

# 胸部X線撮影における照射野サイズおよび画像処理がExposure Indexの算出に及ぼす影響について

*Effects of irradiation field size and image processing on Exposure Index calculation in chest radiography*

駒居 柚哉\*, 中川 英雄, 松本 一真, 琴浦 規子

兵庫医科大学病院 放射線技術部

**Key words:** Exposure Index, irradiation field size, histogram, Multi-Frequency Processing, Dynamic Visualization

## 【Abstract】

The study investigated how field size and image processing affect the Exposure Index calculation in chest X-rays.

The team investigated how differences in these factors produce changes in the Exposure Index. They obtained histograms of the images and analyzed how variations in these histograms lead to changes in the Exposure Index.

For every irradiation field size, the Dynamic Visualization indicated higher Exposure Index values than the Multi-Frequency Processing. The Exposure Index declined with the decrease in field size for each image processing. The histograms indicated variations in the low digital values for the images as the field size became smaller.

## 【要旨】

胸部X線撮影における照射野サイズおよび画像処理が、Exposure Indexの算出に及ぼす影響を検討した。

照射野サイズの違いと画像処理の違いによるExposure Indexの変化を調べた。撮影した画像のヒストグラムを取得し、ヒストグラムの違いによるExposure Indexの変化を調べた。

各照射野サイズで、ダイナミック処理がマルチ周波数処理に比べて、Exposure Indexが高い値を示す傾向にあった。各画像処理で、照射野サイズが小さくなると、Exposure Indexが低い値を示す傾向が見られた。ヒストグラムは、照射野サイズが小さくなるにつれて、画像の低デジタル値側で変化が見られた。

## 緒 言

国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission: 以下, IEC) は、2008年に単純X線撮影のデジタル画像の新たな線量指標 (Exposure Index: 以下, EI) を提案した<sup>1)</sup>。EIは統一された線量指標としてデジタル撮影の線量適正化に有用であると報告されている<sup>2)</sup>。EIは検出器に入射する線量を表す指標であり、装置固有の感度を示すものではない。IEC62494では、EIとともに目標線量指標 (Target Exposure Index: 以下, EI<sub>t</sub>) および偏差指標 (Deviation Index: 以下, DI) も定義している。EI<sub>t</sub>は、ある部位の撮影において目標とする線量指標であり、学会や各施設で設定される。DIは、EI<sub>t</sub>に対する実際の撮影のEIの差異を表す指標である<sup>3)</sup>。

EIを用いることで、今まではできなかったデジタルシステム間での共通の線量指標を得ることができる。しかし、これはある校正条件下だけのことであり、システムの感度やDQEが異なればEIは変化する<sup>4)</sup>。

またEIは、管電圧やグリッドの有無など、EI<sub>t</sub>を決定した撮影条件と大きく異なる場合も変化する。同一のシステム、同一のEIの場合でも、被写体や照射野の違いで同一の画質にならない。

さらにEIを算出する関心領域の代表画素値の設定方法は、現状では各メーカーによって異なっており、画像内に人体以外の人工物 (ギプス・人工骨・格子スケール) や生殖腺防護板が含まれる場合などもEIは変化する。DIが適切な値を示さない可能性もある<sup>5)</sup>。

岸本らは、臨床画像から得られる感度指標値の算出方法がメーカーによって異なるため、得られたEIが関心領域の平均的な到達線量の指標として適さない可能性があり、適応範囲の決定は臨床的な知見の集約によって明らかにされるべきであると指摘している<sup>2)</sup>。

当院では、FPDのコンソールソフトウェアであるConsole Advanceを使用しており、撮影した画像情報としてEIが表示されているが、撮影時の照射野サイズにより、EIが変動する現象が見られた。

KOMAI Yuya\*, NAKAGAWA Hideo,  
MATSUMOTO Kazuma, KOTOURA Noriko

Hyogo Medical University Hospital Radiological  
Technology Department

\* E-mail: yu-komai@hyo-med.ac.jp

Received April 10, 2023; accepted December 17, 2023

そこで照射野サイズと画像処理に着目し、胸部X線撮影における撮影時の照射野サイズおよび画像処理がEIの算出に及ぼす影響を検討した。

## 1. 方法

### 1-1 使用機器

本研究に使用した一般撮影デジタルシステムは、X線発生装置と検出器がセパレート型であり、それぞれ別メーカーのものである。X線発生装置は、据置型デジタル式汎用X線診断装置 診断用X線装置 RADspeed Pro (島津製作所, 京都), 検出器は、間接変換FPD装置 FUJIFILM DR CALNEO Smart C77 (富士フイルムメディカル, 東京 以下, FPD), FPDのコンソールソフトウェアは、デジタルX線画像診断システム 画像処理ユニット Console Advance Ver.13.0 (富士フイルムメディカル 以下, コンソール)

ル)を使用した。

またファントムは、胸部ファントムN-1“ラングマン”(京都科学, 京都 以下, 胸部ファントム)を使用し、撮影した画像を解析するソフトとして、画像解析ソフトウェア ImageJ 1.47v (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA)を使用した。

本研究における胸部X線撮影の撮影条件は、グリッド比10:1の散乱線除去用グリッドを使用し、焦点受像面間距離 (source image receptor distance : SID) 200 cm, 銅付加フィルター0.3 mm, 管電圧120 kV, 管電流400 mA, 撮影時間10 msec (管電流時間積 : 4 mAs) とした。

### 1-2 検討項目

照射野サイズと画像処理を変化させて検討を行った。

照射野サイズは、診療で使用することの多い17 inch × 17 inch, 14 inch × 17 inch, 14 inch ×

Table 1 Details of DV and MFP processing parameters

DV		MFP	
GA (gradation rotation amount)	1.0	GA (gradation rotation amount)	1.0
GT (gradation type)	e	GT (gradation type)	e
GC (gradation rotation center)	1.60	GC (gradation rotation center)	1.60
GS (gradation shifting amount)	-0.15	GS (gradation shifting amount)	-0.20
YRB (Dynamic-Frequency Balance Type)	i	MRB (Multi-Frequency Balance Type)	D
YRT (Dynamic-Frequency Enhance Type)	r	MRT (Multi-Frequency Enhance Type)	R
YRE (Degree of Dynamic-Frequency Enhancement)	0.3	MRE (Degree of Multi-Frequency Enhancement)	0.3
YDB (Dynamic-DRC Balance Type)	i	MDB (Multi-DRC Balance Type)	A
YDT (Dynamic-DRC Enhancing Type)	0	MDT (Multi-DRC Enhancing Type)	B
YBE (Degree of Dynamic-DRC Black Enhancement)	0.00	MDE (Degree of Multi-DRC Enhancement)	0.0
YWE (Degree of Dynamic-DRC White Enhancement)	0.50	-	-
FNC (Flexible Noise Control)	ON	FNC (Flexible Noise Control)	OFF
FFC (Filter Control Type of FNC)	F	FFC (Filter Control Type of FNC)	A
FNB (Balance Type of FNC)	G	FNB (Balance Type of FNC)	C
FNT (Type of FNC)	A	FNT (Type of FNC)	C
FNE (Enhancement of FNC)	0.5	FNE (Enhancement of FNC)	0.0

※DRC : Dynamic Range Control Processing

14 inch, また診療で使用することはないが, 直接線が入らない体格の大きな患者を想定し, 10 inch × 12 inchを使用した.

画像処理は, マルチ周波数処理 (multi-frequency processing: 以下, MFP) とダイナミック処理 (Dynamic Visualization II: 以下, DV) の2種類を使用した. その他, 処理パラメーターの詳細を Table 1に示す.

### 1-3 EIの算出方法

富士フィルムメディカル株式会社のEIの算出方法を以下に示す. まず, 照射野認識を行い照射野内の画像情報を用いて代表画素値を算出する. この算出は画像処理がかかる前の画像を用いており, 仮想グリッドの有無や階調処理, 後調整によるS値・L値の変化は代表画素値の算出には影響しない. EI値は照射野内の被写体中の代表画素値を自動で決定し算出される. MFPは, 人工関節などの人工物を除いたヒストグラム上の最小発光量 (Smin4) と, 被写体内の皮膚を除いた主要臓器の最大発光量 (Smax4) の中央値を代表画素値として計算する (Fig.1左). DVは, 直接X線・照射野領域・軟部組織・骨組織・人工物を認識し組織ごとのヒストグラムを作成し, 認識された軟部組織・骨組織のヒストグラム最大発光量・最小発光量から中央値で計算している (Fig.1右). 上記により計算された代表画素値を, RQA5におけるX線検出器の入出力特性の関係から線量値 (空気カーマ) に変換する. その後, 換算した空気カーマ値を100倍してEIとして表示する.

### 1-4 実験方法

#### 1-4-1 逆校正関数の算出

まず, RQA5の線質を求めるために, 管電圧を70 kVに固定し, Al付加フィルターを21 mmAl当量より増減させ, 半価層が6.8 mmAl当量となるよう調整した. 次に, 臨床で使用される幾何学的配置で, 撮影時間を変化させたときの空気カーマを測定し, デジタル値との関係から逆校正関数を算出した.

#### 1-4-2 照射野サイズと画像処理を変化させたときのEIの平均値の算出

1-2に示した各組み合わせについて, 胸部ファントムを1-1に記載している撮影条件で5回連続して撮影し, コンソールに表示されるEIの平均値を算出した. 平均値は小数点第2位を四捨五入し, 標準偏差は小数点第3位を四捨五入した. 照射野サイズが同じときの画像処理, 画像処理が同じときの照射野サイズとの間で有意差検定を行った. 有意水準は $p < 0.05$ とした.

#### 1-4-3 照射野サイズを変化させたときのヒストグラムの比較

1-4-2で撮影した胸部ファントム画像において, 代表画素値の算出に用いる画像処理前のデータ (オリジナルデータ) を, ImageJを用いて画像全体のヒストグラムを取得した. オリジナルデータは画像処理前のデータであり, どちらの画像処理でも同じヒストグラムを示すことになる. そのため画像処理間でのヒストグラムの比較はできないため, 照射野サイズのみを変化させてヒストグラムの比較を行った.

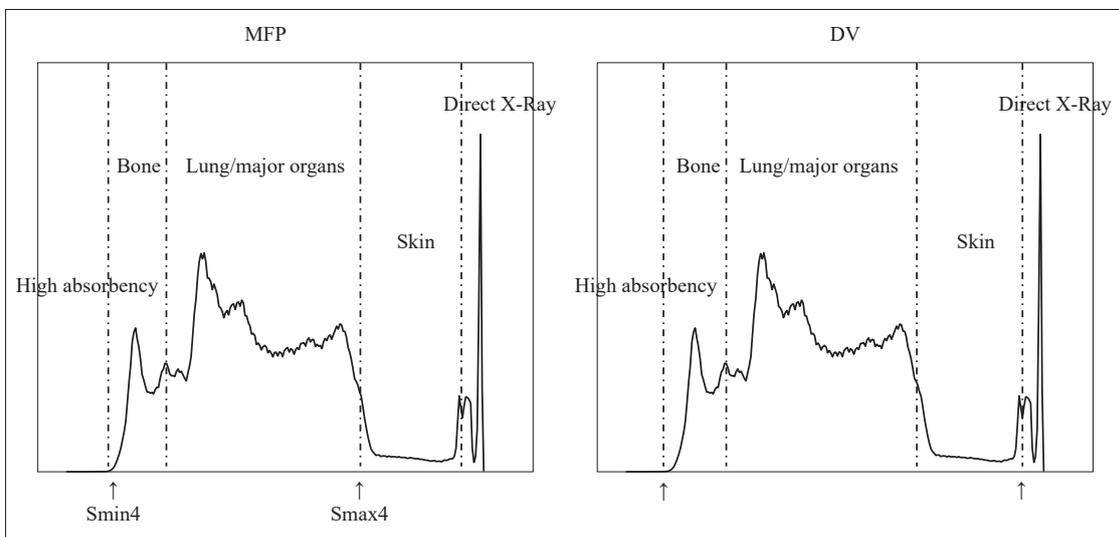


Fig.1 How to calculate EI

## 1-4-4 ヒストグラムの任意の点からのEIの算出

各照射野のヒストグラムからデジタル値の中央値・最頻値・平均値を求め、1-4-1より求めた逆校正関数に代入しEIを算出した。

## 2. 結果

## 2-1 逆校正関数

RQA5の線質に必要な付加フィルターは21 mmAlであった。また空気カーマとデジタル値の関係をFig.2に示す。近似式

$$y=0.0131e^{0.0006x} \quad \dots \textcircled{1}$$

から、逆校正関数は、

$$EI=C_0 \cdot 0.0131e^{0.0006x}$$

(ただし、 $C_0=100$ ,  $x$ =デジタル値)  $\dots \textcircled{2}$

となった。

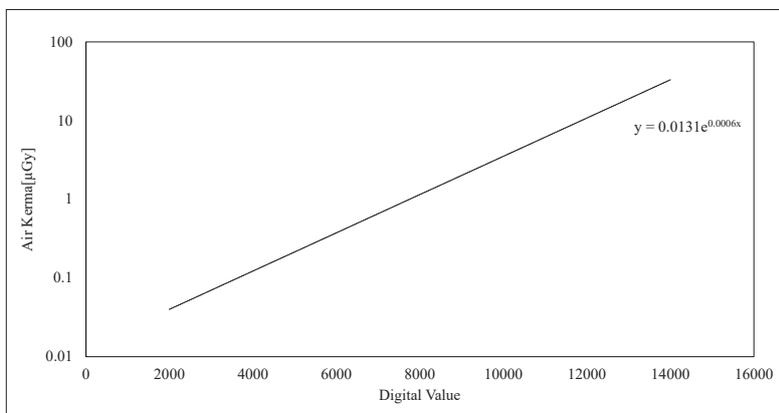


Fig.2 Relationship between air kerma and digital values

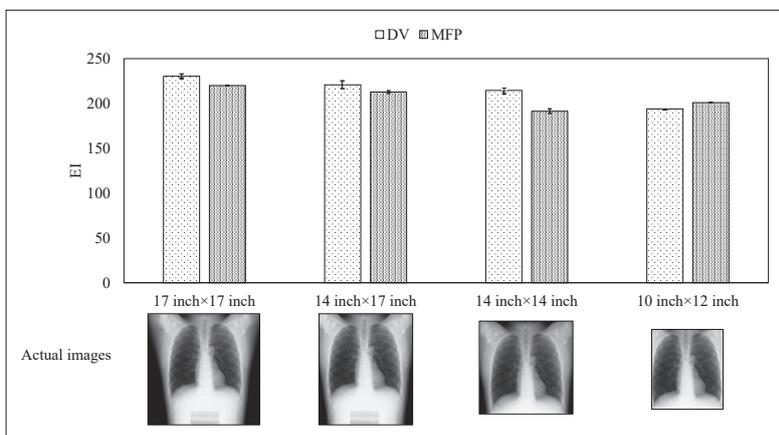


Fig.3 Average value of EI when the irradiation field size and image processing are changed

## 2-2 照射野サイズと画像処理を変化させたときのEIの平均値

Fig.3に、それぞれの照射野サイズと画像処理の組み合わせでのEIの平均値を示す。またFig.3の下段に実際に撮影した画像を示す。

17 inch × 17 inchでは、DVのEIが $230.4 \pm 1.96$ 、MFPのEIが $220.0 \pm 0.00$ となり、DVのEIがMFPのEIより高い値を示した。また14 inch × 17 inch、14 inch × 14 inchでも同様に、DVのEIがMFPのEIより高い値を示した。10 inch × 12 inchでは、DVのEIが $194.0 \pm 0.00$ 、MFPのEIが $201.0 \pm 0.00$ となり、MFPのEIがDVのEIより高い値を示した。

画像処理で比較すると、DVでは照射野サイズが小さくなるにつれてEIが低くなった。MFPでは、照射野サイズが14 inch × 14 inchから10 inch × 12 inchになったときにEIが高くなった。それ以外では、照射野サイズが小さくなるにつれてEIが低くなった。

各組み合わせで有意差検定を行った結果、画像処理がDV、照射野サイズが14 inch × 17 inch、14 inch × 14 inchの組み合わせでは、有意差は認められなかった。それ以外の組み合わせでは、有意差が認められた。

## 2-3 照射野サイズを変化させたときのヒストグラムの比較

Fig.4に、1-4-3で取得した照射野全体のヒストグラムを示す。Fig.4より、照射野サイズが変化するとヒストグラムが変化し、代表画素値の算出に用いられる低デジタル値と高デジタル値の値が変化していることが確認された。

## 2-4 ヒストグラムの任意の点から求めたEI

Fig.5に、各照射野サイズのヒストグラムのデジタル値の中央値・最頻値・平均値から、逆校正関数に代入して求めたEIを示す。最頻値では、照射野サイズごとの変動が大きくなった。中央値・平均値では、最頻値に比べると変動が少なかった。

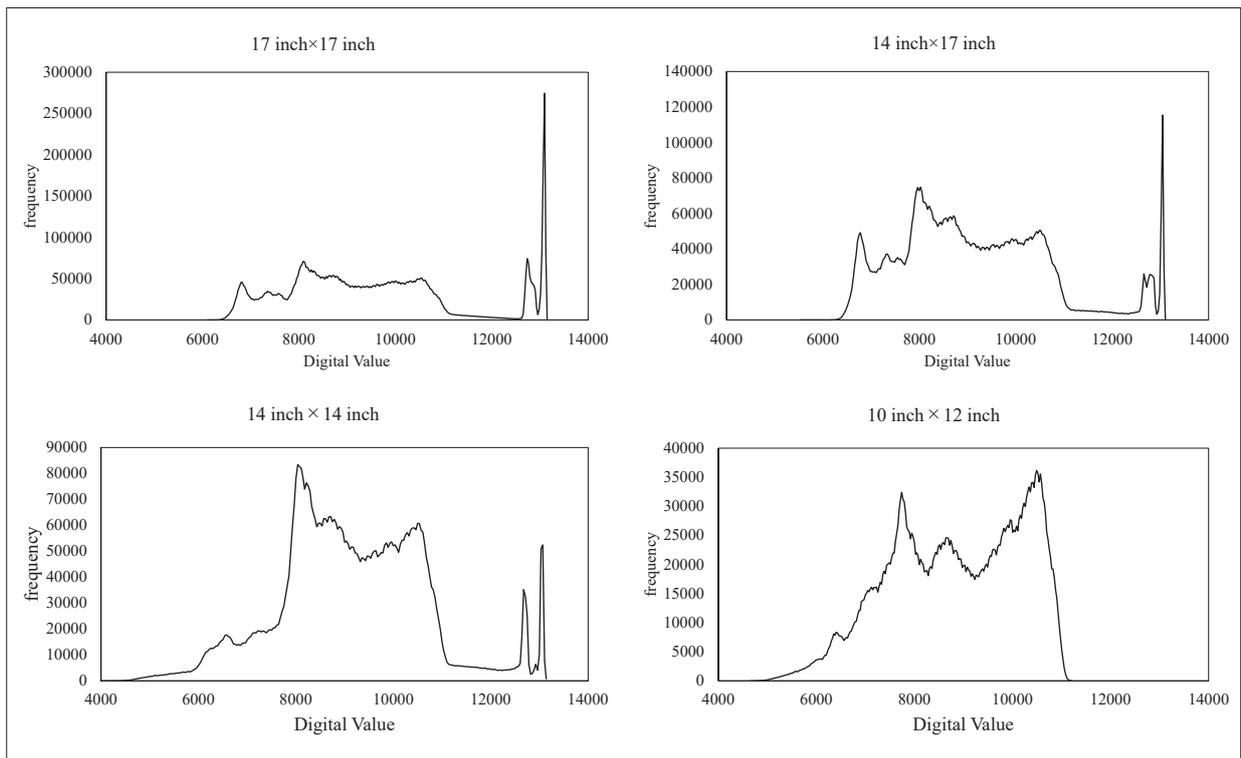


Fig.4 Histogram of the entire irradiation field acquired in 1-4-3

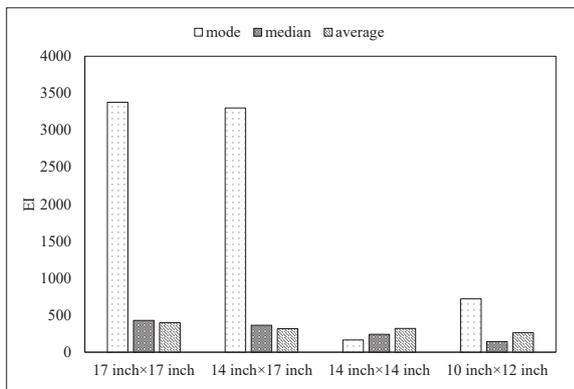


Fig.5 EI calculated from the mode, median, and average of the histogram

### 3. 考 察

照射野サイズを変化させた場合については、MFP・DV共に照射野サイズが小さくなるとEIが低くなる傾向が見られた。EIの算出に関しては、1-3で示したように画像処理がかかる前の画像のヒストグラムが用いられている。照射野サイズが小さくなることで、Fig.4のように各照射野でヒストグラムが異なった形状を示すことが確認された。

照射野サイズを17 inch × 17 inchから14 inch × 17 inchに変更すると、直接線部分と一部上腕の皮膚

面が描出されている領域が減少する。両者のヒストグラムをFig.6に示す。EIの算出において重要になるのは、MFPではSmax4とSmin4の値であり、DVでは骨領域と軟部領域の最大発光量・最小発光量である。Fig.6より、Smin4および最小発光量の部分(デジタル値が6,000~8,000辺り)でヒストグラムが変化しており、14 inch × 17 inchがデジタル値が低くなっている。このことから、Smin4および最小発光量の値が低くなり、17 inch × 17 inchより14 inch × 17 inchがEIが低くなったと考えられる。

14 inch × 17 inchから14 inch × 14 inchに変更すると、直接線部分と腹部が描出されている領域が減少する。またファントムの特性上、椎体がこの領域にはないことが分かる。両者のヒストグラムをFig.7に示す。

この変化において、低デジタル値領域はヒストグラムの形状が変化しているのに対し、高デジタル値領域で、なおかつEIの算出で重要となる直接線領域以外の部分の形状はあまり変化が見られない。低デジタル値領域のヒストグラムの幅が広がることで、MFPではSmin4、DVでは骨領域の最小発光量が低くなり、両者ともEIが低くなったと考えられる。

14 inch × 14 inchから10 inch × 12 inchに変更すると、直接線部分と体の辺縁部分が描出されている

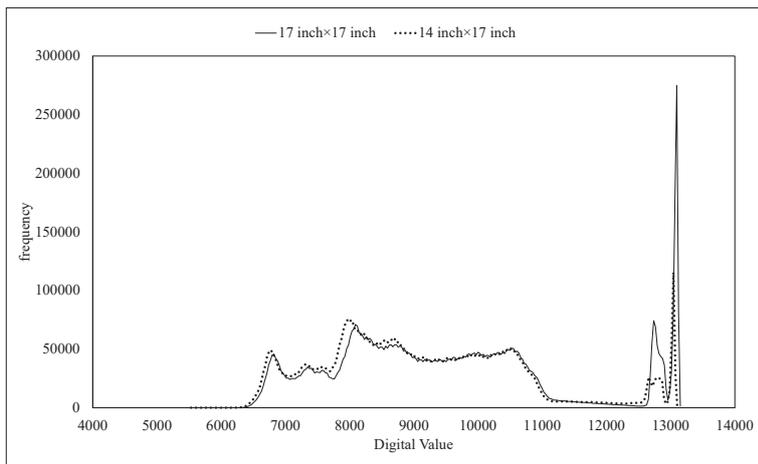


Fig.6 Histograms of irradiation field sizes of 17 inch×17 inch and 14 inch×17 inch

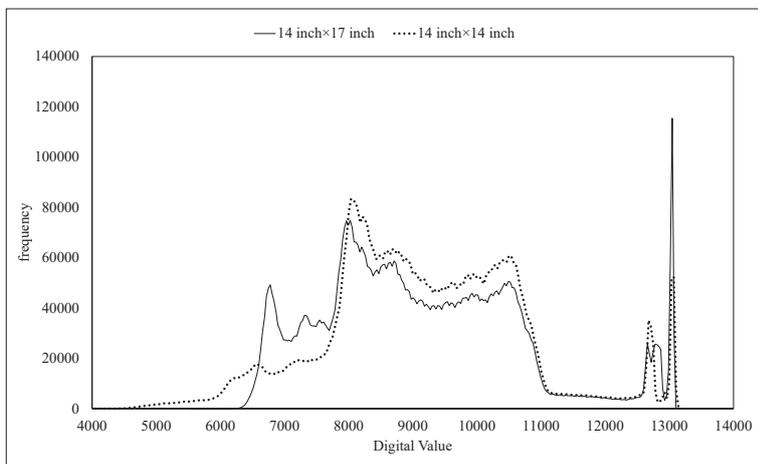


Fig.7 Histograms of irradiation field sizes of 14 inch×17 inch and 14 inch×14 inch

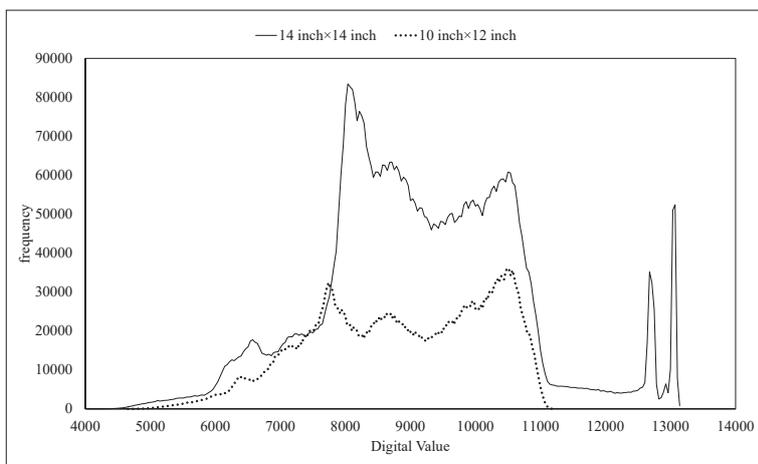


Fig.8 Histograms of irradiation field sizes of 14 inch×14 inch and 10 inch×12 inch

領域が減少する。両者のヒストグラムをFig.8に示す。この変更において、高デジタル値部分のヒストグラムの形状の変化が顕著である。また低デジタル値部分では、10 inch×12 inchの方がデジタル値が高くなっている。10 inch×12 inchにおいて、MFPのEIがDVのEIより高くなったのは、ヒストグラムの認識が他の照射野サイズと異なっていると考えられる。また14 inch×14 inchから10 inch×12 inchに変更したことによりMFPのEIが高くなったのは、低デジタル値部分のヒストグラムが高くなったことにより、Smin4の値が高くなったためと考えられる。

ヒストグラムの任意の点から求めたEIに関しては、最頻値では照射野サイズごとの変動が大きく、中央値・平均値では最頻値に比べると変動が少なかった。またFig.9に、2-4で求めたEIと、2-2で求めたEIとの誤差率を示す。最頻値では、17 inch×17 inchおよび14 inch×17 inchで誤差率が大きくなった。中央値や平均値では、誤差率が小さかったが最小の値は12%であった。最頻値は、ヒストグラムの形状により大きく変動することがあり、EIの算出には不適であることが示唆された。中央値や平均値は、最頻値と比較すると変動は小さいが、誤差率を見ると、中央値では12%~95%、平均値では30%~81%となり、2-2で求めたEIとの誤差が大きかった。最頻値と同様に、中央値や平均値を使用した場合でも、EIの算出は難しいことが示唆された。

本検討はファントムを用いた検討であり、実際の臨床画像においては認識した被写体により傾向が変わる可能性がある。また同一患者であっても、撮影者によって照射野の設定が異なることが考えられるが、その場合でも、EIが必ずしも等しい値にはならないことが考えられる。

中前らは、胸部立位正面撮影のEIは限局した値ではなく、大きな幅を持って

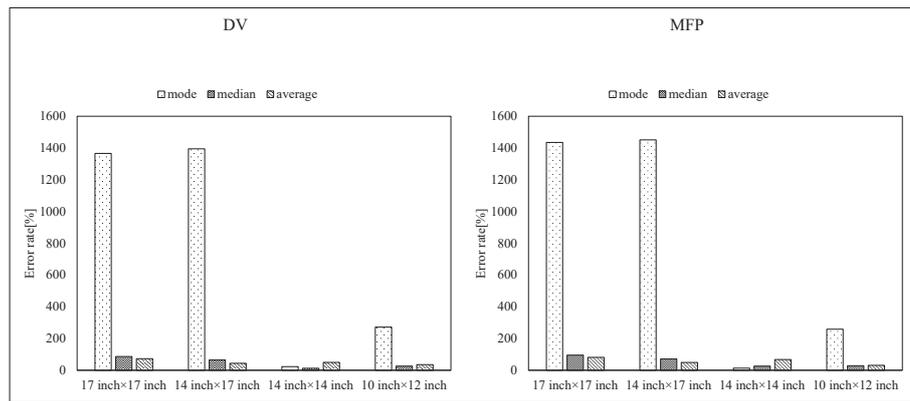


Fig.9 Error rate between EI obtained in 2-4 and EI obtained in 2-2

分布することがあると述べている。特に肺野濃度が低下する肺野占拠性病変がある患者では、EIが特徴的な値を取る可能性が示唆されるので注意が必要であるとしている。IECは、EIを被ばく管理値として使用することを推奨しているのではなく、撮影者に線量の過不足を即時に提示するシステムの一つとして考えている<sup>6)</sup>。

また廣瀬らは、EIやDIを用いて撮影線量の管理はできるが、不必要に広い照射野による影響は管理できないことを留意しておかなければならないとしている<sup>7)</sup>。

EIに関する報告はいくつか挙げられている。EIは統一された線量指標としてデジタル撮影の線量最適化に有用とされているが、さまざまな条件で変化することが確認され、「統一された線量指標」とするには不十分な可能性があることが示唆された。EIのみを用いて線量管理を行うのではなく、線量統計や撮影された画像から総合的に検討していくことが重要であると考えられる。

## 4. 結 語

本検討により、照射野サイズを変化させたことによるヒストグラム形状の変化と、画像処理の違いによる代表画素値の算出方法の違いは、EIの算出に影響を及ぼす可能性が示唆された。

## 謝 辞

本研究を行うに当たり、助言を頂きました富士フィルムメディカル株式会社の皆さまに深謝致します。なお、本研究の要旨は、第47回日本放射線技術学会秋季学術大会（大阪）で発表した。

## 利益相反

筆頭著者および共著者全員に開示すべき利益相反はない。

## 表の説明

Table 1 DVおよびMFPの処理パラメーターの詳細

## 図の説明

- Fig.1 EIの算出方法
- Fig.2 空気カーマとデジタル値の関係
- Fig.3 照射野サイズと画像処理を変えた場合のEIの平均値
- Fig.4 1-4-3で取得した照射野全体のヒストグラム
- Fig.5 ヒストグラムの最頻値・中央値・平均値から計算したEI
- Fig.6 17 inch x 17 inchと14 inch x 17 inchの照射野サイズのヒストグラム
- Fig.7 14 inch x 17 inchと14 inch x 14 inchの照射野サイズのヒストグラム
- Fig.8 14 inch x 14 inchと10 inch x 12 inchの照射野サイズのヒストグラム
- Fig.9 2-4で求めたEIと2-2で求めたEIの誤差率

## 参考文献

- 1) IEC 62494-1: Medical electrical equipment—Exposure index of digital X-ray imaging systems, Part 1: Definition and requirements for general radiography, Ed.1. 2008.
- 2) 岸本健治, 他: デジタル画像の画質と被ばくを考慮した適正線量の研究. 日放技学誌, 67(11), 1381-1397, 2011.
- 3) ICRP Publication 93: Managing patient dose in digital radiology. 2004.
- 4) 有賀英司: Exposure Index導入時のキャリブレーションにおける誤差要因の検討. 日放技学誌, 67(11), 1433-1437, 2011.
- 5) 船橋正夫: FCR 超基礎講座. 155, 医療科学社, 2013.
- 6) 中前光弘, 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, 70(11), 1250-1256, 2014.
- 7) 廣瀬慎一郎, 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, 71(1), 7-11, 2015.