを使用してディテクタ入射線量が段階的に低減するように設定した。それによって増加した画像ノイズを補うためにノイズ低減画像処理フィルタであるsuper noise reduction filter(SNRF)の強度を調整することで、現状と同等な画質を担保しながらディテクタ入射線量の低減化を図った。本研究で後に述べる80%と60%のディテクタ入射線量とは、現状の出力線量に対して80%と60%に低減した線量設定である。この出力線量の調整とは別に、付加フィルタを変更したプロトコルも検討に加えた。

次に、SNRFの強度設定は係数(0-100までの数値)によって決定され、数値が大きいほどノイズ除去の度合いが強くなる。現状では透視で90、シネ撮影で85に設定されている。ノイズを低減するために使用した

SNRFは、リカーシブフィルタ(recursive filter: RF)とは異なり動きに強いアルゴリズムである<sup>24)</sup>。このSNRFの効果を検証するため、回転ファントムを使用してRFの有無による2種類の透視画像の違いを視覚的に評価した。試料は画像の中心付近に設定したregion of interest(ROI)内の標準偏差(standard deviation: SD)をそろえて、SNRF係数を100、RFなしの画像(SNRF処理画像)と、SNRFの係数を85に下げ、上記のSDが同一になるようにRFを調整した画像(RF処理画像)とした。

### 1-2 線量測定

本研究で使用した心血管撮影装置は、フラットパネルディテクタ(flat panel detector: FPD)を搭載したINFEX-8000V/JC(東芝メディカルシステムズ社)である。本装置は2010年に導入し、年間およそ1300症例の検査および治療を行っている。X線管の固有ろ過と可動絞りで2.6 mmアルミニウム当量、PCIを対象としたプロトコル(coronary モード)では、透視モードで銅0.3 mm(0.3 mmCu)、シネ撮影モードでアルミニウム1.8 mm(1.8 mmAl)の付加フィルタの設定となっている。X線出力は自動露出制御(auto exposure control: AEC)により管電圧と管電流が自動制御されるシステムである。測定におけるFPDサイズは透視、シネ撮影ともにPCIで使用する6インチ×6インチ、透視は毎秒15パルス、シネ撮影は毎秒15フレームとした。線量測定はRadcal社製の9015型放射線モニター、検出器には6 ccの電離容積をもつ指頭型検出器(10×5-6)を用いた。散乱体にはアクリル板20 cm厚(30 cm×30 cm)を使用した。幾何学的配置は「IVRに伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドラインおよび測定マニュアルについて」<sup>25)</sup>に準じ、透視では1分間あたりの線量率(mGy/min)、シネ撮影では1フレームあたりの線量(mGy/frame)として測定した(Fig. 1)。入射表面線量の測定は、現在PCIで使用しているcoronaryモード(現行プロトコル)における透視線量率とシネ撮影線量(基準線量)を基準として、ディテクタ入射線量を基準線量の80%と60%に低減させた透視モード(Table 1のF②-④とF⑤-⑦)とシネ撮影モード(Table 1のC②-④とC⑤-⑦)を設定し、現行プロトコルを含めた各々3種類の透視およびシネ撮影モードについて行った。更に、シネ撮影では上記3種類の線量設定に対し付加フィルタを1.8 mmAlから銅0.2 mm(0.2 mmCu)、および0.3 mmCuに変更した各々3種類のシネ撮影モード(0.2 mmCuに対してはTable 1のC⑧-⑩とC⑪-⑬とC⑭-⑯、

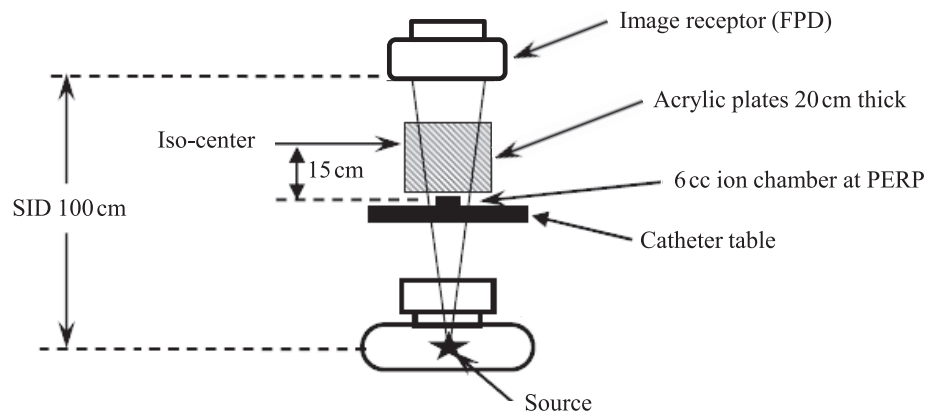


Fig. 1 Schematic diagram for the measurement of air-kerma.  
 FPD: flat-panel detector, SID: source to image receptor (FPD) distance, PERP: patient entrance reference point

Table 1 List of current protocol and dose reduction protocols

	Technique	Relative detector dose (%)	Added filtration	SNRF factor
F①	Fluoro	100	0.3 mmCu	90
F②		80	0.3 mmCu	90
F③				95
F④				100
F⑤		60	0.3 mmCu	90
F⑥				95
F⑦				100
C①	Digital cine	100	1.8 mmAl	85
C②		80	1.8 mmAl	85
C③				95
C④				100
C⑤		60	1.8 mmAl	85
C⑥				95
C⑦				100
C⑧		100	0.2 mmCu	85
C⑨				95
C⑩				100
C⑪		80	0.2 mmCu	85
C⑫				95
C⑬				100
C⑭		60	0.2 mmCu	85
C⑮				95
C⑯				100
C⑰		100	0.3 mmCu	85
C⑱				95
C⑲				100
C⑳		80	0.3 mmCu	85
C㉑				95
C㉒				100
C㉓		60	0.3 mmCu	85
C㉔				95
C㉕				100

SNRF: super noise reduction filter

F① and C① : Current protocol

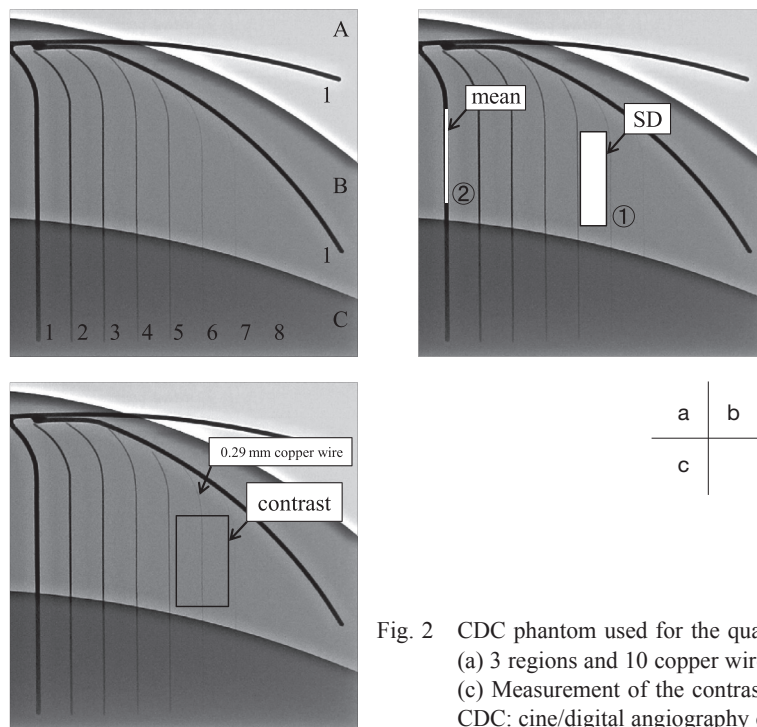


Fig. 2 CDC phantom used for the quantitative evaluation.  
(a) 3 regions and 10 copper wires, (b) Measurement of the SNR,  
(c) Measurement of the contrast  
CDC: cine/digital angiography cardiac, SNR: signal to noise ratio

0.3 mmCu に対しては C17-19 と C20-22 と C23-25 も追加した(計 9 種類)。

### 1-3 画質評価

#### 1-3-1 定量評価

定量評価に使用した cine/digital angiography cardiac(CDC)ファントム(東芝メディカルシステムズ社)は、肺野を想定した A 領域[アルミニウム 0.3 mm+銅 1 mm+acrylonitrile butadiene styrene (ABS) 樹脂 10 mm]、心筋を想定した B 領域(アルミニウム 0.3 mm+銅 2.5 mm+ABS 樹脂 10 mm)、横隔膜下を想定した C 領域(アルミニウム 0.3 mm+銅 3.8 mm+ABS 樹脂 10 mm)から構成され、これら 3 領域を縦断するように径の異なる銅線 1) 2.00 mm×3 本, 2) 1.00 mm, 3) 0.80 mm, 4) 0.60 mm, 5) 0.50 mm, 6) 0.29 mm, 7) 0.18 mm, 8) 0.10 mm が配置されている (Fig. 2a 参照)。これは、メーカーが装置のメンテナンス時に画質調整用として使用しているファントムである。本研究では、装置のディテクタ入射線量とノイズ低減画像処理フィルタの強度を調整し臨床のための画質を評価するため、この CDC ファントムを使用して定量評価を行った。

X 線条件は AEC を使用し、臨床における管電圧(80 kV 前後)に近づけるために 4 cm 厚の亚克力板を CDC ファントムの後面に配置し、透視モードでは 80 kV、付加フィルタ 1.8 mmAl のシネ撮影モードでは 76-79 kV、付加フィルタ 0.2 mmCu および 0.3 mmCu

のシネ撮影モードでは 76-81 kV にて出力した。幾何学的配置は、CDC ファントム全体が視野内に納まるように source image receptor distance (SID) を 100 cm、FPD サイズを 8 インチ×8 インチ、検査台の高さは患者照射基準点よりも 15 cm 高く設定した。

定量評価では、現行プロトコルにおける SNRF の係数(透視に対する 90, シネ撮影に対する 85)を基準として、更にノイズ低減効果を強めた係数 95 と 100 を透視とシネ撮影の各々に対して設定した。定量評価の試料は、線量評価の各々のモードに SNRF の 3 種類の係数を組み合わせた新たなプロトコル(線量低減プロトコル)として設定したため、現行プロトコルを含めて透視モードでは 7 種類、シネ撮影モードでは 25 種類とした (Table 1)。

定量評価は、signal to noise ratio (SNR) とコントラストの 2 項目を測定した。SNR 測定では、CDC ファントムの B 領域に 2 箇所 ROI を設定し、バックグラウンド(①領域)の標準偏差に対する銅線の信号値(②領域)の平均値を算出した (Fig. 2b)。コントラスト測定では、CDC ファントムの B 領域の 0.29 mm 銅線を対象に ROI を設定し、バックグラウンドの平均値と銅線の信号値との差を算出した (Fig. 2c)。これら SNR とコントラストは、現行プロトコルの透視およびシネ撮影に対する相対比率で表した。解析にはフリーソフトの ImageJ<sup>26)</sup>を使用した。





Fig. 3 The visual evaluation was performed using stent and guide wire attached to the surface of the chest phantom in RAO30°-cranial20° projection.  
RAO: right anterior oblique

### 1-3-2 視覚評価

視覚評価は、胸部ファントム(株式会社京都科学)の前面にガイドワイヤ(RF-GA32153, テルモ社)とステント(XIENCE Xpedition 3.5 mm×15 mm, アボットバスキュラージャパン社)を貼付して, right anterior oblique(RAO)30°-cranial20°方向からの透視とシネ撮影によって得られた画像で行った(Fig. 3)。X線条件はAECを使用し, 透視モードでは80 kV, 付加フィルタ 1.8 mmAl のシネ撮影モードでは73–75 kV, 付加フィルタ 0.2 mmCu および 0.3 mmCu のシネ撮影モードでは73–79 kV にて出力した。幾何学的配置はSIDを100 cm, FPDサイズを6インチ×6インチ, 検査台の高さは患者照射基準点とした。評価に使用した試料は, 定量評価と同様に透視モードは現行プロトコルを含めて7種類, シネ撮影モードは25種類とした(Table 1)。

評価法は1点から5点までの5段階評価を基に現行プロトコルによる画像評価を3点とし, 対照画像との画像ノイズとデバイスのコントラストを中心に比較することで採点した。評価基準は対象画像に対し, 1点)明らかに劣っている, 2点)やや劣っている, 3点)同等, 4点)やや優れている, 5点)明らかに優れているとした。観察者は, 循環器内科医師15名(医師群), 血管撮影業務に携わる診療放射線技師15名(技師群)とした。試料の観察は, 透視, シネ撮影ともに臨床での

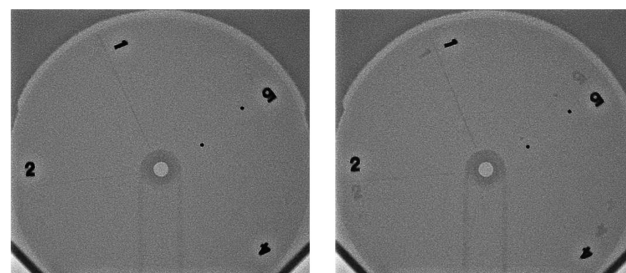


Fig. 4 Comparison of residual images between a | b  
SNRF and RF.  
(a) Residual images by SNRF, (b) Residual images by RF  
SNRF: super noise reduction filter, RF: recursive filter

動画による観察に合わせるため, 動画像で行った。その結果をWilcoxon符号付順位検定により有意水準5%で判定し, 職種別に評価した。なお, 医師群15名, 技師群15名にはこの結果を本論文にて公表することの承諾を得た。

## 2. 結果

### 2-1 予備実験

回転ファントムを使用することによって, ノイズ低減処理技術の違いが透視画像に及ぼした影響をFig. 4に示す。残像が少なく動きに強いSNRF処理画像(Fig. 4a)に対して, RF処理画像(Fig. 4b)では残像が目立っていた。

### 2-2 線量評価

Figure 5に示した入射表面線量の結果から, 現行プロトコル(F①, C①)の透視線量率は22.3 mGy/min, シネ撮影線量は0.37 mGy/frameであった。線量低減プロトコルの透視線量率は, 80%を指標としたF②–④では81%となる18.0 mGy/min, 60%を指標としたF⑤–⑦では59%となる13.1 mGy/minであった。また, シネ撮影線量は, 80%を指標としたC②–④では81%となる0.30 mGy/frame, 60%を指標としたC⑤–⑦では62%となる0.23 mGy/frame, 付加フィルタを1.8 mmAlから0.2 mmCuに変更したC⑧–⑩では57%となる0.21 mGy/frame, C⑪–⑬では49%となる0.18 mGy/frame, C⑭–⑯では38%となる0.14 mGy/frame, 付加フィルタを0.3 mmCuに変更したC⑰–⑱では49%となる0.18 mGy/frame, C⑳–㉒では43%となる0.16 mGy/frame, C㉓–㉕では32%となる0.12 mGy/frameであった。

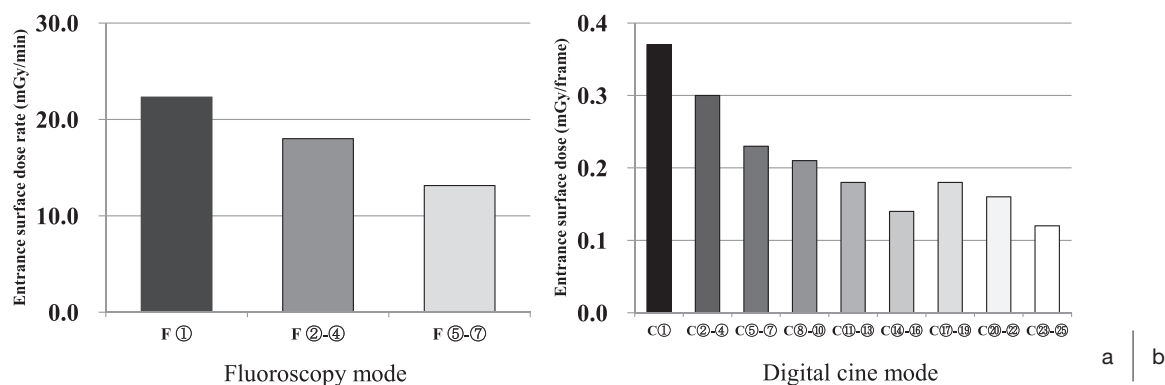


Fig. 5 Entrance surface dose at the PERP in the current protocol (F①, C①) and the dose reduction protocol.  
(a) Entrance surface dose rate for fluoroscopic, (b) Entrance surface dose for digital cine  
PERP: patient entrance reference point

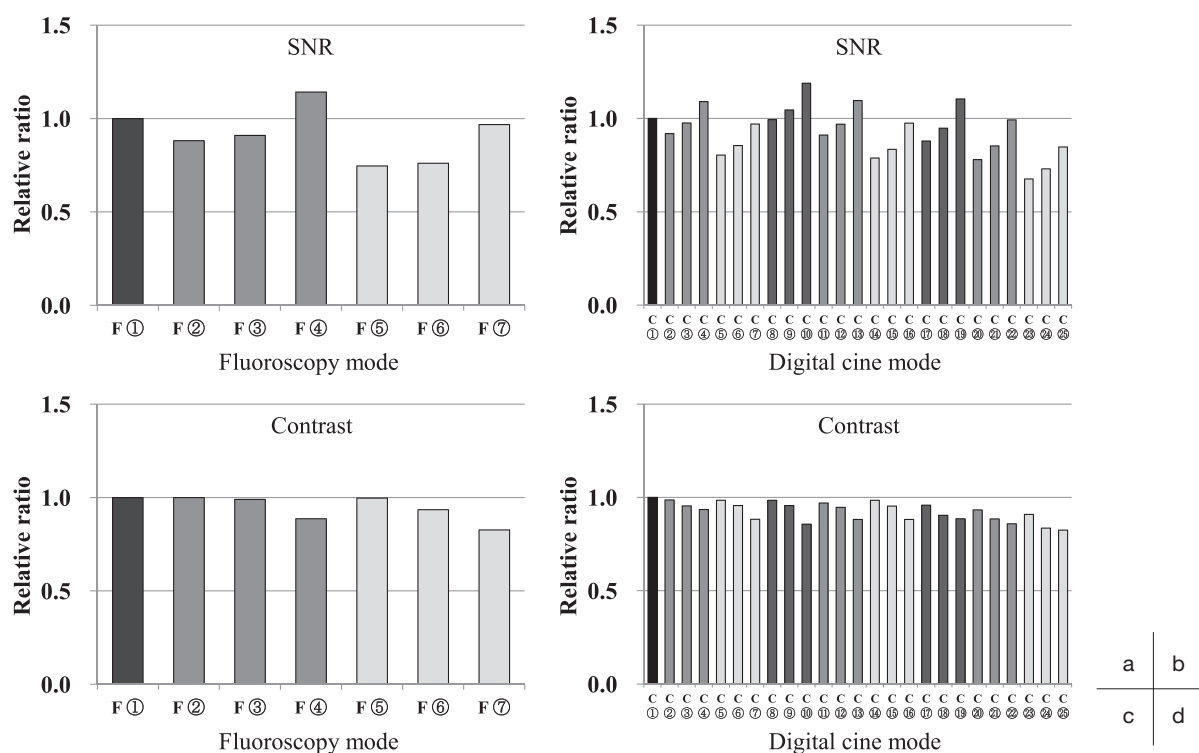


Fig. 6 Relationship SNRF factor and relative ratio of SNR and contrast the current protocol (F①, C①) and the dose reduction protocol.  
(a) Relative ratio of SNR for fluoroscopy, (b) Relative ratio of SNR for digital cine, (c) Relative ratio of contrast for fluoroscopy, (d) Relative ratio of contrast for digital cine  
SNRF: super noise reduction filter, SNR: signal to noise ratio

## 2-3 画質評価

### 2-3-1 定量評価

CDC ファントムによる SNR とコントラストの結果を透視とシネ撮影別に Fig. 6 に示す。縦軸は現行プロトコルに対する相対比率を表し、SNRF の係数の違いによる差を評価した。同一線量群で比較した場合、SNR は SNRF の係数に比例して上昇傾向、コントラストは SNRF の係数に反比例して低下傾向であった。

### 2-3-2 視覚評価

胸部ファントムによる視覚評価において、医師群と技師群における Wilcoxon 符号付順位検定の結果から、両群において有意水準 5% で有意差がみられなかった線量低減プロトコルを Table 2 に示す。透視モードでは F②, F③, F④ の 3 種類、シネ撮影モードでは C②, C③, C④, C⑦, C⑨, C⑩, C⑫, C⑱ の 8 種類であった。

Table 2 List of dose reduction protocols that were not significant differences for image quality

	Relative entrance surface dose	Quantitative evaluation		Visual evaluation	
		SNR	Contrast	P value	
		Relative ratio		Cardiologist	Radiologist
F②	0.81	0.88	1.00	0.1317	0.1797
F③	0.81	0.91	0.99	0.3173	0.0833
F④	0.81	1.14	0.89	0.0517	0.5271
C②	0.81	0.92	0.99	0.6547	1.0000
C③	0.81	0.98	0.95	0.2568	0.1573
C④	0.81	1.09	0.94	0.2059	0.3173
C⑦	0.62	0.97	0.88	0.7630	0.1797
C⑨	0.57	1.05	0.96	0.5637	0.7055
C⑩	0.57	1.19	0.86	1.0000	0.5271
C⑫	0.49	0.97	0.95	0.0588	0.2763
C⑮	0.49	0.95	0.90	0.0833	0.0578

SNR: signal to noise ratio

## 2-4 総合評価

本研究では現行プロトコルを除いた透視モードに対する6種類、シネ撮影モードに対する24種類の中から、線量低減プロトコルとして一組の透視およびシネ撮影モードを決定する必要がある。その選択基準の優先項目として、視覚評価で有意差がみられなかった透視モード3種類とシネ撮影モード8種類を選んだ。次に、SNRとコントラストのバランスを考慮し相対比率がともに0.9以上の群に着目し、その中から最も線量低減率が高い透視およびシネ撮影モードを選択した。その結果、透視モードではF③、シネ撮影モードではC⑫を選択した。

## 3. 考 察

本研究では、患者や医療従事者への被ばく線量低減を目的として、画質劣化を最小限に抑えるとともにディテクタ入射線量を低減した透視およびシネ撮影モードを検討した。

現行プロトコルの透視に対する基準線量(22.3 mGy/min)は、J-RIMEより医療被ばくの最適化の推進ツールとして公表されたIVR部門のDRL(20 mGy/min)を約10%程度上回る結果であった。このため、DRLを参考に線量低減の手段としてディテクタ入射線量の低減を検討した。一般的に、ディテクタ入射線量を下げることによってノイズは増加し画質劣化につながるため、その対処には画像処理フィルタが使用される<sup>27~29)</sup>。われわれは、その画質劣化を抑えるためのノイズ低減画像処理フィルタであるSNRFの強度の指標となる係数を調整した。SNRFは画像加算処理であるRFとは異なり過去画像を使用しないため動きに強く、各画素の周辺情報との関係を分析しノイズの識別を行うため、原画像に対してX線量子ノイズを大幅に低減させることができる画像処理フィルタ<sup>24)</sup>で

ある。本研究においても、SNRFはRFと比べて残像の程度が大幅に改善されていることがわかった。SNRFの係数とSNRおよびコントラストの関係について定量評価を基に検討した結果、SNRはSNRFの係数に比例して上昇し、コントラストは係数に反比例して低下した。ノイズ低減を目的としたSNRFの係数増加は、ノイズ除去の度合いを強め画像の平滑化が進み、結果としてSNRは上昇した。一方、ノイズ除去による画像の平滑化は、コントラストの低下を招く結果となったため、SNRとコントラストはトレードオフの関係にあることが明確となった。

視覚評価では、現行プロトコルと比べて画質に有意差がみられなかった線量低減プロトコルの透視およびシネ撮影モードを抽出した。本来、統計とは有意差を導き出すための手法であるが、本研究では画質に対して有意差がみられないことの証明としてWilcoxon符号付順位検定を活用した。医師群と技師群の双方における検定結果が同一であった線量低減プロトコルは、透視およびシネ撮影モード合わせて30種類中22種類存在し、設定した線量低減プロトコルの73%に対して画質の有意差検定は一致していた。医師群と技師群に有意差検定の相違がみられた残り8種類のモードはすべてシネ撮影であり、その中で医師群に有意差がみられなかったシネ撮影モードはC⑥、C⑧、C⑪、C⑮、C⑰であった。これらはSNRFの係数が低く画像のノイズが増加する傾向にあったが、コントラストが高いシネ撮影モードであった。一方、技師群に有意差がみられなかったモードはC⑬、C⑯、C⑲であった。これらはSNRFの係数が高く画像ノイズの低減を重視したシネ撮影モードであるため、背景とデバイスのコントラストが低下する傾向にあった。この結果から、医師群はガイドワイヤやステントなどのデバイスの視認性を、技師群は画像全体の粒状性を



重要視していたと思われ、職種による判断基準の違いを感じさせる結果であった。

総合評価では、線量低減による画質の劣化が手技の妨げにならないよう臨床現場での操作性を重要視するため、視覚評価の結果を最優先した。総合評価で選択した透視モードに対する線量低減プロトコル F③の入射表面線量率は、現状プロトコルと比べて 19% 線量低減となる 18.0 mGy/min であった。これは DRL の 20 mGy/min を 10% 程度下回る結果となった。一方、シネ撮影モードに対する線量低減プロトコルの総合評価においては C⑫、C⑬が各々の条件を満たす結果となった。そこで、定量評価にて優位であった C⑫を最終的に選択し、その入射表面線量は現状プロトコルと比べて 51% 線量低減となる 0.18 mGy/frame であった。これは、付加フィルタを 1.8 mmAl から 0.2 mmCu に変更することで軟 X 線除去効果が高まり、大幅な線量低減につながった結果である。IVR 認定機構による全国平均は、PCI を対象とした透視に対して 12.6 mGy/min、シネ撮影に対して 2.91 mGy/s であった。それに対し、本研究から得られた線量低減プロトコルの透視線量率である 18.0 mGy/min は 1.4 倍と高く、シネ撮影線量である 0.18 mGy/frame (2.7 mGy/s) はわずかに全国平均以下であった。多施設 IVR 装置における透視線量率を調査した稲葉ら<sup>21)</sup>は、宮城県内の 13 施設 18 装置の中央値として 24.4 mGy/min と報告している。同じく、多施設における循環器撮影装置の線量率を調査した石橋ら<sup>30)</sup>は、広島県および県周辺の FPD 群 13 装置の平均値として透視線量率は 23.0 mGy/min、シネ撮影線量は 4.03 mGy/s と報告している。本研究から得られた線量低減プロトコルの透視線量率は、それら多施設の調査結果より 22–26% 低い値であった。同じく、シネ撮影線量では 33% 低い値であった。

本研究において、最終的に選択した透視モードに対する線量低減プロトコルは DRL を下回ったものの、現状プロトコルと比べて 19% の線量低減率にとどまった。これは、装置設置時から臨床画像を観察しながら線量の最適化を継続してきたためである。しかし、シネ撮影モードに対する線量低減プロトコルでは 51% の大幅な線量低減が可能となった。PCI では患者が受ける被ばく線量の約 30–50% はシネ撮影<sup>31)</sup>によるため、シネ撮影線量の低減化は患者と術者の被ばく低減化に大きく寄与すると思われる。現在 J-RIME による IVR 部門の DRL は透視線量率だけであるが、シネ撮影線量の設定も期待する。As low as reasonably achievable (ALARA) の原則<sup>32)</sup>を遵守し、放射線

被ばくを可能な限り低く抑える必要はあるが、画質と線量はトレードオフの関係にあるため、本研究で検討したように双方のバランスをとることが重要である。心血管撮影装置における線量管理は患者とスタッフの放射線被ばくに影響するため、画質を考慮した線量の最適化はわれわれ診療放射線技師が全うすべき重要な任務であると考ええる。

本研究の限界としては、1) 本研究では、線量低減とノイズ低減処理との関係性を明確にするために、低パルスレートおよび低フレームレートの検討を行わなかったこと、2) SNR とコントラストの測定では、試料作成時の X 線条件に臨床を想定した AEC を使用したため、エネルギーの統一ができなかったこと、3) 視覚評価で使用したモニタが、臨床現場で使用する検査室内のモニタではなく、電子カルテで使用する汎用モニタであったこと、4) 視覚評価では動きのない胸部ファントムを使用したことである。今後の課題としては、低パルスレートの透視および低フレームレートのシネ撮影による更なる線量低減化である。

#### 4. 結 語

本研究では心血管撮影装置を対象として、入射表面線量の測定と画質評価を行うことで、画質を担保した線量低減プロトコルを検討した。ディテクタ入射線量を低減させることで生ずる画質の劣化については、ノイズ低減を目的とした画像処理フィルタである SNRF の強度を調整することで対応した。画質劣化を伴わない透視モードに対する線量低減プロトコルの入射表面線量率は、FPD サイズ 6 インチ×6 インチで 18.0 mGy/min であった。これは DRL の 20 mGy/min を下回ったものの、大幅な低減効果は得られなかった。しかし、シネ撮影モードに対する線量低減プロトコルの入射表面線量においては、51% の線量低減が達成された。そして、現在ではこれらの線量低減プロトコルを臨床において使用している。PCI における患者と術者の被ばく線量を抑えるためには、診療放射線技師による画質評価を伴った線量最適化への取り組みが必要である。

#### 謝 辞

本研究を進めるにあたり、ご協力いただきました名古屋第二赤十字病院循環器内科の諸先生方、同医療技術部放射線科の技師諸兄、ならびに東芝メディカルシステムズ株式会社の森 久乃氏、吉田真麻氏、中島光道氏に心より感謝申し上げます。



## 参考文献

- 1) 延吉正清. PTCA: percutaneous transluminal coronary angioplasty. 東京: 医学書院, 1988.
- 2) Suzuki S, Furui S, Isshiki T, et al. Patients' skin dose during percutaneous coronary intervention for chronic total occlusion. *Catheter Cardiovasc Interv* 2008; 71(2): 160-164.
- 3) Suzuki S, Furui S, Kohtake H, et al. Radiation exposure to patient's skin during percutaneous coronary intervention for various lesions, including chronic total occlusion. *Circ J* 2006; 70(1): 44-48.
- 4) Godino C, Maccagni D, Pavon AG, et al. Estimating incidence of organ cancer related to PCI radiation exposure in patients treated for acute and chronic total occlusions. *J Invasive Cardiol* 2013; 25(9): 441-445.
- 5) 富樫厚彦. IVR に伴う放射線皮膚障害報告症例から放射線防護を考える. *日放技学誌* 2001; 57(12): 1444-1450.
- 6) Koenig TR, Wolff D, Mettler FA, et al. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 1, characteristics of radiation injury. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 177(1): 3-11.
- 7) Koenig TR, Mettler FA, Wagner LK. Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: part 2, review of 73 cases and recommendations for minimizing dose delivered to patient. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 177(1): 13-20.
- 8) Wagner LK, Eifel PJ, Geise RA. Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures. *J Vasc Interv Radiol* 1994; 5(1): 71-84.
- 9) 松本千穂, 政田佳子, 大和谷淑子. PTCA の長時間透視シネ撮影で生じた放射線皮膚障害. *皮膚病診療* 2000; 22(4): 361-364.
- 10) Tsapaki V, Kottou S, Vano E, et al. Correlation of patient and staff doses in interventional cardiology. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117(1-3): 26-29.
- 11) ICRP Publication 73. Radiological protection and safety in medicine. *Ann. ICRP*, 1996.
- 12) ICRP Publication 85. Avoidance of radiation Injuries from medical interventional procedures. *Ann. ICRP*, 2000.
- 13) 千田浩一. IVR 術者被曝の計測評価と防護. *日放技学誌* 2008; 64(8): 1009-1014.
- 14) 森 泰成, 越田吉郎, 藤井友則, 他. IVR に従事する看護師の被ばく形態の把握と管理手法の検討. *日放技学誌* 2007; 63(4): 401-411.
- 15) 循環器診療における放射線被ばくに関するガイドライン (2011 年改訂版). *Guideline for Radiation Safety in Interventional Cardiology (JCS 2011)*.
- 16) 齊藤岩男. 心臓カテーテル検査時における患者被曝の現状と低減対策. *日放技学誌* 2002; 58(8): 1016-1022.
- 17) 坂本 肇. IVR における被曝防護技術. *日放技学誌* 2010; 66(6): 658-661.
- 18) 飯田泰治, 堀井純清, 茶島光浩, 他. 血管造影検査における術者の被曝線量評価と放射線防護用具による被曝低減. *日放技学誌* 2004; 60(12): 1713-1722.
- 19) 坂本 肇, 池川博昭, 小林 寛, 他. 血管撮影時における術者手指被曝線量低減方法に関する検討. *日放技学誌* 2009; 65(1): 25-34.
- 20) 日本血管撮影・インターベンション専門診療放射線技師認定機構ホームページ. 資料: 装置基準線量について. <http://ivr-rt.kenkyukai.jp/images/sys%5Cinformation%5C20160107145409-1000255DB1FE389852CCCB88AA66CC3C354CD0053A3FF6114F241A236F236643.pdf> (Accessed 2016.8.30).
- 21) 稲葉洋平, 小林亮太, 千田浩一. 多施設 IVR 装置における実測に基づいた透視線量率の現状～DRLs2015 との乖離～. *日放技学誌* 2016; 72(8): 689-694.
- 22) 医療被ばく研究情報ネットワーク. 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. <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyo.pdf> (Accessed 2016.8.30).
- 23) Honarmand AR, Shaibani A, Pashae T, et al. Subjective and objective evaluation of image quality in biplane cerebral digital subtraction angiography following significant acquisition dose reduction in a clinical setting. *J Neurointerv Surg* 2017; 9(3): 297-301.
- 24) 佐藤直高. 東芝 X 線循環器診断システムの高画質化 PureBrain™ の画像処理技術. *JAMIT News Letter* 2009; 3: 9-10.
- 25) 緊急報告. IVR に伴う放射線皮膚障害の防止に関するガイドラインおよび測定マニュアルについて. *日放技学誌* 2004; 60(8): 1035-1038.
- 26) Rasband WS. ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA. <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2012 (Accessed 2012.10.15).
- 27) Sawdy JM, Kempton TM, Olshove V, et al. Use of a dose-dependent follow-up protocol and mechanisms to reduce patients and staff radiation exposure in congenital and structural interventions. *Catheter Cardiovasc Interv* 2011; 78(1): 136-142.
- 28) Söderman M, Holmin S, Andersson T, et al. Image noise reduction algorithm for digital subtraction angiography: clinical results. *Radiology* 2013; 269(2): 553-560.
- 29) Kastrati M, Langenbrink L, Piatkowski M, et al. Reducing Radiation Dose in Coronary Angiography and Angioplasty Using Image Noise Reduction Technology. *Am J Cardiol* 2016; 118(3): 353-356.
- 30) 石橋 徹, 今田直幸, 山下由香利, 他. 多施設における循環器撮影装置の IVR 基準点での線量率の比較. *日放技学誌* 2012; 68(3): 260-268.
- 31) 瀬口繁信, 青山隆彦, 小山修司, 他. 人体ファントム線量計測に基づいた冠動脈造影と冠動脈インターベンション術における患者の被ばく線量評価. *保健物理* 2006; 41(4): 234-248.
- 32) ICRP Publication 103. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. *Ann. ICRP*, 2007.

問合先

〒466-8650 名古屋市昭和区妙見町 2 番地の 9  
名古屋第二赤十字病院医療技術部放射線科 西條貴哉