

課題研究発表

DA, DSA 画像の品質管理プログラムの検討

産業医科大学病院 ○小田 叙弘, 村上 誠一, 藤本 啓司
 国立循環器病センター 横山 博典
 小倉記念病院 梅田 和広
 九州大学医学部附属病院 小川 和久
 長崎大学医学部附属病院 平形 次男
 福岡大学病院 松本 邦博
 東芝メディカル九州サービス(株) 黒木 政人
 シーメンス旭メディテック(株) 桐原 清純
 フィリップスメディサ(株) 真野 治政
 島津製作所(株) 澤田 弘
 島津メディカルサービス西日本(株) 小田 能啓

1. 目的

血管撮影の診断情報の質を最高にし維持するためには、適正な X 線量を使用し血管撮影システムの品質保障を行うことが重要である。

今回、画質評価も可能な血管撮影システム (DA, DSA) の品質管理用プログラムを検討する。

2. 方法

1) 九州循環器撮影研究会の品質管理用ファントム検討班で作成した血管撮影 QC ファントム (OD-03A) を DSA 撮影し (1-4)、この DSA 画像の視覚的評価および DSA 画像のデジタル値を用いた物理的評価を行い、DA, DSA 画像の品質管理プログラムを検討する。

2) メーカーの異なる血管撮影装置に使用可能な品質管理プログラムを作成する。

3. 結果

1) Table 1 に QC ファントムの撮影条件および画質評価法について示す。表は、シネ画像と DA, DSA 画像について比較している。今回、DA, DSA 画像の画質評価では、これまでの視覚的評価法 (1-4) に加え、新たに物理的評価法を検討し、品質管理プログラムに盛り込んだ。

2) QC ファントムを用いた物理的画質評価法について以下に述べる。

①コントラスト：ライブ画像上の 2ヶ所の銅板部のデジタル値を測定することでコントラ

Table 1 QC Phantomの撮影条件および画質管理

	シネ画像	DA, DSA画像
1) QC Phantom	A, B Phantom	マスク像：C Phantom ライブ像：A Phantom 付加フィルタ：B Phantom
2) I.Lサイズ (inch)	7"	10"
3) I.L入射線量	20~30 μ R/frame	DA：20~30 μ R/frame \times () frame DSA：300~500 μ R/frame
4) 画像加算	1 frame	マスク像：3 frame ライブ像：3 frame
5) 使用フレーム数	30 frame~	12 frame
6) 画質評価 視覚的評価	透視/cine (静止画) /cine (動画)	透視/DSA (TV) /DSA (film), (透視/DA (TV) /DA (film))
物理的評価	—	※DSA画像

トを求め、経時変化を把握する。

- ②解像特性：DSA 画像上の各線径のピアノ線にそれぞれの ROI を設定し、DSA 値の Max. と Mean の差を求めた (Fig.1)。
 - ③粒状性：DSA 画像上のフィルム片の 2 枚、4 枚、8 枚およびフィルム片の無い場所にそれぞれ ROI を設定し、DSA 値の Mean と SD から低コントラストと S/N を求めた (Fig.2, 3)。
- 3) ①基本的に品質管理は、ライブ画像あるいは DSA 画像上に ROI を設定することにより自動的に計算が行われる。その結果をパソコン (PC) に転送して、PC 上で管理を行う。
- ②品質管理は受け入れ試験時の値を基準値として比較する。予め各施設で管理幅を設定し、この管理幅に入らないときは、その状態に

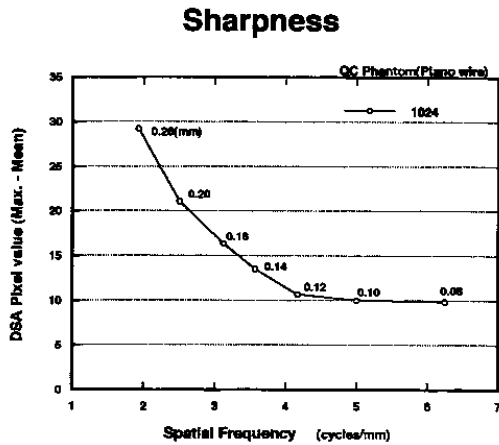


Fig. 1

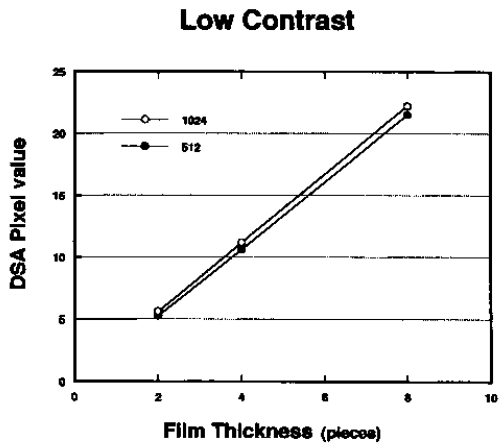


Fig. 2

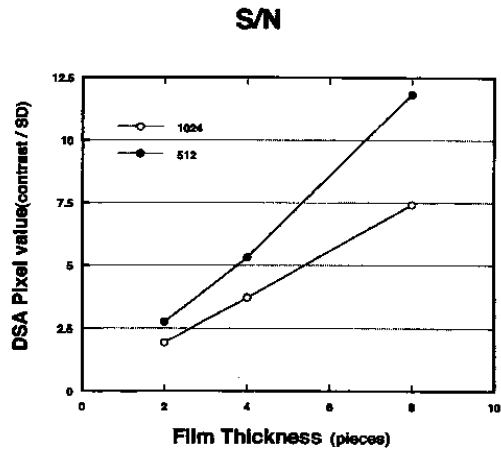


Fig. 3

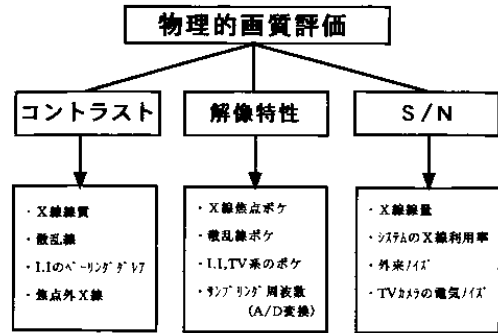


Fig. 4

応じて必要な処置をとる (Fig.4)。例えば、コントラストと鮮鋭度は基準の範囲内だが S/N が管理幅を下回っている場合は、I. I. 入射線量の低下などが考えられるので、X線線量の測定が必要になる。

4. 結論

今回の品質管理用プログラムの実施により、コントラスト、解像特性、粒状性を物理的に評価し管理することができ、血管撮影装置および画質の劣化を発見し、原因追究の手段として用いることが可能である。

【学会発表・文献】

- 1) 小田敍弘, 三和秋雄, 松本邦博, 他: 班研究報告, 血管撮影 QC ファントムの作成. 第28回九州循環器撮影研究会, 福岡 1996. 2
- 2) 梅田和広, 古田求, 小田敍弘, 他: 血管撮影

QCファントムの使用経験.

第5回日本インターベンション学会, 広島
1996. 7

- 3) 小田 紘, 三和秋雄, 齊藤 義美, 他: 血管
撮影QCファントム.

九州循環器撮影研究会誌, 7:18-21, 1997

- 4) 村上 誠一, 小田 紘, 梅田 和広, 他: 課
題研究報告, 血管撮影QCファントムの使用
経験. 全国循環器撮影研究会誌, 10:34-39,
1998

〔課題研究発表〕

座 長 集 約

北里大学病院 斎藤 岩 男

益々盛んに行われている IVR だが術者被曝、患者被曝ともに低減対策が急がされている。その基本となる血管撮影システムの装置管理を、線量と画質の両面からの評価を行う興味深い発表であった。この研究に使用した QC ファントム (OD-03A) での評価はこれまで視覚的評価法により行われていたが、評価に個人差があり曖昧であると言う意見もあった。今回は視覚的評価法に DSA 画像のデジタル値を用いた物理的評価法を盛り込んだということで施設間でのばらつきや個人差も解消されて来ると思われる。この物理的評価はコントラスト、解像特性それと S/N の 3 点から評価している。

これらの物理的評価により血管撮影装置および画質の劣化を発見し、改善の手段として用いる事が可能であるという発表であった。

これまでデジタル画像における線量と画質からみた装置管理を行う発表はほとんど無く、QC ファントムを用いて管理を行う事ができれば大き

な意味がある。

その意味とは個々の施設における装置の管理や画質の安定性を保つのは勿論、他施設、他装置との撮影条件の違いや被曝線量の違いを知り、被曝低減につなげる事ができると思われる。またどの施設に於いても高価な I.I. の交換時期に頭を痛めているが、画像と画質両面から見た評価ができれば I.I. の交換基準を決める指標の作成も可能となると思われる。

しかし多くの施設で QC を行っていく場合 2 点ほど問題点があげられる。まず第 1 点は QC の為の操作を解りやすくする事。第 2 点は評価のプログラムを簡単にする事。この 2 点が解消されれば使用する施設も増え、評価も高くなると思われる。あと 1 年この QC ファントムを用いて研究を続け、より簡便なプログラムの開発を行い、全国的な血管撮影装置の基準値を提示し、装置管理と装置更新の指標として基準値を用いる事ができるのを期待する。

課 題 研 究

DA、DSA画像の品質管理プログラムの検討

産業医科大学病院

○小田 毅弘/村上 誠一

藤本 啓司

小倉記念病院

梅田 和広

九州大学医学部附属病院

小川 和久

長崎大学医学部附属病院

平形 次男

福岡大学病院

松本 邦博

国立循環器病センター

横山 博典

東芝メディカル九州サービス(株)

黒木 政人

シーメンス旭メディテック(株)

桐原 聖純

フィリップスメディサ(株)

真野 治政

島津製作所(株)

澤田 弘

島津メディカルサービス西日本(株)

小田 能啓

目 次

1. 緒 言
2. 管理の概要および方法
 - 2-1 管理の概要
 - 2-2 QCファントムの構成
 - 2-3 撮影方法
3. 視覚的評価法
 - 3-1 鮮鋭性の評価
 - 3-2 粒状性の評価
4. ビデオ信号を用いた評価法
 - 4-1 測定手順
 - 4-2 結果
5. 物理的評価法
 - 5-1 システムの特性曲線
 - 5-2 物理的評価法の概要
 - 5-3 品質管理パラメータ
 - 5-4 画像データの収集方法
 - 5-5 品質管理の実際
 - 5-6 測定精度
 - 5-7 7施設におけるシステム評価
 - 5-8 品質管理パラメータの区分による画質劣化因子
 - 5-9 品質管理の基準値と管理幅
6. 結 論

1. 緒 言

血管撮影において診断情報の質を最高にし維持するためには、適正なX線量を使用し血管撮影システムの品質保証を行うことが重要である。1996年、九州循環器撮影研究会の班研究において著者らは、1回のファントム撮影で、日常の品質管理および画質改善などの品質保証を可能にする血管撮影QCファントム(OD-03A)を作成した^{1) 2)}。1997年、全国循環器撮影研究会の班研究で村上らは、このQCファントムを用いて、全国の施設におけるシネ撮影システムの品質管理の使用経験について報告した³⁾。このOD-03A型ファントムは、九州循環器撮影研究会がバックアップし製品化され、現在全国で120個が血管撮影システムの品質管理に使用されている^{4) 5)}。

今回、我々は、OD-03A型ファントムを用いて、画質評価も可能なDA、DSA撮影システムの品質管理用プログラムを検討したので報告する(Table 1)。

2. 管理の概要および方法

2-1 管理の概要

品質管理プログラムは、まず血管撮影QCファントム(OD-03A)をDSA撮影し、その時の

X線透視条件および撮影条件の経時的変化を把握し機器の管理を行う。次にDA、DSA画像の画質評価では、このDSA画像の視覚的評価、ビデオ信号を用いた評価およびデジタル値を用いた物理的評価の3種類の評価法を考案し、検討を行った。

2-2 QCファントムの構成

使用したQCファントム (OD-03A) は、銅板を基盤とした3つのファントム (A、B、C) より構成されている。Aファントムは、20×20 cm、0.5 mm厚の銅板と1.0 mm厚さの亚克力板上に線径0.08～0.26mmのピアノ線、計7本と1枚～8枚まで重ねたフィルム片および0.1 mm厚と0.5 mm厚さの楕円状銅板が配置されている (Fig. 1)。

CファントムはAファントムと同じ厚さの銅板と亚克力板のみで構成され、DSA撮影時のマスク像に使用し、Aファントムはライブ像に使用する。臨床使用と同様のX線線質にするために、付加フィルタとしてX線管球のコリメータ上部にBファントム (1.5 mm厚の銅板) を置く。

2-3 撮影方法

DSA撮影における撮影手順を以下に示し、その幾何学的配置を Fig. 2 に示す。

- 1) IDを入力する。(例：98.06.20 QC)
- 2) DSAのQC撮影用プログラムを選択する (5-4-1 参照)。
- 3) コリメータ前面部にBファントムを付加フィルタとして置く。
- 4) SID：90 cm、PID：15 cmになるようにCアーム、支持器および天板をセットする。
- 5) I.I.サイズは9インチもしくは10インチを使用する。
- 6) 天板上にAファントムを置き、X線透視下でファントムの位置合わせを行い、天板上にファントム位置に印をつけるか、ファントム枠をセットする。
- 7) DSA撮影は、まずCファントムを天板上に置きマスク像を撮影し、引き続きCファントムを除去し、その位置にAファントムを置きライブ像を撮影し、DSA撮影を終了する。

Table 2にDA、DSA撮影システムおよび

Table 1 QCファントムを用いた品質管理の経緯

	'94	'95	'96	'97	'98	'99
血管撮影QCファントム作成班 (小田班：九州循環器撮影研究会)	→					
血管撮影QCファントムの使用経験 (村上班：全国循環器撮影研究会)			→			
DA、DSAのQCプログラムの検討 (小田班：全国循環器撮影研究会)					→	

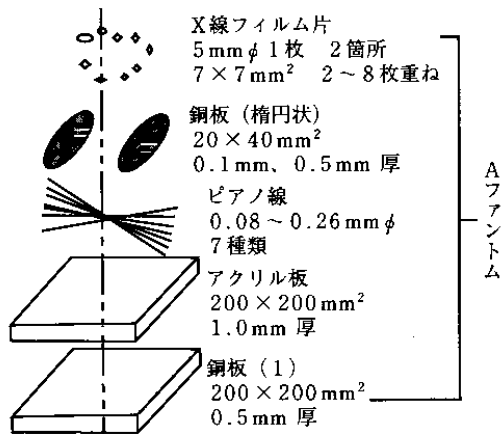


Fig. 1 QCファントム (A) の構成図

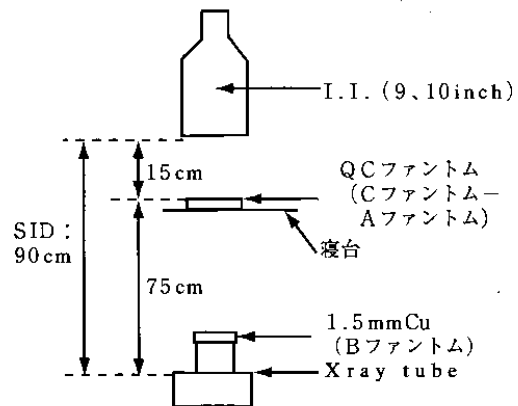


Fig. 2 DSA撮影の幾何学的配置

シネ撮影システムを使用したときのQCファントムの撮影条件を示す。

3. 視覚的評価法

3施設の血管撮影システムを用いて、QCファントムをDSA撮影し、レーザプリンタから出力したDSAフィルムで視覚的な評価を行った。

使用装置は、施設名、撮影システムおよびメーカー名の順に、①九州大学：DFA-2000A、KXO-80 C/D（東芝）、②長崎大学：BH-3000OM CP（Philips）、③福岡大学：インテグリス H-3000 optimus CP（Philips）の3機種（matrix size：1,024×1,024、gray level：10 bits）である。撮影条件は、管電圧70kV一定で、mAs値は10～11.4（mAs）を使用した。実施期間は3ヶ月間で、管理回数はそれぞれ

の施設で11回施行した。

3-1 鮮鋭性の評価

Fig. 3、4に各施設でのDSA画像における鮮鋭性の経時変化およびその平均値と変動係数を示す。図からピアノ線が判定できた本数（ピアノ線径）は、平均値で5.7～6.5本、ピアノ線径では0.09～0.106（mm）程度識別された。3ヶ月間における変動係数は、8.7%以下であった。

3-2 粒状性の評価

Fig. 5、6に各施設でのDSA画像における粒状性の経時変化およびその平均値と変動係数を示す。図からフィルム片が識別された枚数は、平均値で6.8～7.2枚で、3施設の撮影システムの違いによる粒状性の差は小さい。1つの施設で変動係数が10%を越えた理由としては、撮影シ

Table 2 QCファントムの撮影条件

	DA、DSA画像	シネ画像
1) QC Phantom	マスク像：C Phantom ライブ像：A Phantom 付加フィルタ：B Phantom	A、B Phantom
2) I.I.サイズ (inch)	9" or 10"	7"
3) I.I.入射線量	DA：20～30 μ R/frame DSA：300～500 μ R/frame	20～30 μ R/frame
4) 画像加算	マスク像：3 frame ライブ像：3 frame	—
5) 使用フレーム数	12 frame	30 frame～
6) 画質評価 視覚的評価	透視/DSA (TV) / DSA (film) (透視/DA (TV) / DA (film))	透視/cine (静止画) /cine (動画)
物理的評価	* DSA画像	—

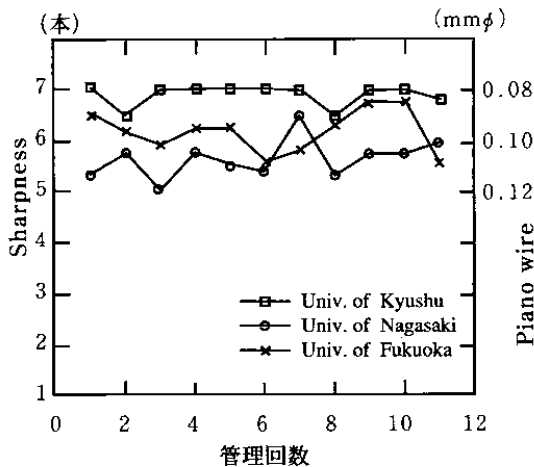


Fig. 3 各施設における鮮鋭性の経時変化

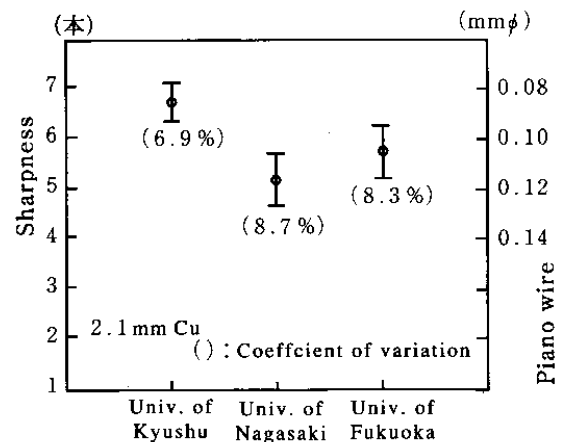


Fig. 4 各施設における鮮鋭性の平均値と変動係数

システムの変動よりも、レーザプリンタから出力する際の画像処理レベルが一定でなく、DSA画像のバック濃度が変化し、視覚的な評価結果に影響したと考えられる。この例からわかるように原因追及のためにもTVモニタ面での視覚評価が必要になる。

3-1、3-2の結果から視覚による鮮鋭性および粒状性の評価は、3施設の撮影システムの違いによるにもかかわらず評価値に大きな差はない。この理由は、各施設の撮影管電圧およびI.I.入射線量がほぼ同じ値を使用したことが考えられる。また、各評価の平均値は、今後の各施設のDSA画像の画質レベルの目安となる。

4. ビデオ信号を用いた評価法

DA装置であるシーメンス社製HICORは、国内では画像のデジタル値を出力できるのは限られた施設のみである。HICORでデジタル出力が可能となる装置は、DICOM CD-RやAWOSが付加された装置である。

従ってデジタル出力ができない施設では、ビデオ信号によりQCを行っていかざるを得ないと考えた。今回の案ではモニター上で関心部の領域にラインを引きそのライン上のビデオ値を読みとることとした。

今後、シネレス化に伴うDICOM CD-Rの普及によりデジタル画像出力も多くの施設で可能となることは容易に推測でき、今回の案はデジタル出力が可能となるまでの暫定的な方法である。

4-1 測定手順

シーメンスHICORにおけるQC手順
ビデオ信号値の記録

- 1) DIR ↓ (以下↓印はEnterキー)
- 2) AUX ↓
- 3) HONIE ↓ (ON)
- 4) PAGE ↓ (測定するSCENEの選択)
- 5) Fire Button ON
- 6) Plot Line表示
- 7) 関心部に移動
- 8) Fire Button ON (ビデオ値のグラフ表示)
- 9) ビデオ値の計測 (信号値の計測をコンパス、ノギス等を用いて行う。)
- 10) Fire Button ON
- 11) 終了の時は12)に進む。続けて測定の場合は4)に戻る。
- 12) PAGE ↓
- 13) DIR ↓
- 14) AUX ↓
- 15) HONIE ↓ (OFF)
- 16) END

4-2 結果

6ヶ月間における品質管理の結果では、ビデオ値は大きな変動がなく、撮影(透視)条件は2~3kVの変動があった。これはI.I.の輝度の劣化と考えられる。この測定では、ビデオ値の変動がある時はI.I.・TV系のシステムの劣化が考えられ、撮影および透視条件の変化はI.I.の劣化

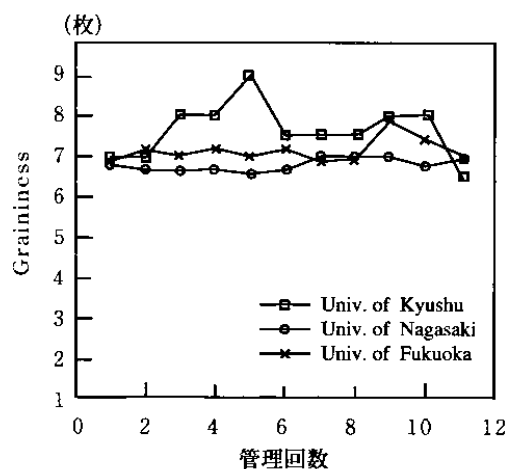


Fig. 5 各施設における粒状性の経時変化

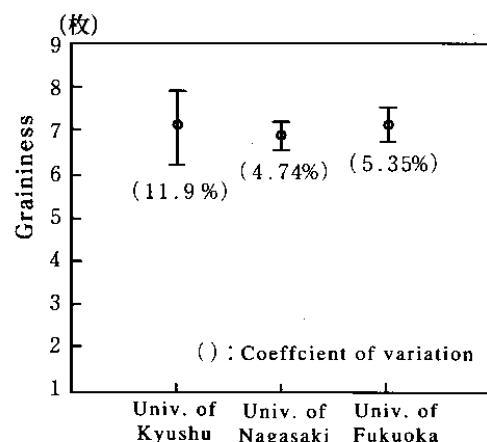


Fig. 6 各施設における粒状性の平均値と変動係数

が大きな要因として考えられる。

この方法では ① 関心部の決定での再現性の問題。② ビデオ信号値をどのように理解し、どのように用いるべきかを十分に検討すべきである。

また、HICORのデジタル画像出力が可能な装置でも、現在オンラインでデジタル値を出力出来ないため、QCファントムを撮影後CD-Rに書き込み、OSRIS (DICOM画像観察ソフト)等で観察し、PC上で関心領域のROIの設定とデジタル値の読み込みを行い記録するのが望ましいと考える。

5. 物理的評価法

5-1 システムの特性曲線

DA、DSA画像のデジタル値を用いた評価では、相対照射線量とデジタル値 (DA、DSAピクセル値) の関係が直線性であることが望ましい。Fig. 7に今回使用した血管撮影システム の特性曲線を示す。タイムスケール法から求めた結

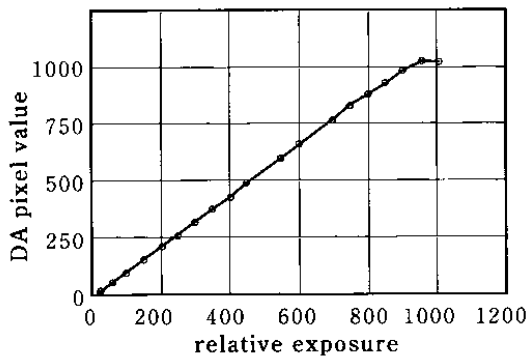


Fig. 7 システムの特性曲線

果、X線強度の3桁の範囲においてX線強度とデジタル値 (gray level: 10 bits) は、ほぼ直線関係であることが分かる。

5-2 物理的評価法の概要

基本的に品質管理は、QCファントムをDSA撮影して得られたライブ画像あるいはDSA画像上にROIを設定することによりROI内のMean、Max.およびSDが自動的に求められる。これらのデータは、装置本体接続のパソコン (PC) のフロッピーに自動的に書き込まれる。この操作を10フレームの画像について行う。全てのROIにおいてデータを抽出後、フロッピーを介して管理用パソコンに転送すると自動的に10フレームの平均のMean、Max.およびSDが計算され、同時にPC上でデータベースを作成しデータ解析を行い、システムの相対感度、システムコントラスト、解像特性、低コントラストおよびSN比が求められる。

5-3 品質管理パラメータ

品質管理に用いるパラメータは、システムの相対感度、システムコントラスト、解像特性、低コントラストおよびSN比である。Table 3に各パラメータにおけるQCファントム画像データ収集時の設定ファイル名およびROIサイズを示す。また、Fig. 8に設定したそれぞれのROIの位置を示す。

5-3-1 システムの相対感度

使用管電圧、70 kVを一定にして撮影したQCファントムのライブ画像にROIを設定し (Fig. 8a)、

Table 3 画像データ収集時の設定ファイル名およびROIサイズ

管理因子	ファイル名	ROIサイズ	静止画像
Relative Sensitivity (a)	a : a1h, txt	600 × 600	ライブ画像
System Contrast (b, c)	a : b1, txt a : c1, txt	60 × 120	ライブ画像
Sharpness (d)	a : d1, txt a : d2, txt a : d3, txt a : d4, txt a : d5, txt a : d6, txt a : d7, txt a : d8, txt	30 × 15	DSA画像
Low Contrast, S/N (e, f, g)	a : e1, txt a : e2, txt a : f1, txt a : f2, txt a : g1, txt a : g2, txt	15 × 15	DSA画像

得られたMeanのデジタル値（DA値は10bitを4倍した値）とmAs値の比（Mean/mAs値）を求め、この値をシステム感度の指標とし経時的に管理する。ここでのMean値は、3～12フレームまでのROI内のそれぞれの平均値から、その10フレームを平均した値を用いる。

5-3-2 システムコントラスト

ライブ画像上の2.1と2.5（mm）厚さの楕円状部分のデジタル値の平均を測定し、この2ヶ所の銅板部のデジタル値の比をシステムコントラストの指標とし、経時変化を把握する（Fig. 8 b）。

5-3-3 解像特性

DSA画像上の各線径のピアノ線にそれぞれのROIを設定する（Fig. 8 c）。Fig. 9にピアノ線のROI内の3Dヒストグラムを示す。山の部分がピアノ線に相当し、最も高い山のデジタル

値、Max.とROI内のMeanを用いて、この両者の差（Max.-Mean）を求める。

Fig. 10にマトリックスサイズの違いによる解像特性を示す。ピアノ線の線径0.08～0.26 mmでの範囲で、線径が小さくなるにつれ、Max.-Meanの値が低下している。マトリックス1,024を使用したときは、512マトリックスに比べて全ての線径で高い値を示し、ピクセルサイズの違いの評価にも使用できそうである。

5-3-4 低コントラスト

DSA画像上のフィルム片の2枚、4枚、8枚およびフィルム片の無い場所にそれぞれROIを設定する。次にフィルム片と無い場所でのMeanの差を求め、この値を低コントラストとする（Fig. 8 d）。

因みに、DSA画像上のフィルム片8枚におけるコントラストは、ヨード造影剤のコントラストに

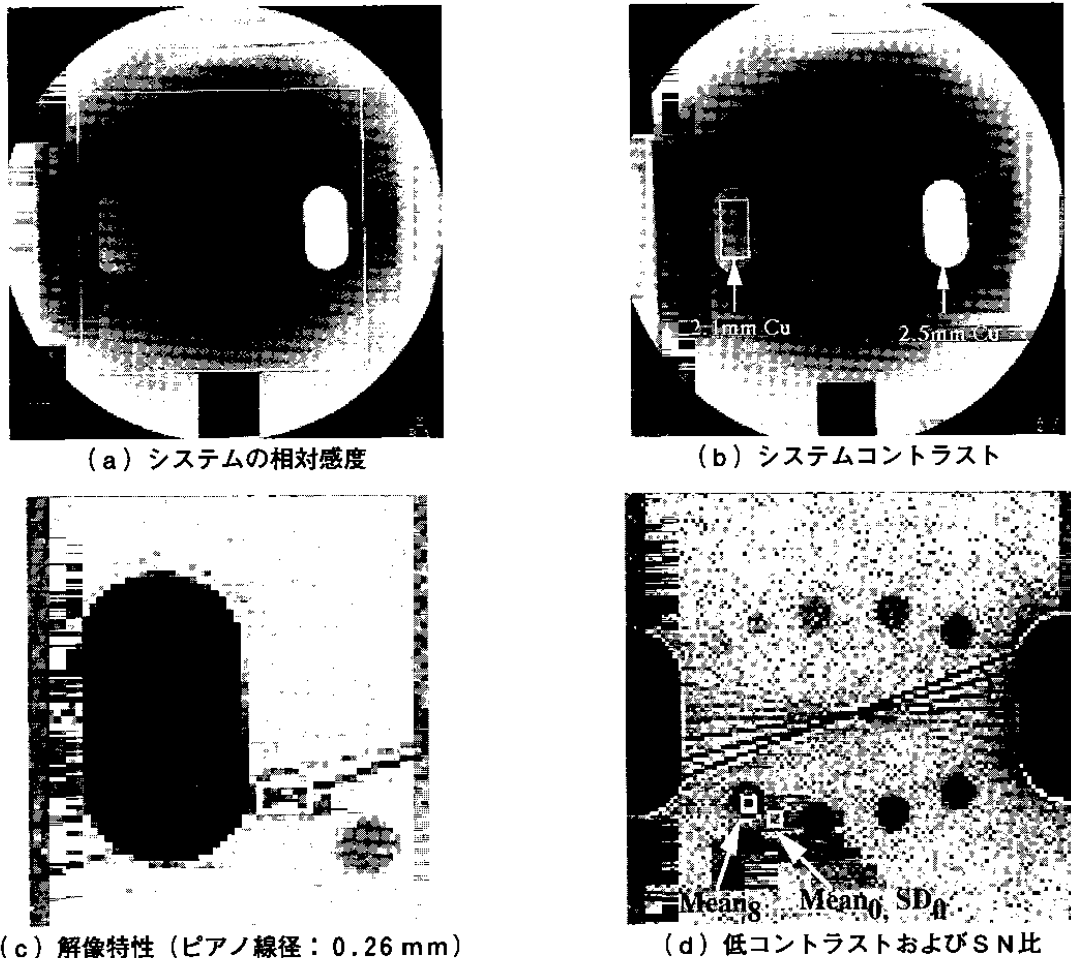


Fig. 8 品質管理で使用するROIの位置

換算すると12.5 cm厚アクリルファントムを撮影して得られたときのヨード濃度の4 (mg/cm²) [血管径10 mmでのヨード、4 (mg/ml)] に相当する。あるいは、22.5 cm厚アクリルファントムを管電圧90 kVで撮影したときのヨード濃度の18 (mg/cm²) に相当する。

5-3-5 SN比

SN比 (S/N) の信号 (S) は、低コントラストで求めたフィルム片のMeanを用い、ノイズ (N) はフィルム片の無い場所でのSDを用いる (Fig. 8 d)。この比をSN比として求める。例えば、同じ線質で同線量におけるマトリクス512と1,024のフィルム片の低コントラストは、Fig. 11に示すようにほぼ同値を示すが、同条件下でのSN比の結果は、512マトリクス

のピクセルサイズは1,024マトリクスの4倍の面積があるためノイズ (N) のSDが小さくなり、フィルム片のコントラスト (S) が同じ場合でもS/Nは、512マトリクスの方が良くなるのがわかる (Fig. 12)。

また、I.I.に入射するX線量に変化した場合にも、ノイズ (N) のSDの影響でSN比は変動することから、簡易的なX線出力やI.I.入射線量の管理にも使用できると思われる。

5-4 画像データの収集方法

5-4-1 QC撮影用プログラム

(a) 撮影条件設定

- 1) "AEC PARA."にて管電圧を70 kVに設定する (min: 70 kV, max: 70 kV)。
- 2) 撮影タイム 4~100 (ms) に設定する。
- 3) I.I.入射線量 500 μR/frame

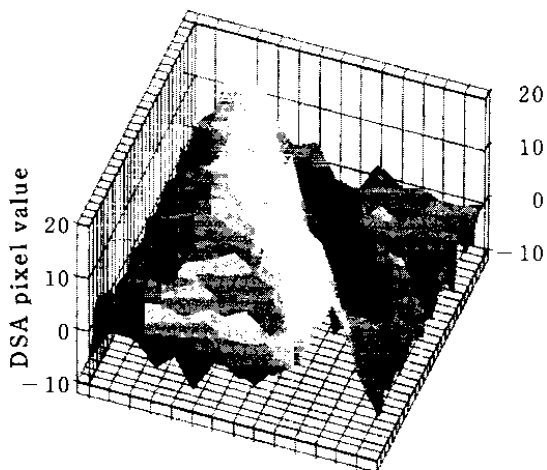


Fig. 9 解像特性のROI内の3Dヒストグラム

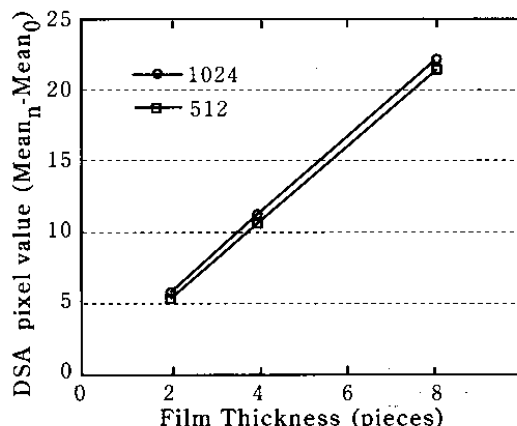


Fig. 11 マトリクスの違いによる低コントラスト

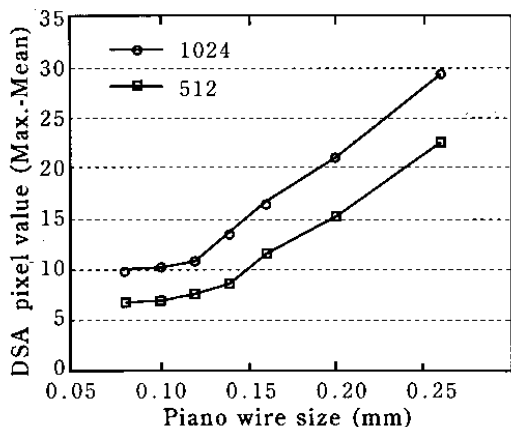


Fig. 10 マトリクスの違いによる解像特性

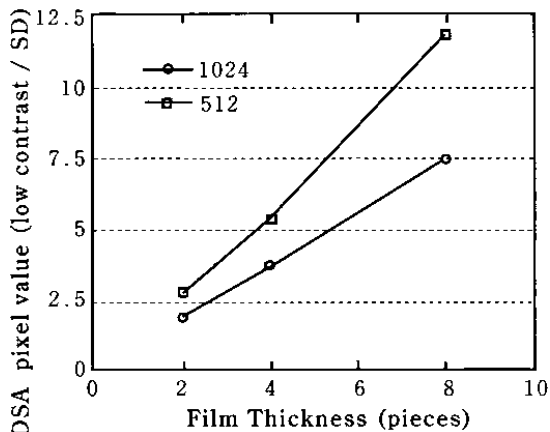


Fig. 12 マトリクスの違いによるSN比

(b) 収集シーケンスの設定

- 1) 収集レート
マスク像=2 frame/s、ライブ像=2 frame/s
- 2) 加算枚数
マスク像=3 frame、ライブ像=3 frame
- 3) 収集フレーム
13枚
- 4) デイレイタイム
8秒

5) 画像処理

- レベル L=2,700
- ウイズス W=50
- フィルタ SE=30

(画像処理条件が設定できない場合は、収集後マニュアルで設定する)

5-4-2 画像データの収集手順

PC操作

- 1) 装置本体接続の患者情報入力用パソコンにフ

Table 4 QCファントム評価表 (Ⅲ)

測定日		1998年06月25日	1998年06月30日	19
透視条件	kV mA	85 kV 20 mA	85 kV 20 mA	8
	ms P/S	5.0 ms 1.5 P/S	5.0 ms 1.5 P/S	5.
撮影条件	Auto	kV mA msec	kV mA msec	k
	Semi Auto	70 kV 500 mA 22 msec	70 kV 500 mA 21 msec	70 kV
Sensitivity	A/mAs	190.59	203.45	
Contrast	2.1/2.5 (mmCu)	1.57	1.53	
Sharpness	piano wire 0.2 mm	22.09	21.70	
Low Contrast	Film 4 pieces	11.40	11.50	
S/N	F/SD	4.07	4.11	
Comment				

Table 5 QCファントム評価表 (Ⅳ)

測定日		1998年06月25日	1998年06月30日	19
透視条件	kV mA	85 kV 20 mA	85 kV 20 mA	8
	ms P/S	5.0 ms 1.5 P/S	5.0 ms 1.5 P/S	5.
撮影条件	Auto	kV mA msec	kV mA msec	k
	Semi Auto	70 kV 500 mA 22 msec	70 kV 500 mA 21 msec	70 kV
Sensitivity	A/mAs	190.59	203.45	
Contrast	B/C	1.57	1.53	
Sharpness piano wire (mm)	0.26	D1, D1 * X	31.0 , 31.0	28.0 , 28.0
	0.20	D2, D2 * X	22.1 , 22.1	21.7 , 21.7
	0.16	D3, D3 * X	17.1 , 17.1	15.2 , 15.2
	0.14	D4, D4 * X	13.6 , 13.6	15.0 , 15.0
	0.12	D5, D5 * X	12.1 , 12.1	12.4 , 12.4
	0.10	D6, D6 * X	10.6 , 10.6	9.8 , 9.8
	0.08	D7, D7 * X	10.4 , 10.4	9.4 , 9.4
	none	D8, D8 * X	10.0 , 10.0	9.0 , 9.0
Low Contrast Film(pieces)	2	E1 - E2	6.3	6.6
	4	F1 - F2	11.4	11.5
	8	G1 - G2	22.7	21.9
S/N	2	(E1 - E2)/SD	2.2	2.5
	4	(F1 - F2)/SD	4.1	4.1
	8	(G1 - G2)/SD	7.8	7.6
Comment				

- ロッピー (DOS、1.4 MB 初期化) を挿入する。
- 2) DFアプリケーション → プリンタ出力。
 - 3) ファイル名 “a:alh.txt” 入力 (Table 2 参照)
(最初のファイル名に限っては、必ず5文字目に “h” をつける)
 - 4) 実行 → はい
 - 5) “受信中” を確認
- 装置コントローラ
- 6) TVモニタ上で3フレーム目のライブ画像を表示する。
 - 7) UTILITY
 - 8) ROI
 - 9) Statistics Data
 - 10) 規定のROIサイズで測定場所を選択する。(Size → Move) (Table 2、Fig. 4 参照)
 - 11) PC
 - 12) 3フレーム～12フレームまでの画像を選択し、上記10)、11)の操作を繰り返す。
- PC操作
- 13) 中止 → OK (3) から13)の操作で1ファイルのデータ収集終了)
 - 14) 次に、表に示すようにファイル名を変えて、3)～13)の操作を繰り返す。
(d～gの画像データ収集では、ライブ画像の代わりにDSA画像を使用する)
 - 15) フロッピーを取り出す。
- 管理用パソコン
- 16) 管理用パソコンにフロッピーを挿入する。
 - 17) END

5-5 品質管理の実際

実際の品質管理は、まず、画像データ収集により得られたそれぞれのROIのMean、Max、およびSDのデータは、管理用パソコン (PC) に転送すると自動的にデータベースを作成しデータ解析を行う。基本的には、システムの相対感度、システムのコントラスト、解像特性、低コントラストおよびSN比を求める。

管理用パソコンのはじめの画面表示は、データ処理、透視条件設定、基準値・管理幅設定、分析データ表示処理およびグラフ表示処理の5項目に

分けられ、それぞれ選択できる。

ここでは、産業医科大学の血管撮影システムを用いて品質管理プログラムを実施し、得られた結果について分析データ処理およびグラフ表示処理について述べる。使用した血管撮影システムは、DFA-1000A (matrix size: 1,024 × 1,024、gray level: 10 bits)、KXO-80 C/D (東芝) である。データ収集は、管理日にQCファントムを1回DSA撮影し、品質管理プログラムを実施した。

尚、この撮影装置のライブ画像から得られたDAピクセル値に限っては、4倍した値で表示される。例えば、10 bitのDAピクセル値の範囲は0～1,023であるが、0～4,095で表示される。

5-5-1 分析データ表示処理

分析データ表示処理では、QCファントム評価表 (Ⅲ)、QCファントム評価表 (Ⅳ)、システムの相対感度、システムのコントラスト、解像特性、低コントラストおよびSN比の分析データが表として表示される。

Table 4、5に品質管理のための評価表を示す。Table 4のQCファントム評価表 (Ⅲ) は、各管理項目に対して1つのデータのみを表示する

Table 6 システムの相対感度

Frame No.	A	
	Mean	SD
1		
2		
3	2,052.00	75.00
4	2,053.00	76.00
5	2,073.00	-1.00
6	2,081.00	-1.00
7	2,103.00	-1.00
8	2,099.00	-1.00
9	2,115.00	-1.00
10	2,122.00	-1.00
11	2,130.00	-1.00
12	2,137.00	-1.00
13		
14		
15		
Mean	2,096.50	14.30

簡易型のリストで、日常の管理に利用できる。**Table 5**のQCファントム評価表(Ⅳ)は、QCファントム撮影による全ての管理項目が詳細に表示され、血管撮影システムの受け入れ試験時やI.I.交換時などの画質評価あるいは管理把握に利用できる。

Table 6にシステムの相対感度を示す。表より3~12フレームのROI内の平均値は次第に増加し、変動係数は5%あり、X線出力の変動が認められた。他の施設の変動係数が2%以下であることからこのシステムの異常が判明した。

5-5-2 グラフ表示処理

グラフ表示処理は9種類あり、システムの相対感度、システムのコントラスト、解像特性(2種類)、低コントラスト、SN比および管理した1回毎の解像特性、低コントラスト、SN比が任意にグラフ表示可能である。

システムの相対感度およびコントラストのグラフ表示を**Fig. 13**、**14**に示す。図から管理回数8回のシステムの相対感度およびコントラストの

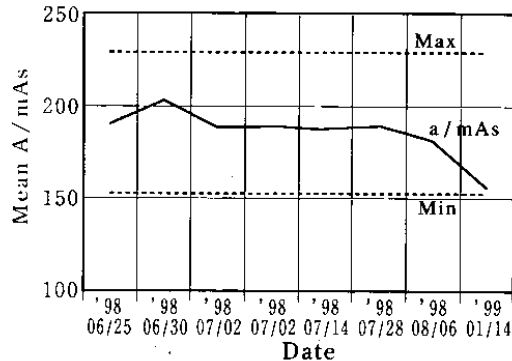


Fig. 13 システムの相対感度

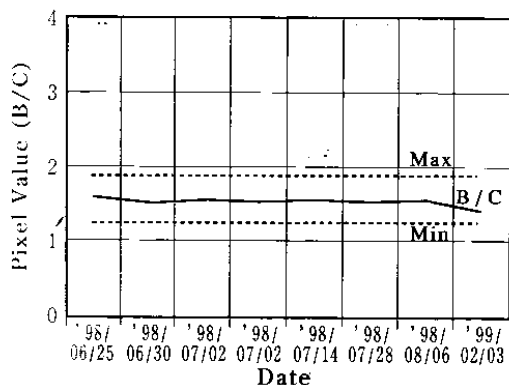


Fig. 14 システムのコントラスト

変化が一目で把握できる。図は上限と下限の管理限界の範囲も同時に表示されている。このプログラムにおける管理幅の設定は、施設によって、またいつの時点においても簡単に変更可能である。今回、管理幅の設定は全て20%で行った。

解像特性のグラフ表示は、7種類の線径のピアノ線とピアノ線が無い位置での計8本が表示可能である。また、**Fig. 15**に示すように管理に必要なピアノ線径だけを任意に選択し、表示できる。同様に、フィルム片から求めた低コントラストおよびSN比のグラフ表示においても任意に1種類~3種類まで表示可能である。

5-6 測定精度

物理的評価法の繰り返し精度を確かめるため、3ヶ月間に10回の独立した測定を産業医科大学および九州大学の2施設でそれぞれ行った。2施設における5つの品質管理パラメータの繰り返し精度(変動係数)の結果を**Table 7**に示す。

システムコントラスト、ピアノ線径0.2mmでの解像特性および低コントラストは、変動係数4%以下であり、繰り返し精度に優れている。また、1施設においては、全ての品質管理パラメータの変動係数は、5%以下であった。これは、これまでこの方法で品質管理を経験している施設とはじめて実施した施設の違いと考えられる。

5-7 7施設におけるシステム評価

7施設における血管撮影システムについて品質管理プログラムを実施し、各管理パラメータ毎に比較検討を行った。使用装置は、同一メーカーの血管撮影システム(matrix size: 1,024×1,024, gray level: 10 bits)で、1994年4月~1998年4月までに設置された装置である。データ収集は、同一日にQCファントムを3回DSA撮影し、

Table 7 血管撮影システムの品質管理における繰り返し精度

管理因子	変動係数(%)
Relative Sensitivity (A/mAs)	5.8
System Contrast (2.1/2.5 (mmCu))	1.6
Sharpness (0.2mmφ)	3.8
Sharpness (0.1mmφ)	7.5
Low Contrast (8 film pieces)	2.6
S/N (8 film pieces)	7.4

品質管理プログラムより得られた3つのデータの平均値をそれぞれ使用した。Table 8に7施設における血管撮影システムの各管理パラメータの平均値を示す。

5-7-1 システムの相対感度

7施設で使用したmAs値と相対感度のためのRQI内のDA値 (Mean) との関係を図.16に示す。それぞれの施設におけるmAs値は異なっているが、DA値は7施設とも2,000 (10 bitを4倍した値) 前後であることが分かる。この結果をmAs値に対するシステムの相対感度 (Mean/mAs値) で表すと反比例の関係となる (Fig. 17)。図から7施設におけるシステムの相対感度は、mAs値に依存していることがわかる。

血管撮影システムでは、最適な撮影画像を収集するために、透視画像および透視条件から被写体厚を推定し、撮影条件を決定する自動撮影条件設定機構がある。このシステムは対象にする画像の範囲 (ROI) がある。このROI内のDA値を一定にするために ① 撮影条件 (ここでは撮影管

D1=0.26 mm, D2=0.20 mm, D3=0.16 mm,
D4=0.14 mm, D5=0.12 mm,
D6=0.10 mm, D7=0.08 mm

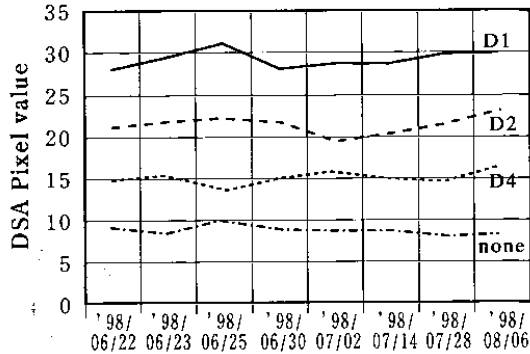


Fig. 15 解像特性

Table 8 7施設における血管撮影システムの平均値

管理因子	平均値
Relative Sensitivity (A/mAs)	164
System Contrast (2.1/2.5 (mmCu))	1.63
Sharpness (0.2mmφ)	29.3
Sharpness (0.1mmφ)	13.0
Low Contrast (8 film pieces)	24.8
S/N (8 film pieces)	7.9

電圧を一定に設定しているためmAs値のみで調節する) ② 2次蛍光面のアイリスで調節 ③ NDフィルタの種類を変える。以上の3つが撮影時に自動的に追従するようプログラミングされているが、今回の結果では、mAs値の調節だけでDA値を一定に保っている。

透視時の自動設定機構は、管電圧とmAs値だけで調節するため、I.I.の輝度劣化が生じた場合は劣化に伴い透視管電圧やmAs値の増加で推定できる。

5-7-2 システムコントラスト

7施設における厚さ2.1と2.5 (mm) の銅板部のコントラストは、1.5~1.75の範囲内で、平均値が1.63であった (Fig. 18)。7施設におけるシステムコントラストの変化は、5%でシステムコントラストにおける施設間の差は殆どなかった。

5-7-3 解像特性

ピアノ線のROI内の最大値と平均値の差から求めた解像特性の結果は、4つの施設で同じ傾向

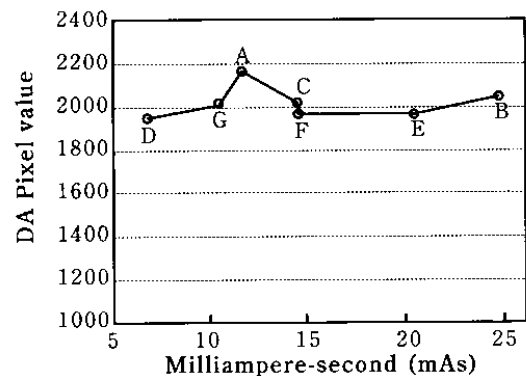


Fig. 16 7施設におけるmAs値とDA値

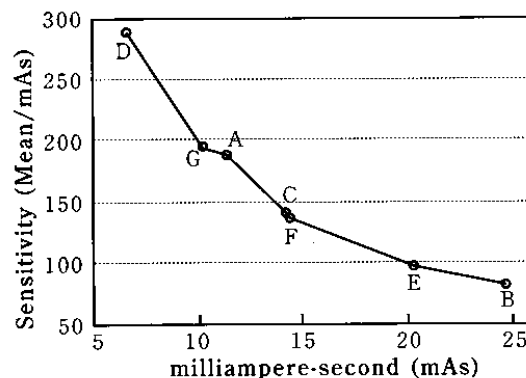


Fig. 17 7施設におけるmAs値と相対感度

を示した (Fig. 19)。図の血管撮影装置 A～G は、設置した古い順で示している。システムの解像特性の値は、最も新しい装置 G は最大値を示し、最も古い装置 A は最小値であった。

5-7-4 低コントラストおよび SN 比

7施設における低コントラストは、フィルム片 4枚で 11～14、フィルム片 8枚で 22～30の範囲内で、平均値は 24.8であった (Fig. 20)。Fig. 21 に 7施設における SN 比の結果を示す。図から SN 比が高い施設 B、E は、使用した mAs 値 (Fig. 16、17) も多い傾向であることが理解できる。

5-8 品質管理パラメータの区分による画質劣化因子

システムの相対感度

- TV、アイリスの異常
- I.I. の Gx の劣化
- AD 変換以降の回路異常

システムコントラスト、低コントラスト

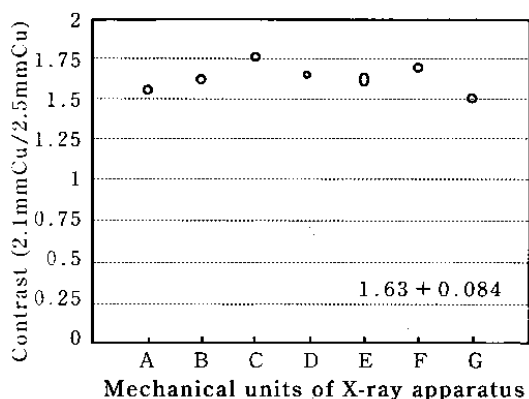


Fig. 18 7施設におけるシステムコントラスト

- 散乱線の増加
(管電圧が表示より高い)
 - X線線質の硬化
(付加フィルタによる硬化も含む)
 - 画像処理の異常
 - DSA の場合はマスクとライブのレベルずれ
- 解像特性

- ピクセルサイズの異常
(マトリックスの指定ミス)
- I.I.、TV のフォーカス異常
- 焦点サイズの拡大
- 焦点-検出面の振動
- 画像処理の異常

S/N (ノイズ)

- X線線量の低下
(X線出力の低下)
- TVカメラケーブルへの外乱
(飛び込みノイズ)
- TVカメラ回路系熱雑音の増加

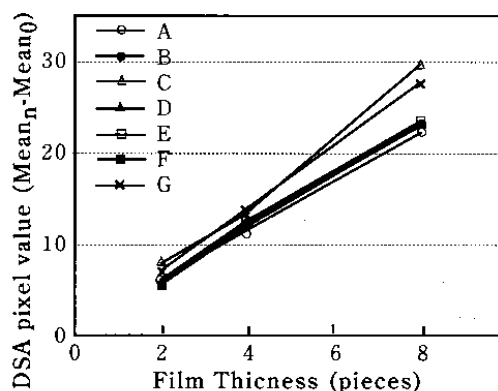


Fig. 20 7施設における低コントラスト

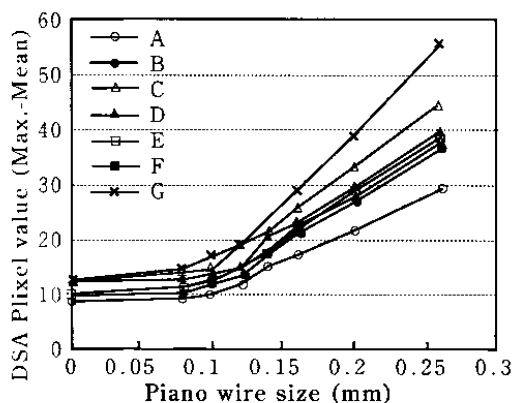


Fig. 19 7施設における解像特性

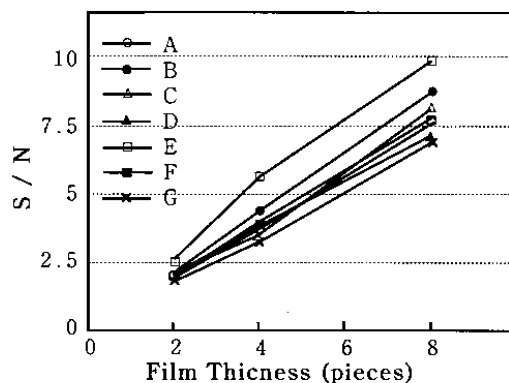


Fig. 21 7施設における SN 比

5-9 品質管理の基準値と管理幅

品質管理は受け入れ試験時およびI.I.交換時の値を基準値とし比較する。予め各施設で管理幅を設定し、この管理幅に入らないときは、その状態に応じて5-8の画質劣化の具体的因子を参考にして、必要な処置をとる。

例えば、解像特性と低コントラストは基準の範囲内だがS/Nが管理幅を下回っている場合は、I.I.入射線量の低下などが考えられる。また、5-7-4の項で述べたように、S/Nが管理幅より高い場合はI.I.入射線量が大幅に増加している可能性がある。この2つのケースは、相対感度の値を確認しX線線量の測定が必要になる。今回、このQCプログラムを実施したところ、システムの相対感度の測定結果からX線出力の変動が認められた。この変動幅は、10フレームのROI内の平均値の変動率が5%であり、他の施設の変動率が2%以下であったことから異常が判明した。

このように1回のファントムの撮影で、日常の品質管理が実施できる。管理に要する時間は15分程度である。また、他施設の血管撮影システムとの性能比較も可能である。

6. 結 論

- 1) 今回、QCファントムを用いてDA、DSA撮影システムの品質管理のための視覚的評価および物理的評価のプログラムを開発した。
- 2) QCプログラムの実施により、システムの相対感度、システムコントラスト、解像特性、粒状性を物理的に評価し管理することができ、血管撮影装置および画質の劣化を発見し、

原因追究の手段として用いることが可能である。

- 3) また、血管撮影システムの受け入れ試験および画質改善のための評価法としても使用できる。

謝 辞

2年間にわたり班研究の機会と助成を与えて戴きました、全国循環器撮影研究会の新開英秀会長、並びに会員の方々に対し、心より感謝と御礼を申し上げます。

学会発表・文献

- 1) 小田紘弘、三和秋雄、松本邦博、他：班研究報告、血管撮影QCファントムの作成、第28回九州循環器撮影研究会、福岡、1996.2
- 2) 小田紘弘、三和秋雄、斉藤義美、他：血管撮影QCファントム、九州循環器撮影研究会誌、7：18-21、1997
- 3) 村上誠一、小田紘弘、梅田和広、他：課題研究報告、血管撮影QCファントムの使用経験、全国循環器撮影研究会誌、10：34-39、1998
- 4) 梅田和広、古田求、小田紘弘、他：血管撮影QCファントムの使用経験、第5回日本インターベンション学会、広島、1996.7
- 5) 横山宏典、与小田一郎、横田豊、他：課題研究報告、循環器装置の付加フィルタの検討—QCファントムを用いて—、全国循環器撮影研究会誌、10：40-42、1998

課 題 研 究**座 長 集 約**

新潟県立がんセンター新潟病院 三宅 秀三郎

今回の課題研究発表では、“DA・DSA画像の品質管理プログラムの検討”と題して血管造影撮影の画像QCについて報告された。

この報告で述べられた方法は、九州循環器撮影研究会で独自に研究・考案された血管撮影QCファントム（幾つかのQC解析パターンを持つファントム）を用い、簡便な手法でDA・DSA画像の品質管理を可能にしたものである。

一組のQCファントムを撮影することで、画像の品質評価として視覚評価ならびに物理的評価について解析を可能にしている。視覚評価として、経時的評価、鮮鋭性および粒状性の評価。物理的評価として、システム感度特性、コントラスト、解像特性、低コントラスト分解能、S/N比。

発表では、QCファントムによる品質管理の経時変化や幾つかの施設における施設間差についても報告された。なかでもこのプログラムによる品質管理としての管理値を具体的に示されたこと

や、解析をパソコンによるプログラム化したことから今までになくQCを身近なものとして捕らえ、画質を評価する上で重要な要素として確認している。

このQCファントムを解析の基準としての道具として位置づけ、QC解析の手法を確立した興味を引き付けられた研究発表であり、QCのひとつの標準化を示したものと言えよう。

普段、日常的に血管造影撮影に携わっている我々放射線技師にとって、品質管理は極めて重要な行為であり避けては通れないもののひとつである。こういったQCに悩んでいる施設にとって、今回の課題研究発表が朗報として役立つことを期待したい。

最後に、今回ご発表いただいた産業医科大学病院小田先生ならびに共同演者の方々、共同研究施設の皆様の努力に感謝申し上げますと共に、今後の更なるご活躍を期待いたします。