

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）

大学院医療福祉学研究科博士課程

新しい自動露出制御機構を利用して安定した
Exposure Index を実現する撮影法の研究

平成 29 年度

保健医療学専攻・放射線・情報科学分野・医用画像学領域

学籍番号：15S3069

氏名：柳田 智

研究指導教員：西木 雅行

新しい自動露出制御機構を利用して 安定した Exposure Index を実現する撮影法の研究

柳田 智

要旨

従来の AEC を使用しても EI が安定して得られないことは、先行研究により知られている。マンモグラフィのプレ曝射を用いた撮影法を応用し、プレ曝射とメイン曝射を画像加算して、安定した EI が得られる新しい AEC を使った撮影法を考案した。本研究では従来法に比べ考案法が常に安定した EI を実現できるかを検証し、さらに考案法のプレ曝射の最適な撮影条件について調べた。また、考案法の画像ノイズについても調べた。

ファントムの体厚を変化させて撮影した検証で、従来法に比べ考案法は偏差指標が ± 0.5 の範囲内に収まり安定した EI を得ることができた。考案法ではプレ曝射撮影条件の mAs 値を増加することによって、管電流の違いによらず EI を目標値の $\pm 2\%$ 以内に収めることができた。ノイズ特性の結果から、従来法に比べ考案法のノイズ増加は 3% 以内に収まった。

本検証結果より、考案法を用いることで従来困難であった安定した EI での撮影を実現する可能性を示すことができた。

キーワード : Exposure Index(EI), Deviation Index(DI), 自動露出制御機構(AEC), プレ曝射, フラットパネルディテクタ(FPD)

A new automatic exposure control method that can achieve stable Exposure Index in X-ray imaging utilizing pre- and main-exposure

Satoshi Yanagita

Abstract:

In X-ray imaging, it has been known to be difficult to obtain stable Exposure Index (EI) with using a conventional Automatic Exposure Control (AEC) system. In order to obtain stable EI, we proposed a new imaging method which comprises a pre-exposure and a main-exposure, the both being added afterwards to constitute a final image. By calculating the EI in the pre-exposure image, the main-exposure condition is determined so that the target EI of the final image is achieved. The method is based on the fact that the EI should be proportional to the current time product (mAs value) under the stable beam quality condition. This method is a spin-off from digital mammography which utilizes a pre-exposure for AEC purpose, but in mammography it is never added to a main-exposure.

As a result of the evaluation with changing the phantom thickness widely, the proposed method achieved a very stable EI, the Deviation Index (DI) being within ± 0.5 , which has never been achieved with the conventional AEC or a fixed condition exposure which is widely adopted in extremity imaging. In addition, we found that the EI got closer to the target EI with increasing the mAs value of the pre-exposure in order to avoid a non-linear nature of the X-ray generation during a lower mAs value condition. Finally, there was not observed a noticeable noise increase compared to the conventional method in terms of the normalized noise power spectrum (NNPS).

Key word: exposure index, deviation index, auto exposure control, pre exposure, flat panel detector

倫理上の配慮について

本研究は、人体ファントムを使った技術研究である。しかしながら、将来的に臨床実用化することを目的とした研究であり、本文中の図に臨床放射線画像データも引用している。よって本研究は、著者が所属している北里大学メディカルセンター倫理委員会（受付番号：28-25）および国際医療福祉大学倫理審査委員会（承認番号：16-Ig-79）の承認のもとで行った。また、引用した臨床放射線画像データは、連結不可能匿名化により個人情報を削除している。

利益相反について

本研究では、キャノンライフケアソリューションズ株式会社より借用した人体ファントムを使って実験を行った。また、一般撮影高電圧 X 線発生装置の二次側管電圧を直接測定する際には、株式会社島津製作所の技術者の協力のもと、測定を行った。その他の利益相反はない。

目次

1. はじめに.....	1
2. 理論.....	3
2.1 EI の定義.....	3
2.2 考案法の原理.....	6
2.2.1 考案法の計算式.....	6
2.2.2 考案法の relevant image region の設定と適正 DI 範囲.....	8
2.3 考案法の利点と限界.....	8
3. 検討および実験方法.....	10
3.0 考案法シミュレーションプログラム.....	10
3.1 考案法の基礎的検討.....	14
3.1.1 短時間撮影の管電圧波形.....	14
3.1.2 逆校正関数の決定.....	16
3.2 考案法の妥当性の実証実験.....	17
3.2.1 胸部ファントム.....	17
3.2.2 骨盤ファントム.....	18
3.2.3 下肢ファントム.....	19
3.3 考案法の特性の検討.....	20
3.3.1 プレ曝射撮影の至適撮影条件設定.....	20
3.3.2 プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響.....	21
4. 結果.....	26
4.1 考案法の基礎的検討の結果.....	26
4.1.1 短時間撮影管電圧波形.....	26
4.1.2 逆校正関数の決定.....	27
4.2 考案法の妥当性の実証実験の結果.....	28
4.2.1 胸部ファントム.....	28
4.2.2 骨盤ファントム.....	29
4.2.3 下肢ファントム.....	30
4.3 考案法の特性の実験結果.....	31
4.3.1 プレ曝射撮影の至適撮影条件.....	31
4.3.2 プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響.....	41
5. 考察.....	43
5.1 考案法の基礎的検討.....	43
5.1.1 プレ曝射の線質.....	43
5.1.2 逆校正関数の決定.....	43
5.1.3 メーカーの違いによる EI と独自の線量指標と考案法の適応.....	43
5.2 考案法の妥当性の実証実験.....	44

5.3	考案法の特徴	47
5.3.1	プレ曝射の至適撮影条件	47
5.3.2	プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響	50
6.	結語	51
7.	謝辞	51
8.	参考文献	52
9.	付録	54
9.1	富士フィルム独自の線量指標 (S 値)	54
9.2	コニカミノルタ独自の線量指標 (S 値)	57
9.3	キヤノン独自の線量指標 (REX 値)	59
9.4	付録の参考文献	60

1. はじめに

一般撮影デジタルシステムは、1983年に computed radiography (CR)が発売されて以来 Film/Screen 系を使ったアナログシステムに代わり、数多くの施設に導入されてきた。現在では、CR に比べ検出量子効率(detective quantum efficiency: DQE)が高く、短時間で画像表示が可能な flat panel detector (FPD)が一般撮影デジタルシステムの主流となりつつある。一般撮影領域において、撮影線量の過不足はアナログシステムではフィルム濃度として表現されており、撮影条件を上げて撮影線量が高くなるとフィルム濃度は高くなり、撮影条件を下げて撮影線量が低くなるとフィルム濃度は低くなる。一方、デジタルシステムは、自動感度補正機能により濃度(輝度)が自動調整されるために、濃度(輝度)によって撮影線量の過不足を知ることができない。撮影線量不足については、プリントアウトしたフィルムの粒状性の悪化により知ることができるが、撮影線量過多については知ることが難しく、アナログシステムに比べデジタルシステムは撮影線量が増加しているという報告もある¹⁾。また、フィルム診断からモニタ診断に読影環境が変化した今日では、撮影線量の過不足を解像力や輝度の異なる各種モニタが混在した環境下で判断することはさらに困難である。このような状況下、多くの一般撮影デジタルシステムメーカーは、独自の方法により検出器面の入射線量を推定し、メーカー独自の線量指標を用意して撮影後に撮影者に提供してきた。しかし、メーカー独自の線量指標は入射線量に対して、比例か反比例、真数か対数または平方根など、各メーカーによりさまざまな計算方法で定義されており、一貫性がないために臨床現場では混乱を招いていた^{2,3)}。このような中、2008年に国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission: IEC)より IEC62494-1 EXPOSURE INDEX OF X-RAY IMAGING SYSTEM が標準化された線量指標(exposure index: EI)として規格化された³⁻⁵⁾。EIは、撮影後に得られた画像の関心領域(relevant image region)のヒストグラムの代表値から、特定のX線線質の空気カーマ(入射線量)に換算する関数により求められる。このときの画像データは、ソフトウェアによる画像処理を施す前の ORIGINAL DATA と呼ばれる RAWDATA 画像に、フラットフィールド補正(例えば欠損ピクセル置換やオフセット補正、ゲイン補正など)のみを施した画像を使用するように規定されている^{3,6)}。そのため、EIは一部のメーカー独自の線量指標のように、ソフトウェアによる階調処理や鮮鋭化処理など画像処理により影響を受けて値が変化することはない。被写体によらず、安定してEIが一定である検査は、検出器面への入射線量が一定となる撮影であり、再現性の高い質の良い検査と考えられる。そのために、撮影者は常に安定したEIでの撮影が行えるように撮影条件を考えなくてはならない。

一方、EIを線量指標として用いた時の問題点として、胸腹部や骨盤など体幹部の撮影時に用いられる自動露出制御機構(auto exposure control: AEC)を使用しても、安定したEIが得られないことが先行研究で知られている⁷⁻⁹⁾。AECはアナログシステム時代より、採光野の入射線量を一定にして安定したフィルム濃度を得るために、広く利用されてきた機能である。デジタルシステム時代でモニタ診断が主流となった今日でも、AECは引き続き数多く使用されている。AECを利用しても安定したEIが得られない原因としては、AECの採光野とrelevant image regionが一般には異なることが挙げられる⁷⁻⁹⁾。また、ポジショニングや体格によりAECの採光野に入るべき解剖学的部位が入らない場合にも、安定したEIを得ることができない。図1にその一例を示す。図

1 (a)は立位タイプ FPD 装置のカバーを開けた状態の AEC 本体の写真である。3つの矩形と円形部が採光野であり、撮影部位によってこの採光野を選択する。図 1 (b)は、(a)の中心の円形部の採光野が選択されている状態で AEC による撮影を行い、ポジショニング不良で安定した EI が得られなかった胸部側面撮影画像である。この例では、採光野に直接 X 線が入ってしまったために撮影時間が適切な時間よりも短くなり、撮影線量が少なくなって、結果的に EI が低くなってしまっている(EI=24)。また、AEC を使用しない頭部や四肢などの撮影では、X 線発生装置に撮影条件を記憶させる機能であるアナトミカルプログラム(anatomic program: APR)を使用するが、デジタルシステムでは被写体厚が異なっても自動感度調整機能により濃度（輝度）が変わらないために、撮影条件を調整せず一律に固定撮影条件で撮影してしまうことが多い。そのために、APR を使用していても EI はばらつき、安定した EI を得ることができない。先行研究では AEC を使用した胸部正面撮影に限り、relevant image region や代表値の計算方法を変えることにより、安定した EI を得る方法についての報告はあるが、すべての撮影部位に対応して安定した EI を得る方法についての報告はこれまでにはない⁷⁻⁹⁾。榎本は¹⁰⁾、X 線照射中に特定の検出画素から採光野を自動設定して、その特定の検出画素の代表値を使って安定した EI を得る方法を提案しているが、特殊な検出器の構造を必要としているので一般的ではない。

本研究では、従来のハードウェア AEC を使わずに、マンモグラフィ領域で数多く使用されているプレ曝射を用いた撮影法を応用し、ソフトウェアにより常に安定した EI が得られる新しい AEC 機構を使った撮影法（以下考案法）を考案したので提案する。本論文の目的は、考案法を提示するとともに、考案法で常に安定した EI を実現できることを実証し、考案法の利点を最大限に発揮できる撮影条件を求めることである。

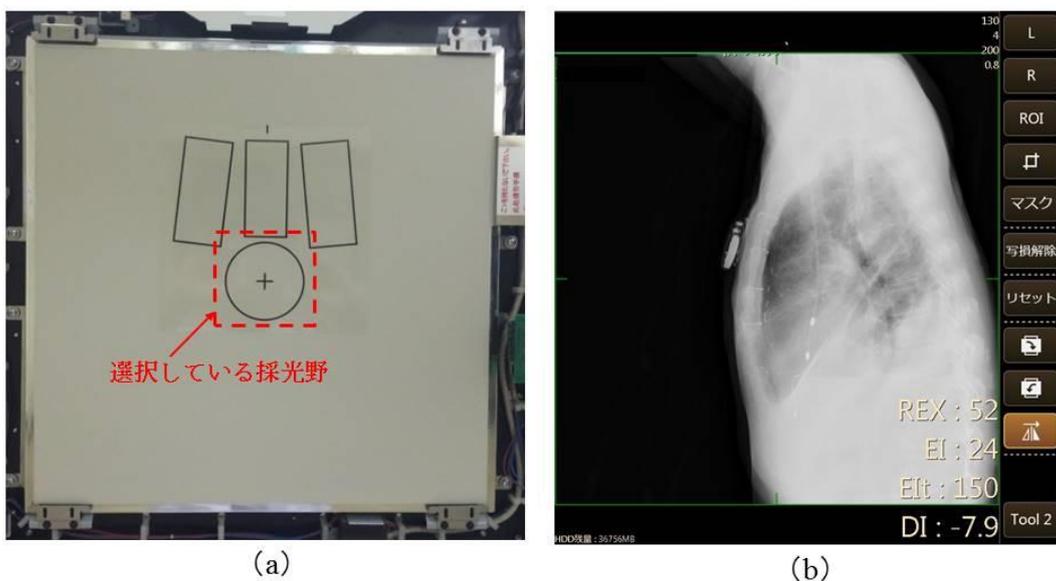


図 1 AEC 採光野と安定した EI が得られていない画像例
 (a) AEC 本体 (3つの矩形部と円形部が採光野)
 (b) AEC に直接 X 線が入ってしまった画像(EI=24)

2. 理論

2.1 EI の定義

EI は、IEC62494-1 で以下の(1)式のように定義されている^{2,4)}。

$$EI = C_0 \cdot g(V) \quad \dots\dots\dots (1)$$

C_0 は定数 $100 \mu\text{Gy}^{-1}$ であり、 $g(v)$ は逆校正関数、 V は relevant image region のヒストグラムの代表値 (value of interest: VOI) である。IEC62494-1 では relevant image region を「診断に関連する情報を包括する特定の検査画像の領域」、または典型的に「露光パラメータを最適化する対象領域」とされており、やや抽象的な表現にとどまっている。図 2 に一般撮影デジタルシステム装置メーカーが採用している主な relevant image region を示す。固定した領域として、「検出器全面」、「検出器中心 25%」、「検出器横長 50%」などがあり、固定されていない領域としては、「画像解析に利用した部分」や「直接 X 線や人工物 (インプラント) を除外した部分」などがある。IEC62494-1 では、VOI についても「統計学的に中心傾向を示す値 (代表値)」とやや抽象的な表現となっている。図 3 に VOI を算出するためのヒストグラムの代表値の主な種類を示す。ヒストグラムの代表値には、平均値 : Mean, 中央値 : Median, 最頻値 : Mode のほかにヒストグラムの上限值と下限値の階級間の中間の値 (中間値 : Middle) などがある。

IEC61267 MEDICAL DIAGNOSTIC X-RAY EQUIPMENT RADIATION CONDITIONS FOR USE IN THE DETERMINATION OF CHARACTERISTICS で定められている X 線線質 RQA5 (管電圧 ≈ 70 kV 付加フィルタ 21 mmAl または 0.5 mmCu+2 mmAl 半価層 6.8 ± 0.3 mmAl) の校正条件下では EI は以下の(2)式となる¹¹⁾。

$$EI = C_0 \cdot K_{\text{CAL}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

この時の K_{cal} は、検出器面の空気カーマ (μGy) を示す。また、この時の空気カーマと VOI には、以下の(3)式の関係がある。

$$K_{\text{CAL}} = g(V_{\text{cal}}) \quad \dots\dots\dots (3)$$

すなわち、逆校正関数は校正条件下で VOI から空気カーマを求める関数である。実際の逆校正関数は、校正条件下で VOI と空気カーマの関係のグラフの近似式から求めることから、(4)式や(5)式のような関数式となる。

$$g(V_{\text{cal}}) = aV_{\text{(cal)}} + b \quad \dots\dots\dots (4)$$

$$g(V_{\text{cal}}) = d \cdot \exp(c \cdot V_{\text{(cal)}}) \quad \dots\dots\dots (5)$$

(4)式は線量とデジタル値の関係が線形であるリニアシステム、(5)式は線量とデジタル値の関係が指数線形である Log システムの関数式となる。

EI には撮影部位ごとに目標値となる target exposure index (EI_T) が定められている。 EI_T は、IEC62494-1 では専門的な学会や責任ある組織によって設定されるとされているが、現在のところ日本国内では各施設に EI_T の設定が委ねられている。さらに IEC62494-1 では、EI と EI_T を定量化して標準偏差とした deviation index (DI) が以下の(6)式の通りに規定されている。

$$DI = 10 \cdot \log_{10}\left(\frac{EI}{EI_T}\right) \quad \dots\dots\dots (6)$$

DIの適正範囲について、米国医学物理学会(American Association of Physicists in Medicine: AAPM)のTask Group 116では表1のように「臨床画像における線量指標DIの範囲による対応」として定めており、±0.5を適正な撮影条件の範囲としている¹²⁾。EIは、DIが+3.0でEI_Tの約2倍、DIが+1.0でEI_Tの約1.25倍、DIが-1.0でEI_Tの約0.79倍、DIが-3.0でEI_Tの約0.5倍となる。DIが±0.5の適正範囲は、EIがEI_Tの約0.89倍から約1.12倍の範囲となる。

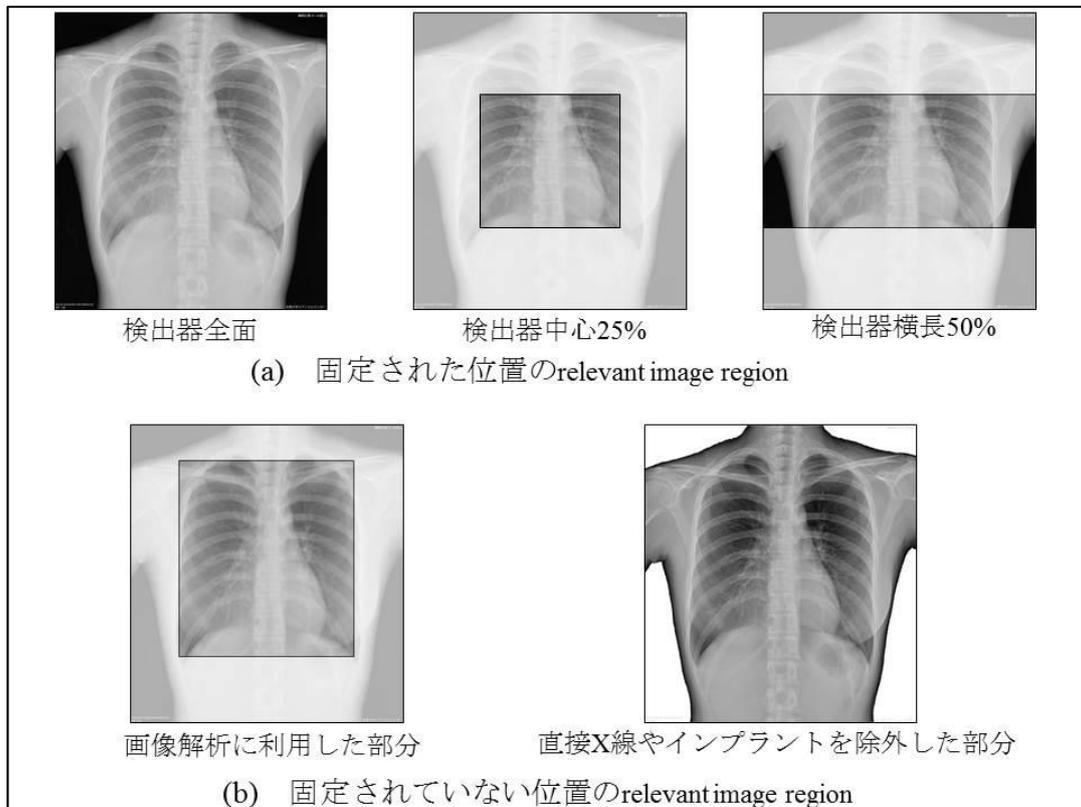


図2 一般撮影デジタルシステム装置メーカーが現在採用している
主な relevant image region

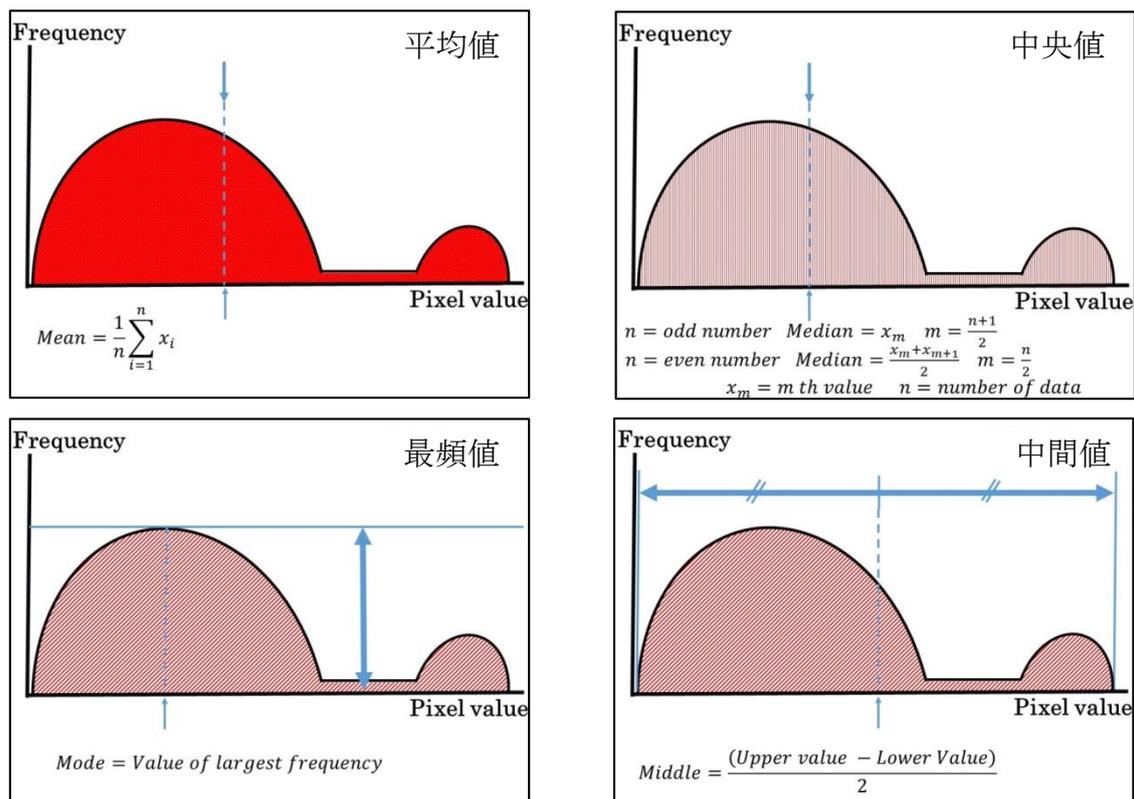


図3 VOIを算出するためのヒストグラムの代表値の主な種類

代表値には、平均値、中央値、最頻値、中間値がある。

図中に青↑の Pixel value が代表値となる。中間値の青縦線は最大値と最小値を示す。

表1 AAPM TG 116 の「臨床画像における線量指標 DI の範囲による対応」

DI	Range Action
>+3.0	Excessive patient radiation exposure: Repeat only if relevant anatomy is “burned out,” require immediate management follow-up
+1.0 to +3.0	Overexposure: Repeat only if relevant anatomy is burned out
-0.5 to +0.5	Target range
Less than -1.0	Underexposed: Consult radiologist for repeat
Less than -3.0	Repeat

2.2 考案法の原理

2.2.1 考案法の計算式

考案法は、従来のハードウェアによる AEC を使用せずに、ソフトウェアによる AEC 機能により常に EI_T に近い安定した撮影画像を提供する方法である。考案法は、管電流-時間積 (mAs 値) と検出器への入射線量が比例関係であることを前提に、同じ管電圧によりプレ曝射とメイン曝射を行う。管電圧の設定に関しては、目的の撮影部位ごとに個別に設定することから、考案法の検討範囲外である。図 4 に考案法のワークフローを示す。最初に既定のプレ曝射の $mAs_{(pre)}$ でプレ曝射画像 ($Image_{(pre)}$) を取得し、次にその relevant image region から VOI を求め、そこからプレ曝射の $EI_{(pre)}$ を逆校正関数から算出する。mAs 値と検出器への入射線量が比例関係であることから mAs 値と EI も比例関係であり、 $mAs_{(pre)}$ と $EI_{(pre)}$ とメイン曝射の $mAs_{(main)}$ と $EI_{(main)}$ の間には(7)式が成立する。 $EI_{(main)}$ は(8)式のように EI_T から $EI_{(pre)}$ を減算した値である。よって、(9)式により $mAs_{(main)}$ を求める。

$$\frac{EI_{(main)}}{EI_{(pre)}} = \frac{mAs_{(main)}}{mAs_{(pre)}} \quad \dots\dots\dots (7)$$

$$EI_{(main)} = EI_T - EI_{(pre)} \quad \dots\dots\dots (8)$$

$$mAs_{(main)} = \frac{EI_T - EI_{(pre)}}{EI_{(pre)}} \cdot mAs_{(pre)} \quad \dots\dots\dots (9)$$

(9)式により求めた $mAs_{(main)}$ によりメイン曝射を行ない、メイン曝射画像 ($Image_{(main)}$) を取得する。最後に(10)式のように $Image_{(pre)}$ と $Image_{(main)}$ を加算して、 EI_T に近い画像 ($Image_{(final)}$) を取得する。

$$Image_{(final)} = Image_{(pre)} \oplus Image_{(main)} \quad \dots\dots\dots (10)$$

$Image_{(final)}$ は、 $mAs_{(final)} = mAs_{(pre)} + mAs_{(main)}$ を照射したときに得られる画像である。 \oplus は、逆校正関数が $g(V) = aV$ のような単純な場合は加算でもよいが、本研究で使用した FPD のように $g(V) = aV + b$ の場合の加算では、 $Image_{(final)}$ の $EI_{(final)}$ は、

$$EI_{(final)} = C_0 \cdot a \cdot (V_{(pre)} + V_{(main)}) + C_0 \cdot b \quad \dots\dots\dots (11)$$

であり

$$\begin{aligned} EI_T &= EI_{(pre)} + EI_{(main)} \\ &= C_0 \cdot (aV_{(pre)} + b) + C_0 \cdot (aV_{(main)} + b) \\ &= C_0 \cdot a \cdot (V_{(pre)} + V_{(main)}) + 2C_0 \cdot b \quad \dots\dots\dots (12) \end{aligned}$$

となることから、 $Image_{(final)}$ の $EI_{(final)}$ は、 EI_T よりも $C_0 \cdot b$ だけ小さくなるので画像加算をしたときの EI の計算に補正が必要である。

さらに、Log システムの場合の加算はこれと別の操作が必要になるが、本研究の趣旨とは異なることからここでは省略する。

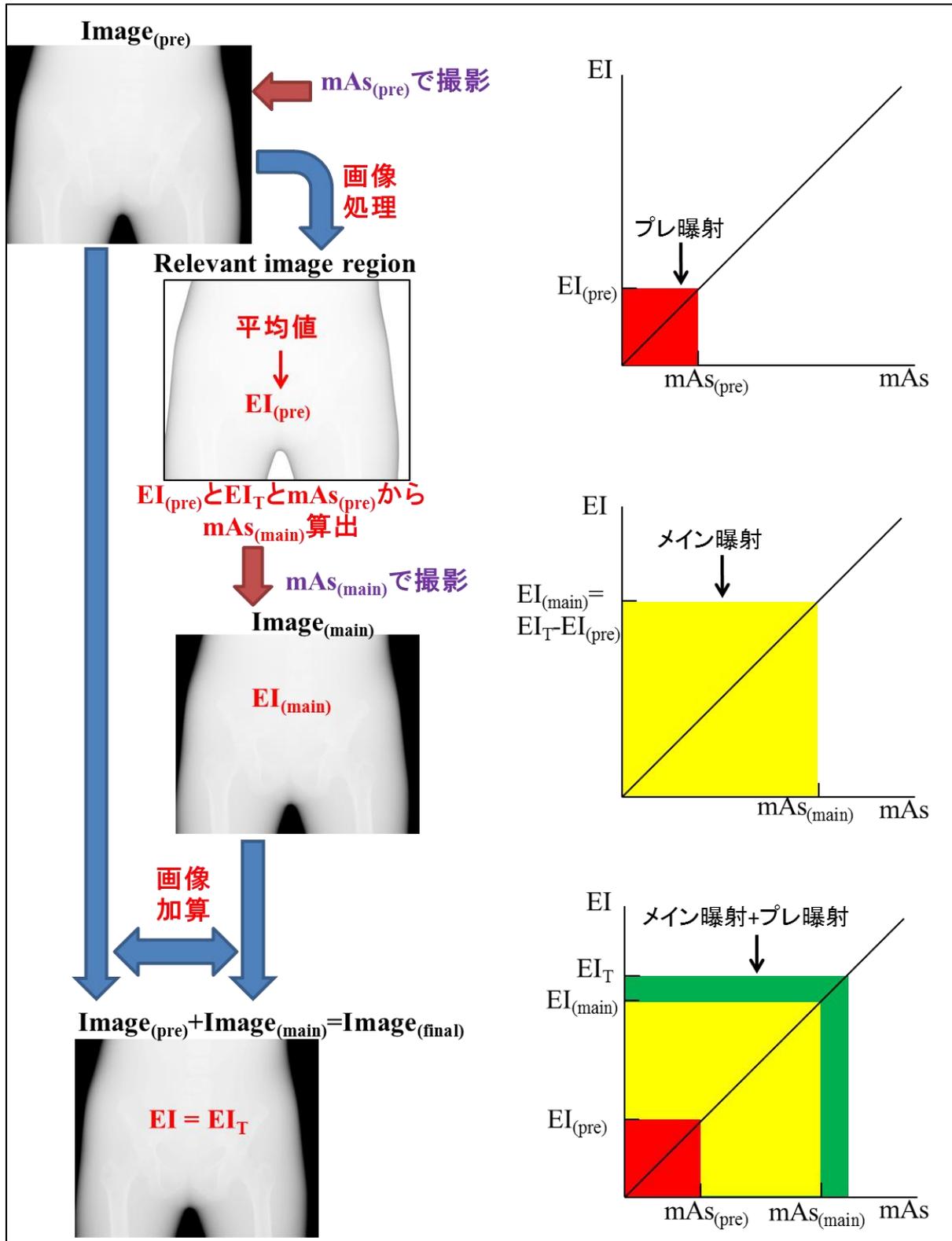


図4 考案法のワークフロー

左側のフローは、考案法の画像処理の過程を示す。右側のグラフは、 mAs と EI が比例関係であることを示しプレ曝射画像+メイン曝射画像から EI_T に近い画像を求める過程を示す。

2.2.2 考案法の relevant image region の設定と適正 DI 範囲

本研究で使用する relevant image region の設定には、ポジショニングの影響を受けにくく撮影したすべての領域の画質を考慮できることから、画像解析による「検出器面内の固定されていない位置で、直接 X 線とインプラントを除外した部分」(図 2(b)の右側)を採用し、代表値には「平均値」(図 3 の左上)を採用した。また、本研究において、常に安定した EI で撮影できるということは、Image_(final)の DI が AAPM TG16 で定める ± 0.5 の適正範囲に収まることであるとする。すなわち、EI が EI_Tの約 0.89 倍から約 1.12 倍に収まることである。

2.3 考案法の利点と限界

考案法の利点として以下のようなことが挙げられる。

① 再現性の高い撮影を行うことができる。

考案法は、常に EI_Tに近い EI で撮影を行うことができる。すなわち、常に検出器面への入射線量を適正で一定とする撮影を行うことができることから、再現性の高い撮影を行うことができる。

② 従来の AEC を使用した撮影に比べ、画質が向上する。

ハードウェアを用いた従来の AEC は、検出器面と散乱線除去用グリッドの間に配置された前面検出方式がほとんどである¹³⁾。前面検出方式は、撮影条件によっては AEC の映り込みや散乱線の増加など、撮影画像の画質に影響することが先行研究で知られている^{14,15)}。考案法は、ハードウェアを使用せずにソフトウェアにより AEC 機能を達成するので、撮影画像に影響がなく従来の AEC に比べ画質が向上する。

③ 頭頸部や四肢の撮影にも AEC 機能が適応できる。

頭頸部や四肢の一般撮影では、従来の AEC は採光野の大きさや位置が被写体の大きさに合わない場合やポジショニングが困難な場合が多い。また、採光野への直接 X 線の入射により露出不足になってしまう可能性がある¹⁶⁾。そのため通常は、従来の AEC を使って頭頸部や四肢を撮影することはない。考案法では、従来の AEC 機能の採光野に対応する部分が relevant image region であり、考案法の relevant image region は、画像解析によりその画像によって適切な形と位置が決定される。その形状は従来の AEC の採光野のように固定された領域ではないので、直接 X 線の影響を受けることはない。このことから考案法によれば、すべての撮影部位に AEC 機能を適応することが可能である。

④ ポータブル撮影や長尺撮影にも AEC 機能が適応できる。

病棟のベッドサイドで撮影を行うポータブル撮影では、ハードウェアの耐久性や結線の煩雑さなどを理由に、現在では従来の AEC を使って撮影することはない。また、全脊椎や下肢全長を撮影する長尺撮影も、③と同様に AEC の採光野の大きさや位置が被写体に合わない場合が多いため、従来の AEC を使用して撮影することはない。一方、考案法では、ソフトウェアにより AEC 機能を達成するため、特別なハードウェアや結線を要せず、ポータブル撮影や長尺撮影などの特殊撮影でも AEC 機能を適応することが可能である。

⑤ 従来の AEC に比べ細かな条件設定が可能

図 5 に従来の AEC の Sensitivity 設定の代表的例を示す。従来の AEC は Sensitivity を数段階しか設定できない。すなわち、採光野への入射線量を数パターンしか設定できない。一方、考案法は

EI_Tの値の設定により relevant image region への入射線量を設定できることから、撮影部位ごとに細かな条件設定が可能である。

一方、考案法の限界として、以下のようなことが挙げられる。

① CRは適応外である。

一般撮影デジタルシステムでも、CRには対応していない。CRでは、読み取り時間に30秒から1分程度かかるため、プレ曝射時のポジショニング体位を、メイン曝射まで保つことが困難であることがその理由である。

② 動きの速い被写体に対して、適用できない。

プレ曝射画像とメイン曝射画像を加算することから、動きの速い被写体に対して適用することができない。ただし、動きの速い被写体に対して対応するために、例外的にプレ曝射画像を破棄してメイン曝射画像のみでEI_Tに近い安定したEIを実現させることは可能である。そのためには、前述の(9)式、(10)式を使わずに次の(13)式により mAs_(main)を求め、(14)式の通りプレ曝射画像を加算せずにメイン曝射画像(Image_(main))がEI_Tに近い画像(Image_(final))とすることが必要である。

$$mAs_{(main)} = \frac{EI_T}{EI_{(pre)}} \cdot mAs_{(pre)} \quad \dots\dots\dots (13)$$

$$Image_{(final)} = Image_{(main)} \quad \dots\dots\dots (14)$$

この場合は、考案法に比べ、プレ曝射画像分の被ばく線量が多くなることになる。

③ 整流方式がインバータ式以外の装置には適応外である。

整流方式がインバータ式以外の装置(2ピーク形X線装置, 三相X線装置, 自己整流X線装置, コンデンサ式X線装置など)は、管電圧の立ち上がりが遅いことや、管電圧が一定でないことを理由に考案法を適応することはできない。

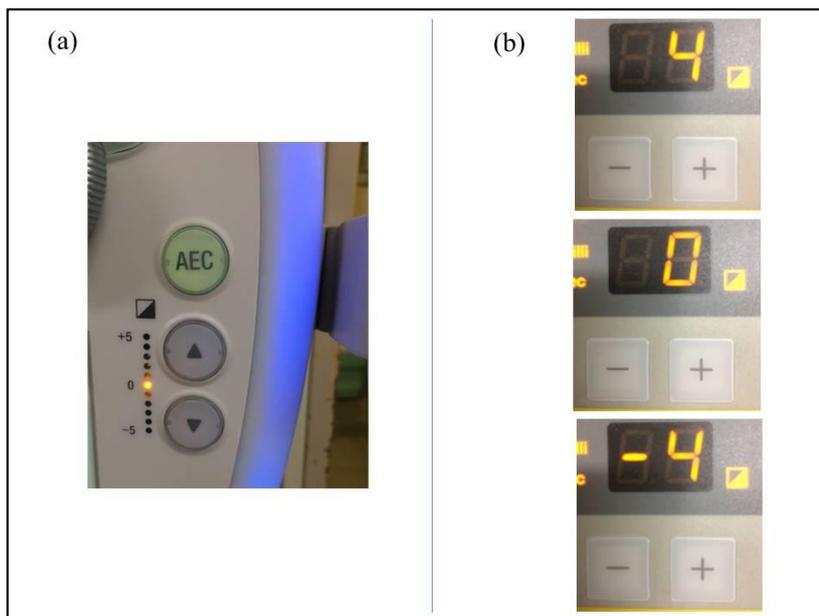


図5 AECのSensitivityの代表例

- (a) +5 から-5 まで 11 種類の Sensitivity しか選択できない X 線制御装置
- (b) +4 から-4 まで 9 種類の Sensitivity しか選択できない X 線制御装置

3. 検討および実験方法

本研究で実験に使用する装置は、すべて所属施設で臨床使用している装置である。一般撮影 X 線高電圧発生装置は島津製作所社製 RADIOTEX (X 線高電圧装置 UD15B-40 (整流方式: インバータ式) X 線管 0.6/1.2P324DK-85 (X 線管固有ろ過 Min.1.5 mmAl 総ろ過 Min.2.5 mmAl), AEC SPT-XD-S01) を使用した。一般撮影デジタルシステムは、間接変換方式 FPD で蛍光体にヨウ化セシウム(CsI), ピクセルピッチ 0.125 mm を備えたキヤノン社製 Canon CXDI (ソフトウェア CXDI-NE Ver.2.14.1.4 検出器 立位タイプ FPD : CXDI401C カセットタイプ FPD : CXDI70CWireless) を使用した。Canon CXDI は、QC(quality control)モードで RAWDATA 画像を取得できることから、本研究では、QC モードにより画像取得を行った。散乱線除去用グリッドは FPD に付随したもので、三田屋製作所社製 MS-X レイ・グリッド 立位タイプ FPD 用 (グリッド密度 52 本/cm グリッド比 10:1 集束距離 180 cm), 臥位撮影テーブル用 ((グリッド密度 52 本/cm グリッド比 8:1 集束距離 120 cm) を使用した。

線量計は、半導体線量計であるアンフォース社製 Unfors Xi R/F を使用した。Unfors Xi R/F はアルミニウム半価層を測定することができることから、線質を決定する際にも Unfors Xi R/F を用いた。人体ファントムは、人体組織と近似の X 線吸収率を持つ軟組織等価材と人工骨から構成されており、標準成人と同等の撮影条件を求めることができる京都科学社製の胸部ファントム、骨盤ファントム、下肢ファントムを使用した。ファントムの体厚を調整するために、水の 1.5 倍の比重をもつアクリル板 0.5 cm 厚および 1.0 cm 厚は住友化学社製のものを使用した。アルミニウム付加フィルタは、泰豊トレーディング株式会社製のアルミニウム板 1 mm 厚 (アルミニウム純度 99.5%) を組み合わせて使用した。

3.0 考案法シミュレーションプログラム

EI は、多くの放射線画像の研究で活用されている汎用画像処理フリーソフトウェア ImageJ と表計算ソフトを組み合わせて使うことにより、算出することができる。しかし、ImageJ と表計算ソフトでは、VOI を一定の条件で毎回繰り返し取得するのが煩雑なことから、本研究を遂行するために考案法シミュレーションプログラム(AEC simulator using pre exposure and EI_T)の開発を行った。本研究において、プレ曝射画像の EI の計算、メイン曝射の mAs 値の計算、メイン曝射画像の EI の計算、プレ曝射画像とメイン曝射画像の加算、加算画像の EI と DI の計算はすべて考案法シミュレーションプログラムを使って行った。なお、考案法シミュレーションプログラム中での EI の計算は、副論文の中で解析に使用している EI 計算プログラム EItool のロジックを使用しており、EI の計算結果については副論文中で ImageJ と比較検証し、結果の妥当性を確認している⁹⁾。図 6 に考案法シミュレーションプログラムのグラフィカルユーザインターフェース、図 7 に考案法シミュレーションプログラムのワークフローを示す。以下に考案法シミュレーションプログラムによる解析手順を示す。

① 逆校正関数と EI_T, プレ曝射撮影条件(mAs 値)の入力

逆校正関数と EI_T, プレ曝射撮影条件の mAs 値を入力する。逆校正関数は、リニアシステムにもログシステムにも対応しているが、本研究ではリニアシステムに限定して使用している。

② プレ曝射画像の入力

①のプレ曝射撮影条件で撮影したプレ曝射画像データを入力する。画像フォーマット形式は画像付帯情報をもたない RAWDATA フォーマットと画像付帯情報をもつ DICOM フォーマットに対応しているが、本研究では、RAWDATA フォーマットに限定して使用している。

③ プレ曝射画像表示と relevant image region の表示

プレ曝射画像を入力するとプレ曝射画像を表示する。表示したプレ曝射画像に対して、照射野認識が行われ、閾値設定とモルフォロジー処理によって直接 X 線領域を除去した領域（照射野外と直接 X 線領域のデジタル値を 0 にする。）が抽出される。抽出処理された領域が、relevant image region として表示される。

④ プレ曝射画像の EI の計算とメイン曝射の撮影条件(mAs 値)の計算

③の処理によって得られた relevant image region のヒストグラムの代表値から、①で入力した逆校正関数を使いプレ曝射画像の EI が計算され表示される。代表値を平均値、中央値、中間値のいずれかを選択して EI の計算を可能にしているが、本研究では、平均値のみに限定して使用している。プレ曝射画像の EI と①で入力した EI_T とプレ曝射の mAs 値をもとに、メイン曝射に必要な mAs 値が計算されて表示される。プレ曝射画像の EI が EI_T を超えた場合には、ここで終了となる。

⑤ 加算画像の表示と加算画像の $EI_{(final)}$ 、 $DI_{(final)}$ の計算

④の mAs 値で撮影したメイン曝射画像を入力すると、プレ曝射画像と画像加算を行って加算画像を表示する。③で決定した relevant image region から、加算画像のヒストグラムの平均値を求め EI を計算して、加算画像の $EI_{(final)}$ を表示する。

⑥ DI の計算と加算画像の保存

$EI_{(final)}$ から、①で入力した EI_T に対する加算画像の $DI_{(final)}$ を計算し表示する。加算画像は、RAWDATA フォーマットでの保存を可能にしている。

なお、本研究が臨床実用化された場合には、考案法シミュレーションプログラムは X 線高電圧発生装置と FPD 間のインターフェース部分となる。

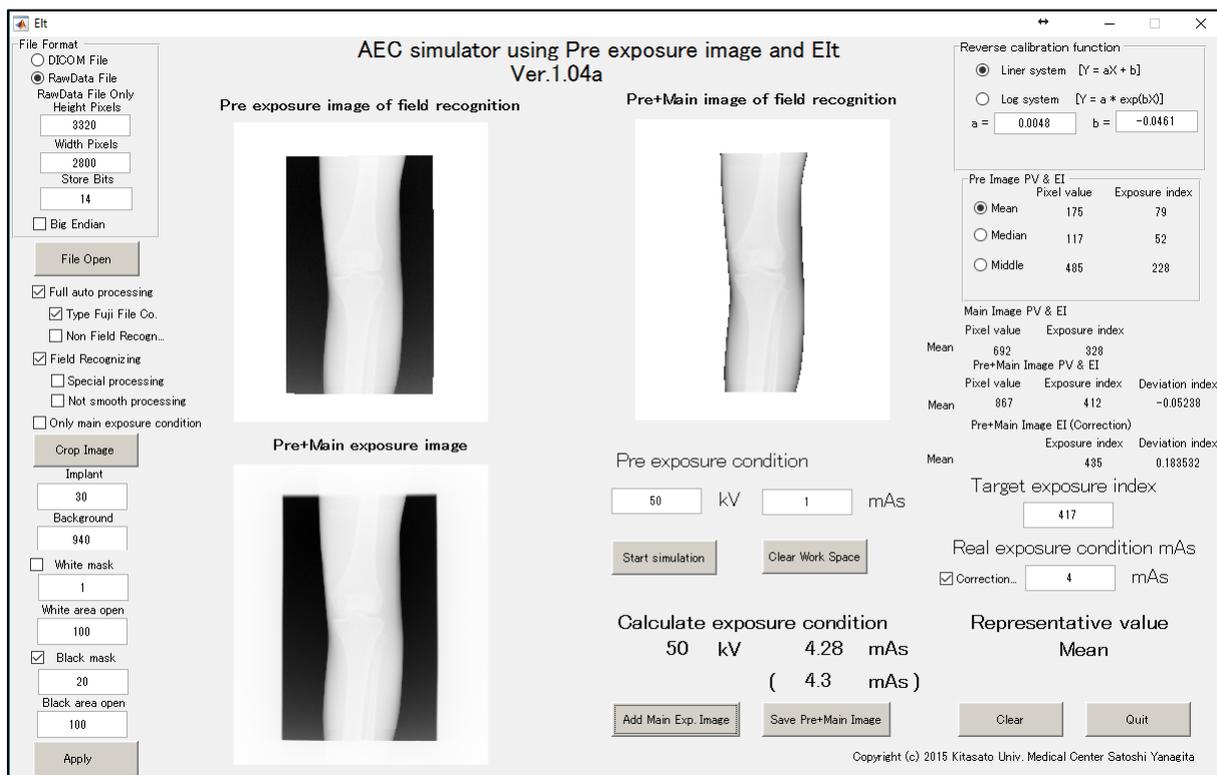


図6 考案法シミュレーションプログラム
(AEC simulator using pre exposure and EI_T)
のグラフィカルユーザインターフェース

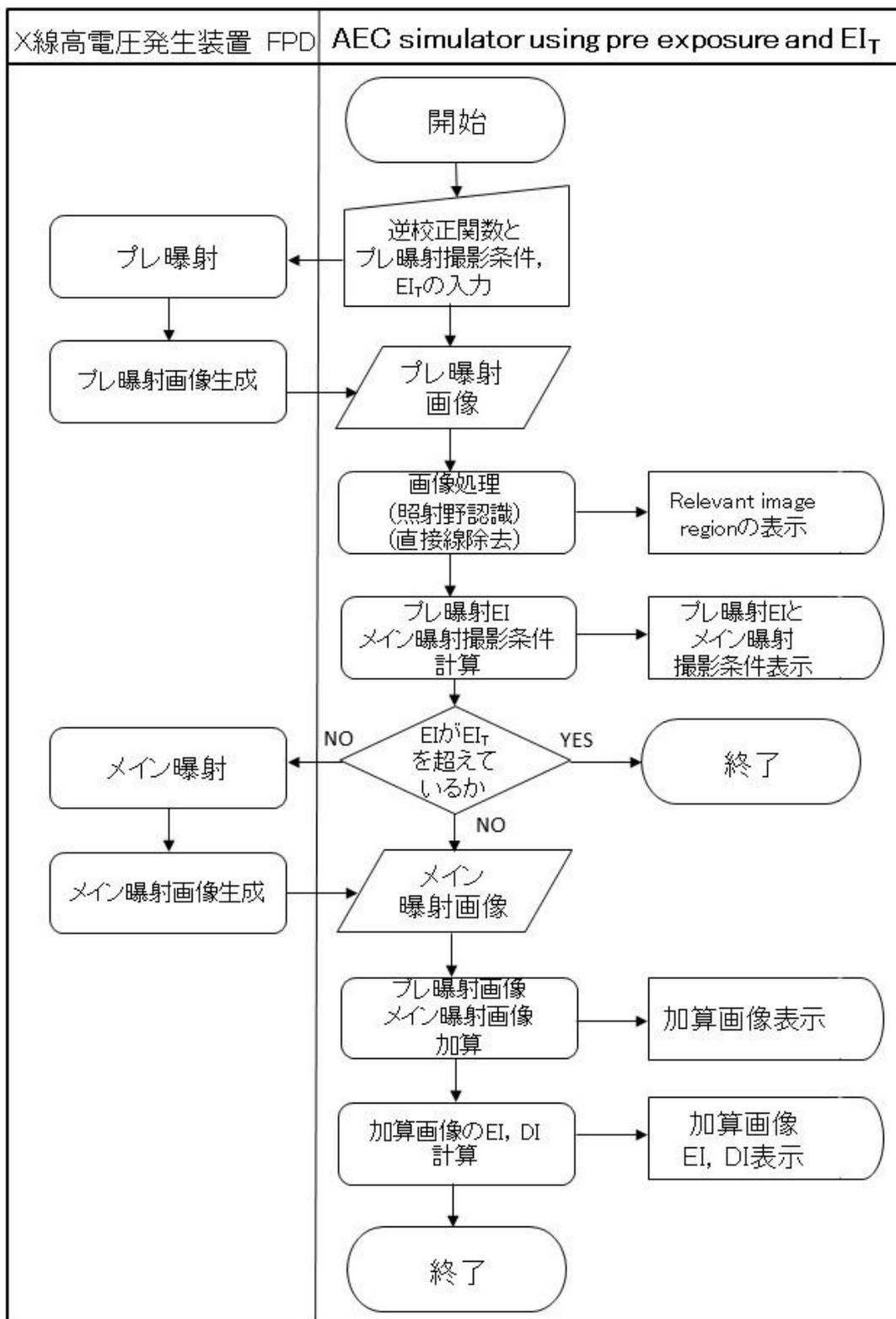


図7 考案法シミュレーションプログラムのワークフロー

3.1 考案法の基礎的検討

考案法は、プレ曝射とメイン曝射を同一管電圧で撮影することを前提としている。プレ曝射およびメイン曝射の mAs 値が低い場合は短時間撮影となるために、管電圧が設定値にまで達せず、プレ曝射とメイン曝射の線質が異なる可能性が考えられる。このことから、短時間撮影の管電圧波形を計測しておく必要がある。また、考案法を実施するにあたり、あらかじめ検出器の逆校正関数を決定しておく必要がある。以上より、考案法の基礎的検討では、「短時間撮影の管電圧波形取得」と「逆校正関数の決定」の実験を行った。

3.1.1 短時間撮影の管電圧波形

X線高電圧発生装置の管電圧波形取得には、出力したX線から半導体線量計を利用して測定する非接触型測定と、X線出力時にX線管に供給するX線高電圧装置の二次側管電圧を直接測定する方法がある。半導体線量計は簡易的に計測することができる一方、短時間応答特性が良好でないために正確な波形が計測できない欠点がある。一方、二次側管電圧を直接測定する方法は、正確な管電圧波形を求めることができるが、高電圧回路を直接操作することからユーザが安易に計測することができない。今回の実験では、正確な短時間曝射の管電圧の波形を取得するため、X線高電圧発生装置メーカーの技術者の協力のもと、X線高電圧発生装置の二次側管電圧を直接測定する方法を用いた。

図8-(a)に管電圧測定概略図を示す。X線高電圧発生装置の二次側とX線管の間に分圧器タンクを接続し(図8-(b))、分圧器タンクからkVメータを通じてオシロスコープを接続して(図8-(c))、X線制御装置の表示管電圧が120 kV、80 kV、50 kVの時の管電圧波形を取得した。表示撮影時間は管電流別に、X線高電圧発生装置が出力できる最短時間とし、表2の組み合わせの通りとした。なお、焦点サイズはすべての条件で小焦点0.6 mmを使用した。

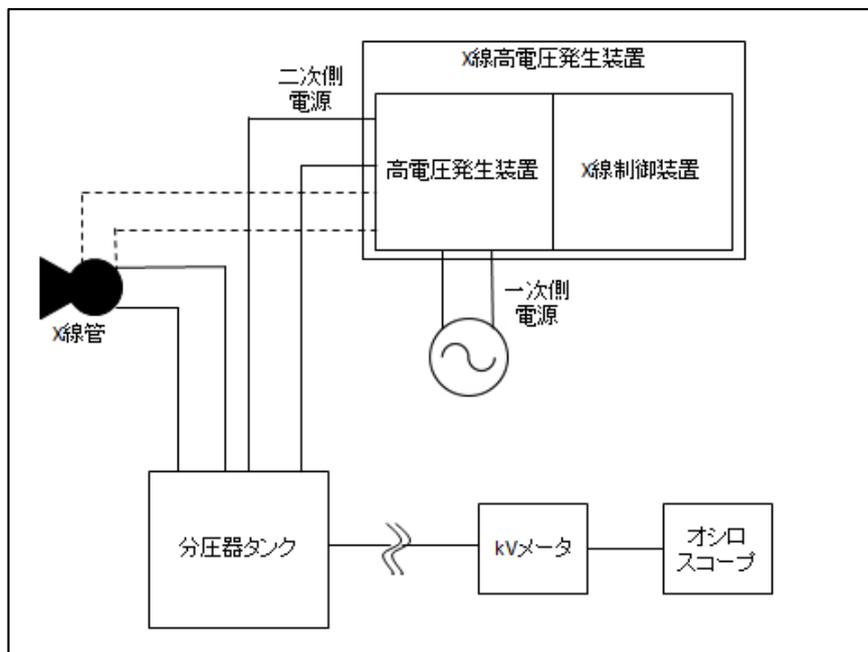


図 8-(a) 管電圧測定概要図



図 8-(b) X線高電圧発生装置-分圧タンク接続
(手前が分圧タンク 奥が X線高電圧発生装置)

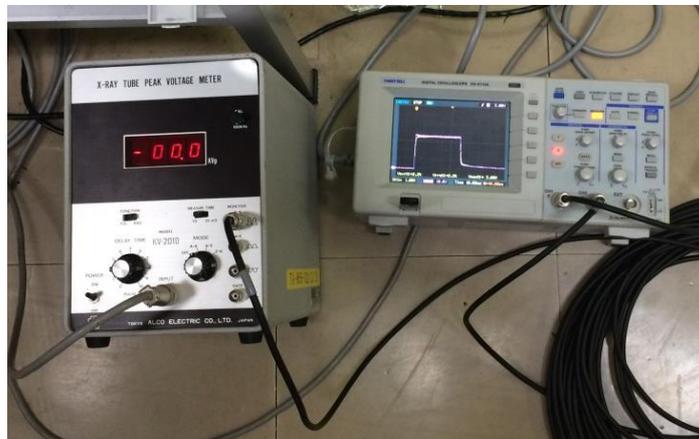


図 8-(c) kV メータ (左) とオシロスコープ (右)

表 2 二次側管電圧波形取得時の管電流-表示撮影時間の組み合わせ設定

管電流 (mA)	表示撮影時間 (ms)	mAs 値
250	2.0	0.5
200	2.5	0.5
125	4.0	0.5
100	5.0	0.5

3.1.2 逆校正関数の決定

IEC62494-1 に準拠して、EI を算出するための逆校正関数を検出器ごとに求めた。逆校正関数を求めるためのジオメトリを図 9 に示す。X 線管焦点と検出器間距離(source – image receptor distance:SID)および X 線管焦点と線量計間距離を 200 cm とし、コリメータの出射口に線質 RQA5 を実現するために、付加アルミフィルタ 21 mm、FPD 及び線量計の入射中心手前 12 cm に照射野が 16 cm×16 cm 以上になるように鉛マスクを配置した。後方散乱の影響がないように、FPD は壁および床から 40cm 離れた場所に配置した。線量測定および画像取得前に、Unfors Xi R/F を使用して RQA5(70 kV)半価層(6.8±0.3 mmAl)の線質となる X 線制御装置の表示管電圧を決定した。次に mAs 値を 0 mAs~16 mAs まで変化させて、Unfors Xi R/F を使用して FPD への入射線量を 3 回ずつ測定しその平均値を求めた。画像取得は、散乱線除去用グリッドを FPD から外した状態としたが、立位タイプ FPD はユーザが AEC ユニットと外側カバーを外すことができないため、画像取得前に AEC ユニットと外側カバーを装着した状態で FPD の画素均一性を保つためにゲインキャリブレーションを行った。FPD への入射線量の測定と同様に、立位タイプ FPD とカセットタイプ FPD で mAs 値を 0mAs~16mAs まで変化させて同じ mAs 値で 3 枚の画像を取得した。ImageJ(Ver.1.49h)を使用して、取得したすべての画像の照射野中心 512×512 pixels の平均画素値 (VOI)を求め、同じ mAs 値の 3 枚の画像の VOI の平均値を求めた。VOI の平均値と FPD 入射線量の関係のグラフから近似式を求め、それぞれの FPD の逆校正関数を決定した。

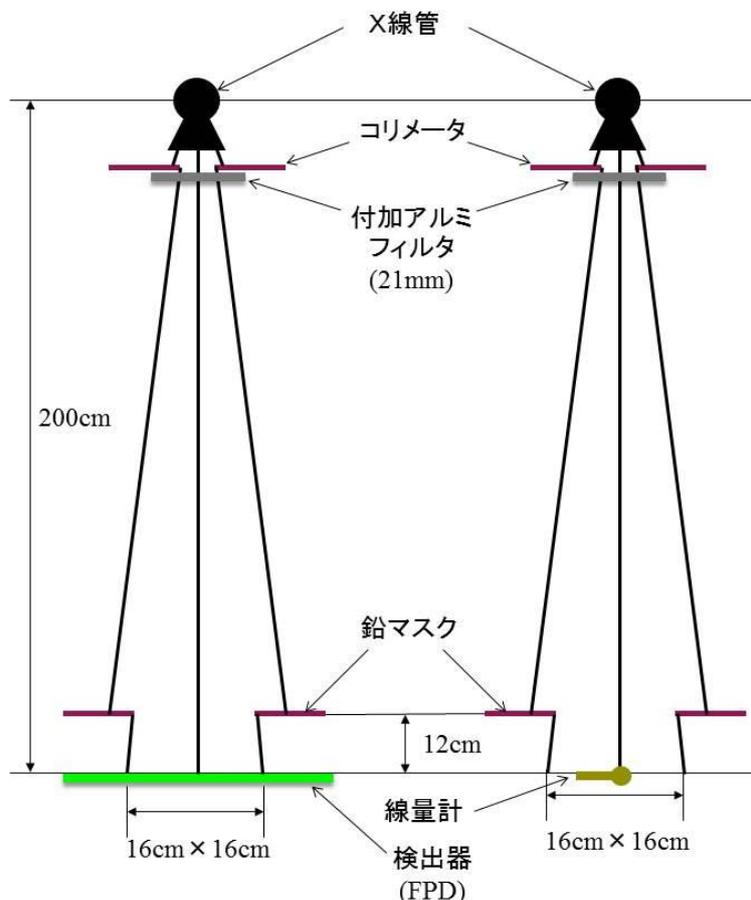


図 9 逆校正関数を取得するためのジオメトリ

3.2 考案法の妥当性の実証実験

考案法の妥当性を実証するために、人体ファントム（胸部、骨盤、下肢）を用いてアクリル板で体厚を変化させて実験を行った。従来の AEC や APR の固定撮影条件で撮影した画像と考案法で撮影した画像の EI と DI を比較し検討を行った。なお、以降の実験で求めた EI は、(11)式から $C_0 \cdot b$ だけ加算して補正した値である。

3.2.1 胸部ファントム

胸部ファントムを用いた実証実験のジオメトリを図 10 に示す。検出器は立位タイプ FPD を使用した。SID を 200 cm で立位タイプ FPD カバー内に散乱線除去用グリッドを装着して、立位タイプ FPD 前面カバーに密着してアクリル板、胸部ファントムの順に配置した。X 線制御装置の表示管電圧は、付加フィルタを使用しない状態で 120 kV 一定とした。最初に従来の AEC を使用した状態の撮影（管電流 200 mA 一定）で、アクリル板を 0～6 cm まで 1 cm ごとに付加して体厚を変えて画像を取得し、考案法シミュレーションプログラムを使って 3.1.2 で求めた立位タイプ FPD の逆校正関数より EI を求めた。胸部ファントムを用いた検討では、アクリル板付加 +0 cm で従来の AEC で撮影したときの EI を EI_T とした。 EI_T と EI から DI も体厚ごとに求めた。次に、考案法による撮影を行った。X 線制御装置が設定できる最小の mAs 値である 0.5 mAs（管電流 200 mA 撮影時間 2.5 ms）をプレ曝射撮影条件として撮影を行い、プレ曝射画像を取得した。シミュレーションプログラムにプレ曝射画像、プレ曝射撮影条件、逆校正関数、 EI_T を入力してメイン曝射の mAs 値を求めた。求めた mAs 値で撮影を行い、得られた画像を考案法シミュレーションプログラムに入力して加算画像を生成し、考案法による撮影の EI と DI を求めた。考案法による撮影も、アクリル板を 0～6 cm まで 1 cm ごとに付加して体厚を変えて撮影を行った。従来の AEC による撮影と考案法による撮影を体厚と EI および DI の関係のグラフから比較した。

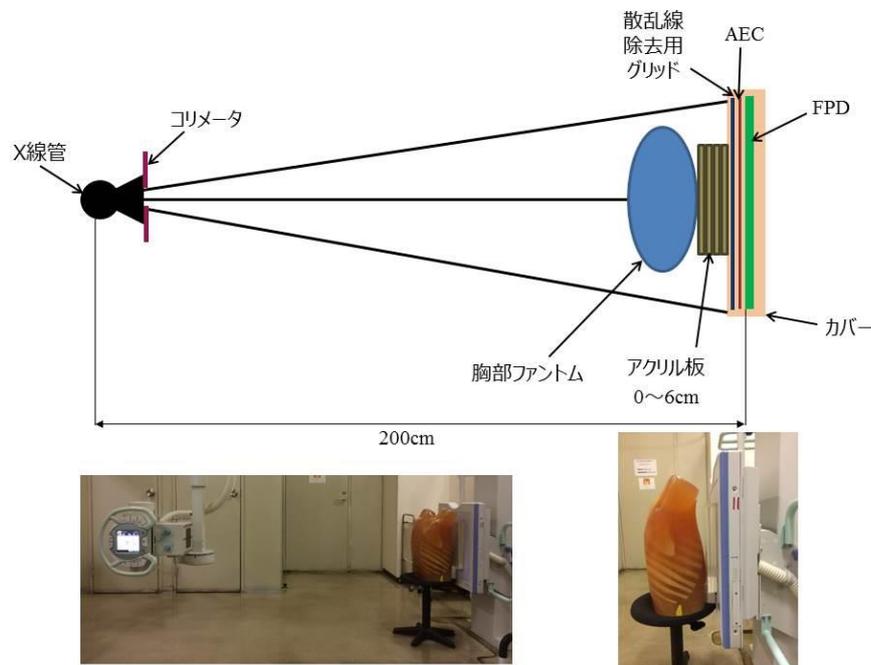


図 10 胸部ファントムを用いた実証実験のジオメトリ

3.2.2 骨盤ファントム

骨盤ファントムを用いた実証実験のジオメトリを図 11 に示す。検出器はカセットタイプ FPD を使用した。SID を 150 cm に設定し、撮影テーブル内の AEC 前面に散乱線除去用グリッドを装着して、撮影テーブル天板に密着してアクリル板、骨盤ファントムの順に配置した。X 線制御装置の表示管電圧は、付加フィルタを使用しない状態で 80 kV 一定とした。最初に従来の AEC を使用した状態の撮影（管電流 200 mA 一定）で、アクリル板を 0~6 cm まで 1 cm ごとに付加して体厚を変えて画像を取得し、シミュレーションプログラムを使って 3.1.2 で求めたカセットタイプ FPD の逆校正関数より EI を求めた。胸部ファントムを用いた検討と同様に、アクリル板付加 +0cm で従来の AEC で撮影したときの EI を EI_T とした。 EI_T と EI から DI も体厚ごとに求めた。以下、胸部ファントムを用いた検討と同様に考案法による撮影を行い、従来の AEC による撮影と考案法による撮影を体厚と EI および DI の関係のグラフから比較した。

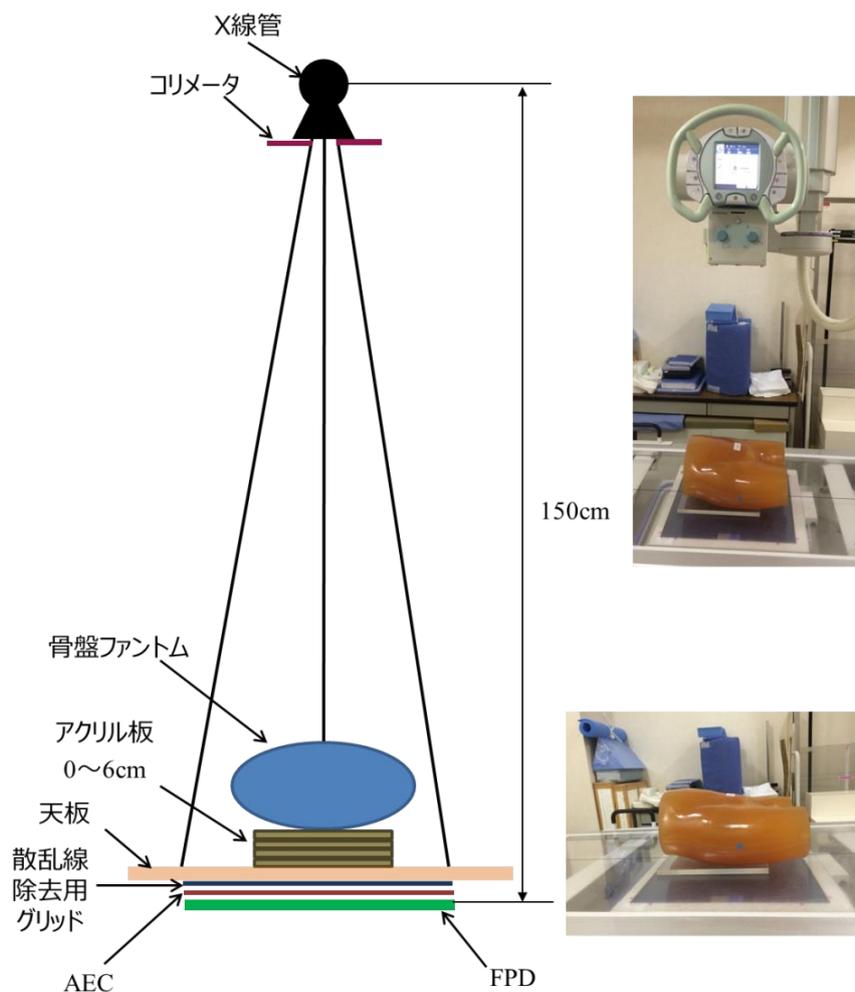


図 11 骨盤ファントムを用いた実証実験のジオメトリ

3.2.3 下肢ファントム

下肢ファントムを用いた実証実験のジオメトリを図 12 に示す。検出器はカセットタイプ FPD を使用した。SID を 120 cm に設定し、撮影テーブル天板の上にカセットタイプ FPD を置き、カセットタイプ FPD に密着してアクリル板、下肢ファントムの順に配置した。X 線制御装置の表示管電圧は、付加フィルタを使用しない状態で 50 kV 一定とした。最初に APR にメモリされた所属施設の膝関節正面撮影デフォルト条件（管電圧 50 kV 管電流 200 mA 撮影時間 25 ms 5 mAs）一定（以下 APR 固定撮影条件）で、アクリル板を 0~3.0 cm まで 0.5 cm ごとに付加して体厚を変えて画像を取得し、シミュレーションプログラムを使って 3.1.2 で求めたカセットタイプ FPD の逆校正関数より EI を求めた。下肢ファントムを用いた検討では、アクリル板付加 +0 cm の状態で APR 固定撮影条件により撮影したときの EI を EI_T とした。 EI_T と EI から DI も体厚ごとに求めた。次に胸部ファントム、骨盤ファントムの検討と同様に、考案法による撮影を行った。考案法による撮影も、アクリル板を 0~3.0 cm まで 0.5 cm ごとに付加して体厚を変えて撮影を行った。APR 固定撮影条件による撮影と考案法による撮影を体厚と EI および DI の関係のグラフから比較した。

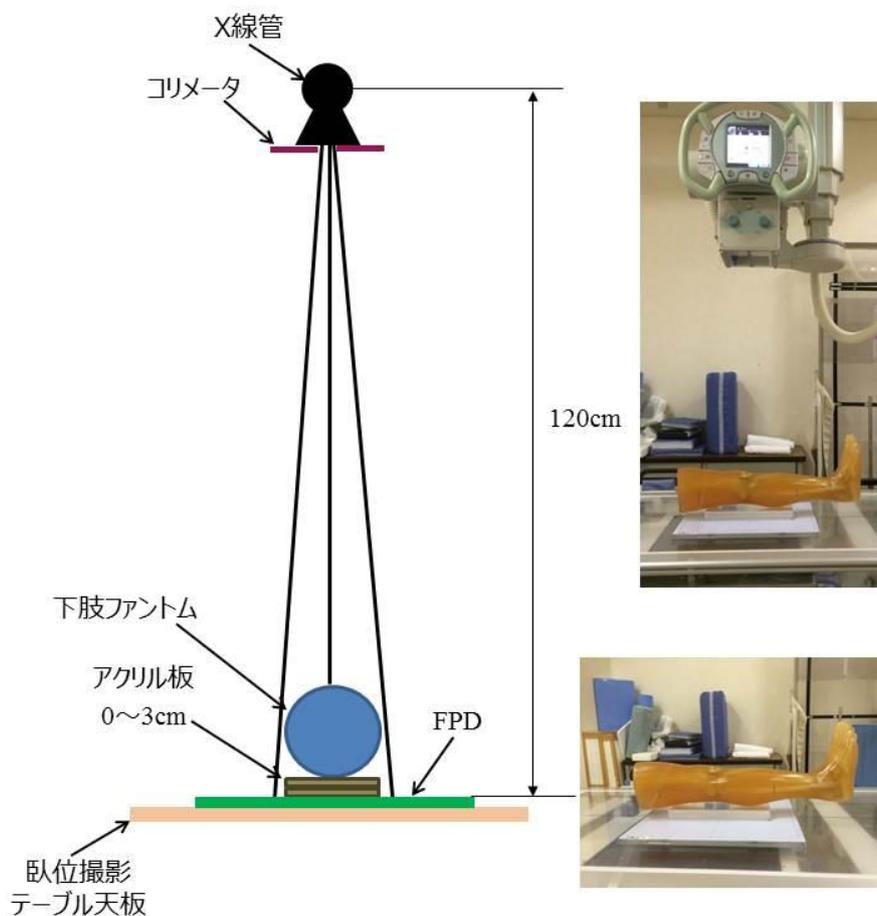


図 12 下肢ファントムを用いた実証実験のジオメトリ

3.3 考案法の特性の検討

考案法は、短時間曝射であるプレ曝射の EI によりメイン曝射の mAs 値を決定することから、プレ曝射の mAs 値によっては管電流特性や短時間特性により、加算画像の EI に考案法特有の影響を及ぼすことが考えられる。また、プレ曝射画像とメイン曝射画像を加算することから、従来の撮影法とは異なるノイズ特性を示すことが予想される。以上のことから考案法の特性について以下の実験を行い、検討を行った。

3.3.1 プレ曝射撮影の至適撮影条件設定

mAs 値は、管電流と撮影時間の積から求められる。このことから、 $mAs_{(pre)}$ は様々な管電流と撮影時間の組み合わせにより、同じ mAs 値の設定が可能である。しかし、プレ曝射を同じ mAs 値にした場合でも、撮影時間が短く大管電流を設定した場合と、撮影時間が長く小管電流を設定した場合には、短時間特性や管電流特性の違いからプレ曝射の出力に差が生じることが考えられる。また、考案法の $mAs_{(pre)}$ は、 $EI_{(pre)}$ が EI_T を超えなければよい。しかし、プレ曝射の正確な EI を予測することは困難であり、 $EI_{(pre)}$ が EI_T を超えないためにも $mAs_{(pre)}$ は低い方がよい。一方、 $mAs_{(pre)}$ を増すことで検出器への X 線量が増加し、正確な $mAs_{(main)}$ を予測できることも予想される。3.2. の考案法の妥当性の実証実験では、X 線制御装置が設定可能な最小の mAs 値である 0.5 mAs で、管電流 200 mA、撮影時間 2.5 ms の組み合わせの撮影条件でプレ曝射を行ったが、ここでは表 3 に示すようなプレ曝射の撮影条件を管電流(a) 100 mA、(b) 125 mA、(c) 200 mA、(d) 250 mA の 4 種類とし、 $mAs_{(pre)}$ が設定 A 0.5 mAs、設定 B 1.0 mAs、設定 C 2.0 mAs となる 3×4 通りの組み合わせで、3.2. の考案法の妥当性の実証実験と同じジオメトリと EI_T により考案法を実施して、プレ曝射撮影の至適撮影条件設定の検討を行った。なお、胸部ファントムでは、3.2 の考案法の妥当性実験の結果より設定 B,C で $EI_{(pre)}$ が EI_T を超える可能性があるために、設定 A だけの検討を行った。考案法で得られた加算画像から、体厚と EI および DI の関係を管電流ごとにグラフ化し、プレ曝射の撮影条件の違いによる検討を行った。さらに骨盤ファントムと下肢ファントムでは、管電流と mAs 値ごとの EI の平均値を統計ソフト R(Ver.3.3.2)により求め、管電流を一定としたときの $mAs_{(pre)}$ (撮影時間) の違いにより EI の平均値に統計学的な差があるか調べた。統計解析は、一元配置分散分析(Anova)で有意差が認められた場合には、対比較(Tukey)を行った。

表3 プレ曝射の mAs 値と管電流, 撮影時間の組み合わせ

(a) 100 mA	設定 A	設定 B	設定 C	(b) 125 mA	設定 A	設定 B	設定 C
撮影時間 (ms)	5.0	10	20	撮影時間 (ms)	4.0	8.0	16
管電流時間積 (mAs)	0.5	1.0	2.0	管電流時間積 (mAs)	0.5	1.0	2.0

(c) 200 mA	設定 A	設定 B	設定 C	(d) 250 mA	設定 A	設定 B	設定 C
撮影時間 (ms)	2.5	5.0	10	撮影時間 (ms)	2.0	4.0	8.0
管電流時間積 (mAs)	0.5	1.0	2.0	管電流時間積 (mAs)	0.5	1.0	2.0

3.3.2 プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響

考案法は画像加算を行うことから, 従来法の1回曝射による撮影(以下従来法)の画像に比べて, 画像ノイズの増加が懸念される¹⁷⁾. このことから, 従来法画像と考案法加算画像について, 一般撮影デジタルシステムの標準的なノイズ特性の解析方法である normalized noise power spectrum : NNPS により解析を行った. 画像取得には, カセットタイプ FPD を使用した. 線質については, 3.2 の人体ファントムを使った実験で, 120 kV, 80 kV, 50 kV を使ったことから, IEC61267 に準拠し付加フィルタを挿入して, 表4の半価層になるように X 線制御装置の表示管電圧を決定した.

表4 NNPS 計測の線質と付加フィルタと半価層

線質	RQA9 (120 kV)	RQA6 (80 kV)	RQA3 (50 kV)
付加フィルタ (mmAl)	40	26	10
半価層(mmAl)	11.6	8.2	3.8

NNPS 解析のための画像取得のジオメトリと組み合わせ画像を図13に示す. 撮影条件は, 表5のように, 120 kV では従来法および考案法のプレ曝射とメイン曝射の合計の mAs 値が 2.5 mAs になるような組み合わせを, 80 kV と 50 kV では従来法および考案法のプレ曝射とメイン曝射の合計の mAs 値が 10 mAs になるような組み合わせとした. 考案法の加算画像①の条件は, 120 kV でプレ曝射が従来法の 20% となるような mAs 値 (0.5 mAs) とし, 80 kV と 50 kV でプレ曝射が 1 回曝射の 10% となるような mAs 値 (1.0 mAs) とした. 加算画像②の条件は, プレ曝射が従来法の 50% となる mAs 値とした. 撮影は, FPD の検出器面に一様に曝射を行い, 加算画像の場合は, プレ曝射とメイン曝射を連続して撮影を行い, ImageJ により加算画像を作成した. NNPS の解析は, IEC62220-1-1 に準拠した方法により行った^{6,18)}.

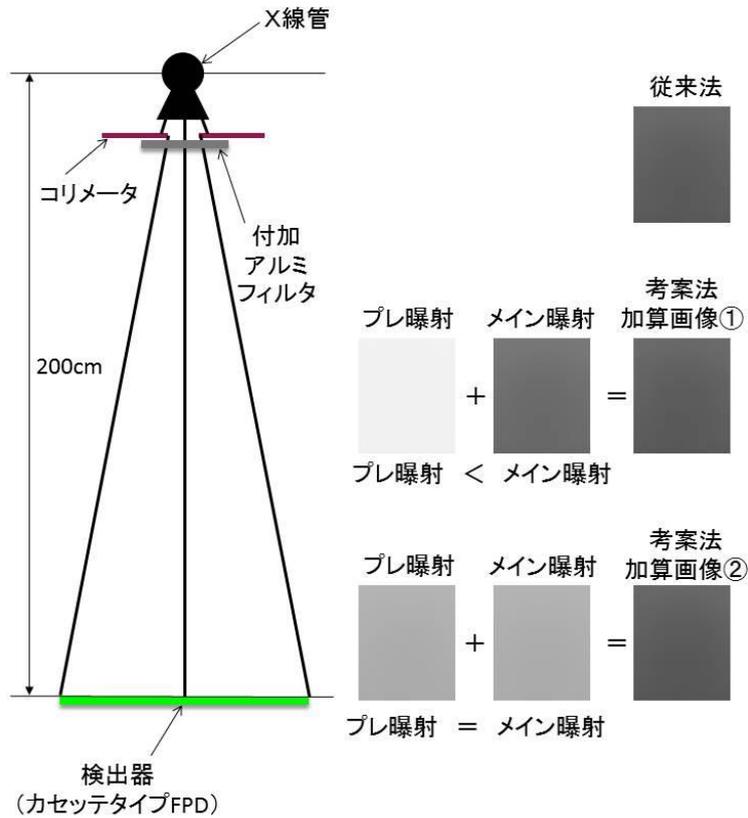


図 13 NNPS 解析画像のためのジオメトリと組み合わせ画像

IEC62220-1-1 に準拠したジオメトリにより撮影を行う。従来法は 1 枚の画像，考案法ではプレ曝射よりメイン曝射の mAs 値が高いものと mAs 値が同じものの 2 枚の加算画像を作成する。

表 5 NNPS 試料画像取得のための mAs 値の組み合わせ

線質	RQA9 (120 kV)	RQA6 (80 kV)	RQA3 (50 kV)
従来法	2.5 mAs	10 mAs	10 mAs
加算画像①	0.5 mAs+2.0 mAs	1.0 mAs+9.0 mAs	1.0 mAs+9.0 mAs
加算画像②	1.25 mAs+1.25 mAs	5.0 mAs+5.0 mAs	5.0 mAs+5.0 mAs

以下に NNPS の解析方法を示す。図 14(a)のようにそれぞれの線質の従来法，加算画像①，加算画像②の照射野範囲の中心部から 1152×1152 pixels を切り出し，さらに切り出した画像を図 14(b)のように 256×256 pixels を左上から画像の右端に向かい 128 pixels ずつオーバーラップさせ関心領域を 8 画像取得したら，画像の左端に戻り下端に向かい 128 pixels オーバーラップさせて再度画像の右端に向かい 128 pixels ずつオーバーラップさせ関心領域を 8 画像取得した。この操作を切り

出した 1152×1152 pixels の範囲すべてに行い、関心領域を合計 64 画像取得した。取得した関心領域の元画像からトレンド成分を除去するために二次元二次多項式によりトレンド画像を作成し、元画像とトレンド画像を差分してトレンド除去画像を作成した。トレンド除去画像を二次元フーリエ変換した後に、パワースペクトラムを求めた(図 15)。このパワースペクトラムが、二次元 NNPS となる。二次元 NNPS は、グラフや数値としての取扱いが不便なために、二次元 NNPS を一次元 NNPS にして表現する場合が多い。IEC62220-1-1 による二次元 NNPS から一次元 NNPS への計算方法を図 16 に示す。一次元 NNPS は二次元 NNPS の原点を通る断面を求めることになる。u 軸では、二次元 NNPS における u 軸上の特異点を除いた 7+7=14 ラインのデータを用いる。各画素は原点からの以下の(15)式により u 軸、v 軸の座標から距離 f に応じて周波数ビンに振り分けられビン内部の平均値が各周波数の一次元の NNPS となる。

$$f = \sqrt{u^2 + v^2} \quad \dots\dots\dots (15)$$

ここでいうビンとは、周波数軸上の区間平均範囲を意味する。IEC62220-1-1 では周波数ビン間隔は、ピクセル間隔を規格化した(16)式の f_{int} により $2 f_{int}(\text{cycle/mm})$ 間隔とすることが定められている。

$$f_{int} = \frac{0.01}{\text{pixelpitch (mm)}} \quad \dots\dots\dots (16)$$

今回実験に用いた FPD のピクセルピッチは 0.125 mm であることから、周波数ビン間隔は $2 f_{int} = 0.16 \text{ cycle/mm}$ となる。このようにして、周波数ごとに NNPS を求め、1 関心領域の 1 本の一次元 NNPS を求めた。この操作を関心領域 64 画像すべてに行い、64 本の NNPS を周波数ごとに加算平均した 1 本の NNPS を求めた。v 軸も同様に求めることとなっているが、IEC62220-1-1 では、u 軸と v 軸の相違が ±10%以内であればどちらか一方だけ示せばよいこととなっている^{6,18)}。CR では Imaging plate:IP の読み取り方向により NNPS は u 軸と v 軸で異なるが、FPD では u 軸と v 軸の NNPS がほぼ同じであることから、本実験では u 軸の NNPS により評価を行った¹⁹⁾。

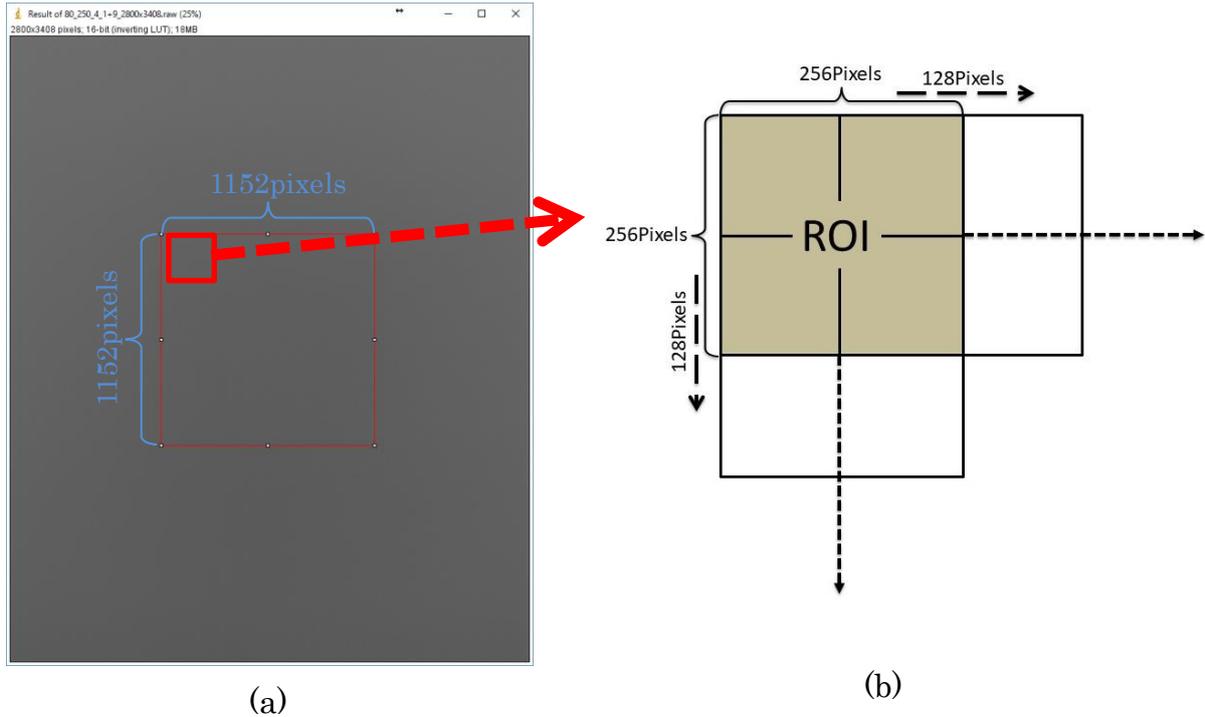


図 14 NNPS 解析範囲と関心領域の設定方法

(a) 照射野範囲の中心部から 1152×1152 pixels を切り出す. (b) 256×256 pixels を左上から画像の右端に向かい 128 pixels ずつオーバーラップさせ関心領域を移動して 8 画像取得したら, 画像の左端に戻り下端に向かい 128 pixels オーバーラップさせて再度画像の右端に向かい 128 pixels ずつオーバーラップさせ関心領域を移動して 8 画像取得して, 合計 64 画像を取得する.

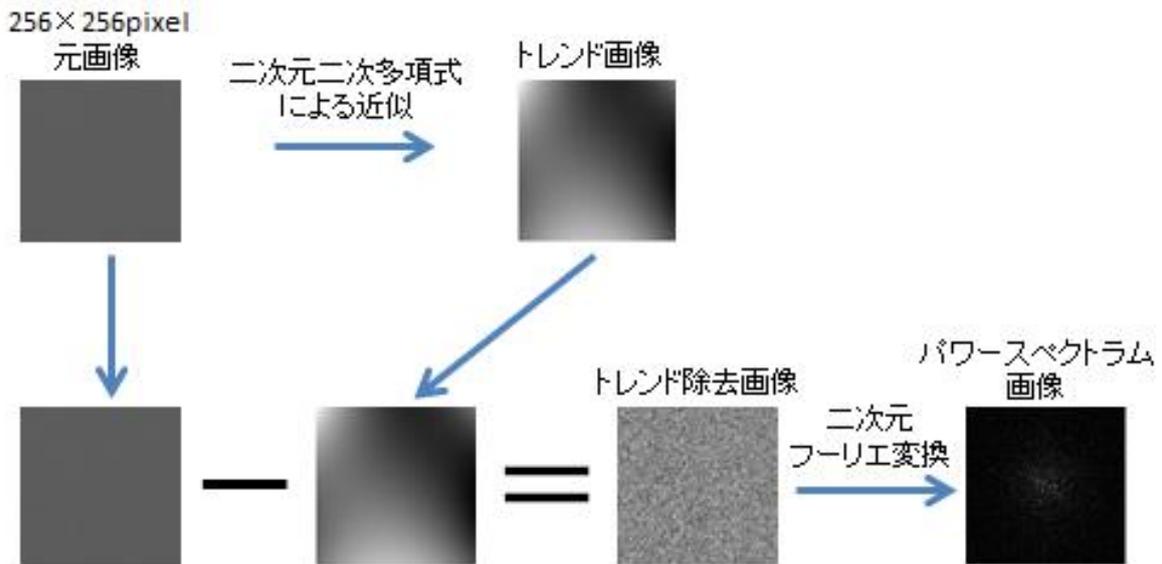


図 15 トренд除去画像とパワースペクトラム画像の求め方

元画像からトレンド画像を差分してトレンド除去画像を作成し, トренд除去画像を二次元フーリエ変換してパワースペクトラム画像を取得する.

パワースペクトラム画像 (二次元 NNPS)

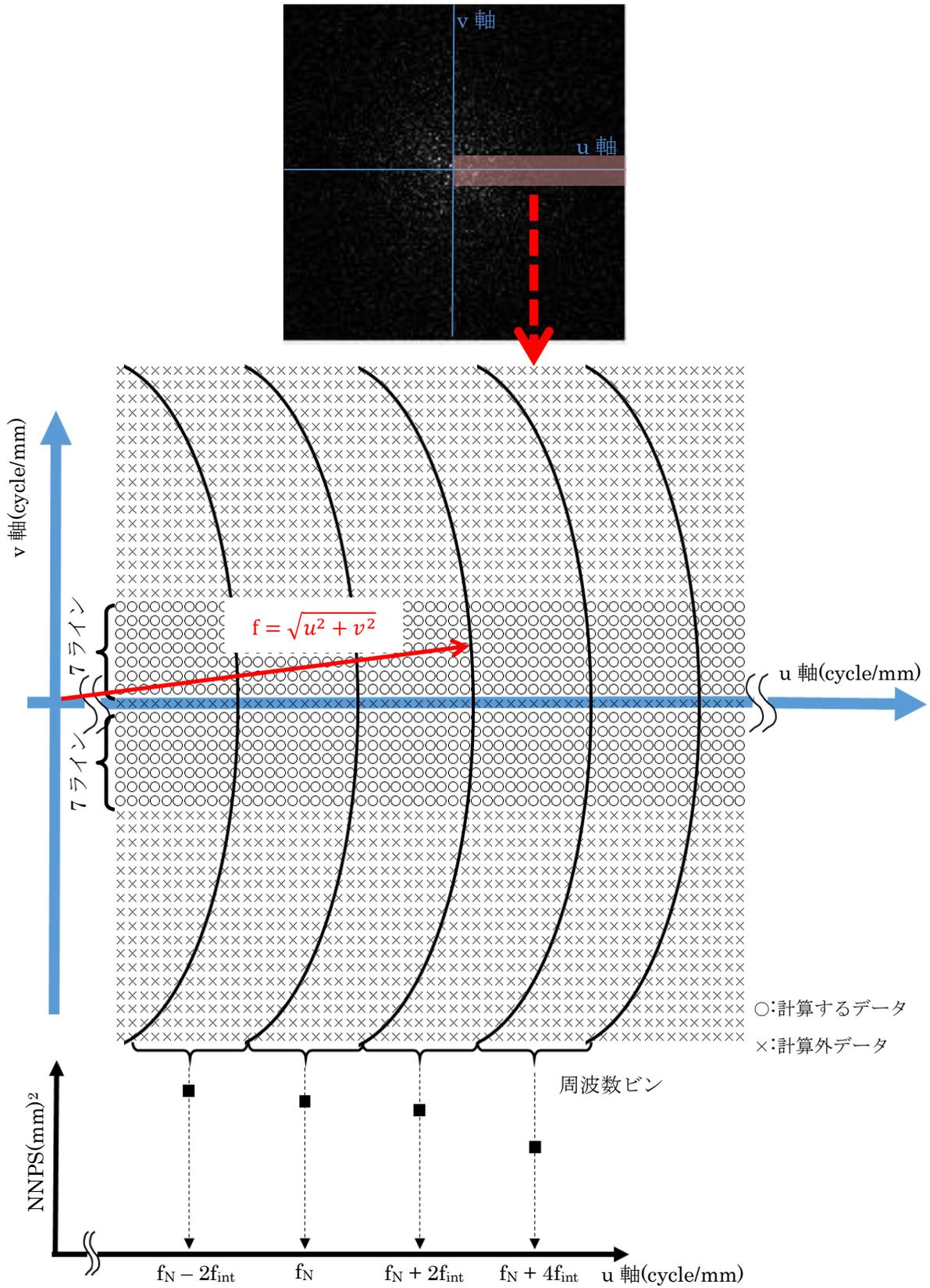


図 16 二次元 NNPS から一次元 NNPS の求め方

二次元 NNPS における軸上の特異点を除いた 7+7=14 ラインのデータを用いて一次元 NNPS を求める。

4. 結果

4.1 考案法の基礎的検討の結果

4.1.1 短時間撮影管電圧波形

X線高電圧発生装置の短時間撮影の管電流ごとの二次側管電圧波形を、表示管電圧別に図 17 に示す。すべての条件において 0.5 ms 以内に設定管電圧に到達していることが波形よりわかる。実際の撮影時間（照射時間）は、JIS 規格²⁰⁾で管電圧波形が最初に最大値の 75%まで上昇した時点と最後に 75%まで降下した時点の間の時間と規定されている。3 回計測した管電圧波形から、JIS 規格に基づいて平均して求めた照射時間を表 6 に示す。

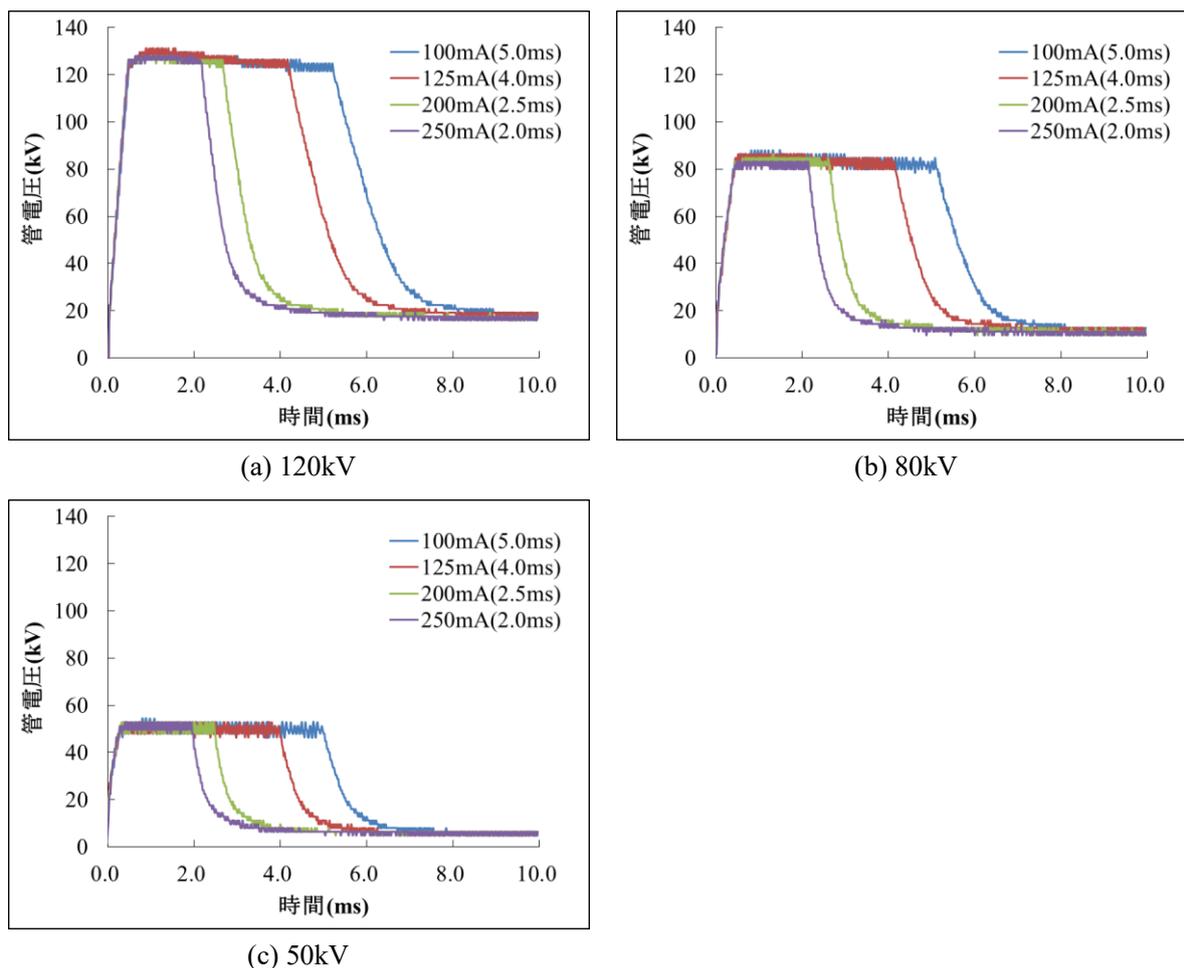


図 17 短時間撮影管電圧波形

(a) 120kV (b)80kV (c)50kV のすべての条件で 0.5ms 以内に設定管電圧に到達していることがわかる。

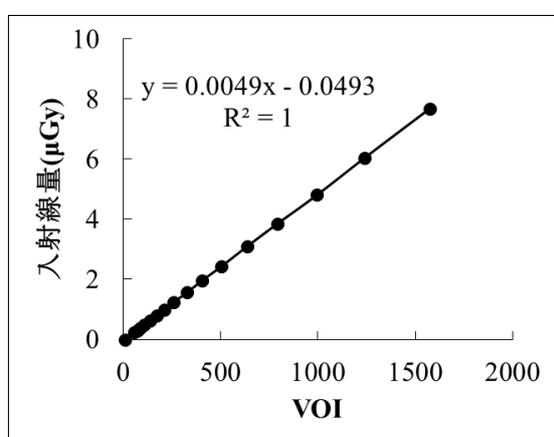
表 6 管電圧波形から求めた照射時間

管電流 (表示撮影時間)	管電圧 120 kV (照射時間 (ms))	管電圧 80 kV (照射時間 (ms))	管電圧 50 kV (照射時間 (ms))
250 mA (2.0 ms)	2.0	2.0	1.9
200 mA (2.5 ms)	2.5	2.4	2.4
125 mA (4.0 ms)	4.1	4.0	3.9
100 mA (5.0 ms)	5.2	5.0	4.9

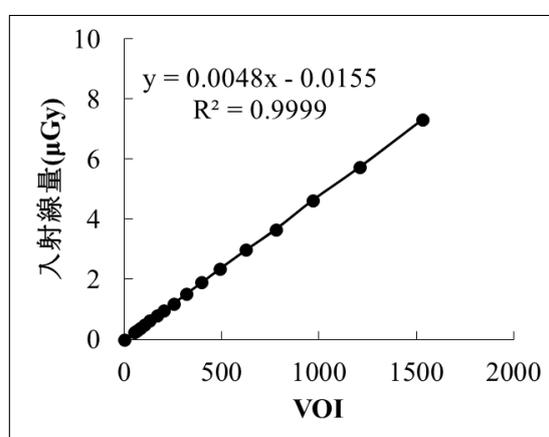
X線制御装置の表示撮影時間に対して管電圧波形から求めた照射時間との差は、管電圧 120 kV では 125 mA で+0.1 ms, 100 mA で+0.2 ms, 250 mA, 200 mA では差はなかった。80 kV では, 200 mA で-0.1 ms, 250 mA, 125 mA, 100 mA では差はなかった。管電圧 50 kV ではすべての管電流で-0.1 ms の差があった。

4.1.2 逆校正関数の決定

逆校正関数を求めるための RQA5 の線質を実現する X線制御装置の表示管電圧は, 71 kV であった。RQA5 の線質による FPD への入射線量(μGy)と VOI の関係を, 立位タイプ FPD は図 18-(a) に, カセットタイプ FPD は図 18-(b)にグラフとして示す。実験に使用した立位タイプ FPD および カセットタイプ FPD とともにリニアシステムであることから, グラフの線形近似式より逆校正関数を求めた。立位タイプ FPD の線形近似式は $Y = 0.0049x - 0.0493$, 決定係数 $R^2 = 1.0000$ となった。カセットタイプ FPD の線形近似式は $Y = 0.0048x - 0.0155$, 決定係数 $R^2 = 0.9999$ となった。以上の結果より, 以下の実験で EI を求めるための逆校正関数はこの近似式を使った。



(a) 立位タイプ FPD



(b) カセットタイプ FPD

図 18 検出器への入射線量と VOI の関係

逆校正関数は, 立位タイプ FPD は $Y = 0.0049x - 0.0493$, カセットタイプ FPD は $Y = 0.0048x - 0.0155$ となった。

4.2 考案法の妥当性の実証実験の結果

4.2.1 胸部ファントム

胸部ファントムを用いた考案法の妥当性の実証実験結果について、EI と体厚の関係を示すグラフを図 19-(a)に、DI と体厚の関係を図 19-(b)のグラフに示す。AEC 使用時の体厚+0 cm の EI が 238 であったことから、 EI_T は 238 とした。EI は、考案法では体厚が変化しても大きく変化せず、最小で 246、最大で 258 であった。AEC を使用した場合の EI は、体厚が厚くなるにつれて増加し、体厚+6 cm で 537 となり体厚+0 cm に比べ約 2.3 倍となった。一方 DI は、考案法では体厚が変化しても AAPM の適正線量とする ± 0.5 の範囲内であった。AEC を使用したときの DI は、体厚が厚くなるにつれ増加し、体厚+1 cm で+0.61 となり体厚+1 cm 以上では ± 0.5 の範囲を大きく超える結果となった。

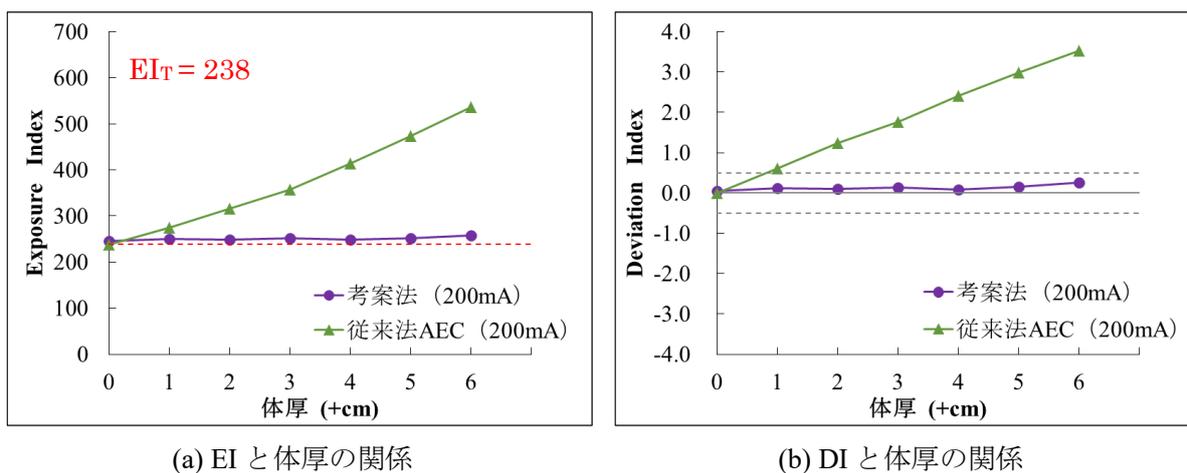


図 19 胸部ファントム(120 kV)の場合の考案法と従来法 AEC の比較
 EI_T は 238 とした。(a)の赤の破線は EI_T を示す。(b)の黒の破線は、 $DI \pm 0.5$ の範囲を示す。

4.2.2 骨盤ファントム

骨盤ファントムを用いた考案法の妥当性の実証実験結果について、EI と体厚の関係を示すグラフを図 20-(a)に、DI と体厚の関係を図 20-(b)のグラフに示す。AEC 使用時の体厚+0 cm の EI が 414 であったことから、 EI_T は 414 とした。EI は、考案法では体厚が変化しても大きく変化せず、最小で 395、最大で 422 であった。AEC を使用した場合は、体厚が厚くなるにつれて EI は増加し、体厚+6 cm では 602 となり、体厚+0 cm に比べ約 1.5 倍となった。一方 DI は、考案法では体厚が変化しても AAPM の適正線量とする ± 0.5 の範囲内であった。AEC を使用したときの DI は、体厚が厚くなるにつれて増加し、体厚+2 cm で DI は+0.63 となり ± 0.5 の範囲を超える結果となった。

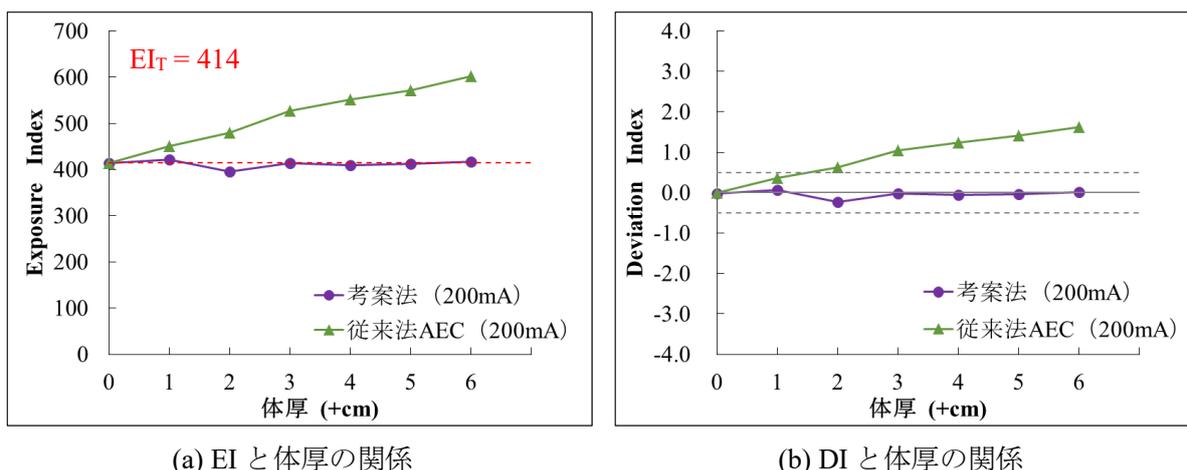


図 20 骨盤ファントム(80 kV)の場合の考案法と従来法 AEC の比較

EI_T は 414 とした。(a)の赤の破線は EI_T を示す。(b)の黒の破線は、 $DI \pm 0.5$ の範囲を示す。

4.2.3 下肢ファントム

下肢ファントムを用いた考案法の妥当性の実証実験結果について、EI と体厚の関係を示すグラフを図 21-(a)に、DI と体厚の関係を図 21-(b)のグラフに示す。APR 固定撮影条件で、体厚+0 cm の EI が 415 であったことから、 EI_T は 415 とした。EI は、考案法では体厚が変化しても大きく変化せず、最小で 427、最大で 446 であった。APR 固定撮影条件の EI は、体厚を厚くすると EI は減少し、体厚+3.0 cm では 256 まで減少し、体厚+0 cm に比べ約 0.6 倍となった。一方 DI は、考案法では体厚が変化しても AAPM の適正線量とする ± 0.5 の範囲内であった。APR 固定撮影条件の場合の DI は、体厚が厚くなるにつれて減少し、体厚+1.0 cm で -1.01 となり体厚 1 cm 以上で ± 0.5 の範囲を大きく超える結果となった。

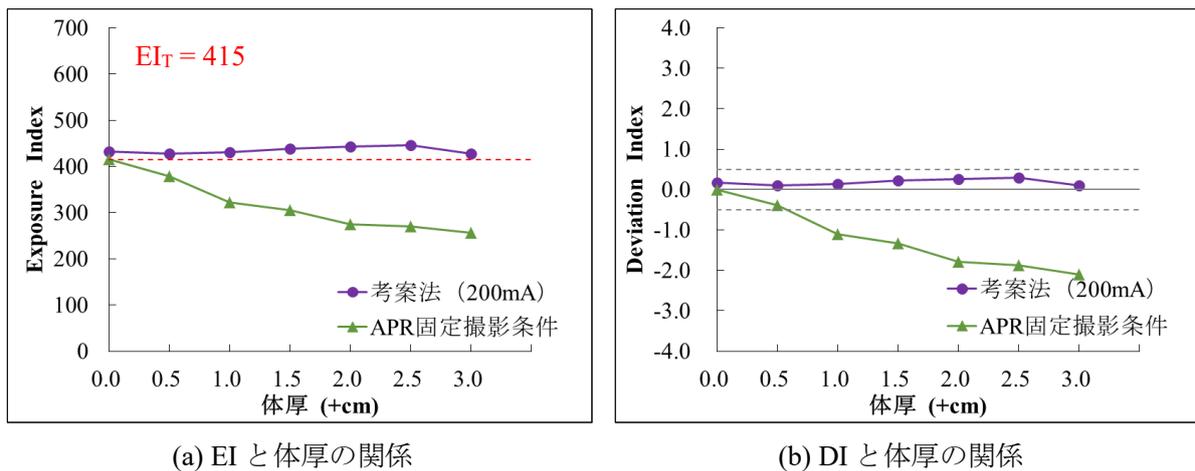


図 21 下肢ファントム(50 kV)の場合の考案法と APR 固定撮影条件の比較
 EI_T は 415 とした。(a)の赤の破線は EI_T を示す。(b)の黒の破線は、 $DI \pm 0.5$ の範囲を示す。

4.3 考案法の特性的実験結果

4.3.1 プレ曝射撮影の至適撮影条件

胸部ファントムを用いたときのプレ曝射撮影条件の違いについて、図 22 に管電流別に体厚と EI の関係のグラフを、図 23 に管電流別に体厚と DI の関係のグラフを示す. EI は、体厚を変化させても各管電流ともに大きな変化はなかった. EI の各管電流での平均値は、100 mA で 239, 125 mA で 240, 200 mA で 250, 250 mA で 252 であり、200 mA, 250 mA に比べ 100 mA, 125 mA のほうが EI_T に近い値となった. DI は、すべての管電流で体厚を変化させても ± 0.5 の範囲を超えることはなかった.

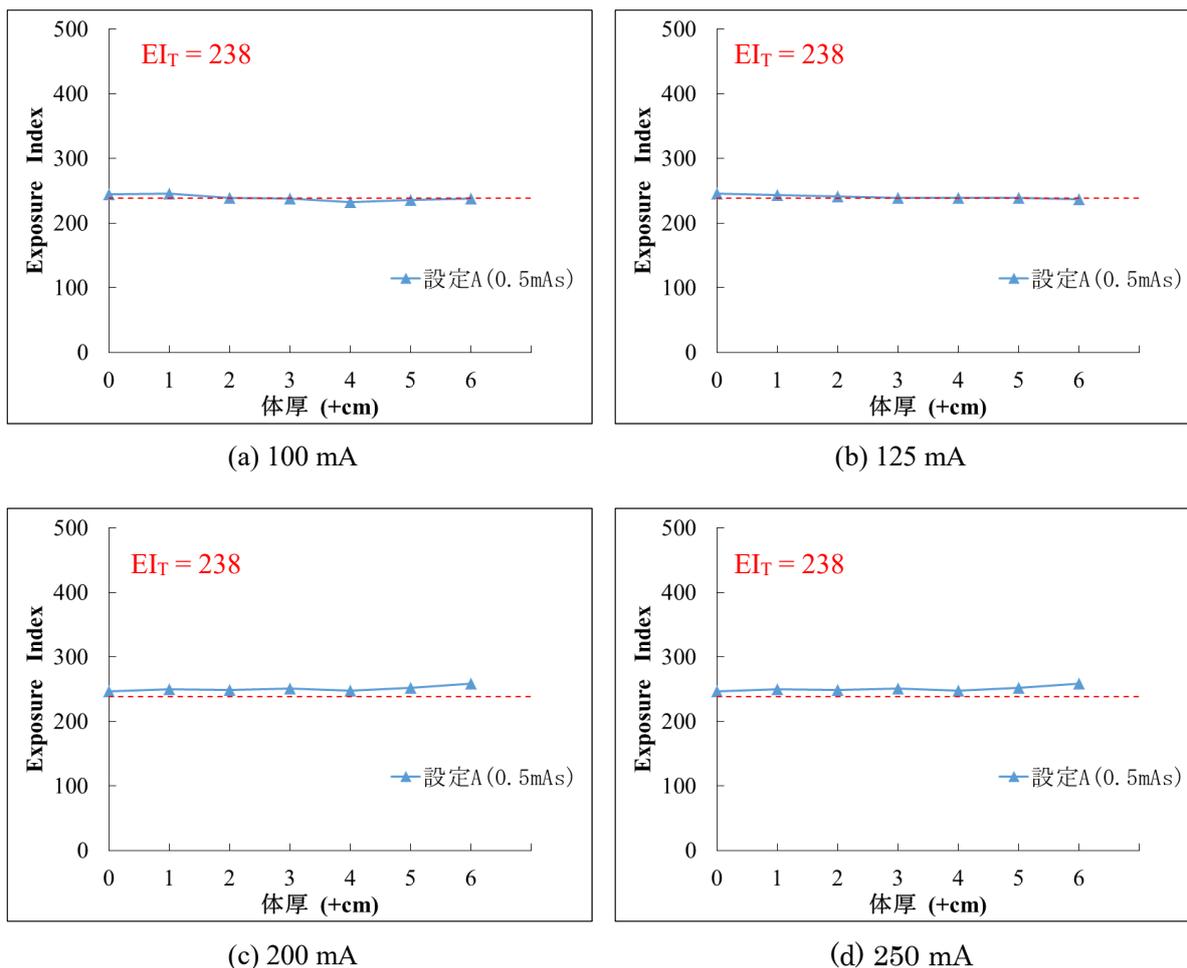
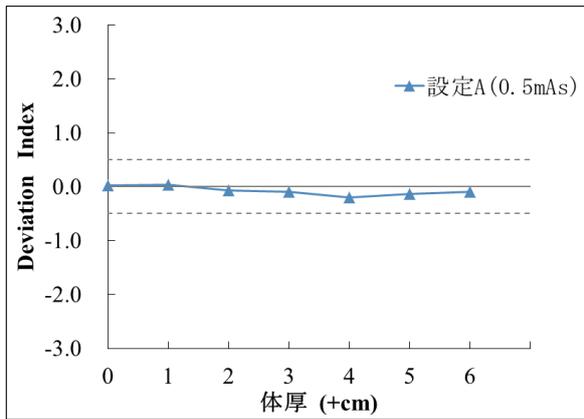
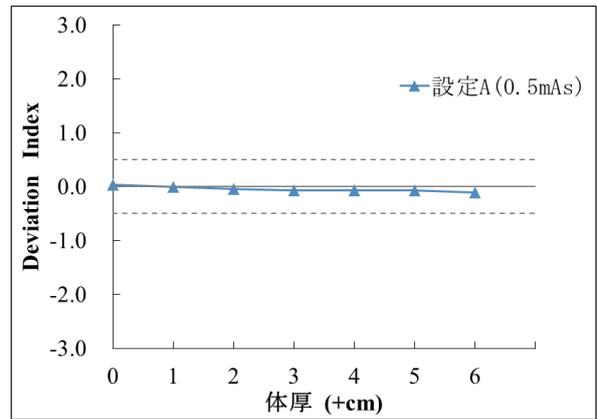


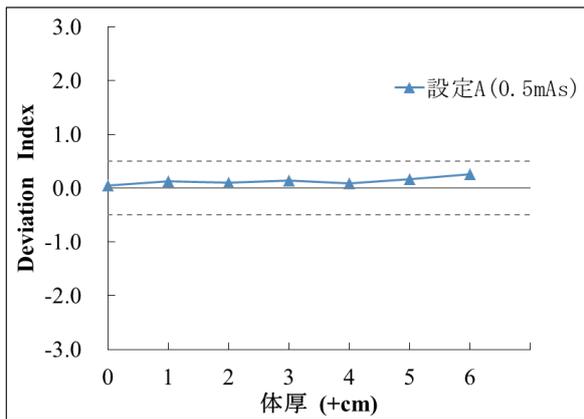
図 22 プレ曝射撮影条件の違い EI と体厚の関係
胸部ファントム(120 kV)
(赤の破線は EI_T を示す.)



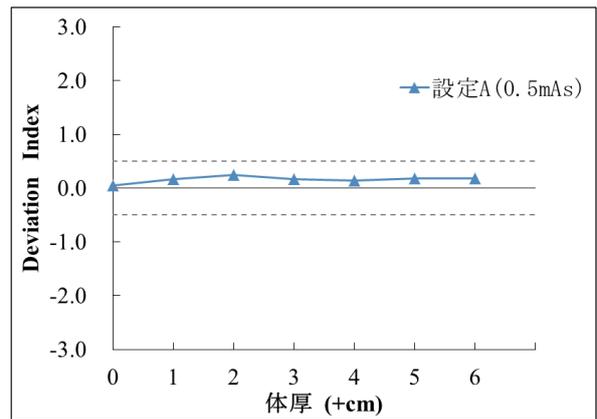
(a) 100 mA



(b) 125 mA



(c) 200 mA



(d) 250 mA

図 23 プレ曝射撮影条件の違い DI と体厚の関係
胸部ファントム(120 kV)
(黒の破線は、DI±0.5 の範囲を示す.)

骨盤ファントムを用いたときのプレ曝射撮影条件の違いについて、図 24 に管電流別に設定ごとの体厚と EI の関係を示すグラフを、図 25 に体厚と DI の関係のグラフを示す。EI は管電流によらず、すべての設定で体厚を変化させても大きな変動はないが、設定 A と設定 B は管電流が大きくなると EI が全体に高くなり、特に設定 A はその傾向は顕著であった。DI は、管電流によらず、すべての設定で体厚を変化させても ± 0.5 の範囲を超えることはなかった。管電流を一定としたときの mAs 値の違いによる EI の分布を示す箱ひげ図を図 26 に示す。箱ひげ図の中のバーは、分散分析の結果を示す。EI の分布は、管電流の違いにより大きな差は見られなかった。設定ごとの平均値の有意差検定の結果、すべての管電流でいずれかの設定間に有意差を認めた ($p < 0.05$)。表 7 に管電流を一定としたときの設定ごとの EI の平均値を示す。◎は EI_T に最も近い平均値、○は◎と対比較で $p < 0.05$ で有意差が認められない平均値を示す。(a) 100 mA, (b) 125 mA, (d) 250 mA では設定 C が最も EI_T に近く、設定 A, 設定 B と有意差を認めた。(c) 200 mA では、設定 A が最も EI_T に近かったが、設定 A と設定 C の間には有意差は認められなかった。設定 C では、すべての管電流で EI の平均値と EI_T との差は $\pm 2\%$ 以内であった。

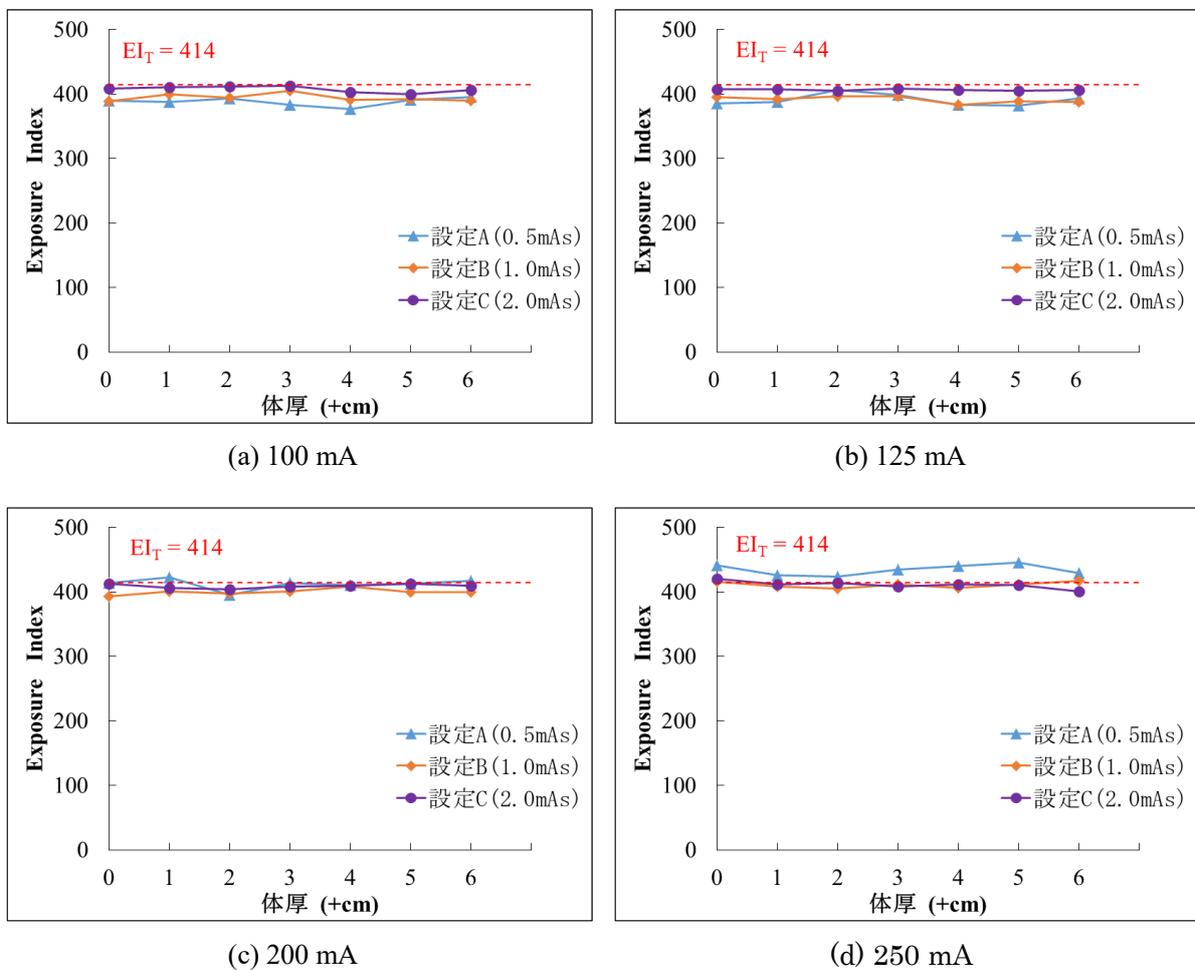
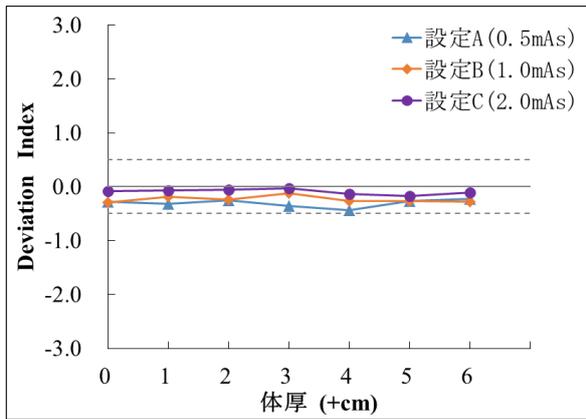
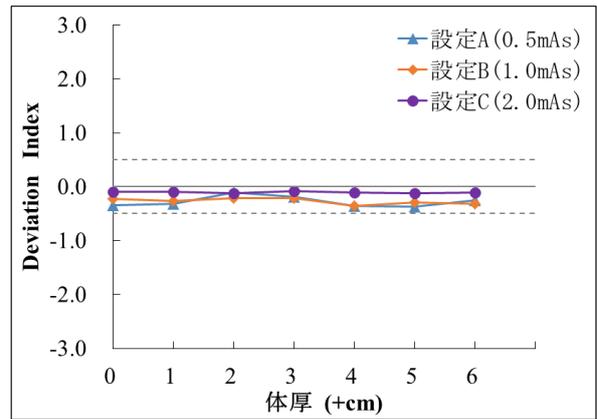


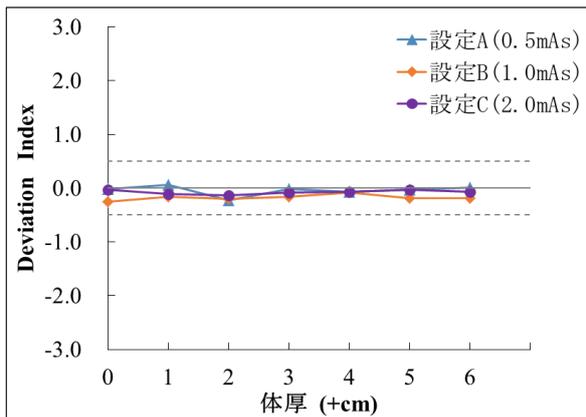
図 24 プレ曝射撮影条件の違い EI と体厚の関係
骨盤ファントム(80 kV)
(赤の破線は EI_T を示す.)



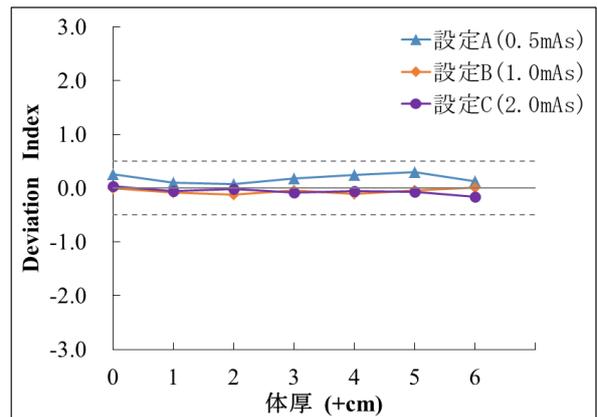
(a) 100 mA



(b) 125 mA

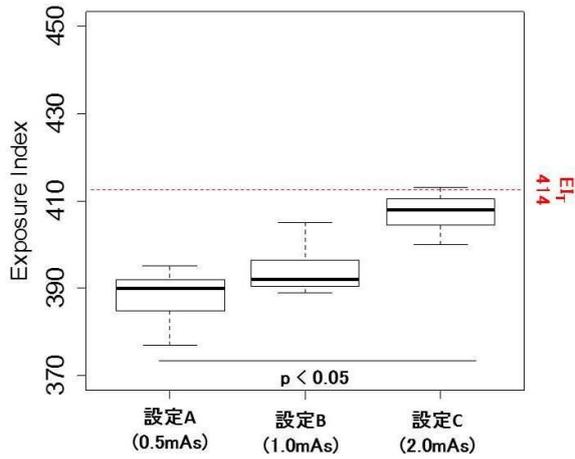


(c) 200 mA

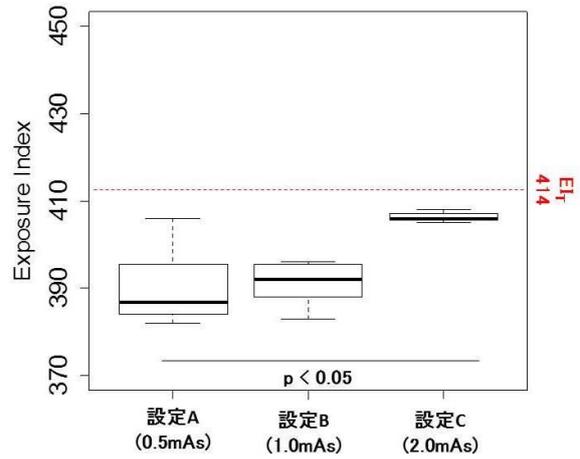


(d) 250 mA

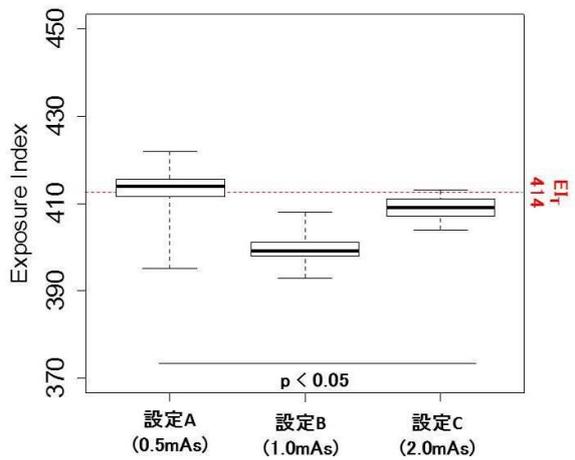
図 25 プレ曝射撮影条件の違い DI と体厚の関係
骨盤ファントム(80 kV)
(黒の破線は、 $DI \pm 0.5$ の範囲を示す.)



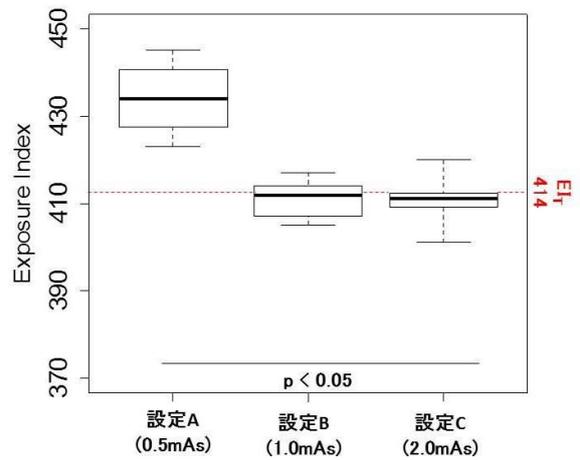
(a) 100 mA



(b) 125 mA



(c) 200 mA



(d) 250 mA

図 26 プレ曝射撮影条件の違いによる EI のばらつきを示す箱ひげ図 (外れ値を含む)
骨盤ファントム(80 kV)
(赤破線は EI_T を示す.)

表7 プレ曝射撮影条件の管電流を一定としたときの設定ごとのEIの平均値
骨盤ファントム(80 kV)

(管電流別に◎はEI_Tに最も近い, ○は◎と有意差 (p<0.05) が認められない)

EI _T =414	設定 A (0.5 mAs)	設定 B (1.0 mAs)	設定 C (2.0 mAs)
100 mA	388	394	407 ◎
125 mA	391	391	406 ◎
200 mA	412 ◎	400	409 ○
250 mA	434	410 ◎	410 ◎

※ p<0.05

下肢ファントムを用いたときのプレ曝射撮影条件の違いについて、図 27 に管電流別の設定ごとの体厚と EI の関係を示すグラフを、図 28 に管電流別の設定ごとの体厚と DI の関係をグラフに示す。EI は管電流によらず、すべての設定で体厚を変化させても大きな変動はないが、設定 A は管電流が大きくなると EI が全体に高くなる傾向があった。DI は、管電流によらず、すべての設定で体厚を変化させても ± 0.5 の範囲を超えることはなかった。管電流を一定としたときの mAs 値の違いによる EI の分布を示す箱ひげ図を図 29 に示す。EI の分布では、(a) 100 mA ではすべての設定で分布が狭く中央値に近いが、他の管電流では設定 A の分布が広く中央値も EI_T から離れていた。設定ごとの平均値の有意差検定の結果、(a) 100 mA は設定 A が EI_T に最も近い値となったが、設定間に有意差は認められなかった ($p < 0.05$)。そのほかの管電流では設定間のいずれかに有意差を認めた。表 8 に管電流を一定としたときの設定ごとの平均値を示す。(b) 125 mA, (c) 200 mA では設定 C が、(d) 250 mA では設定 B が最も EI_T に近かったが、対比較を行った結果、 $p < 0.05$ で設定 B と設定 C の間には有意差は認められなかった。設定 B と設定 C では、すべての管電流で EI の平均値と EI_T との差は $\pm 2\%$ 以内であった。

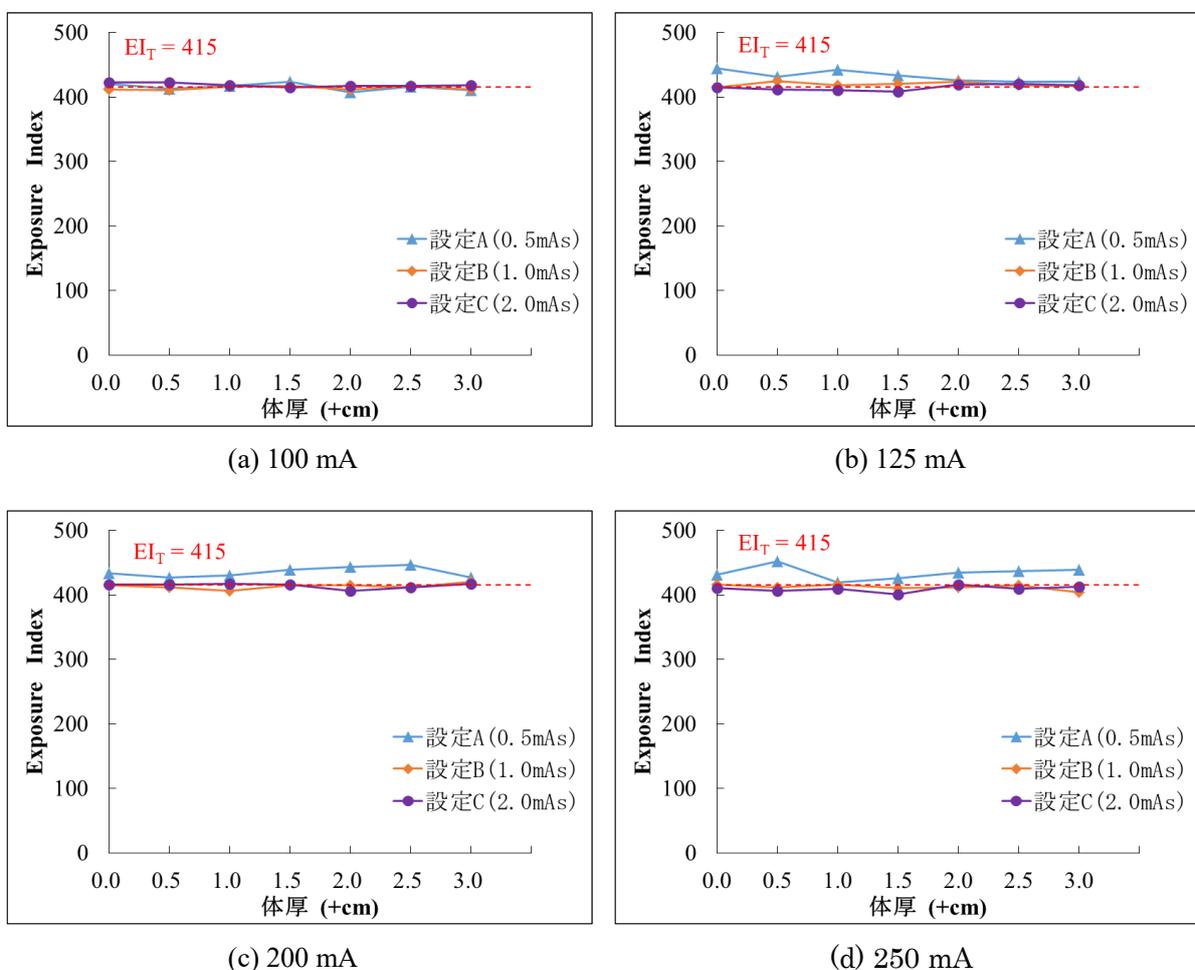
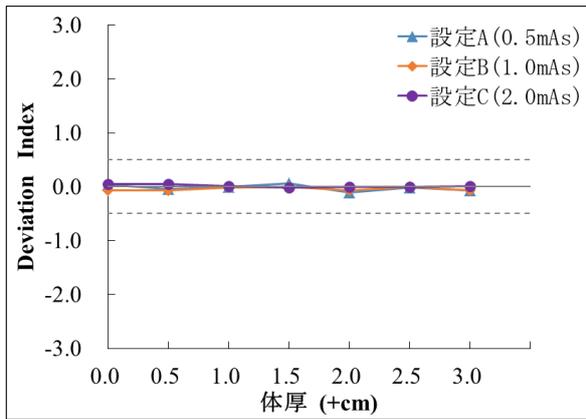
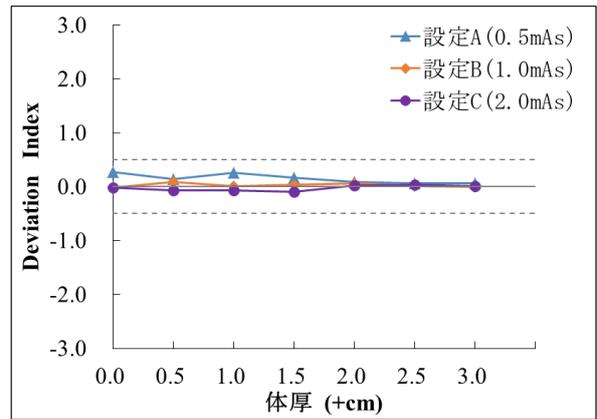


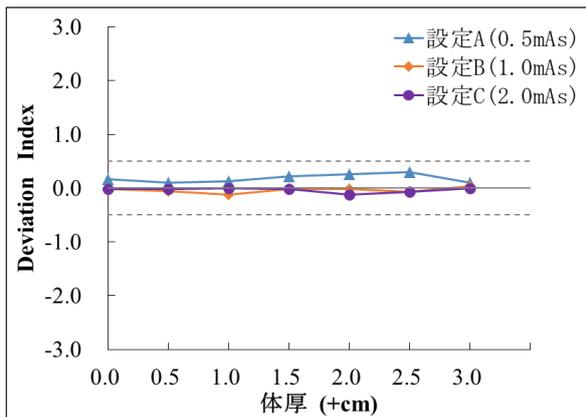
図 27 プレ曝射撮影条件の違い EI と体厚の関係
 下肢ファントム(50 kV)
 (赤の破線は EI_T を示す.)



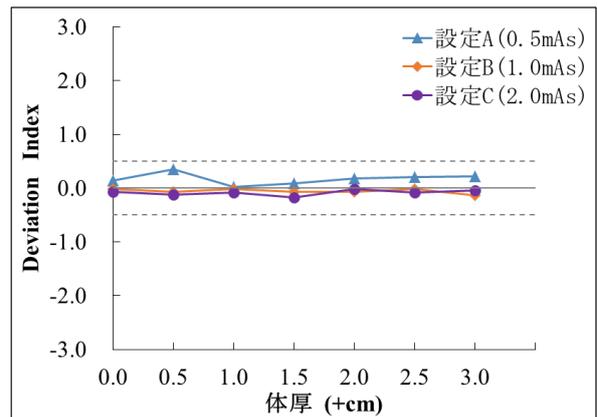
(a) 100 mA



(b) 125 mA

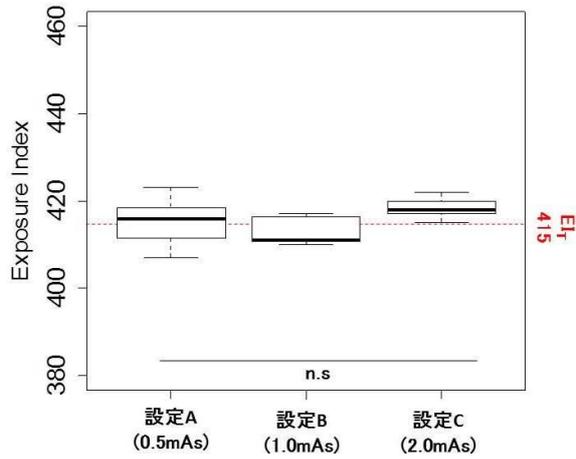


(c) 200 mA

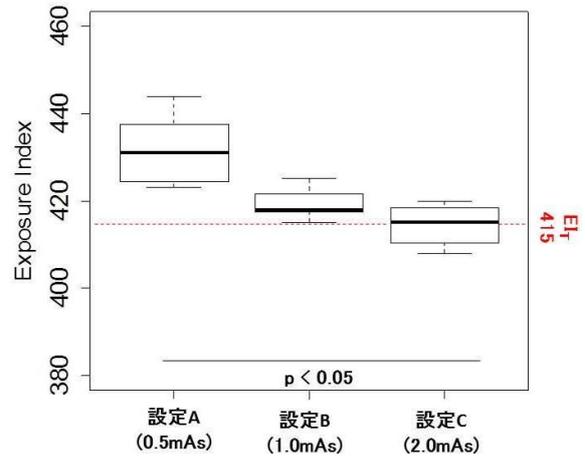


(d) 250 mA

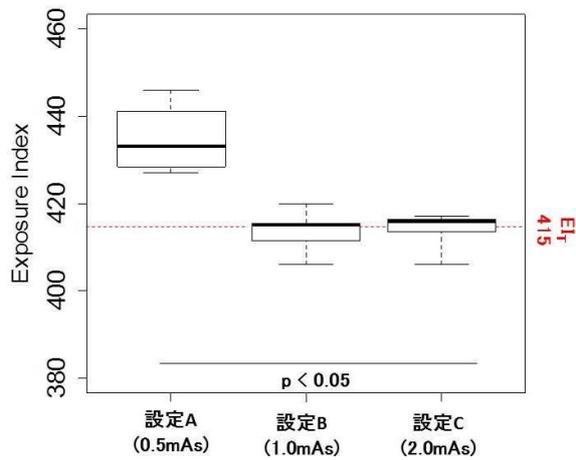
図 28 プレ曝射撮影条件の違い DI と体厚の関係
 下肢ファントム(50 kV)
 (黒の破線は、DI±0.5 の範囲を示す.)



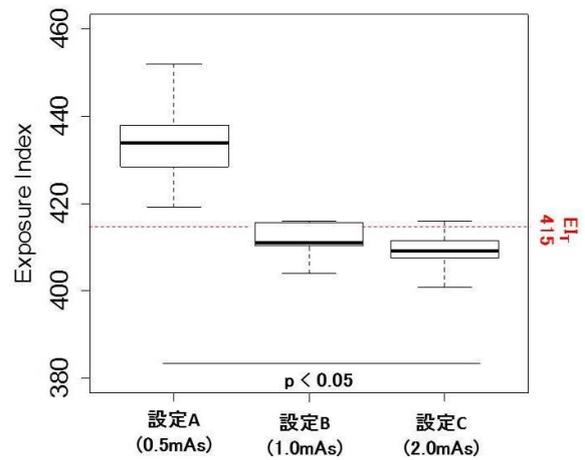
(a) 100 mA



(b) 125 mA



(c) 200 mA



(d) 250 mA

図 29 プレ曝射撮影条件の違いによる EI のばらつきを示す箱ひげ図 (外れ値を含む)
 下肢ファントム (50 kV)
 (赤破線は EI_T を示す.)

表 8 プレ曝射撮影条件の管電流を一定としたときの設定ごとの EI の平均値
 下肢ファントム(50 kV)

(管電流別に◎は EI_T に最も近い, ○は◎と有意差 (p<0.05) が認められない)

EI _T =415	設定 A (0.5 mAs)	設定 B (1.0 mAs)	設定 C (2.0 mAs)
100 mA	415 ◎	413 ○	418 ○
125 mA	432	419 ○	414 ◎
200 mA	435	413 ○	414 ◎
250 mA	434	411 ◎	409 ○

※ p<0.05

4.3.2 プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響

X線制御装置の表示管電圧は、RQA9となる線質で118 kV、RQA6となる線質で80 kV、RQA3となる線質で51 kVであった。図30に従来法の画像と考案法によるプレ曝射の異なる撮影条件により取得した加算画像のNNPSの結果のグラフを示す。グラフ上からすべての線質において、従来法の画像と考案法によるプレ曝射の異なる撮影条件の加算画像①と②では、NNPSに周波数ごとの大きな差は見られなかった。周波数全体に渡るノイズ特性の指標として、NNPSのグラフの下の面積が分散(δ^2)で root mean square : RMS 粒状度(δ)の二乗に対応することが知られている^{21,22)} ((17)式)。

$$\delta^2 = 2 \int_0^{\infty} \text{NNPS}(u) du \quad \dots\dots\dots (17) \quad u \text{ は } u \text{ 軸方向の周波数}$$

(17)式により、従来法の画像に対する考案法によるプレ曝射の異なる撮影条件の加算画像の δ の割合(%)を求めた結果を表9に示す。

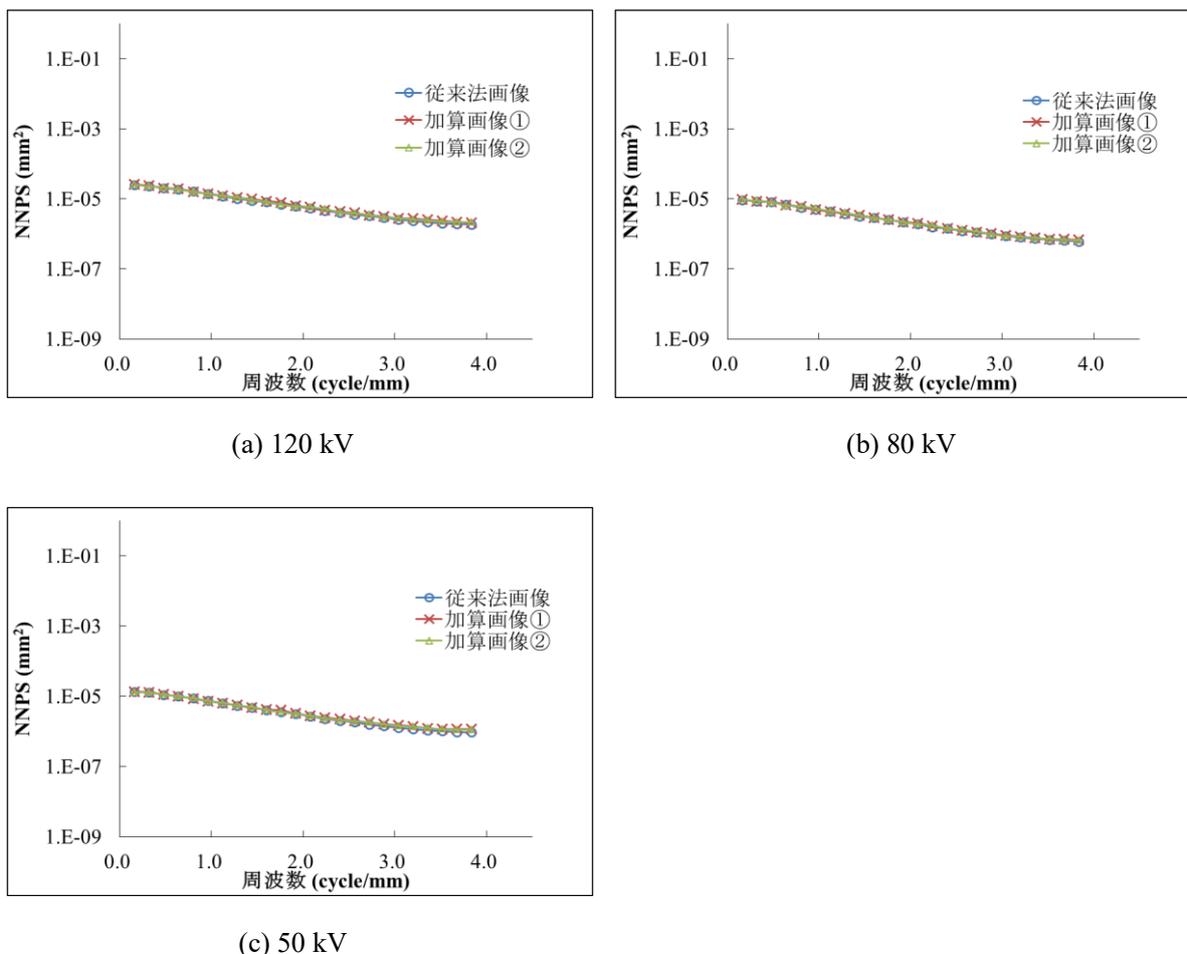


図30 従来法画像と加算画像のNNPS

(a)120kV (b)90kV (c)80kV のすべての管電圧で従来法画像と考案法による加算画像①と②では、NNPSに周波数ごとの大きな差は見られない。

表 9 従来法画像に対する考案法の加算画像の RMS 粒状度 δ の割合(%)

線質	RQA9 (120 kV)	RQA6 (80 kV)	RQA3 (50 kV)
加算画像①	2.7	0.9	1.6
加算画像②	1.5	1.1	0.8

従来法画像に対する考案法の加算画像の δ の割合は、最大で 2.7%、最小で 0.8%であり、ほとんど増加は認められず。プレ曝射の撮影条件とノイズの割合についての関連は認められなかった。

5. 考察

5.1 考案法の基礎的検討

5.1.1 プレ曝射の線質

考案法のプレ曝射に用いられる管電圧は、X線制御装置の表示管電圧が120 kV、80 kV、50 kVのいずれにおいても立ち上がりは曝射開始から0.5 ms以内に設定管電圧まで到達している。よって、今回の検討でプレ曝射は最短で表示撮影時間が2.0 msであることから、プレ曝射とメイン曝射では同一の線質で撮影できていると考えることができる。すなわち、プレ曝射とメイン曝射の画像を加算しても、従来の一曝射撮影と画質は変わらないと考えられる。青柳²³⁾によれば、「現在のインバータ式X線発生装置は、投入時における管電圧の立ち上り時間は0.5～0.7 msとなり、従来の三相12ピーク型装置に比べて大幅に短縮される。」としている。考案法は加算するプレ曝射とメイン曝射の画像の線質が同一であることが前提なので、現在一般撮影の主流であるインバータ式のX線高電圧発生装置を使用するのであれば、考案法を問題なく実現できると考えられる。

5.1.2 逆校正関数の決定

実験に使用した立位タイプFPDとカセットタイプFPDは蛍光体もピクセルピッチも同じものであるが、逆校正関数は、立位タイプFPDで $Y = 0.0049x - 0.0493$ 、カセットタイプFPDで $Y = 0.0048x - 0.0155$ と若干異なる関数となった。これは方法で述べたとおり、ユーザが立位タイプFPDのカバーとAECを外すことができないことが起因していると考えられる。そのため、カバーとAECの影響により線質が硬化して立位タイプFPDの逆校正関数が異なると考えられる。しかし考案法では、カバーとAECの影響により線質が硬化しても、プレ曝射もメイン曝射も同じ線質で撮影し、同じ逆校正関数によりEIを計算していることから、考案法の計算結果には影響はないと考えられる。

5.1.3 メーカーの違いによるEIと独自の線量指標と考案法の適応

EIは標準化した線量指標であるが、relevant image regionや代表値の種類が異なるとVOIが異なり、EIの値が異なってくる。すなわち、一般撮影デジタルシステムメーカーの採用するrelevant image regionや代表値の種類によりEIの値は異なる。しかし、EIの値が異なっても、mAs値とEIは比例関係であるために考案法を適応することは可能である。一方でメーカー独自の線量指標は、画像処理を施した画像から線量指標の値を算出しているために画像処理により線量指標の値が異なってくる。そのために、メーカー独自の線量指標を使って考案法を適応することはできないと考える。国内の主な一般撮影デジタルシステムメーカーの独自の線量指標とEIの関係を付録で解説する。

5.2 考案法の妥当性の実証実験

考案法では実験で使用したすべてのファントムにおいて、体厚が変化しても EI は EI_T に近く、DI が常に ± 0 に近い値となることから、考案法の妥当性が実証されたと考える。図 31(a)に胸部正面像、図 31(b)に骨盤正面像、図 31(c)に下肢正面像の relevant image region を示す。考案法では、この領域の検出器面への平均入射線量が一定になるようにメイン曝射の mAs 値をコントロールしているので、体厚が変化しても安定した EI となる。図 31(d)に胸部正面像、図 31(e)に骨盤正面像について従来の AEC の採光野位置を示す。従来の AEC を使った撮影で、図 19(a)、図 20(a)のように体厚が増加するごとに EI が上昇した理由として、以下の 2 つの原因が考えられる。第一に体厚がアクリル板により増加したので、線質が硬化して実際の AEC 採光野への入射線量と逆校正関数から求めた EI との間に差が生じたことである。これは、逆校正関数を RQA5 という特定の線質で求めているためであり、線質硬化によって RQA5 とは入出力特性が異なったことにより EI が高くなったと考えられる。第二にアクリル板が relevant image region のすべての領域を覆っていないために、AEC の採光野と relevant image region への平均入射線量に差が拡大したと考えられる。relevant image region に覆られる領域の体厚が均等に变化すればこの差は小さくなる。しかし、実際の臨床では、被写体はアクリル板のように平面でないことから体厚が均等に上昇することはない。図 32 に AEC を使った時の腹部立位正面撮影の臨床画像を 2 例示す。AEC の採光野は、図 1(a)と同じ位置を使用している。図 32 (a)の被写体は体格が大きく、AEC の採光野にあたる上腹部の部分の体厚が厚く、下腹部の体厚が薄い。よって下肺野や下腹部の領域の線量が高くなり、relevant image region への平均入射線量が高くなって、DI が 2.02 という結果となった。一方、図 32 (b)の被写体は(a)に比べ体格が小さく、腹部全体が比較的均等な体厚である。この場合には、AEC の採光野への入射線量と relevant image region への平均入射線量との差が小さく、DI が 0.13 と適正な EI での撮影が行われている。これに対して考案法では実験結果からも分かるように、被写体厚が均一か不均一に関係なく、安定した EI を得ることができる。

図 31(f)に下肢の照射野領域を示す。下肢正面像で APR 固定撮影条件では、体厚が変化したときに直接 X 線領域への入射線量は一定であるが、(c)の relevant image region への平均入射線量は一定とならない。そのために、図 21(a)の実験結果のように APR 固定撮影条件では、体厚が増えるごとに EI は減少し、 EI_T との差が大きくなる。

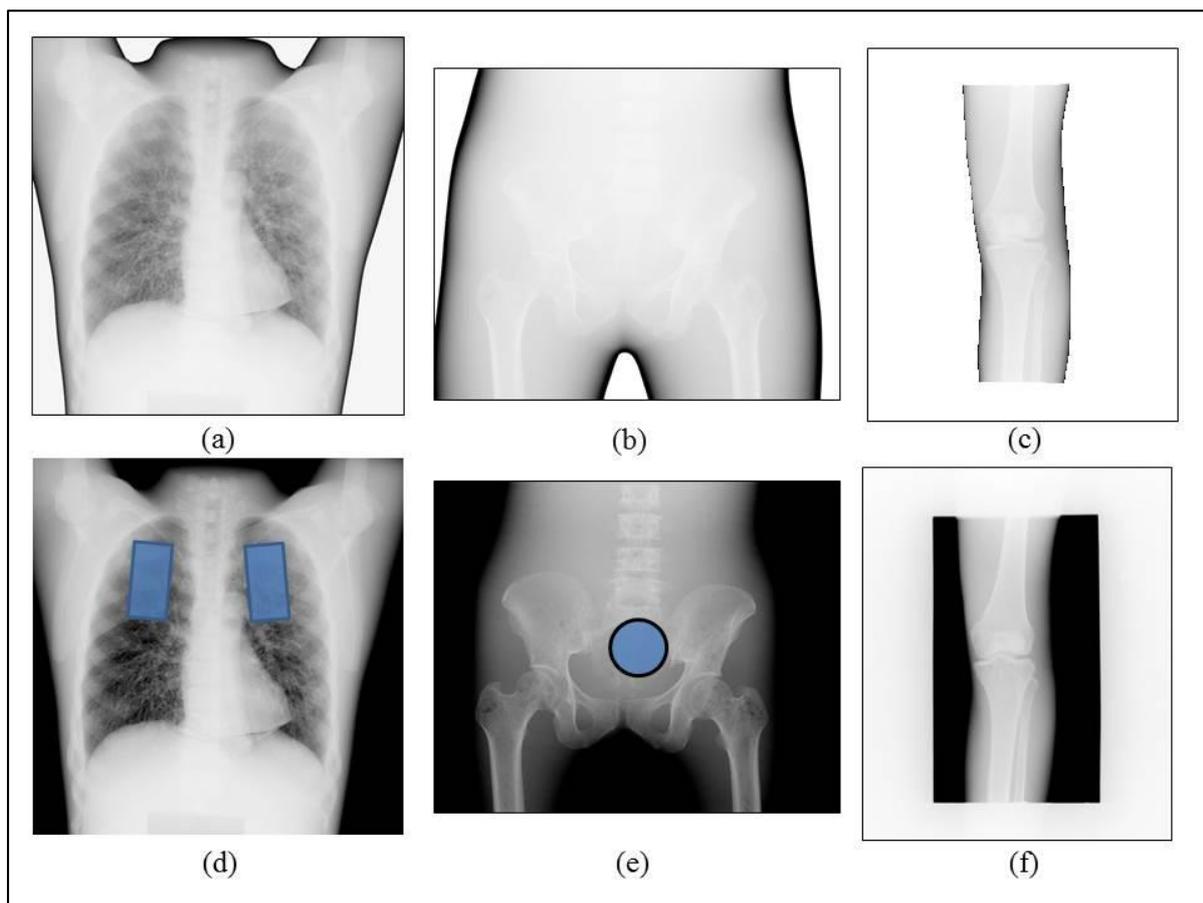


図 31 relevant image region(a)(b)(c)

胸部，骨盤 AEC 採光野位置(d)(e)，下肢照射領域(f)

(a)は胸部正面像，(b)は骨盤正面像，(c)は下肢正面像の relevant image region 直接 X 線を除外した領域である．(d)は胸部正面像の AEC 採光野で両肺野に位置する．(e)は骨盤部正面像の AEC 採光野で検出器の中央に円形に位置する．(f)は下肢正面像で APR 固定撮影条件では体厚が変化しても直接 X 線の部分の入射線量は変わらない．



(a)

(b)

図 32 AEC を使った時の腹部立位正面撮影の臨床画像
 (a) AEC の採光野にあたる上腹部の部分の体厚が厚い場合 DI=2.02
 (b) 腹部全体が比較的均一な体厚である場合 DI=0.13

5.3 考案法の特徴

5.3.1 プレ曝射の至適撮影条件

考案法の妥当性実証実験で DI は ± 0.5 の適正範囲に収まっているが、加算画像の EI をさらに EI_T に近くするために、プレ曝射の至適撮影条件について以下のように考察する。

今回行った実験の EI は、(11)式から $C_0 \cdot b$ だけ加算して補正した値であり、(7)から(9)式に至る計算に誤差を生じることがなければ、 $EI_{(final)}$ と EI_T は同じ値となる。また、図 4 の考案法のワークフローからもわかるように、 $mAs_{(main)}$ は $EI_{(pre)}$ と $mAs_{(pre)}$ の比例関係を基に求めている。しかし実際には、 $EI_{(pre)}$ とプレ曝射表示 mAs 値である $mAs_{(pre)}$ との比例関係に若干の誤差が生じるために、最終的に $EI_{(final)}$ と EI_T との間に差が生じてくると考えられる。以下の二要因がこの比例関係に最も影響していると考えられる。第一に表示撮影時間と実際の照射時間の差である。これには、X線高電圧発生装置の短時間撮影における精度が関係していると考えられる。表 6 に示す通り、X線高電圧発生装置で実現可能な最短時間の撮影時に、管電圧、管電流の違いにより表示撮影時間と図 33 に示す JIS 規格で定められている①照射時間との間に若干の差が認められた。 $mAs_{(pre)}$ は、プレ曝射時の X線高電圧発生装置に表示された表示撮影時間と管電流の積から求めている。このことから、表示撮影時間と①照射時間との差は、(9)式より $EI_{(main)}$ を得るための $mAs_{(main)}$ に影響すると考えられる。第二に、管電流の違いによる図 33 の②管電圧波形波尾の差があることが関係していると考えられる。図 34 に 120 kV、80 kV、50 kV で 100 mA と 250 mA で 5.0 ms 曝射したときのそれぞれの管電圧波形を示す。波形からわかるように管電流の違いにより図 33 の①照射時間の範囲の差は少ないが、最後に 75%まで降下した時点以降の②管電圧波形波尾は大きく異なっている。これは、高圧ケーブルに残る残留電荷の影響であり、管電流が小さく、高圧ケーブルが長いほど波尾が延長して影響が大きいとされている²³⁾。よって、 mAs 値が同じでも管電流が違えば管電圧波形の波尾が異なり、X線量に差が生じると考えられる。これらの要因により、 EI と mAs 値の比例関係に誤差を生じて、最終的に $EI_{(final)}$ と EI_T に差が生じてくると考えられる。

$EI_{(pre)}$ とプレ曝射の表示撮影時間と管電流積である $mAs_{(pre)}$ の比例関係をよくするためには、実験結果からもプレ曝射の mAs 値を増やすことが効果的であると考えられる。図 35 に管電流と曝射時間と $EI_{(pre)}$ の模式図を示す。グラフの赤枠の面積が $mAs_{(pre)}$ となり、 $EI_{(pre)}$ の割合が青色で、誤差が黄色となる。 $EI_{(pre)}$ と $mAs_{(pre)}$ の面積が等しくなるほど、 $EI_{(pre)}$ と $mAs_{(pre)}$ の比例関係はよくなることになる。(a)は $mAs_{(pre)}$ が低い時であり、(b)は表示撮影時間を延長して $mAs_{(pre)}$ を増加し、表示撮影時間と曝射時間の相対誤差や管電圧波形の波尾の影響を小さくした状態を示している。(c)は管電流を大きくして $mAs_{(pre)}$ を増加し、表示撮影時間と曝射時間の相対誤差や管電圧波形の波尾の影響を小さくした状態を示す。図のように $mAs_{(pre)}$ を増やし $EI_{(pre)}$ の割合に対する誤差となる EI の割合を少なくするためには、表示撮影時間を延長しても管電流を増加してもよいことになる。今回の実験結果より、概ねプレ曝射の撮影条件を骨盤ファントムでは 2.0 mAs 以上、下肢ファントムでは 1.0 mAs 以上に設定することによって、管電流によらず安定した $EI_{(final)}$ が得られたと考えられる。胸部ファントムでは、プレ曝射の撮影条件を 0.5 mAs でしか検討を行わなかったが、骨盤ファントムや下肢ファントムのようにプレ曝射の撮影条件の mAs 値を 0.5 mAs より高くすることによって、管電流によらず $EI_{(final)}$ は EI_T に近くなり、さらに安定した EI を得ることができると考えられる。しかし、方法で述べた通り胸部ファントムでの検討では、メイン曝射の mAs 値が 0.7

mAs から 1.8 mAs 程度であることから、プレ曝射の撮影条件の mAs 値を 0.5 mAs より高くすると加算画像の EI が E_{IT} を超えてしまう可能性があるため、プレ曝射の撮影条件の設定には注意が必要である。

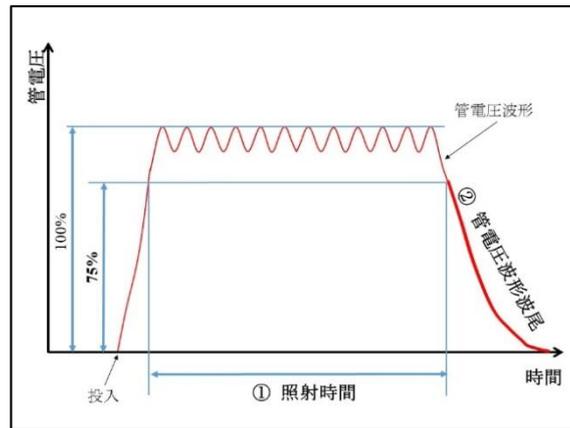
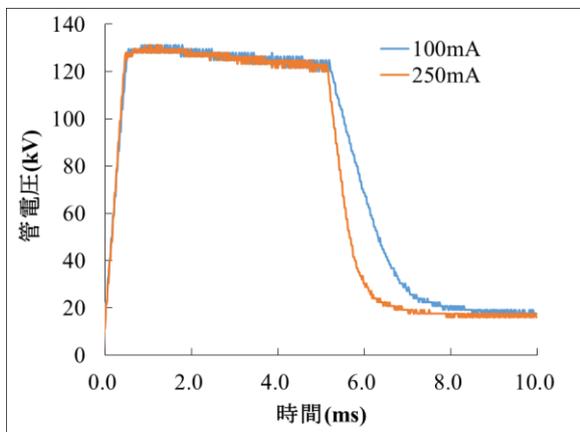
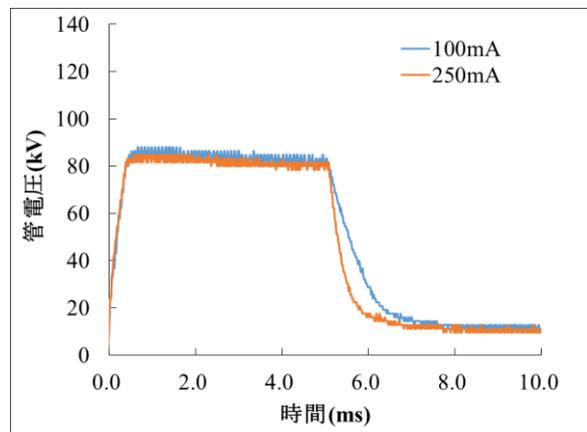


図 33 管電圧波形から求める照射時間と管電圧波形波尾

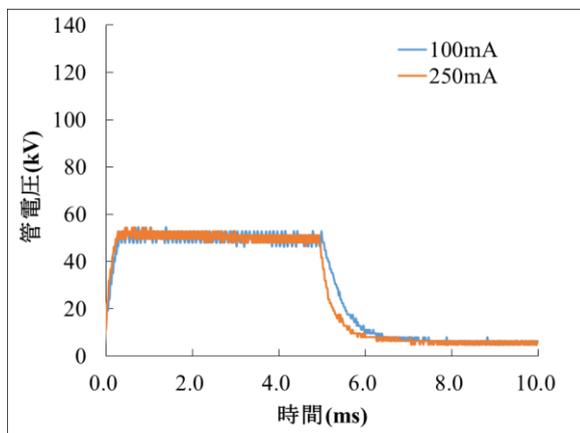
①の照射時間は JIS 規格が定める管電圧波形が最初に最大値の 75%まで上昇した時点と最後に 75%まで降下した時点の間の時間 ②は管電圧波形の波尾の部分



(a) 120kV



(b) 80kV



(c) 50kV

図 34 管電流の違いによる管電圧波形の波尾 (撮影時間 5.0 ms)

小管電流の方が大管電流より管電圧波形の波尾が長くなる。

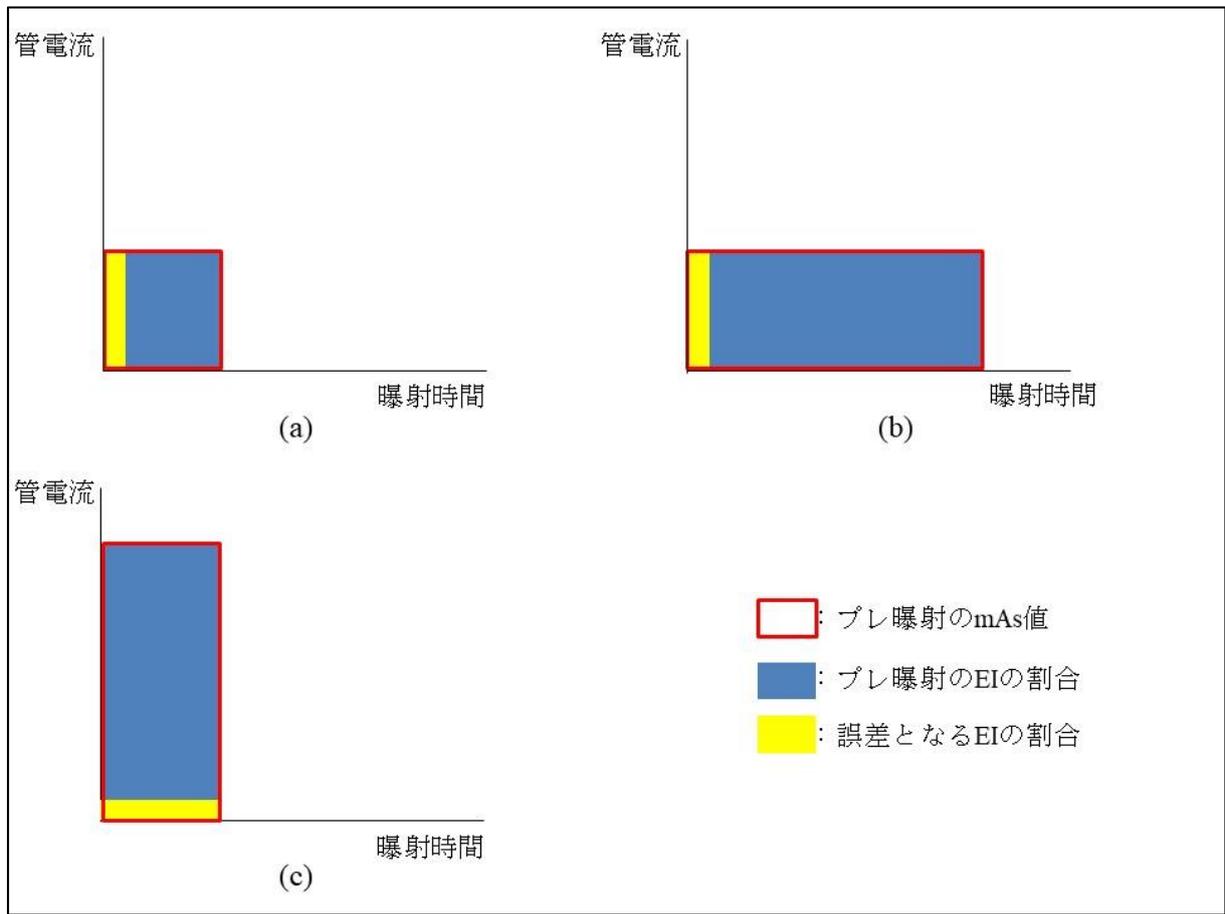


図 35 管電流と曝射時間と EI の模式図

(a) : $mAs_{(pre)}$ が低い場合 (b) : 表示撮影時間を延長して $mAs_{(pre)}$ を増加した場合 (c) : 管電流を大きくして $mAs_{(pre)}$ を増加した場合 $mAs_{(pre)}$ を増加して $EI_{(pre)}$ の割合に対する誤差となる EI の割合を少なくするためには、表示撮影時間を延長しても管電流を増加してもよい。

5.3.2 プレ曝射の撮影条件が画像ノイズに与える影響

図 30 のグラフより、各管電圧において、1 回曝射画像と加算画像の組み合わせの NNPS の間に差はみられない。通常、NNPS はグラフ上では指数で表示するために、わずかな差は表現されない。しかし、NNPS のグラフの面積から求める RMS 粒状度は、周波数ごとのノイズの影響は分からないが画像ノイズのわずかな差を求めることができる。

RMS 粒状度は 1 回曝射画像に対して加算画像では 0.8% から 2.7% と若干増加した。原因としては、以下のように考察する。デジタルラジオグラフィシステムの画像ノイズ δ^2_{total} は、以下の(18)式が成り立つとされている²⁴⁾。

$$\delta^2_{\text{total}} = \delta^2_{\text{pois}} + \delta^2_{\text{mult}} + \delta^2_{\text{add}} \quad \dots\dots\dots (18)$$

ここでいう δ^2_{pois} はポアソン性ノイズ、 δ^2_{mult} は乗法性ノイズ、 δ^2_{add} は加法性ノイズである。ポアソン性ノイズは、X 線量子ノイズと光量子ノイズとアクセスノイズ（光子の吸収過程で散乱等によって生ずる超過ノイズ）の和である。乗法ノイズは、蛍光体やフォトダイオードの感度ムラによる構造ノイズである。加法ノイズは、X 線を照射していないときにフォトダイオードから生ずる電気ノイズである。さらには、デジタルラジオグラフィシステムの画像ノイズ δ^2_{total} は、以下の(19)式が成り立つとされている²⁴⁾。

$$\delta^2_{\text{total}} = \alpha x + \beta x^2 + \gamma \quad \dots\dots\dots (19)$$

ここでいう x は、検出器への入射表面線量に比例するピクセル値であり、 α はポアソン性ノイズの係数、 β は乗法性ノイズの係数、 γ は加法性ノイズの係数である。ここで、1 回曝射のノイズ量は(19)式が適応できるが、考案法の加算画像のノイズ量は以下の(20)式のように考えられる。

$$\delta^2_{\text{total}} = \alpha(x_1 + x_2) + \beta(x_1 + x_2)^2 + 2\gamma \quad \dots\dots\dots (20)$$

ここでいう x_1 は、プレ曝射の検出器への入射表面線量に比例するピクセル値であり、 x_2 は、メイン曝射の検出器への入射表面線量に比例するピクセル値であり、1 回曝射と加算画像①、加算画像②のそれぞれの合計の mAs 値は等しいことから

$$x = x_1 + x_2 \quad \dots\dots\dots (21)$$

が成り立つ。すなわち、(19)式、(20)式、(21)式より、加算画像は 1 回曝射画像に比べ加法ノイズである電気ノイズが 2 倍多いことになる。RMS 粒状度で比較したときに、1 回曝射画像に対して加算画像で 0.8% から 2.7% 増加したノイズ量は、この電気ノイズであると考えられる。しかし、この増加した電気ノイズ分は、ポアソン性ノイズや乗法性ノイズに比べ非常に小さいものであり、このノイズの影響は NNPS のグラフで差がないことから、実際の臨床写真からは判断できない程度であると考えられる。

一方で、加算画像①と加算画像②の RMS 粒状度に明らかな違いがないことから、プレ曝射の撮影条件による違いはないと考えられる。

6. 結語

従来の AEC や APR 固定撮影条件を使った撮影では、EI が安定して適正範囲に入らない場合がある。本研究からも従来の AEC や APR 固定撮影条件を使った撮影は、被写体の体厚の変化に対して EI が安定して適正範囲に入らず、適切な撮影線量を担保することができなかった。一方考案法は、最初にプレ曝射を行うことにより、体厚の変化に対応したメイン曝射の撮影条件を計算予測して適切な線量の画像を提供することができる。また考案法は、プレ曝射画像とメイン曝射画像を加算して安定した EI を提供するので、無駄な撮影被ばくも防止でき画像加算によるノイズの影響もほとんどない。プレ曝射の撮影条件は、実験で使用した X 線高電圧発生装置が実現できる最小 mAs 値である 0.5 mAs でも、体厚の変化に対応して加算画像の DI が ± 0.5 の範囲に入るようにメイン曝射の撮影条件を予測することが可能である。さらに、プレ曝射の撮影条件を 0.5 mAs から 1.0 mAs, 2.0 mAs と増加させることにより、X 線高電圧発生装置の時間特性や管電流特性によらず加算画像の EI は EI_T に精度よく近づく。考案法は、従来の AEC が採光野に入射する線量をコントロールするのと同様に、relevant image region に入射する線量をコントロールする。relevant image region はソフトウェアにより領域の位置やサイズが変更されるので、これまで従来の AEC を使用することができなかった頭部や四肢の撮影やポータブル撮影でも AEC 機能を適応することができるようになる。また、考案法は画質に影響する従来の AEC のような特殊なハードウェアを必要とせず、ソフトウェアのみで適正な撮影条件を自動的に決定することができる。特殊なハードウェアが不要であるということは、一般撮影デジタルシステムのコスト削減にもつながると考えられる。すなわち考案法は、従来の AEC の欠点を改善して安定した EI による画像提供を行うことができる新しい AEC 機能である。

今後本研究の成果により、考案法による X 線高電圧発生装置や FPD が実用化され、増加傾向にある一般撮影デジタルシステムの撮影線量が適正化されることを願う。

7. 謝辞

本研究の立案から成果の取りまとめ、論文作成にあたり、終始熱心にご指導いただいた放射線・情報科学分野・医用画像学領域の西木雅行教授に深く感謝申し上げます。また、人体ファントムを快く借用していただいたキャノンライフケアソリューションズ株式会社に御礼申し上げます。一般撮影高電圧 X 線発生装置の二次側管電圧直接測定の実験で、機器の借用と測定の手伝いをいただいた株式会社島津製作所の倉澤氏をはじめ技術者の皆様方に御礼申し上げます。さらには、実験を快く手伝ってくれた北里大学メディカルセンター放射線部今花仁人氏に感謝申し上げます。

8. 参考文献

- 1) 鈴木昇一, 浅田恭生, 加藤英幸, 他. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究班-中間報告
- 2) 日放技学誌 2009;65(11): 1582-1589.
- 2) Seibert, J. A., Morin, R. L. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. *Pediatric radiology* 2011; 41・5, 573-581.
- 3) 佐藤公彦. (2) Exposure Index について (教育講演, デジタル画像評価の IEC の動向). 画像通信, 2007;30(2), 6-9.
- 4) IEC62494-1. Medical electrical equipment - Exposure index of digital X-ray imaging systems - Part 1: Definition and requirements for general radiography, Ed. 1, 2008.
- 5) 大前徳宏. デジタル時代の画質と線量: デジタルシステムの画質と線量の最適化の取り組み. 日放技学誌 2011;67(11), 1478-1485.
- 6) IEC62220-1-1. Medical electrical equipment - Characteristics of digital X-ray imaging devices - Part 1-1: Determination of the detective quantum efficiency - Detectors used in radiographic imaging, Ed. 1.0, 2015.
- 7) 中前光弘, 宮島祐介, 中野知己, 他. 関心領域および関心値の設定が Exposure Index に与える影響について-胸部臨床画像による解析-. 日放技学誌 2014;70(11), 1250-1257.
- 8) 廣瀬慎一郎, 松澤博明, 廣瀬麻子, 他. Exposure Index 算出における関心領域の影響に関する検討. 日放技学誌 2015;71(1), 7-11.
- 9) 柳田智, 今花仁人, 西木雅行, 他. 自動露出制御機能を使用した胸部正面画像における最適な exposure index 算出方法の検討. 日放技学誌 2016;72(3), 234-243.
- 10) 富士フィルム株式会社. 榎本淳. 放射線画像解析装置および方法, 並びに放射線撮影装置. 特開 2014-158580. 2014-9-4
- 11) IEC61267. Medical diagnostic X-ray equipment-Radiation condition for use in the determination of characteristics, ed.2.0, 2005
- 12) Shepard, S. J., Wang, J., Flynn, M., et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task Group 116 (executive summary). *Med Phys* 2009; 36(7): 2898-2914.
- 13) 宮崎茂. 自動露出機構の動作原理と基本特性. 放射線撮影分科会誌 2000;34, 16-18.
- 14) 川田秀道, 大久保征司, 兵藤啓一郎, 他. 自動露出機構 X線検出器が胸部 digital radiography の画質に及ぼす影響. 日放技学誌 2001;57(9), 1121-1127.
- 15) Mizuta, M., Akazawa, H., Kasai, T., et al. Structural noise from automatic exposure control device and its relationship to X-ray tube voltage used for calibration of a flat-panel detector system. *Radiological physics and technology* 2012; 5(1): 20-26.
- 16) 今井宜雄. 自動露出機構の恩恵と問題: 一般撮影系. 放射線撮影分科会誌 2000;34, 19-22.
- 17) 市川勝弘, 國友博史, 東出了, 他. 標準 デジタル X線画像計測. 第1版. 東京: オーム社, 2010:177-178
- 18) 山崎達也. デジタルウィナーспекトルの実践的測定法. *Innervision* 2003;18(12):40-46
- 19) 河原田美穂, 石田隆行, 大倉保彦, 他. CR と FPD における画質と信号検出能の関係. 日放

技学誌 2010;66(11), 1449-1456.

- 20) (社)日本画像医療システム工業会 QA 委員会. 1999. 医用 X 線高圧装置通則 JIS Z 4702:1999 ガイド http://www.jira-net.or.jp/commission/hyoujunka/04_information/pdf/jira-qa019.pdf 2017.2.1
- 21) 桂川茂彦. 医用画像情報学. 改訂 3 版. 東京: 南山堂, 2004:101-118
- 22) 石田隆行. よくわかる医用画像工学. 第 1 版. 東京: オーム社, 2008:82-88
- 23) 青柳泰司, 安部真治, 小倉泉, 他. 放射線機器学(I) –診療画像機器-. 新版第 10 刷. 東京: コロナ社, 2012:26-109
- 24) 國友博史, 市川勝弘, 東出了, 他. 低線量領域における Digital Radiography の物理的画像特性の検討. 日放技学誌 2012;68(8), 961-969.

9. 付録

付録では、国内の主な一般撮影デジタルシステムメーカー独自の線量指標について解説し、EIとの違いを示す。

9.1 富士フィルム独自の線量指標（S 値）

富士フィルム社¹⁾の CR や FPD の線量指標である S 値は、自動感度補正機能 Exposure Data Recognizer(EDR)により、決定される。EDR は、「分割認識 (CR のみ)」→「照射野認識」→「ヒストグラム解析」→「S 値、L 値の計算」の順に構成される。すなわち、分割認識と照射野認識後のヒストグラム解析による画像収録範囲が決定されるときに、S 値が決定される。EDR には、には、5つのモードが用意されている。

(1) AUTO モード

読み取りラチチュードと感度が自動調整される。

(2) SEMI AUTO モード

読み取りラチチュードは固定で、感度のみあらかじめ用意された4つの ROI から1つを選択して自動調整される。いわゆる、フォトタイマのような機能である。

(3) FIX モード

アナログシステムと同様で、線量により調整される。

(4) SEMI-X モード

SEMI AUTO モードと同じだが、左右上下3個ずつの計9個の ROI の中から1つだけの ROI を選択するモードである。

(5) MANUAL モード

手動で S 値と L 値を決め、その S 値と L 値で画像収録範囲が決まる。

通常の臨床使用では、(1)AUTO モードが大部分のメニューに設定されている。AUTO モードヒストグラム解析には、AUTO I～Vのヒストグラム解析タイプと AUTOVI, VIIのニューロ解析タイプがあり、関心領域の最大デジタル値 Q_{\max} と最小デジタル値 Q_{\min} に対応する S 値である S_{\max} と S_{\min} (もしくは、 S_{\max} か S_{\min} の一方) からか、ヒストグラムのパターンから領域を認識して、X 線量の範囲が画像として表される。その範囲を対数表示した幅を L 値と呼ぶ。L 値の中間点を S_k として、 S_k から S 値は以下のように定義される。

$$S \text{ 値} = 4 \times 10^{(4-S_k)} \quad \dots\dots\dots (22)$$

一般撮影領域(IPがSTタイプ)では、タングステン焦点のX線管装置を使用して、80kV(3.0mmAlフィルタ)で1mRを一樣露光撮影し、IPをSEMI AUTOモード、直線階調で処理したときのS値を200($S_k=2.3$)として、キャリブレーションされている(図36)。

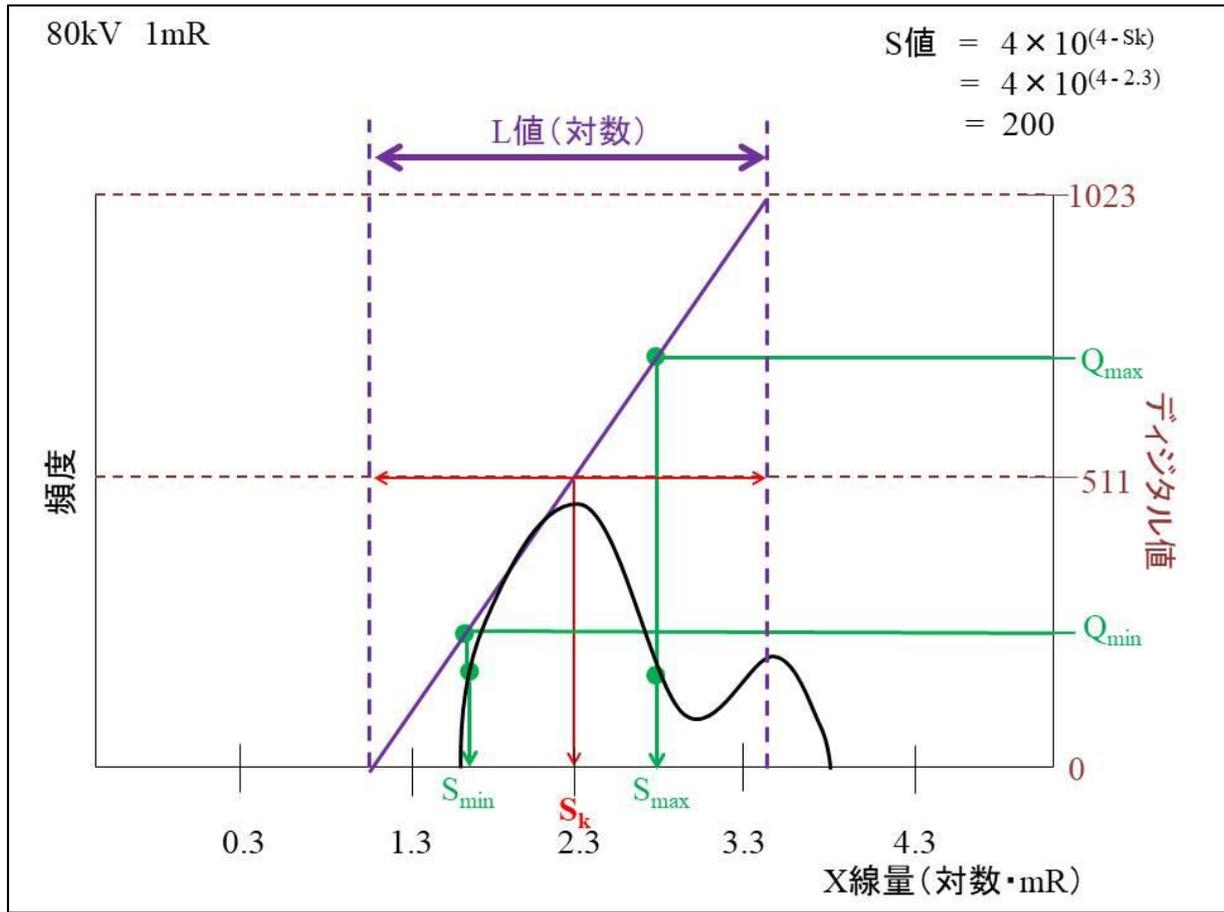


図 36 80 kV 1 mR したときの S 値の計算方法

すなわち、同じ読み取り方式で、X線量を 10 mR, 0.1 mR にして画像取り込みの中心のデジタル値が 511 (10bit の場合) になるようにすると S 値は

$$80 \text{ kV}, 10 \text{ mR}, S_k=3.3 \rightarrow S \text{ 値}=20$$

$$80 \text{ kV}, 10 \text{ mR}, S_k=1.3 \rightarrow S \text{ 値}=2000$$

となる。また、直線階調で処理したときの S 値が 200 のときに、MANUAL モードで S 値を 100 にすると

$$S \text{ 値}=200 \rightarrow S \text{ 値}=100 \quad S_k=2.6$$

となり、L 値の中心が高くなることから、ヒストグラムから表示できる画像の X 線量の範囲が高くなり、画像が白くなる。さらには、MANUAL モードで S 値を 300 にすると

$$S \text{ 値}=200 \rightarrow S \text{ 値}=300 \quad S_k=2.13$$

となり、L 値の中心が低くなることから、ヒストグラムから表示できる画像の X 線量の範囲が低くなり、画像が黒くなる。

富士フィルムの EI と S 値の比較を表 10 に示す。表 10 に示す通り、EI と S 値の間には、直接的な関係はない。

表 10 富士フィルムの EI と富士フィルム独自の線量指標 S 値の比較

	EI	S 値
線量に対する関係	比例（線形）	反比例（対数に線形）
画像処理による値の変動	なし	あり
VOI または 関心領域	ヒストグラムの中間値	ヒストグラムの Smax と Smin
計算式	逆校正関数	$S = 4 \times 10^{(4-Sk)}$

9.2 コニカミノルタ独自の線量指標（S 値）

コニカミノルタ社²⁾の CR や FPD の線量指標である S 値は、富士フィルム社の S 値と定義が異なる。S 値は、自動階調処理フローの正規化処理により決定される。検出器から生画像取得後に分割認識、照射野認識が行われた後に、ROI の設定より、タイプ A から N の 14 種類の ROI の設定からアルゴリズムによりヒストグラムの基準信号値が算出される（図 37）。



図 37 自動階調処理フローと 14 種類の ROI の設定

得られた基準信号値をあらかじめ定められた信号値である基準値(SL, SH)に一致させるように画像処理パラメータの値を算出し、この値を元に画像演算処理（画像データの正規化）を行う。この時のコントラスト値を G 値といい濃度補正值を S 値と定めている（図 38）。

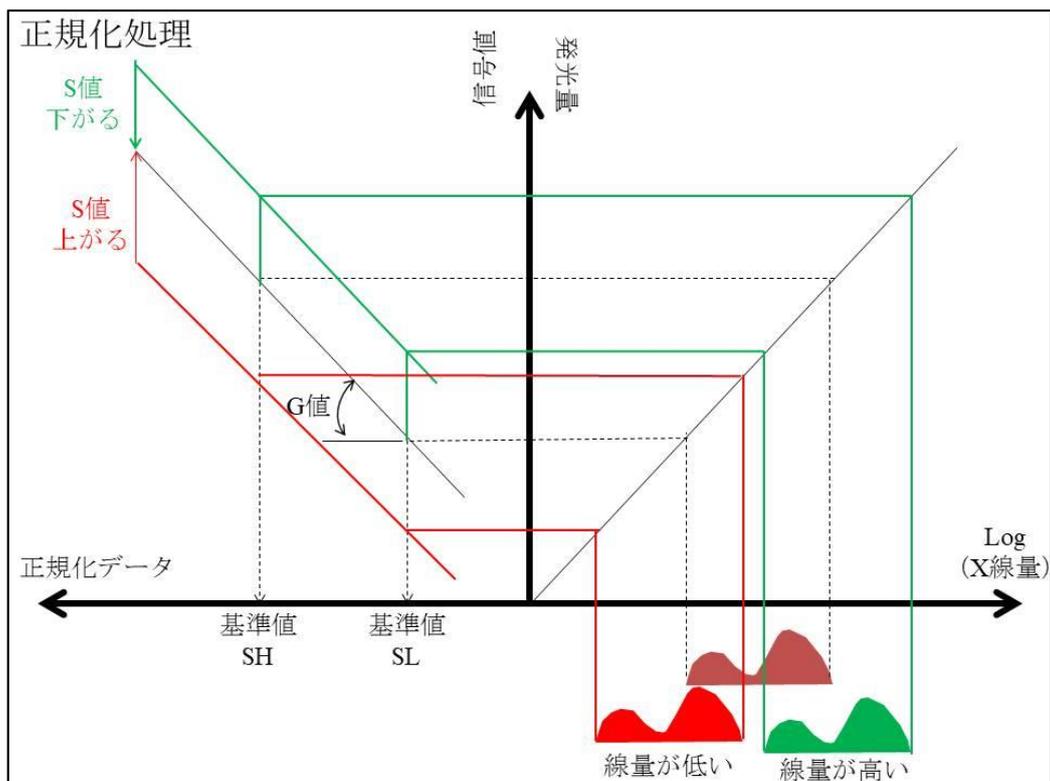


図 38 画像データの正規化処理

基準値(QR 値)は, 80 kV で 1 mR が検出器に到達した場合に信号値 1535(12bit)で濃度 1.2 となるときに, S 値が 200 となるように以下のように定義されている。

$$S \text{ 値} = 200 \times (1(\text{mR})/D(\text{mR})) \quad \dots\dots\dots (23)$$

D は, 検出器の画素が検出した実際の到達線量を示す。すなわち, 同じ被写体を同じ線質, 同じポジショニング, 同じ撮影条件キーで撮影した場合, mAs 値を 2 倍にすれば, S 値はおおよそ半分になる。また, FIX モード, MANUAL モードは富士フィルムの S 値と同様の処理となる。

コニカミノルタの EI と S 値の比較を表 11 に示す。表 11 に示す通り, EI を算出するための Relevant Image Region は S 値の基準信号値(L, H)を使うが, EI と S 値には, 直接的な関連はない。

表 11 コニカミノルタの EI とコニカミノルタ独自の線量指標 S 値の比較

	EI	S 値
線量に対する関係	比例 (線形)	反比例 (対数に線形)
画像処理による値の変動	なし(散乱線補正処理使用時は変動する)	あり
VOI または関心領域	ROI 設定後のヒストグラムの基準信号値 (L, H)	ROI 設定後のヒストグラムの基準信号値 (L, H)
計算式	逆校正関数	$S = 200 \times (1(\text{mR})/D(\text{mR}))$

9.3 キヤノン独自の線量指標（REX 値）

キヤノン³⁾の FPD の線量指標は、Reached Exposure Index(REX)値である。自動濃度調整機能により入射線量の多少にかかわらず、REX 値が自動調整され至適濃度（輝度）としての画像が表示される。REX 値は図 39 に示す四象限からなるグラフにより説明がされる。

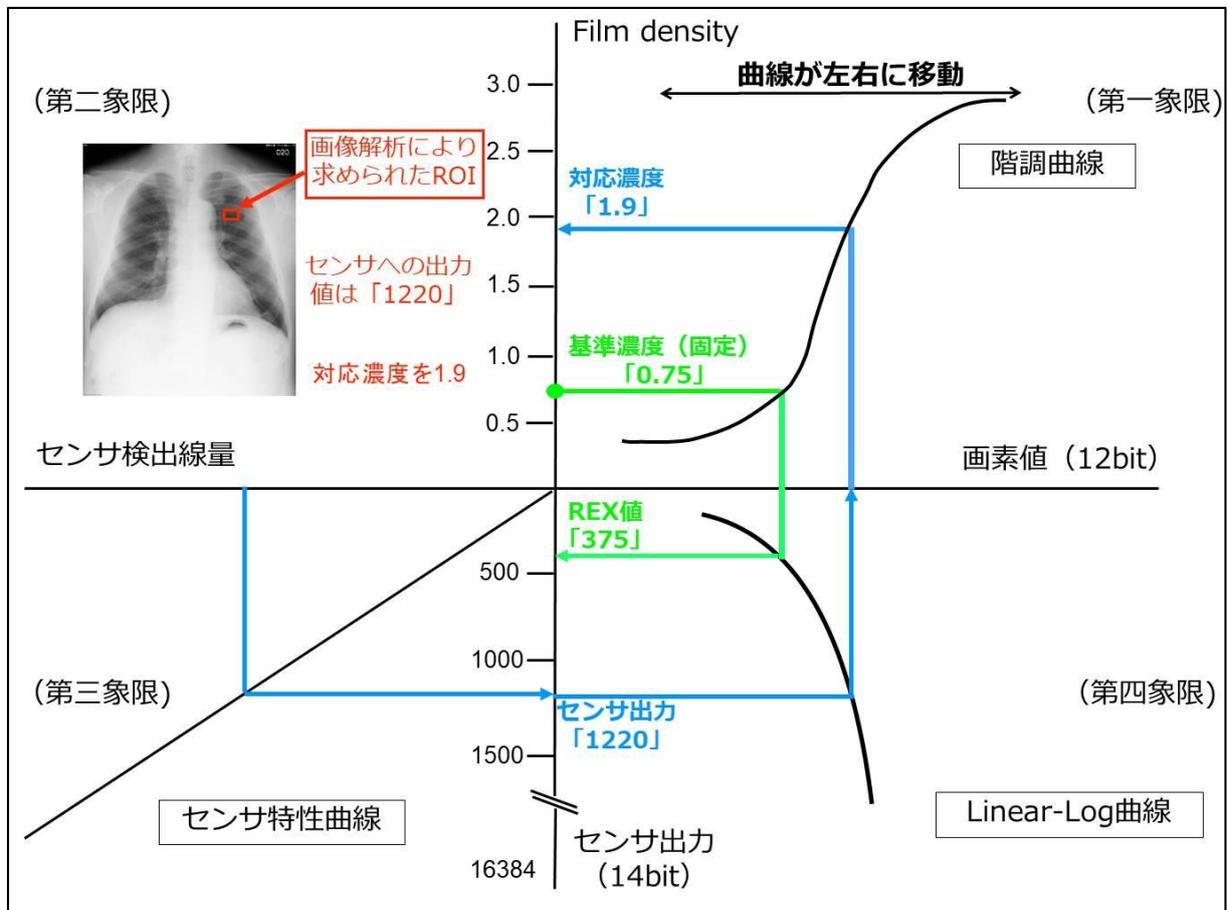


図 39 REX 値を計算するための 4 象限グラフ

第一象限は、画像処理後の画素値とフィルム出力時の濃度の関係を示す階調曲線を示す。第二象限は、センサの検出線量を示す。第三象限は、センサの検出線量と AD 変換されたセンサ出力画素値(14bit)の関係を示すセンサ特性曲線を示す。第四象限は、センサ出力値画素値 Log 変換する linear-Log 曲線を示す。撮影部位ごとに画像解析により求められた ROI の位置に入った X 線量は、第二象限のセンサ特性曲線によりセンサ出力画素値に変換される（図の例では 1220）。このとき、撮影部位ごとの設定により ROI の濃度は 1.9 に合わせたいとする。第三象限でセンサ出力画素値を Log 変換して 12bit の画素値に変換する。第一象限で、ROI のセンサ出力画素値の 1220 を濃度 1.9 に合わせるために、第一象限の階調曲線が移動する。階調曲線が移動後に基準濃度 0.75 に相当するセンサ出力画素値が REX 値となる。キヤノンの EI と REX 値の比較を表 11 に示す。表 12 に示す通り、EI と REX 値は共に入射線量に対して比例関係だが、EI と REX 値には直接的な関係はない。

表 12 キヤノンの EI とキヤノン独自の線量指標 REX 値の比較

	EI	REX 値
線量に対する関係	比例（線形）	比例（線形）
画像処理による値の変動	なし	あり
VOI または 関心領域	直接 X 線領域やインプラント など高吸収領域を除いた領域 の平均値	撮影部位ごとに決められた領域
計算式	逆校正関数	LUT

9.4 付録の参考文献

- 1) FCR 画像処理解説書 富士フィルム株式会社
- 2) デジタルラジオグラフィー AeroDR SYSTEM AeroDR SYSTEM2 技術解説書/画像調整マニュアル コニカミノルタ株式会社
- 3) Canon CXDI オペレーションマニュアル キヤノン株式会社