原 著

論文受付
2016年6月12日

論文受理
2017年1月11日

Code Nos. 253
532

血管撮影システムにおける X 線透視入出力特性の測定

萩原芳明 梅原孝好 松本一真 藤田知子
池内陽子 藤川慶太 高橋良幸 琴浦規子

兵庫医科大学病院放射線技術部

緒 言

近年、血管撮影装置は X 線平面検出器 (flat panel detector: FPD) を用いたシステムが主流となっている。ハードウェア、ソフトウェア両面の技術革新により X 線画像はデジタルデータとして高速に収集および処理され、歪みのない鮮明な画像として出力できるようになった。

FPD 搭載型血管撮影装置は、被写体を透過した X 線を電荷に変換し、さまざまな画像処理が加えられ¹⁾、

デジタル画像として出力される。画像処理としては、ダイナミックレンジ圧縮やエッジ強調、ノイズ低減処理が行われている¹⁾。更に、ディスプレイの表示調整には look up table (LUT) を用いたガンマ補正やウィンドウ処理が行われる^{1, 2)}。X 線透視では種々の画像処理がほぼ自動で行われている。

X 線透視画像の画質評価については空間分解能評価や、ノイズ評価等が報告されており³⁾、また観察者による視覚評価が行われている^{4, 5)}。X 線透視画像は

The Measurement of X-ray Fluoroscopy Input-output Characteristics in Angiography System

Yoshiaki Hagihara,* Takayoshi Umehara, Kazuma Matsumoto, Tomoko Fujita, Youko Ikeuchi, Keita Fujikawa, Yoshiyuki Takahashi, and Noriko Kotoura

Department of Radiological Technology, Hyogo College of Medicine College Hospital

Received June 12, 2016; Revision accepted January 11, 2017
Code Nos. 253, 532

Summary

Purpose: Determination of X-ray fluoroscopy radiation dose and contrast with angiographic system automatically depending on the objects, and to control setting manually, which is difficult for the measurement of characteristics. Therefore, we examined the method to adjust the conditions of fluoroscopy and measured the input-output characteristics. **Method:** To adjust and fix the condition of fluoroscopy, the exposure adjustment area at the center of the irradiation field was moved to the left side and attached the copper plates to regulate the exposure dose. The area to measure the digital value was selected at the center of the irradiation field, and the dosimeter was placed at the right side of the area, which was selected to measure the digital value. To regulate the entrance dose progressively, the acryl plates were inserted into the irradiation field except for the exposure adjustment area. We obtained a characteristic curve from the measured dose and the digital value. Difference of lookup table (LUT), dose dependency, and tube voltage dependency were checked by the digital characteristic curves. **Result:** Each LUT showed different curves, but they all saturated with 4095, which is the maximum value of 12 bits. Dose dependency was measured as an increase in the permitted dose level with an increase in the setting dose. Tube voltage dependency improved with the tube voltage rises. Each characteristic curve became same by converting the relative exposure dose. As a result, measuring the shape of LUT would be possible. **Conclusion:** The method is useful for measuring the characteristic curve with the X-ray fluoroscopy of angiographic system.

Key words: angiography system, X-ray fluoroscopy, flat panel detector, input-output characteristics, lookup table

*Proceeding author

Fig. 1 The measurement layout of angiography system.
The dosimeter and each phantom were placed on the patient table, and separated 7 cm from the surface of flat panel detector.

多くの処理による補正が行われているが、パラメータの適正化についての物理評価はみられない。

この理由として、血管撮影装置は自動露出調整機構 automatic exposure control (AEC) および、自動輝度調節機構 automatic brightness control (ABC) が機能し¹⁾、被写体厚の変化に伴い、出力線量だけでなく出力ピクセル値も自動で変動するため、測定条件を固定することが困難であることが考えられる。

われわれは、出力線量および画像処理が自動調整されている血管撮影装置において、入出力特性の測定法を考案した。本研究では、測定法の検証のために線量特性、管電圧特性の測定、および LUT を変化させ、パラメータの違いが特性曲線に及ぼす影響を測定した。

1. 方法

1-1 理論

自動で入出力調整を行う X 線透視では、照射野内に AEC および ABC を調整するための region of interest (ROI) が設けられており、形状や領域は照射野サイズにより変化し、あるいは位置の設定が可能である。調整用 ROI は遮蔽することで、照射野全体の入射線量と出力値が調整される。

本測定法では照射野を、照射野全体の線量を調整する調整領域と、入射線量と出力値を測定する測定領域の二つに分割する。調整領域には、AEC・ABC 調整用の ROI を指定し、遮蔽体を設置することで、基準となる入射線量と出力値の調整を行う。一方、測定領域は調整用 ROI に重ならないよう吸収体と線量計を設

置する。吸収体を段階的に増やしながら測定を行うことで、線量計の指示値と、透視画像において測定したピクセル値から特性曲線を求めた。

1-2 使用機器

血管撮影装置は FPD 搭載型の SIEMENS 社製 Artis Zee FA を使用した。ピクセル値の解析は ImageJ⁶⁾ を使用した。線量計は Radcal 社製 Radcal 9015 型、6 cc のチェンバを使用した。入射線量調整のための遮蔽体には 1.0 mm 厚および 0.5 mm 厚の銅板 (純度: 99.96%) および 1.0 mm 厚の鉛板 (純度: 99.99%)、吸収体として 1.0 cm 厚アクリル板を使用した。

1-3 測定方法

1-3-1 装置の配置

装置の配置を Fig. 1 に示す。Source to image receptor distance (SID) は装置で最大の 120 cm とした。線量計および各ファントムは寝台天板上に配置した。天板の高さは FPD から 45 cm 離れた位置に固定した。

FPD 前面に格納されている内挿グリッドは、グリッドを使用した場合、線量計と画像に寄与する X 線の線質の間に、より大きな乖離が生じることを懸念したため、除去して測定を行った。

1-3-2 出力線量調整

出力線量を固定するために、寝台天板上に測定機器を配置した (Fig. 2)。X 線の照射野を対角 32 cm に設定し、左側 3 分の 1 の領域を出力線量の調整領域とし

Fig. 2 The measurement layout on the patient table.
The copper plates are attached only to the exposure adjustment area, and the acryl plates are inserted into the irradiation field except for the exposure adjustment area.

て調整用の ROI を設定した。本装置において調整用 ROI は、照射野内に長方形、または円形で設定可能である。円形を使用した場合は中心に限り設定可能であるが、長方形を選択した場合は照射野の左側、中央、右側の三つのエリアを選択することができる。本測定法では長方形 ROI を左側に設定し、遮蔽体として銅板を配置した。

使用する銅板の厚さは、必要とする管電圧、線量値に応じて調節する必要がある。血管撮影装置の X 線透視は、管電圧および 1 フレームあたりの線量 (nGy/f, 設定線量) を設定することができ、設定した管電圧の値を基に管電流とパルス幅の組み合わせが変動することで自動制御している。しかし、管電流およびパルス幅いずれかが装置の下限もしくは上限に達した場合には、それを補うために管電圧が変動し、測定しようとする管電圧から外れてしまう場合がある。必要とする出力を装置側が行うことができるか、測定を始める前にあらかじめ把握し、銅板の厚さを決定する必要がある。

照射野の中心および右側 3 分の 2 の領域は、Fig. 3 に示すように測定領域とした。出力線量を固定させた状態で、測定領域にアクリル板を重ねていくことで FPD への入射線量を調整した。更に、入射線量を減弱するために、重ねたアクリル板の上に 1.0 mm の鉛板を追加して測定を行った。照射野の中央でピクセル値を測定し、照射野右側には線量計を配置した。

Fig. 3 The measurement layout of exposure area.
The area to measure the digital value was selected at the center of the irradiation field, and the dosimeter was placed at the right side of the area, which was selected to measure the digital value.

1-3-3 入射線量測定

X 線透視は 1 フレーム当りの入射線量が少ないため、透視条件を 1 秒あたり 10 フレームに設定し、10 秒間で 100 フレーム程度の収集を行った。収集した透視画像のフレーム数を記録しておき、線量計の値を総フレーム数で除することにより 1 フレーム当りの入射線量とした。なお、測定値に対して線量計の配置を考慮した逆 2 乗の距離補正を行った。

1-3-4 線量計の配置

本測定法では、線量計の設置する高さにより寝台上的の吸収体からの散乱線および装置からの後方散乱の寄与が異なることが考えられる。線量計の高さをアクリル板表面から、FPD 表面の間で変化させて線量計の指示値の変化を測定した。測定条件は、管電圧を 70 kV、設定線量を 80 nGy/f とし、線量調整用の銅板は 6.5 mm を使用した。吸収体のアクリル板は 20 枚用いた。線量計の設置位置は、FPD 表面から 2 cm の位置より 3 cm ずつ高さを変更し、アクリル表面までの計 6 点を測定した。各測定値には設置位置に応じた距離の逆 2 乗の補正を行った。また、筐体からの後方散乱を測定するために、1.0 mm の鉛板をアクリル板上に追加して同様の測定を行った。こちらの値は後方散乱を想定しているため距離の補正は行わなかった。

1-3-5 ピクセル値測定

ピクセル値は、透視保存画像の 5 フレーム目以降を使用し、ImageJ を用いて透視画像の中心に円形の

ROI(直径 300 ピクセル)を設定してピクセル値を測定し、5 フレームの平均値を求めた(Fig. 3)。測定した入射線量およびピクセル値から求められる曲線を、本測定では特性曲線と定義した。

1-3-6 LUT

FPD を用いた血管撮影システムにおいて、LUT は取得したデジタル値を直接変換し、ピクセル値として出力している。そのため LUT は画像のコントラストだけでなく、ノイズにも影響しており、入出力特性の一つとして重要であると考え、本測定を用いて LUT の形状が測定可能であるか検証を行った。

1-4 測定項目

1-4-1 LUT の比較

LUT の形状が測定可能かを検証するため、設定 LUT をリニア型 LUT である“gamma 10”（臨床では非使用）、臨床で使用されているログ型 LUT の“gamma log”，および“Special 6”の 3 種類とし、その特性曲線を比較した。使用した管電圧は 70 kV，設定線量は 40 nGy/f，線量調整用の銅板は 4.0 mm を使用した。減弱に用いたアクリル板は最大 22 cm であり、更に 1.0 mm 鉛板をアクリル上部に追加した。

1-4-2 線量依存性

線量特性を検証するために、単位フレームあたりの設定線量を変更し特性曲線を比較した。設定線量は 40 nGy/f，23 nGy/f，10 nGy/f の 3 段階を測定した。LUT は“gamma 10”および“gamma log”の 2 種類を測定した。使用した管電圧は 70 kV，出力線量調整用の銅板は 4.0 mm を使用した。減弱に用いたアクリル板と鉛板は、1-4-1 と同数とした。

1-4-3 管電圧依存性

管電圧特性を検証するために、管電圧を変化させて特性曲線を比較した。管電圧は 50 kV，70 kV，81 kV，90 kV の 4 段階で設定し、LUT は先と同様に“gamma 10”および“gamma log”の 2 種類を用いた。設定線量は 40 nGy/f，出力線量調整用の銅板は 90 kV まで出力するために 6.5 mm を使用した。減弱に用いたアクリル板と鉛板は、1-4-1 と同数とした。

2. 結果

2-1 線量計の配置

線量計の設置位置を FPD 表面からアクリル表面間で変化させた入射線量値を Fig. 4 に示す。アクリル板を 20 cm 設置した場合、FPD 側からアクリル側に近づく程、入射線量は増加する。更に鉛板 1.0 mm を追加した場合は、アクリル板に近づく程入射線量は減

Fig. 4 The change of incident dose from dosimeter position (70 kV, 80 n Gy/f, Cu: 6.5 mm).

少したが、FPD 表面から 8 cm 程度までは測定値は大きく変わらない結果となった。また、鉛板を追加した場合は FPD 表面に近いほど後方散乱が大きくなることから、本測定での線量計の固定位置は FPD 表面より 7 cm の位置(X 線管球より 110 cm)とした。

2-2 LUT の比較

今回測定した 3 種類の LUT について、特性曲線を Fig. 5 に示す。特性曲線の x 軸は入射線量値、y 軸はピクセル値を示す。すべての LUT においてピクセル値は 4095 で飽和した。直線型 LUT の“gamma 10”は、飽和値に達するまで全体として直線状を示したが、ピクセル値 1000 未満の低線量域では徐々に屈曲する非線形となった。ログ型の 2 種類の LUT では、それぞれ傾斜の異なる対数曲線状を描きピクセル値 4095 にて飽和した。

2-3 線量依存性

設定線量を 3 段階に調節した“gamma 10”，および“gamma log”の特性曲線を Fig. 6 に示す。設定線量が大きくなるほど、特性曲線の傾斜は小さくなった。特性曲線の x 軸を、入射線量から相対線量へと換算したものを Fig. 7 に示す。この相対線量は、ピクセル値が 4095 となる飽和点での入射線量を 1.0 として計算した。その結果、設定線量が変わってもすべての特性曲線の形状はほぼ同一となった。

なお飽和点の線量は、リニア型 LUT の場合、特性曲線上の傾斜部での測定点のうち上下 2～3 点ずつを除外した近似直線から外挿して求めた⁷⁾。ログ型 LUT

Fig. 5 Characteristic curves on each LUT.

The upper left curve showed “gamma 10” of liner type LUT, the upper right curve showed “gamma log” log type LUT, and the lower left curve showed “special 6” of log type LUT.

Fig. 6 Characteristic curves on dose dependencies.
(Left: gamma 10, Right: gamma log)

では、特性曲線上の飽和点の直前の5～9点を抽出し、描画した近似曲線から外挿して飽和点線量を求めた。

2-4 管電圧依存性

管電圧特性の測定結果を Fig. 8 に示す. “gamma

10” および “gamma log” の2種類のLUTは、いずれも90 kV, 81 kV, 70 kVそして50 kVの順に傾きが小さくなる結果となった. なかでも50 kVは顕著に傾きが小さくなる結果となった. 線量依存性と同様に、x軸を相対線量に換算すると、Fig. 9に示すよう

Fig. 7 Characteristic curves on dose dependencies (Relative dose).
(Left: gamma 10, Right: gamma log)

Fig. 8 Characteristic curves on tube voltage dependencies.
(Left: gamma 10, Right: gamma log)

に、すべての特性曲線はほぼ同じ形状となった。

3. 考 察

今回考案した測定法を用いて、3種類のLUTについて特性曲線を測定した。3種類すべてのLUTはピクセル値4095で飽和する特性曲線となった。このピクセル値4095は12ビットの最大値である。本来、FPDはraw dataとして14ビット(16838階調)を取得しているが、最終的な出力値は12ビット(4096階調)へ圧縮換算される。この制御は、AECおよびABCと連動しており、出力されるピクセル値を入射線量に対する絶対値として出力することは不可能である。この制御が入出力特性の測定を困難にしていると考え。

特性曲線の形状は、リニア型LUTの“gamma 10”では直線状を示し、飽和した後に更に線量を増加してもピクセル値に変化はなかった。一方で、ピクセル値1000未満の低線量域では徐々に屈曲する非線形となった。

低線量域で非線形となる原因は2-1でも観察されたように、アクリル板からの散乱線およびFPD表面からの後方散乱の影響が考えられる。低線量域を測定するためには、本測定法の設計上アクリル板の枚数が増えるため、線量計とアクリル板表面の距離がより近くなり、散乱線が増加してしまう。また、鉛板で線量計前面を覆った状態でも、線量計後方からの散乱線が測定されたことから、さまざまな方向からの散乱線が線

Fig. 9 Characteristics curves on tube voltage dependencies (Relative dose).
(Left: gamma 10, Right: gamma log)

量計およびFPDに入射しており、測定値に影響を与えている。

FPDに入射する散乱線を制御する観点から言えばグリッドは有効であるが、本稿ではグリッドを使用しなかった。1-3-1にて述べたように、線量計の測定値とグリッドによる線質の変化を理由としているが、加えて血管撮影装置はAEC・ABCの両特性から、相対値として出力されるピクセル値と線量との比例関係が成り立たない。そのため、グリッドの有無による線質の変化が、画像にどの程度影響するか知ることができないため、FPDの特性を評価するには、グリッドを装着したままではその補正が困難となる。

線量依存性についてはFig. 6に示すように、特性曲線の傾斜が設定線量の増加に伴い小さくなり、ピクセル値が飽和する線量値は高くなった。これは、設定線量の変化に伴い、ABCによりゲイン(感度)が変化するためと考える。

続いて、管電圧依存性についてはFig. 8に示すように、今回測定した範囲では、管電圧が高くなるほど感度が高くなり、50 kVでは特に感度が低く、70~90 kV付近になるとほぼ変わらない結果となった。これは、管電圧の上昇に伴い実効エネルギーが増加することによって到達線量が増加するため、AECが設定線量を同一となるようmAs値を下げ、それと同時に同じピクセル値を返すようABCがゲインを変化させたことが考えられる。

Figure 7, 9のようにx軸を相対値換算すると、設定線量および管電圧が変化しても、同一LUT間ですべての特性曲線はほぼ同じ形状となった。これは、相

対線量に変換することで、画像形成に寄与したX線の線質やシンチレータの発光スペクトルの違いの影響を除外する⁷⁾ためであり、また入射線量設定によって異なるABCのゲインの影響も除外されるためである。本測定法において、この特性曲線が本装置のX線透視の入出力特性を表し、またLUTの形状としても捉えることができると考える。

一方で、線量および管電圧依存性については、本測定法では入出力特性として測定されなかった。しかし、ある設定条件を基準とすることで、Fig. 6, 8のように実線量上の特性曲線における相対的な変化として、線量および管電圧依存性を捉えることは可能であった。

本測定法を用いて特性曲線を測定することで、以前より行われているような、視覚評価を主体とした画像調整手法から、ImageJなどのソフトウェアを利用して、LUTの変形を行うことで画像の変化を確認するなど、客観的なデータを利用した画像調整法が可能となる。

4. 結 語

FPD搭載型血管撮影システムにおける、X線透視の入出力特性測定法を提案した。入射線量および出力ピクセル値が自動で変化するX線透視において、入出力特性の測定法として有効であり、設定パラメータの変化に応じたピクセル値の変化として、特性曲線が測定可能であった。

謝 辞

本研究の遂行にあたり，ご協力いただきました兵庫医科大学病院放射線技術部の診療放射線技師諸兄に深く感謝いたします。

本論文の要旨は，日本放射線学会第43回日本放射線技術秋季学術大会(2015年10月，金沢)において発表した。

参考文献

- 1) 本田道隆. 画質を左右する主な因子. 放射線医療技術学叢書(34) Interventional Radiologic Technology. 日本放射線技術学会, 京都, 2015: 17-24.
- 2) 江口陽一. 臨床技術講座 DF 装置を使用する人が知っておきたいこと. 日放技学誌 2000; 56(11): 1321-1331.
- 3) 坂井真二, 片山礼司, 杜下淳次, 他. 直接変換型 FPD を搭載したデジタル X 線透視撮影システムの基本的な画質特性の比較. 日放技学誌 2008; 64(1): 41-49.
- 4) 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 2001; 57(1): 68-77.
- 5) 本田道隆, 大山大輔. 瞬時認識能の測定による透視画像の主観評価法に関する検討. 日放技学誌 2010; 66(11): 1432-1442.
- 6) Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. Nature Methods 2012; 9: 671-675.
- 7) 市川勝弘, 石田隆行. [スキル UP シリーズ] 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京, 2010; 70-90.

問合せ先

〒663-8501 西宮市武庫川町1番1号
兵庫医科大学病院放射線技術部 萩原芳明