

# スロットスキャン画像におけるコントラストの定量的算出の新しい考え方

*New Quantitative Calculation method of Contrast Values in Slot Scan Images*

市川 重司<sup>1), 2)</sup>, 熊谷 果南<sup>1)</sup>, 佐藤 靖高<sup>1)</sup>, 野中 孝志<sup>1)</sup>, 中村 豊<sup>1)</sup>

1) 公立福生病院 医療技術部 診療放射線技術科

2) 鈴鹿医療科学大学大学院 医療科学研究科

**Key words:** long length radiography, slot scan image, contrast, blur

## 【Summary】

The slot scan technology for long length radiography installed in the fluoroscopic imaging equipment performs continuous radiographing while the X-ray tube and the imaging unit move in parallel simultaneously, and creates the long length image. The disadvantage is that the exposure while moving causes the motion blur which reduces the contrast of fine structures, and causes the degradation of image quality. Although the contrast is related to the combination of imaging time and tube voltage, the contrast improvement method according to the conventional idea cannot be applied due to the influence of motion blur, and reports of the visual evaluation are also only occasionally seen regarding image evaluation. In this study, by analyzing the blurred part, We propose a method to calculate quantitatively the source of the new concept of contrast. We expect that this will lead to the improvement of the image quality by calculating the optimal contrast.

## 【要旨】

透視X線撮影装置に装備されている長尺撮影用のスロットスキャン技術は、X線管と受光部が同時に平行移動しながら連続撮影を行い、一枚の長尺画像を作成する。欠点として、移動しながらの撮影はブレた画像となり、一見、コントラストが低下した画像となり、画質低下の一因となっている。原因は撮影時間と管電圧の組み合わせが関与しているが、ブレの影響で従来の考え方によるコントラスト改善方法は適応不可能で、画像評価に関しても、視覚的評価による報告が散見されるのみである。今回、われわれはブレの部分解析し、新たなコントラストの概念の下、定量的に算出する方法を提唱する。これにより、至適なコントラストの算出が可能となり、画質向上につながると期待する。

## 緒 言

全脊椎撮影や下肢全長撮影を目的とした長尺撮影システムは、一般X線撮影装置系と透視X線撮影装置系に大別される。一般X線撮影装置系は、X線管と受光部が平行に移動し撮影する方式 (Fig.1 a1) やX線管を傾けて撮影する方式 (Fig.1 a2)、大照射野で一度に撮影する方式 (Fig.1 a3) などがある。透視X線撮影装置系では、X線管と受光部が平行に移動し、大視野で撮影する方式 (Fig.1 b1) や移動しながら連続撮影する方式 (Fig.1 b2) があり、各施設の事情に沿ったかたちで導入運用されている。

受光面に関してはアナログシステムからデジタルシステム (Computed-Radiography (以下, CR)・Flat

Shigeji Ichikawa<sup>1), 2)</sup>, Kanami Kumagai<sup>1)</sup>,  
Yasutaka Satoh<sup>1)</sup>, Takashi Nonaka<sup>1)</sup>,  
Yutaka Nakamura<sup>1)</sup>

1) Department of Medical Radiology, Fussa Hospital

2) Suzuka University of Medical Science

Received April 23, 2019; accepted August 30, 2019

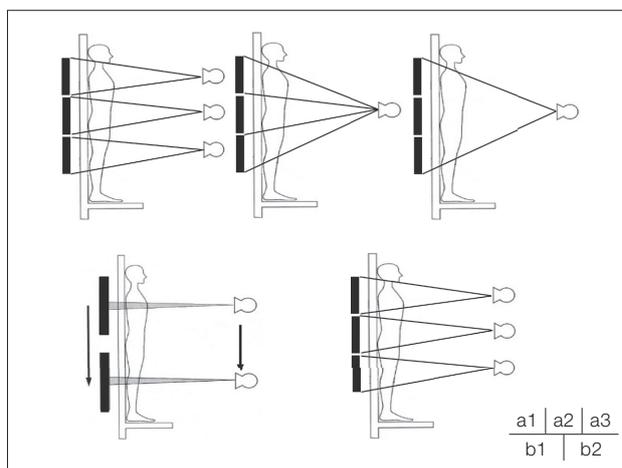


Fig.1 Long length radiographic system

(a1), (a2), (a3): X-ray General Radiographic System  
(b1), (b2): X-ray Radiographic/Fluoroscopic (R/F) System

Panel Detector (以下, FPD)) に変換を遂げ、デジタル画像特有の画像処理により画質向上を実現している。特に FPD システムでは、X線信号をリアルタイムにデジタル信号として出力でき、大視野でひずみの少ない画像、広いダイナミックレンジ、高い Detective Quantum Efficiency (量子検出効率) が特徴で、線

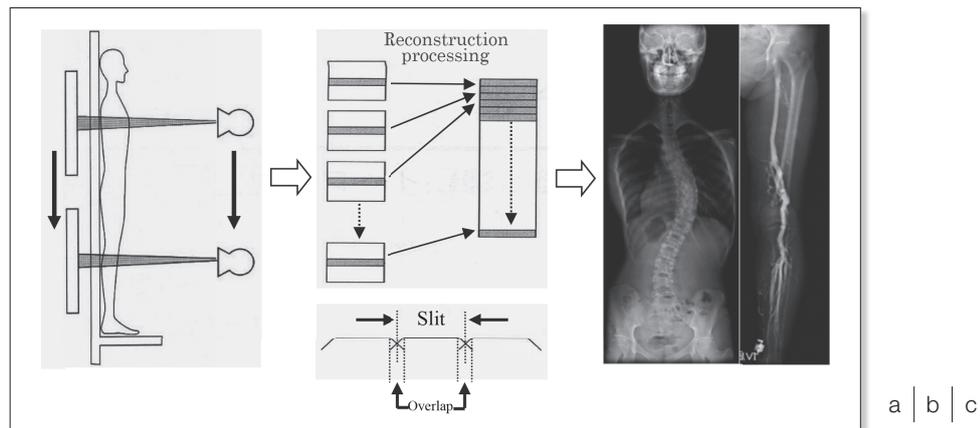


Fig.2 Image creation process with slot scan technology (from exposure to image creation)  
 (a) Image Acquisition (b) Stitching (c) Long length image

量低減への可能性も秘める。

そのような中、FPD搭載型透視X線撮影装置に装備されている長尺撮影用のスロットスキャン技術は、曝射から画像処理、画像閲覧まで1分から2分で完了し、簡便な操作性、迅速な画像作成、短い検査時間などスループットに優れ、患者に優しい検査環境となっている (Fig.2)<sup>1-3)</sup>。

撮影方式は、スリット状 (2cmまたは4cm) のコリメーターによりX線ビームを連続的に照射し、十数枚の画像をつなぎ合わせて一枚の長尺画像を作成する。画像は被写体に対しX線が垂直に入射するため、拡大率が一定でひずみの少ない画像が特徴である。その特徴から、整形外科領域においてはアライメント計測や術前・術後の評価に多用され高い有用性を示唆している<sup>4), 5)</sup>。さらに連続撮影が可能で外科領域の下肢静脈造影検査にも応用されている<sup>6)</sup>。

撮影方法は、X線管と受光部 (FPD, 17inch×17inch) が頭側から足側に同時に一定速度 (HS mode : 150mm/sec, HQ mode : 75mm/sec) で移動しながら、スリット状 (HS mode : 4cm, HQ mode : 2cm) のコリメーターよりX線ビームを照射して連続的に撮影を行う。管電圧は60kVから130kVまで出力可能で、撮影時間は1.0msecから20.0msecの範囲である。SID (source image receptor distance)

は110cm, 120cm, 150cmの3通りが選択できる。スリット状に撮影された画像は一定の重ね合わせ処理を行い一枚の長尺画像となる (Fig.2)。撮影モードは標準的な画質のHS modeと画質優先のHQ modeが装備されている (Table 1)。撮影条件に関しては、自動露出機構が使用できないため、手動で管電圧 (kV)・管電流 (mA)・撮影時間 (sec) を設定することとなる。画像の特徴は、移動しながらX線を曝射するためX線管移動方向にブレた画像となることが知られており、画質低下の一因となっている (Fig.3)。これは、動く乗り物の中から外部 (風景) を撮影すると通常であればブレた写真となるが、シャッタースピードを短くすることでブレの少ない静止写真に近い写真を得ることができるように、ブレの強弱によりシャープな画像またはボケた画像となり、一見、コントラストの優劣と捉えることができる。スロットスキャン画像も同様で、撮影時間を短縮することでブレの幅の少ない画像を得ることができる。

一般的に、画像は管電圧・管電流・撮影時間により構成されており、管電圧を変更すると、線質が変わりコントラストに影響し画像は変化する。

また静止画像におけるコントラストは、隣り合う濃度差として算出可能であるが、スロットスキャン画像はブレの影響で隣り合う濃度差という概念が適しな

Table 1 Exposure techniques with slot scan technology (2 types)  
 Tube current [mA] : 400mA (constant)

Mode	Moving Speed [mm/sec]	Slit width [cm]	Tube voltage [kV]	Exposure time [msec]	SID [cm]
HS	150	4	60-130	1.0-20.0	110/120/150
HQ	75	2	60-130	1.0-20.0	110/120/150

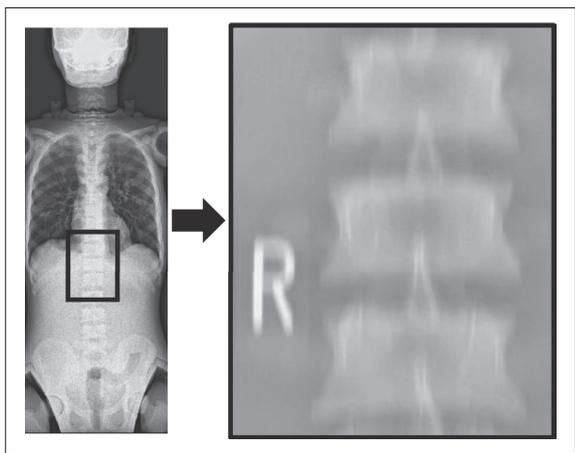


Fig.3 Features of slot scan images (blurred image)  
Blur appears in the x-ray tube traveling direction

い。以上より、画像評価を念頭に置いた場合、異なる概念の手法が必要と考える。

今回、スロットスキャン画像から生成されるブレを分析することで、スロットスキャン画像におけるコントラストを定量的に解析する手法を提唱する。

## 1. 方法

### 1-1 スロットスキャン画像のコントラストの定義

#### 1-1-1 一般撮影画像とスロットスキャン画像の違い

スロットスキャン画像は、X線管と受光部が移動中、連続的にX線曝射を行うため、画像は動きの要素を含

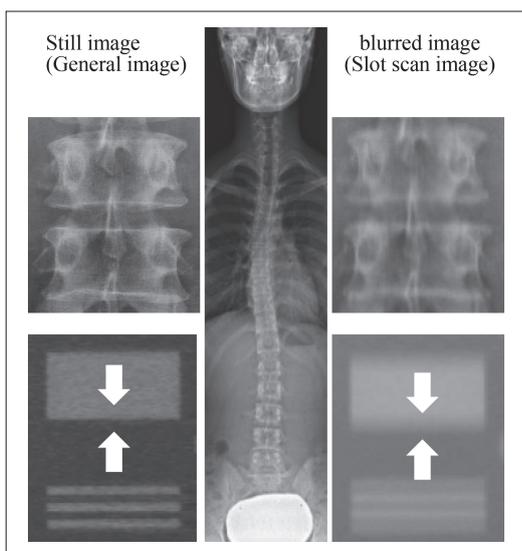


Fig.4 Difference between still image and blurred image

Still image : Concentration boundary is clear (sharp)  
Blurred image : Concentration boundary is unclear (slightly change)

み、ブレとして描出される。Fig.4の矢印の部分について、一般的な画像（静止画像）におけるコントラストは濃淡の領域において急激に濃度変化を来すが、スロットスキャン画像のブレの部分は徐々に濃度変化を来す。さらにブレの幅について、幅が大きい場合は観察しづらい画像となり、小さい場合は静止画像に近く観察しやすい画像となる。このブレの幅は、一見、濃度の強弱（コントラスト）が曖昧で、コントラストが低下した画像のように観察される（Fig.5）。これを見た目のコントラストと定義する。

#### 1-1-2 スロットスキャン画像における特徴

スロットスキャン画像のブレに関して、ブレの幅は撮影時間を短縮することで改善できるが、見た目のコントラストは、管電圧の変化による線質の影響も受けるため、管電圧の検討も必要となる。

画像とX線量の関係は写真効果 (P.E) として下式で示すことができる。

$$P.E = V^n \cdot I \cdot t / r^2 \dots\dots\dots (1)$$

V : 管電圧 n : 管電圧指数 (2-6) I : 管電流  
t : 撮影時間 r : 距離

(1) 式より、撮影時間 (t) を短縮した場合、写真効果を一定にするために、管電圧 (V) を上げることで写真効果を一定に保つことができる。しかし、管電圧 (V) を上げると、線質が変化してコントラストが低下する方向へ画像は変化する。これは一般撮影およびスロットスキャン撮影共に同様のことである。

一般撮影では、管電圧を下げ撮影時間を延長すると、

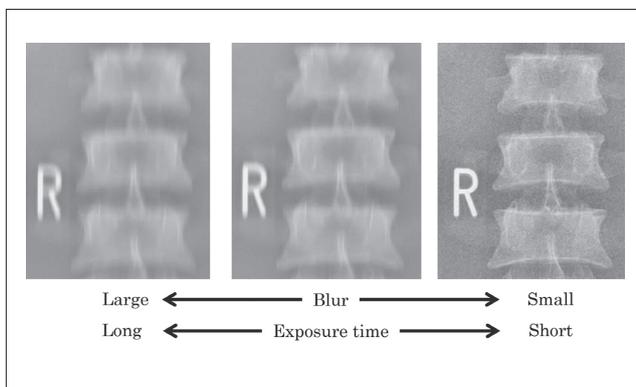


Fig.5 Difference of blurred size a | b | c

The size of the blur is affected by the exposure time  
(a) Large blur image, exposure time is long  
(b) Middle blur image, exposure time is middle  
(c) Small blur image, exposure time is short

コントラストは向上する。一方、スロットスキャン撮影ではコントラストは向上しない。理由は、撮影時間を延長することでブレが大きくなり、見た目のコントラストが低下するからである。逆に撮影時間を短くすると、ブレの量は小さくなりコントラストは改善傾向になるが、管電圧が上昇するために線質によるコントラストの低下を招く。このように、撮影時間と管電圧は画質の変化に対して相反関係にある。以上より、スロットスキャン画像における画質改善には、ブレの幅を小さくするだけでは解決せず、管電圧による線質も同時に考慮する必要がある。ここで、ブレの変化は撮影時間と管電圧の双方が影響しているため、この変化をブレの量と定義する。

以上より、至適なスロットスキャン画像は、撮影時間と管電圧の組み合わせにより成立すると推測される。

### 1-1-3 ブレの量の解析方法(見た目のコントラスト)の考え方

スロットスキャン撮影で得られた画像より、ブレの部分のプロファイルカーブ (ImageJ) を計測する (Fig.6 a)。静止画像の濃度は急激に変化するのに対し、スロットスキャン画像の場合は、ブレの影響で濃度 (信号値) が徐々に変化し特性曲線のような曲線を呈する (Fig.6 b)。曲線の特徴 (変化) は、最初は緩やかなカーブで中央付近で最大となり、その後、再度緩やかになる。

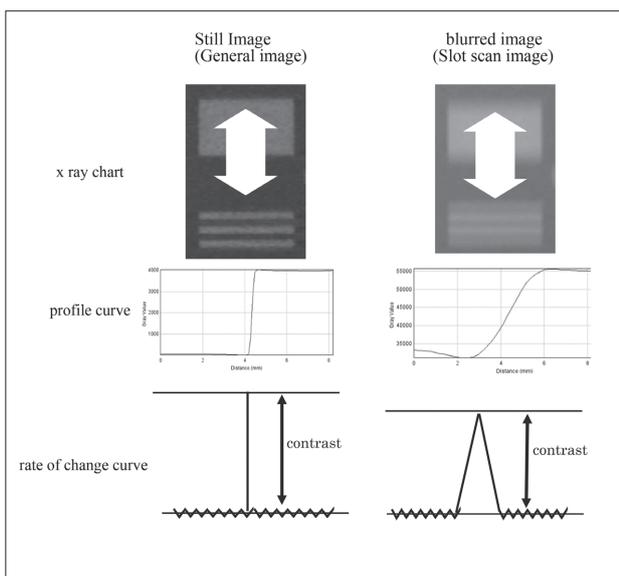


Fig.6 Contrast analysis method

- (a) measurement range on the chart
- (b) profile curve by imagej
- (c) rate of change curve (differential)

a  
b  
c

次に、静止画像とスロットスキャン画像のグラフの変化率を求める。方法としてはプロファイルカーブより得られた数値を微分 (差分) することで変化率を算出する。Fig.6 cに示すように、算出した値をグラフ化すると静止画像はスパイク状に近似したグラフとなり、スロットスキャン画像は山型のグラフとなる。

双方のグラフから、この高さの値は濃度変化が最大の時の値と考えることができ、静止画像ではコントラストと定義され、スロットスキャン画像では見た目のコントラストと考えることができる。今回、見た目のコントラストの値をCp (contrast peak value) 値と定義する。このCp値は、撮影時間と管電圧の組み合わせで変動することから、画質評価パラメーターの一つとして捉えることができる。上記の手法により、撮影時間と管電圧の組み合わせから、最も良い値が見た目のコントラストとして、その際の撮影条件 (撮影時間・管電圧) がスロットスキャン画像の至適な撮影条件と考える。

### 1-2 装置および材料

- ・透視撮影装置：FPD搭載型X線透視装置：SONIALVISION G4 (島津製作所)
- ・ファントム：タフウォーターファントム (PH-40) 40cm × 40cm (京都科学)
- ・X線チャート：R-1 透視用チャート
- ・解析ツール：ImageJ 1.48 (2014年)

### 1-3 撮影画像の取得

#### 1-3-1 資料作成

スロットスキャン撮影のための模擬資料は、タフウォーターファントム (以下、ファントム) を用いて10cm, 15cm, 20cmの3種類の厚さの資料を作成した。ファントム上には透視撮影精度管理用X線チャート (以下、X線チャート) を配置した。Fig.7にその配置図を示す。

#### 1-3-2 撮影条件

撮影条件は、管電圧と撮影時間の組み合わせを [70kV-25.0msec], [75kV-20.0msec], [80kV-16.0msec], [85kV-12.0msec], [90kV-8.0msec], [95kV-5.6msec], [100kV-3.6msec], [105kV-2.5msec], [110kV-1.8msec], [115kV-1.4msec], [120kV-1.0msec] の11通りとした。

設定に関しては、同一の画像効果とするために、デジタル値 (SS値) <sup>注)</sup> が400前後 (±15%以内) とする条件で設定し、管電流は400mA一定とした。

測定は各3回測定し平均値を採用した。Table 2にその撮影条件を示す。

注) SS値は、入射X線が1 [mR] の時に200として、入射X線量に反比例する数値と定義される。

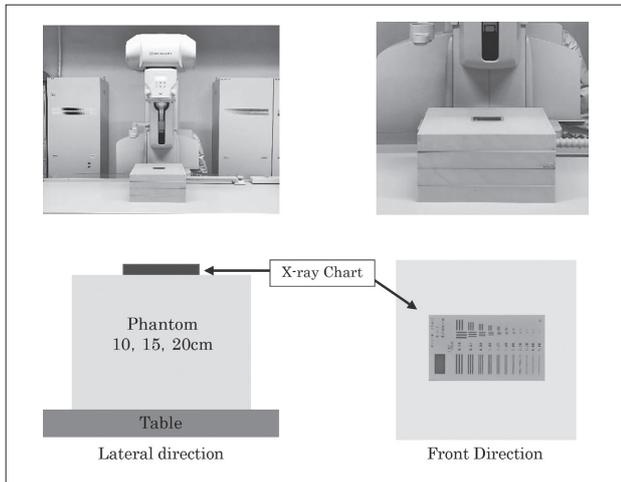


Fig.7 Arrangement of image acquisition (phantom and x-ray chart)

- (a) Phantom on the top of which the X-ray chart is positioned
- (b) Illustrated arrangement of phantom and X-ray chart

Table 2 Exposure condition

Each combination of tube voltage and exposure time keeps almost same SS value

Tube voltage (kV)	Exposure Time (msec)
70	25.0
75	20.0
80	16.0
85	12.0
90	8.0
95	5.6
100	3.6
105	2.5
110	1.8
115	1.4
120	1.0

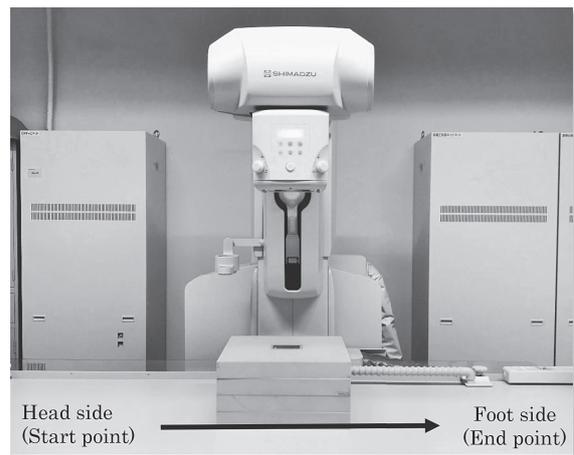


Fig.8 Scanning direction of slot scan technique  
The arrow shows the scanning direction

### 1-3-3 撮影

ファントム上端を撮影開始地点、下端を撮影終了地点として、HS modeでスロットスキャン撮影(11通り)を実施した。Fig.8にその撮影状況を示す。X線チャートは管球進行方向に対してスリットが垂直になるように配置した。

### 1-3-4 測定資料

測定資料のスロットスキャン画像(33画像)は、画像処理が行われない処理前の画像を使用した。

### 1-3-5 画像解析

Fig.9に測定の処理方法を示す。X線チャートの最上部の最も広いスリットの部分を利用して、X線管走査方向の隣り合う濃度の異なる部分(ブレの部分)について走査方向にプロファイルカーブを測定した(Fig.9 a, b)。

### 1-3-6 変化率測定

測定したプロファイルカーブに対して微分処理を行い、変化率を求めた(Fig.9 c)。

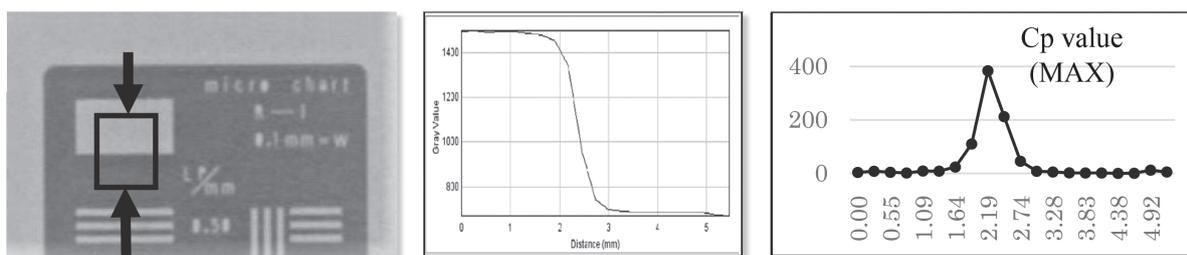


Fig.9 Measurement of the contrast peak value (Cp) from the slot scan image

- (a) X-ray chart (Black frame: Profile measurement area)
- (b) Profile curve (c) Rate of change (differential data of profile curve)

1-3-7 Cp値の算出

1-3-6で求めた変化率測定結果より、最大値であるCp値をファントムの厚さごとに求めた (Fig.10).

2. 結果

2-1 Cp値の管電圧に対する変化

Fig.10に、各ファントム厚における各撮影条件に対するCp値を示す。各ファントム厚において山型のグラフとなった。またファントム間でCp値は異なった。具体的には、ファントム厚が増すほどCp値は高管電圧側にシフトし、Cp値はファントム厚10cmで440.499, 15cmで236.242, 20cmで96.830となり、値としてはファントム厚が増すほど至適なCp値は低い値となった。Table 3に、各撮影条件に対するCp値を示す。

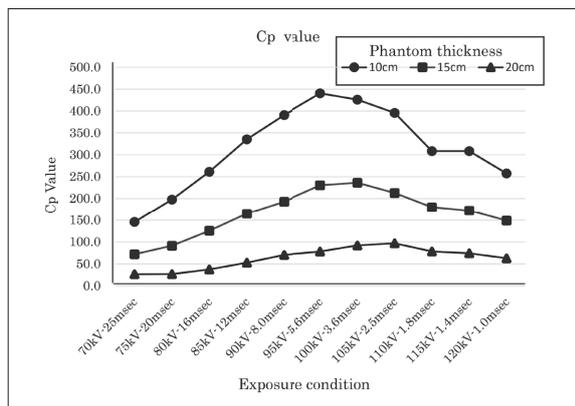


Fig.10 Variation of Cp value with exposure condition

2-2 X線チャートにおけるブレの幅

Fig.11に、X線チャートのスロットスキャン画像を示す。0.5LP/mmの領域において、管電圧70-80kV付近ではブレの幅が大きく識別不能である。一方、管電圧110-120kVではブレの幅が小さく識別可能となった。識別に関しては、管電圧が上がるに従い識別能の向上が認められた。

2-3 撮影条件とCp値

至適な撮影条件の組み合わせは、ファントム厚10cmで95kV-5.6msec, 15cmでは100kV-3.6msec, 20cmでは105kV-2.5msecとなり、ファントム厚が増すほど高管電圧、短時間撮影側にシフトした。

また各ファントム共、70-80kV付近の低管電圧-長時間撮影域より、95-105kVの高管電圧-短時間撮影域の方がCp値は高い傾向となった (Table 4).

Table 3 Contrast peak value (Cp) measurement result

Tube voltage [kV]	Exposure time [msec]	Cp Value		
		10cm	15cm	20cm
70	25.0	145.716	71.844	26.380
75	20.0	197.639	91.250	26.627
80	16.0	261.348	125.428	37.121
85	12.0	335.359	164.965	52.490
90	8.0	390.654	192.634	70.167
95	5.6	440.499	230.378	78.002
100	3.6	426.030	236.242	92.060
105	2.5	395.724	212.733	96.830
110	1.8	308.392	179.988	78.289
115	1.4	308.392	172.301	74.025
120	1.0	257.417	148.798	62.535

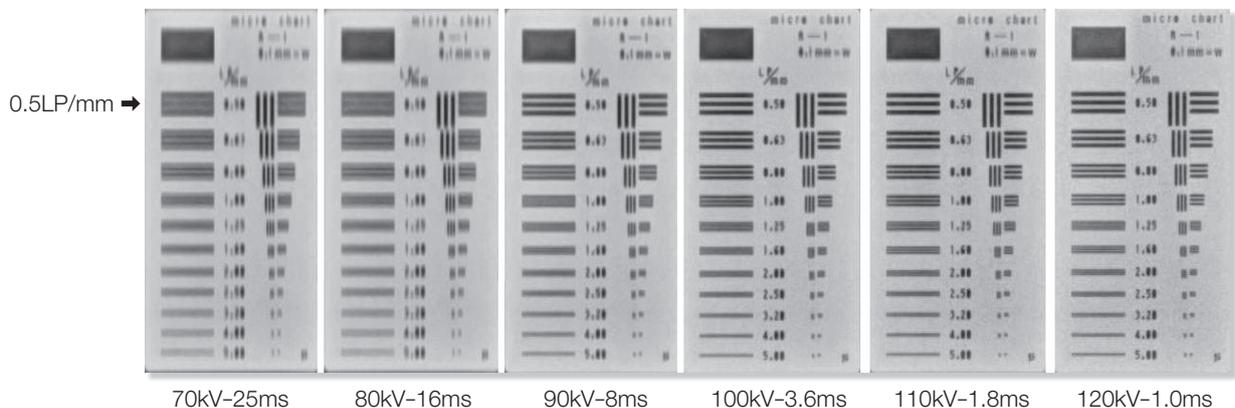


Fig.11 X-ray chart image (10cm) according to the difference of imaging conditions

Table 4 Exposure condition with optimum Cp value

Phantom thickness [cm]	Exposure condition [kV-msec]
10	95kV-5.6msec
15	100kV-3.6msec
20	105kV-2.5msec

### 3. 考 察

#### 3-1 Cp値の存在について

至適なCp値の測定に関して、各ファントムにおいて山型のピークを持ったグラフとなった。静止画像では低管電圧ほどコントラストは高い値を示し、高管電圧で低下する傾向にある。一方、スロットスキャン画像は低管電圧域でのCp値は低く、高管電圧域の方が良い結果となった。変化率を求めると、ブレの幅が小さい方が高い値を取ることから、Cp値の算出は撮影時間の影響が強く示唆されている。

一方、最短の撮影時間にもかかわらず、Cp値が最も良い値を示さなかったのは、管電圧による線質の影響を受けているためと考える。以上より、至適なCp値は撮影時間と管電圧の双方の因子が関係している。

#### 3-2 Cp値の特徴について

Cp値は高管電圧域で高い値を示す傾向にあるが、ファントム厚によりCp値は変化した。ファントム厚が10cmから20cmが増えると、至適な撮影条件は95kV-5.6msecから105kV-2.5msecへと変化した。これは一般X線撮影領域と同じで、薄い被写体は低管電圧が最適な条件となり、厚い被写体になるほど高管電圧域に移行することと類似している。また撮影時間について、ファントムの厚さごとで撮影時間が異なったことは、至適なCp値は撮影時間のみで決定されないことを示唆していると考えられる。見た目のコントラストから推測すると、薄いファントムの場合は管電圧優位にCp値の値が変化し、厚さが増すごとに、撮影時間優位に変化すると考える。これがスロットスキャン画像における見た目のコントラストの特徴と推測する。

#### 3-3 Cp値の特徴について（スロットスキャン技術の視点から）

一般的なX線撮影であると、ファントム厚10cm-20cmでは標準的な使用管電圧は70kV-90kV程度

であるが、本検討で求めた95kV-105kVは高い傾向にある。要因の一つとして、スロットスキャン撮影は4cm幅の狭いコリメーターを使用して撮影するため、高管電圧域でも散乱線が抑制され、線質の変化によるコントラストの影響が少ないためと考える。これに関してはスロットスキャン技術の構造上の特徴と考える。

#### 3-4 Cp値による評価の妥当性

本研究において、Cp値は管電圧と撮影時間の組み合わせの中で、最も良好な見た目のコントラストを有した画像が存在すると仮定した。今回、撮影条件は同一画像効果を維持するためにSS値を近似して撮影条件を設定し、低管電圧-長時間撮影から高管電圧-短時間撮影に変化させた11通りを測定した。言い換えると、管電圧による線質と撮影時間によるブレの幅が変化中、最大となるCp値より得られた画像が、良好な見た目のコントラストを維持した画像と考える。スロットスキャン画像において、管電圧・撮影時間・ファントム厚の変化に対して異なるCp値を示したことは、ブレの量が一定の割合で変化することを示し、得られたCp値は定量的に変化した値と考える。このことより、スロットスキャン画像のコントラストについて定量的な算出が可能と考える。

#### 3-5 スロットスキャン画像におけるコントラストについて

スロットスキャン技術はフォトタイマーの設定が不可能なため、最適な撮影条件が設定しにくい現状がある。それにより、線量過多で撮影している施設も少なくないと考えられる。今後は、今回の結果を踏まえ、CNR (Contrast-Noise-ratio) 測定の可能性も含め、定量的な画質の優劣を算出できる可能性を考える。

スロットスキャン技術はブレというマイナスの因子を含んだ画像である。しかし、全脊椎撮影などは全年齢域で実施され、撮影領域に含まれる乳腺・脊椎・生殖腺など、放射線感受性の高い部位が含まれる。昨今では、1回の検査で立位（前後位および側面位）だけでなく臥位での撮影も加わり、定期的（フォローアップ）な撮影や他のモダリティによる総合的な線量は将来にわたり放射線障害のリスクを増大させ、がん誘発など危険性を増幅する可能性を有する。そのような中、本研究は線量評価へのアプローチも可能となり、線量低減への足掛かりも可能と考える<sup>7), 8)</sup>。

本研究で得られたブレた画像についての定量的な解

析は、動画やパルス透視など、ブレや動きを伴う画像への解析に応用可能かと考える。スロットスキャン技術による画像のブレを解析する方法を提唱し、画質のコントラストの領域において定量的な算出方法を提案した。

#### 4. 限界

本研究は、スロットスキャン画像のブレの因子を定量的に解析する手法を提唱した。臨床画像の評価を含めた結果は検討しておらず、今後の課題とする。

#### 5. 結語

スロットスキャン技術より得られた画像はブレという因子を含み、ブレを解析することで、見た目のコントラスト (Cp 値) の定量的算出方法の新しい手法が確立できた。

#### 謝辞

本研究に当たり、ご指導いただきました鈴鹿医療科学大学 柴田幸一教授、ならびに実験に協力していただいた公立福生病院医療部診療放射線技術科一同に感謝致します。

#### 参考文献

- 1) 柴田幸一：動画対応FPDシステムにおけるアプリケーションの開発。日放技学誌, 65, 821-828, 2009.
- 2) Noto K, et al.: Optimization of X-ray conditions for full spine X-ray examinations in slot-scan digital radiography. Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 67(11), 1438-42, 2011.
- 3) 半田信人：X線テレビシステムにおけるSlot Scan機能の使用経験。MEDICAL NOW, 65, 19-22, 2009.
- 4) 後藤和哉：SONIALVISION safire II におけるスロット撮影の臨床使用経験とその有用性 下肢領域を中心に。MEDICAL NOW, 65, 23-26, 2009.
- 5) 岡本孝英：SONIALVISION safire17におけるSlot Radiog-

#### 表の説明

- Table 1 スロットスキャン撮影条件 (2パターン)  
管電流 [mA] : 400mA (一定)
- Table 2 撮影条件  
管電圧と撮影時間の各組み合わせ
- Table 3 Cp値の測定結果
- Table 4 至適なCp値となった撮影条件

#### 図の説明

- Fig.1 長尺撮影システム  
(a1), (a2), (a3) : 一般撮影システム  
(b1), (b2) : X線透視撮影システム
- Fig.2 スロットスキャン技術による画像作成 (X線曝射から画像作成まで)  
(a) 画像取得  
(b) 画像結合  
(c) 長尺画像
- Fig.3 スロットスキャン画像の特徴 (ブレた画像)  
ブレは管球進行方向に現れます
- Fig.4 静止画像とブレた画像の違い  
左 : 静止画像 (一般画像)  
右 : ブレた画像 (スロットスキャン画像)  
静止画像 : 濃度境界が明確 (シャープ)  
ブレた画像 : 濃度境界が不明瞭 (緩やかに濃度変化)
- Fig.5 ブレの幅のサイズの違い  
ブレの幅の大きさは撮影時間の影響を受けます  
(a) ブレの幅 : 大 撮影時間 : 長い  
(b) ブレの幅 : 中 撮影時間 : 中  
(c) ブレの幅 : 小 撮影時間 : 短い
- Fig.6 コントラスト分析法  
(a) チャート上の測定範囲  
(b) Image Jによるプロファイル曲線  
(c) 変化率曲線 (微分)
- Fig.7 画像取得の準備 (ファントムとX線チャート)  
(a) X線チャートとファントムの配置写真  
(b) X線チャートとファントムの配置図 (イラスト)
- Fig.8 スロットスキャン技術の走査方向  
矢印はスキャン方向を示します
- Fig.9 スロットスキャン画像からのコントラストピーク値 (Cp) の測定  
(a) X線チャート (黒枠 : 形状測定エリア)  
(b) プロファイル曲線  
(c) 変化率 (プロファイル曲線の微分データ)
- Fig.10 撮影条件によるCp値の変動
- Fig.11 撮影条件の違いによるX線チャート像 (10cm)

raphyの使用経験—下肢の骨延長術への適用について—。MEDICAL NOW, 68, 6-10, 2010.

- 6) 市川重司：スロットラジオグラフィの使用経験～下肢静脈造影検査への試み～。MEDICAL NOW, 66, 31-35, 2009.
- 7) Law M, et al.: Cumulative radiation exposure and Associated cancer risk estimates for scoliosis patients: Impact of repetitive full spine radiography. Eur J Radiol, Mar, 85(3), 625-8, 2016.
- 8) Grieser T, et al.: Radiation dose reduction in scoliosis patients: low-dose full-spine radiography with digital flat panel detector and image stitching system. Rofo, Jul, 183(7), 645-9, 2011.