

# 管電圧係数図に代わる撮影条件補正方法

*Radiographic condition modification method instead of using tube voltage coefficient chart*

畠山 典人

大阪労働衛生センター第一病院 放射線科 診療放射線技師

**Key words:** mAs coefficient, exposure index, tube voltage coefficient, computer simulation, inverse square law

## 【Abstract】

Our goal was to improve the radiographic condition modification method using a tube voltage coefficient chart (the conventional method). To do this, we used a new value is called the mAs coefficient, instead of obtaining the tube voltage coefficient, and generated a chart of the mAs coefficient using an approximate function. We calculated and modified the radiographic conditions using the approximate function that was obtained by measuring the exposure index (EI) values. The measured EI values and the target EI values had an under  $\pm 0.1$  relative error between them. Some errors factors were removed from the conventional method by our improvement.

## 【要旨】

本研究の目的は、管電圧係数図を用いた撮影法（従来法）を改良することである。そのために管電圧係数に代わる新たな値としてマス係数を定義し、そのチャートを近似関数で作成した。Exposure Index (EI) 値を実測することで得られたその近似関数を用いて、撮影条件を演算し補正した。実測されたEI値と目標EI値との相対誤差は $\pm 0.1$ 以下であった。提案法による改良は、従来法が有する誤差要因のいくつかを取り除いた。

## 1 緒言

標準体形の撮影条件を、被写体に合うように補正する撮影条件補正方法として、管電圧係数図を付した撮影法（従来法）が内田ら<sup>1,2)</sup>によって、また撮影条件補正係数を用いた撮影法が旭ら<sup>3,4)</sup>や森川ら<sup>5)</sup>によって考案された。従来法は、当時の撮影現場で利用できるように理論的単純化が行われ、精度的な問題点を有していた。例えばX線画像を形成する各要素のうち、線質によって異なる要素を約分している点、線質を表現する手法として、管電圧の肩に指数nを乗せているが、そのnの算出方法が不明瞭な点、さらにnの算出において、どのような基準で近似的に演算するかが不明瞭な点などである。不明瞭とは、診療放射線技師が管電圧係数図を作製するに当たり、撮影現場が許容する誤差の範囲を考慮し、任意に設定するという意味である。

私の提案した方法（提案法）は、従来法のいくつかの問題点を解消した。特に、提案法は管電圧係数図の読み取り誤差が生じないように、撮影条件を補正する上でコンピューターを使用した。

HATAKEYAMA Norihito

Radiological Technologist, Department of Radiology, Osaka Roudouisei Center Daiichi Hospital

Received April 21, 2020; accepted August 28, 2020

## 2 材料と方法

従来法と提案法は、スタンダード条件を補正したものを1次条件とし、さらに1次条件を補正して2次条件とすることで説明される。提案法が改良を行った従来法における問題点は、両かっことでA文字と1から7の数字を付して示す。

### 2.1 実験には次の機器を使用した。

- ・ x-ray tube: 0.6/1.2 P323 DK-85
  - ・ x-ray apparatus for general radiographing: RAD speed Pro
  - ・ High voltage generator: UD150L-40
- The x-ray system is manufactured by SHIMADZU CORPORATION.
- ・ x-ray detector: SKR3000 (AeroDR3 1417HD) KONICA MINOLTA
  - ・ Phantom: some 1cm Polymethyl methacrylate boards (PMMA).

### 2.2 スタンダード条件を補正して1次条件を作製

各施設の各撮影装置には、一対比較法<sup>6)</sup>や順位法<sup>7)</sup>を用いて、またはデジタル系のダイナミックレンジの広さを考慮し、検出器のエネルギー特性の観点から<sup>8)</sup>決定されたスタンダード条件が、X線システムのメモ

リーにプログラムされていることであろう。被写体がスタンダード条件で想定されているファントム厚とオブジェクトの動き量を有するならば、その条件で撮影すれば適正な画像が取得される。被写体の厚みや肉質が標準体形と異なるときに従来法が実行される。式(1)は、日本の診療放射線技師に知られた実験式であり、X線画像を形成するのに必要な各要素が含まれている。

$$E = K \frac{V^n i t s f Z}{r^2 B G} e^{-\mu d} \quad \dots\dots\dots \text{式 (1)}$$

この式(1)で、 $E$ はフィルムに与えられた写真効果(ここでは写真濃度)、 $K$ はその写真効果を調節するための定数、 $V$ は管電圧(kVp)、 $n$ は線質の特徴を表す指数、 $i$ は管電流(mA)、 $t$ は撮影時間(sec)、 $s$ は増感紙の増感率(係数)、 $f$ はフィルム感度、 $Z$ はX線管焦点の構成物質の原子番号、 $\mu d$ は被写体の線減弱係数と厚さ、 $r$ は焦点と画像間距離(Source-Image Distance, cm SID)、 $B$ はグリッドの露出倍数、 $G$ は照射野の大きさに関する因子である。

式(1)は、対数を取ってまとめると式(2)となる。

$$\ln(q) = \mu d + L \quad \dots\dots\dots \text{式 (2)}$$

この式(2)で、 $q$ はmAs値で管電流*i*(mA)と撮影時間*t*(sec)を乗じた管電流時間積(mAsec)、 $\mu$ は1次方程式の傾き、 $L$ は任意に決定する値を含む定数をまとめたもので切片となる。

つまり1次方程式の傾きと切片を実験的に求めれば、あるファントム厚*d*の適正な写真効果を得るために必要なmAs値が求められる。

この連立方程式は、2つの異なるファントム厚を用いて、スタンダード条件にある管電圧で同等な写真効果の画像を取得することによって解くことができる(A1:線質の明記)。

ただし、被写体の厚みと肉質がファントム厚に換算される必要がある。

### 2.3 1次条件を補正して2次条件を作製

しかしながら、われわれはmAs値を変更せずに管電圧を変更したい場合がある。式(3)は、1次条件と同等なExposure Index値(EI値)を有する2次条件に補正するとき、式(1)を用いて作られる。

$$K \frac{V1^{n1} i1 t1 F1 Z1}{(r1)^2 B1 G} e^{-\mu1 d} = K \frac{V2^{n2} i2 t2 F2 Z2}{(r2)^2 B2 G} e^{-\mu2 d} \quad \dots\dots\dots \text{式 (3)}$$

この式(3)で、1が付された要素は1次条件を表し、2が付された要素は2次条件を表す。

しかしながら、式(1)にある*s*と*f*は、 $F$ に代えられている。 $F$ はフラットパネルディテクター(FPD)の感度である。さらに*E*は、EI値として見なされる。

式(3)は、式(4)に変形できる。

$$\frac{V1^{n1} F1 Z1 B2 e^{-\mu1 d}}{V2^{n2} F2 Z2 B1 e^{-\mu2 d}} = \frac{i2 t2 (r1)^2}{(r2)^2 i1 t1} \quad \dots\dots\dots \text{式 (4)}$$

従来法における式(4)は、線質の影響を軽微として式(5)に単純化される。

$$\frac{V1^{n1}}{V2^{n2}} = \frac{i2 t2 (r1)^2}{(r2)^2 i1 t1} \quad \dots\dots\dots \text{式 (5)}$$

式(5)の左辺は管電圧係数であり、右辺は実験によって取得できる。さらに管電圧係数は近似的に  $n1 = n2$  として演算される。

提案法では、式(4)の右辺をマス係数(mAs coefficient)と名付ける。マス係数とは、ある中心から放射されたX線の生成において、2次条件の単位表面積当たりのmAs値を、1次条件の単位表面積当たりのmAs値を基にして正規化することによって取得される係数である(A2:式(4)を式(5)に単純化しない)(A3:n値の算出を避ける)。さらにマス係数の近似関数を作製した。

$$\frac{i2 t2 (r1)^2}{(r2)^2 i1 t1} = Q \quad \dots\dots\dots \text{式 (6)}$$

$$Q = Y(V2) \quad \dots\dots\dots \text{式 (7)}$$

この式で、 $Q$ はマス係数、 $V2$ は補正された管電圧(kVp)で変数でもある、 $Y-(V2)$ は横軸に変数 $V2$ 、縦軸にマス係数を設定したときの近似関数である。

### 2.4 近似関数の作製

$V2 \leq V1$  または、 $Q \Rightarrow 1$  のとき、例えば  $Y-(V2)$  として、式(8)を用いる。

$$Y(V2) = \frac{e^{(k2)}}{(V2)^{k1}} \quad \dots\dots\dots \text{式 (8)}$$

$V2 > V1$  または  $Q < 1$  のとき、 $Y - (V2)$  として、例えば式 (9) を用いる。

$$Y(V2) = e^{-(V2)^{k3+k4}} + k5 \quad \dots\dots\dots \text{式 (9)}$$

この式 (8) (9) で、 $k1, k2, k3, k4$ , そして  $k5$  はその近似関数に含まれる値である。それらはファントム厚ごとに設定される。

1次条件の作製において従来法を踏襲するため、スタンダード条件から補正する実証実験を省略し、1次条件として以下を仮定した。その条件は次の値を有している。管電圧 50kVp, 管電流 200mA, 撮影時間 18msec, 120cm SID, FPD上の照射野  $20 \times 20$ cm, PMMAファントム厚 8cm である。撮影プロトコルは、KONICA MINOLTAのCS-7にある“TEST QC S value”である。その条件はおよそ 250のEI値を取得する。いくつかの2次条件が、1次条件とおおよそ同等なEI値を取得するために、EI値 250を挟むように、SID 120cmで実験によって作られた。

Table 1は、EI値が250を示すようにそれらを線形補間することによって編集し、マス係数  $Q$  の値を算出したものである。

Fig.1は、縦軸に  $Q$ , 横軸に  $V2$  をもって Table 1 から  $Q$  をプロットしたグラフである。Fig.2は、縦軸に  $Q$ , 横軸に  $V2$  をもって、式 (8) と式 (9) を用いた近似関数で表したもので、マス係数図とする。その近似関数は、 $k1, k2, k3, k4$ , そして  $k5$  の値として、それぞれに Excel (Microsoft Office 2013) で、通過点制限  $Q = 1.0$  を用いて、5.74091, 22.47204, 0.55992, 8.87683, そして 0.07114 を演算して取得し作製した

Table 1 Interpolated radiographic condition and the mAs coefficient  $Q$  with an EI value of 250

kVp	mAsec	coefficient Q
46	29.45	1.61
48	23.14	1.27
50	18.24	1.00
56	10.52	0.58
63	6.11	0.34
72	3.56	0.20
78	2.60	0.14

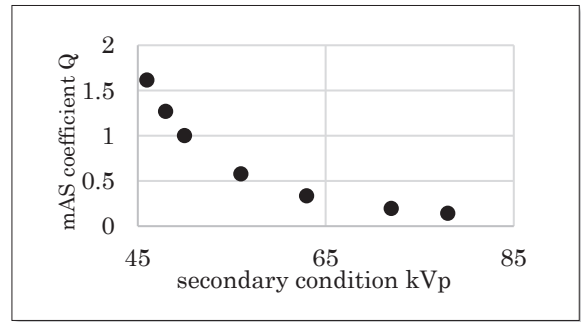


Fig.1 The graph plotting  $Q$  on the vertical axis with the  $V2$  on the horizontal axis

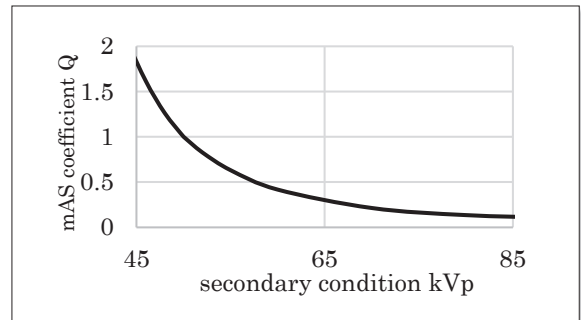


Fig.2 The mAs coefficient chart using (8) and (9) (45-85 kVp)

ものである。演算制約に  $Q = 1.0$  を用いているのは、管電圧係数図が、本来、管電圧の変更を伴わない補正条件算出のとき、管電圧係数図において 1.0 を通過すべきであるが、そのチャート上では必ずしも 1.0 を通過しないという問題点の解消のためである (A4: 通過点問題の解消)。

### 2.5 実証実験

撮影時間を空欄として近似関数を用いて2次条件を作製した。その時、当施設における実用域での撮影条件のパラメーターを3つのサイコロの目に割り当て、2次条件のパラメーターを作製した。各サイコロの目は、管電圧 (kVp) に 45, 51, 56, 62, 68, 73 を、管電流 (mA) に 80, 100, 160, 200, 250, 320 を、そして SID (cm) に 75, 85, 95, 105, 115, 125 を用いた。

Table 2は、撮影時間を空欄として近似関数を用いて算出した2次条件である。しかしながら、当施設では、タイマーの直線性への信頼性から、5msec未満の撮影時間は使わないようにしているので、5msec未満の時は5msec以上で設定し、管電圧を空欄として、再度、近似関数を用いて2次条件を算出した。Table 3は、近似関数によって再計算された2次条件である

Table 2 Secondary conditions generating by the approximate functions when we assumed imaging time blanks

Condition No.	kVp	mA	cm SID	msec
8cm, No.1	45	160	115	38.87
8cm, No.2	45	200	115	31.09
8cm, No.3	56	250	125	9.41
8cm, No.4	73	80	75	3.30
8cm, No.5	51	200	75	6.57
8cm, No.6	73	100	115	6.20
8cm, No.7	62	80	85	8.48
8cm, No.8	68	100	75	3.51
8cm, No.9	45	80	125	91.84
8cm, No.10	68	320	105	2.15

Table 3 Secondary conditions recalculated by the approximate functions when we assumed tube voltage blanks setting 5 msec or more imaging time, the measured EI values by the secondary conditions and the relative errors between the measured EI values and the target EI values

Condition No.	kVp	mA	cm SID	msec	measured EI value	relative error
8cm, No.1	45	160	115	40.0	264.14	0.057
8cm, No.2	45	200	115	32.0	262.96	0.052
8cm, No.3	56	250	125	9.0	245.80	-0.017
8cm, No.4	62	80	75	6.3	246.36	-0.015
8cm, No.5	51	200	75	6.3	232.89	-0.068
8cm, No.6	73	100	115	6.3	257.11	0.028
8cm, No.7	62	80	85	8.0	245.25	-0.019
8cm, No.8	62	100	75	5.0	237.12	-0.052
8cm, No.9	45	80	125	90.0	260.02	0.040
8cm, No.10	56	320	105	5.0	245.25	-0.019

(A5: チャートから値を読み取らない). しかしながら, 全ての2次条件は, そのX線システムで設定可能なパラメーターで作製されている. つまり, 近似関数によって算出された撮影時間または管電圧は, 最寄りのパラメーターが選択されている. Table 3は, その2次条件によって取得された実測のEI値と, ターゲットEI値250との相対誤差を示したものである.

### 3 結果

ファントム厚8cmを用いた実証実験では, マス係数Qの近似関数によって作製された2次条件を用いて取

Table 4 The result of demonstration experiments beyond the  $\pm 0.1$  relative error

Condition No.	kVp	mA	cm SID	msec	measured EI value	relative error
1cm, No.9	45	80	125	22	276.29	0.11
15cm, No.6	73	100	115	18	221.15	-0.12
15cm, No.7	62	80	85	32	281.94	0.13

得された実測のEI値は, ターゲットEI値に対して $\pm 0.1$ の相対誤差以内であった. 他に, ファントム厚を1, 5, 11, および15cmに変えて同様に実証実験を行った.  $\pm 0.1$ の相対誤差以内とならなかった実証実験結果をTable 4に示す.

### 4 考察

従来法の開発目標は, ターゲット写真濃度に対する相対誤差を $\pm 0.25$ 以内にするのであった. それはアナログ画像において, 濃淡があっても再撮影をせずに済むことを開発目標としていた. 提案法は, ターゲットEI値に対する相対誤差を $\pm 10\%$ 以内とすることが開発目標であった (A6: 開発目標の明記).

初回の実験では, 式(2)において連立方程式を解く段階で誤差を生じ, 開発目標を達成できなかった. 具体的には, 1次条件を作製するために実証実験のファントム厚を1-15cmの四肢のグリッドレス撮影を想定して, 1, 4, 7, 10, 13, そして15cmのPMMAファントムでEI値250となるようにmAs値を算出し回帰分析を行った (Fig.3). しかしながら, この回帰直線では, わずかに下に凸となる実測値を表現できず残差が生じてしまい, 2次条件の誤差と相まって開発目標を達成できなかった. そこで1-7cmと7-15cmに場合分けして回帰分析を行い, 決定係数 $R^2 = 0.9999$ の線形を作製して利用することで, ファントム厚8cmでの実証実験では開発目標を達成した (Fig.4).

同様に, ファントム厚を1, 5, 11, および15cmに変えて実証実験を行った. 開発目標を達成できなかった一部の結果がTable 4である. しかしながら, それらは近似関数による撮影時間の演算結果が, 21.11msecに対して最寄りのタップが20または22msec, 18.97msecに対して最寄りのタップが18または20msec, 30.06msecに対して最寄りのタップが28または32msecと離れていたことが原因であった. Fig.5は, 1, 8, および15cmのファントム厚で



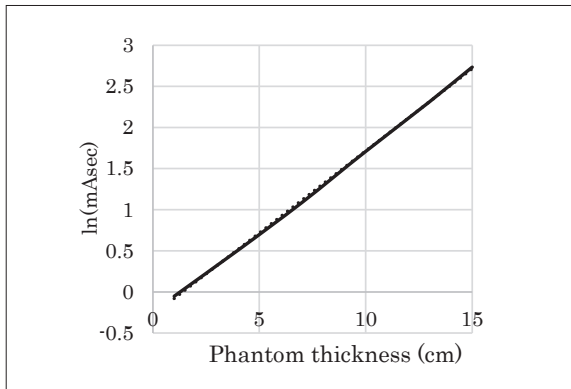


Fig.3 The graph of (2). The solid line is the data. The broken line is the regression line (1-15 cm:  $y = 0.1996x - 0.2794$ ;  $R^2 = 0.9996$ ).

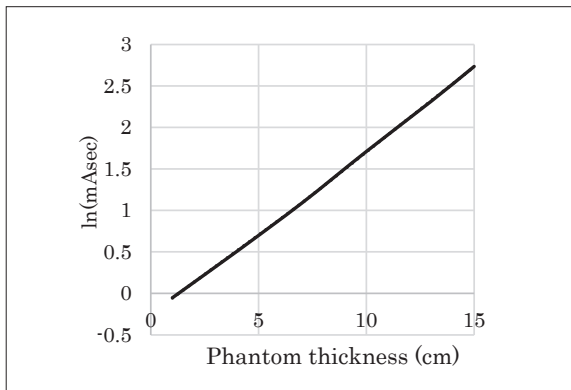


Fig.4 The graph of (2). The solid line is the data. The broken line is the regression line (1-7 cm:  $y = 0.1899x - 0.2448$ ;  $R^2 = 0.9999$ , 7-15 cm:  $y = 0.2053x - 0.3481$ ;  $R^2 = 0.9999$ ).

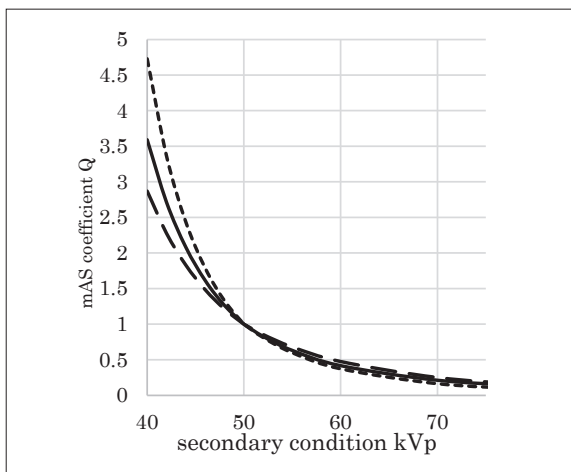


Fig.5 The mAs coefficient Q chart (40-75 kVp) for our demonstration experiment. The solid line is the approximate function for 8 cm PMMA. The broken line is the one for 1 cm PMMA. The dotted line is the one for 15 cm PMMA.

演算に使用したマス係数の近似関数である。例えば50kVpの撮影条件のマス係数Qを0.5にしたいとき、同一システムであっても、1cm厚では59.3kVp、8cm厚では57.8kVp、そして15cm厚では56.9kVpの違いを有して補正する必要が見て取れる。

## 5 結 語

今回、従来法の有する誤差要因のいくつかを除き、高速演算可能な撮影条件補正方法を提供した。しかしながら、X線システムの構成、検査目的部位およびファントム厚ごとにマス係数Qの近似関数のデータベースをあらかじめ準備する必要がある(A7:注意事項の明記)。提案法は、スタンダード条件で取得するEI値と同等なEI値を有する被写体の補正撮影条件を作製する。X線システムベンダーにおいては、より適切な撮影条件を設定できるように、より細やかな撮影時間を設定することができるX線システムをリリースしていただきたい。

実際の撮影現場では、被写体をファントム厚に換算することが難しいので、自動露出機構を用いて撮影されることが多いであろう。しかしながら、撮影テクニックの基本として、何らかの撮影条件補正方法を習得しておく必要がある。またEI値が同等な複数の撮影条件から、いかにして1つを選択するかといった撮影条件決定方法の議論が展開されると、診療放射線技師が、なぜ modulation transfer function (MTF) や Noise Power Spectrum (NPS) を学ぶ必要があるのか明らかとなるであろう。自動露出機構は被写体を見ていないのである。つまりオブジェクトの動き量や幾何学的位置に無関係に撮影条件を決定してしまうので、必ずしも適正な診断画像になるとは限らないのである。自動露出機構や自動階調変換処理は、撮影テクニックの補完的技術である。

## 謝 辞

撮影法の再開発を依頼してくれた内田勝先生、従来法の弱点を教えてくれた山下一也先生、従来法の著作権使用を許諾してくれた稲津博先生に感謝申し上げます。

## 利益相反

この論文に関して利益相反はない。

しかしながら、1次条件を補正して2次条件を作製する過程に関しては、新規性担保のために、日米で特許権を取得している。

### 表の説明

Table 1	EI値250に線形補間された撮影条件とマス係数Q
Table 2	撮影時間を空欄として、近似関数によって作製された2次条件
Table 3	撮影時間を5msec以上として、管電圧を空欄として近似関数によって再計算された2次条件と、その実測EI値、そして実測EI値と目標EI値との相対誤差
Table 4	±0.1の相対誤差を超えた実証実験の結果

### 図の説明

Fig.1	横軸に管電圧V2を、縦軸にマス係数Qをプロットしたグラフ
Fig.2	45-85kVpの区間で式(8)と式(9)を用いたマス係数図
Fig.3	式(2)のグラフ。実線は実験データ、破線は1-15cm間の回帰分析による回帰直線： $y = 0.1996x - 0.2794$ ； $R^2 = 0.9996$
Fig.4	式(2)のグラフ。実線は実験データ、破線は1-7cm間の回帰分析による回帰直線： $y = 0.1899x - 0.2448$ ； $R^2 = 0.9999$ 、7-15cm間の回帰分析による回帰直線： $y = 0.2053x - 0.3481$ ； $R^2 = 0.9999$
Fig.5	実証実験に用いたマス係数図(40-75kVp)。実線は8cm PMMA用の近似関数、破線は1cm PMMA用のもの、点線は15cm PMMA用のもの

### 参考文献

- 1) 内田 勝, 他: 放射線技術者のための画像工学. 通商産業研究社, 1978.
- 2) 小塚隆弘, 他: 診療放射線技術・改訂第14版・上巻. 南江堂, 13-72, 2019.
- 3) 旭 俊治: 各種X線装置の撮影条件補正係数に関する研究第1報 フィルム黒化法による写真効果について. 日放技学誌, 23巻1号, 94, 1967.
- 4) 旭 俊治: 撮影条件補正係数に関する試み(線量計法によるもの). 日放技学誌, 24巻1号, 95, 1968.
- 5) 森川賀根雄, 他: 撮影条件補正表について. 日放技学誌, 37巻3号, 385, 1981.
- 6) 大賀泰文, 他: X線写真の主観的評価法—Thurstoneの一对比較法による尺度化の試み—. 日放技学誌, 45巻7号, 831-839, 1989.
- 7) 中前光弘: 順位法を用いた視覚評価の信頼性について—順序尺度の解析と正規化順位法による尺度構成法—. 日放技学誌, 56巻5号, 725-730, 2000.
- 8) 小田敏弘, 他: CsI-flat panel detectorを用いる胸部撮影における90kV, 0.15mm Cuフィルタ線質の評価. 日放技学誌, 76巻5号, 463-473, 2020.