原 著

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—

中前光弘¹ 宮島祐介¹ 中野知己¹ 北中康友² 大倉保彦³

論文受付
2014年6月5日

論文受理
2014年9月9日

Code Nos. 253
254, 532

¹ 奈良県立医科大学附属病院中央放射線部

² 株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン

³ 広島国際大学大学院医療・福祉科学研究科医療工学専攻

緒 言

昨今、一般撮影領域におけるデジタル化が急速に進んでいる。平成23年度日本放射線技術学会調査研究班「X線診断時患者が受ける線量の調査研究班」の結果では、96%がcomputed radiography (CR)もしくはflat panel detector (FPD)を使用しており、デジタル化が完成したといっても過言ではない¹⁾。デジタル化によって数々の利点も得られたが、一方で線量不足による画質の確認が容易でなく、撮影する診療放射線技師は、撮影線量を設定値よりも多くする傾向があり、患者被ばく線量の増加が問題視されている²⁻⁵⁾。

各社のデジタル一般撮影システムでは、検出器に入射された線量に対する指標が用意されているが、アルゴリズムや指標の挙動が比例か反比例、真数か対数と異なるため、臨床現場では混乱がみられる^{6,7)}。

国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission: IEC)は、2008年に新たな線量指標(exposure index: EI)を提案し、新規格として標準化した⁸⁾。

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

Influence of Interest Region and Interest Value Settings on Exposure Index —Analysis Using Chest Clinical Images

Mitsuhiro Nakamae,^{1*} Yusuke Miyajima,¹ Tomomi Nakano,¹ Yasutomo Kitanaka,² and Yasuhiko Okura³

¹ Central Division of Radiology, Nara Medical University Hospital

² Philips Electronics Japan, Ltd.

³ Major in Medical Engineering and Technology, Graduate School of Medical Technology and Health Welfare Sciences, Hiroshima International University

Received June 5, 2014; Revision accepted September 9, 2014

Code Nos. 253, 254, 532

Summary

With the digitization of general radiography, there are some concerns about an increase in radiation exposure doses. Therefore, the exposure index (EI) as a new dose index was proposed in 2008 by IEC. However, the settings for the interest region and the interest value in the clinical image do not show concrete prescribed values. Therefore, we inspected the distribution of EI by changing the interest region and the interest value for a standing-position chest radiograph image in students' medical examinations. EI_{50%}, which is generally used, fluctuated between 41 and 136. In addition, as the area of the interest region became smaller, EI increased and the variation index increased. For the interest value, 50% (EI_{50%}) was smaller than 85% (EI_{85%}), and the variation index was also smaller. EI was not the absolute value in the clinical image, and immediate display of the deviation index (DI) with target exposure index (EI_T) was effective of the adequacy of the radiography condition.

Key words: chest radiography, exposure index (EI), deviation index (DI), relevant image region, value of interest

*Proceeding author

よって明らかにされるべきであると指摘している⁵⁾。

本研究の目的は、患者の被写体厚の違いがあっても自動露出機能(auto exposer control: AEC)を用いて、適正な撮影条件で安定して撮影できている立位胸部正面画像に着目し、EI がどのような分布をするのか検証することであり、IEC 規格で具体的な規定値が定められていない関心領域と関心値を変化させ、これらの設定がEI に及ぼす影響について明らかにすることである。

1. 方法

当院のデジタル一般撮影装置 Philips 社製 Digital Diagnost(以下, DiDi) ; Release 1.4.1 は、蛍光体にヨウ化セシウム(CsI)を用いた間接変換方式のFPDを受像部として搭載しているが、自動でEIを算出する機能は有していない。そこで、IEC 規格に準拠し、キャリブレーションを行い、逆関数を算出した。胸部臨床画像のオリジナルデータから感度指標値を抽出しEIを求めた。

一般撮影装置 DiDi は、撮影管電圧、管電流、時間、付加フィルタの有無とその種類の選択、AECの受光部位置、システム感度、照射野の大きさをX線発生装置で制御している。高電圧X線発生装置 optimus50 はインバータ方式であり、X線管 SRO2550 は焦点サイズ(公称)が0.6/1.0 mm、固有濾過 2.5 mmAl(75 kV)である。

半導体式線量計は、標準線量計にて校正されている Unfors 社製の Xi R/F 検出器を使用した。

なお、対象は学生検診で撮影された胸部画像 387 症例(男 285 名、女 102 名)とした。撮影管電圧は、120 kV とし AEC によって管電流、撮影時間を決定した。なお、撮影距離は 180 cm、0.2 mmCu+1 mmAl の付加フィルタを装填し、散乱線除去用グリッドは 12:1、36 line/cm を使用した。

1-1 感度指標値の設定

IEC では、デジタル装置固有の感度指標値 V (value of interest) と検出器前面に入射する空気カーマ (K) を導く関数 $g(V)$ から EI を定義している⁸⁾。

EI の算出には、臨床で使用する幾何学的配置において、感度指標値 (V_{CAL}) と検出器面での空気カーマ (K_{CAL}) の関係を求めるためにキャリブレーションを行った。

DiDi では、感度指標値として EI (IEC が提唱する前から使用されている Philips 社固有の値) が用意されている。しかし、その値は表示のレンジが広いため精度が低い。そこで、ヒストグラム解析から算出される

Fig. 1 Difference in the interest region.

key value を感度指標値として用いた。ただし、胸部画像では肺野高濃度部分に対応する Primary KEY と縦隔低濃度部分に対応する KEY2nd があるが、EI 算出の感度指標値としては Primary KEY の画素値 Key region of interest (KeyROI) を用いた^{9, 10)}。

1-2 キャリブレーション逆関数の算出

まず RQA5 の線質を求めるために 21 mmAl を付加し、半価層が 6.8 ± 0.3 mmAl 当量となる管電圧を求めた。次に、臨床で使用する幾何学的配置で後方散乱の影響を除外して管電流時間積 (mAs 値) を 0.5~100 まで変化させたときの空気カーマを測定し、KeyROI との関係から逆関数を算出した^{8, 11)}。

1-3 EI の算出

デジタル画像では物理特性を測定する場合に raw data と呼ばれるアナログデジタル変換された画素値そのものを利用することが一般的である。しかし、IEC では EI の算出に際して raw data に欠損値の補正、オフセットやゲインの均一補正などこの規格で認められた画像補正が行われたデータ (ORIGINAL DATA : オリジナルデータと呼んでいる) を使用すると規定されている。そのため、各対象画像のオリジナルデータから画像領域、関心値を任意に設定して KeyROI を算出し、逆関数に代入して EI を算出した。

1-3-1 関心領域

ヒストグラム解析による感度補正処理は Auto モードを使用した。画像処理には、4 種類の ROI が用意されているが、本研究では全領域 (full)、中央半分 (half)、中央 1/4 (quarter) の 3 種類に関心領域とした (Fig. 1)。なお、関心値は 50% とし、それぞれを EI_{50f} 、 EI_{50h} 、 EI_{50q} とする。

標準的に用いられているのは full (ただし、直接線の影響は除去している) であるため、 EI_{50f} と EI_{50h} 、 EI_{50f} と EI_{50q} の関係について、回帰分析にて近似曲線と決定係数 (R^2) を求めた。また、系統誤差の有無を調べ、両者間の「ばらつき」と「一致の程度」を誤差の許容範囲

Fig. 2 Difference in the interest value.

(limits of agreement: LOA)との関係から調べるために、Bland-Altman 分析を行った¹²⁻¹⁷⁾。

1-3-2 関心値

関心値は、Primary KEY の値を用いた。すなわち、関心領域内のヒストグラム面積下における画素値の総画素数に対する累積相対度数(%)とした(Fig. 2)。本研究では、Philips 社胸部標準設定値 85%(肺野濃度に相当する)と中央値の 50%を用いた。なお、関心領域は half とし、それぞれ EI_{85h} 、 EI_{50h} とする。また、両者間についても回帰分析にて近似曲線と決定係数(R^2)を求め、Bland-Altman 分析を行った。

2. 結果

2-1 キャリブレーション逆関数

使用管電圧は 71 kV であった。空気カーマと KeyROI の関係を Fig. 3 に示す。近似式 $y=0.0008x^{7.8826}$ ($R^2=0.9964$) から、逆関数は、 $EI=c_0 \cdot 0.0008x^{7.8826}$ (ただし、 $c_0=100$, $x=KeyROI$) となった。

2-2 関心領域

関心領域の違いによる EI の分布結果を箱髭図で示した(Fig. 4)。関心領域の面積が大きいほど中央値が小さかった。また、最大値から最小値の範囲も小さかった。

Fig. 5a に EI_{50f} と EI_{50h} を比較した相関図を示した。一次近似式 $y=0.48x+34.29$ となり、決定係数 $R^2=0.63$ と正の相関を示した。Fig. 5b には、両者の差 $d=(EI_{50h}-$

Fig. 3 Relationship between interest value (KeyROI) and air kerma (K).

Calibration inverse function $y=0.0008x^{7.8826}$

Fig. 4 Comparison of EIs by the difference in the interest region.

Shows the minimum, 25% tile level, median, 75% tile level and maximum.

Fig. 5 Comparison half and full of the interest region.

(a) Correlation chart

(b) Bland-Altman plot, showing the mean difference (bias) and limit of agreement (LOA) of the error

を Y 軸に両者の平均を X 軸とする散布図(Bland-Altman plot)を示した。平均値が大きくなるに従って差(d)は大きくなった。差の平均(bias)は、25.94で、差(d)の95%信頼区間(95% CI: coefficient interval)は、25.55~26.33となり、0を含んでいないため、加算誤差を含んでいることが判明した。また、右肩上がりの分布を示し比例誤差を含み、LOAが67~-9であった。

Fig. 6aに EI_{50r} と EI_{50q} を比較した相関図を示した。一次近似式 $y=0.29x+52.56$ となり、決定係数 $R^2=0.45$ と正の相関を示した。また、Fig. 6bには、Bland-Altman plotを示した。平均値が大きくなるに従って差(d)は大きくなった。Biasは、40.96で、差(d)の95% CIは、40.45~41.47となり、0を含んでいないため、加算誤差を含んでいることが判明した。また、右肩上がりの分布を示し比例誤差を含み、LOAが132~-31であった。

2-3 関心値

関心値の違いによるEIの分布をFig. 7に示した。 EI_{85h} の中央値が高く、最大値と最小値の幅も大きかった。

Fig. 8aに相関図を示した。一次近似式 $y=0.64x-48.38$ となり、決定係数 $R^2=0.62$ と正の相関を示した。また、Fig. 8bには、Bland-Altman plotを示した。

平均値が大きくなるに従って差(d)は小さくなった。biasは、-141.11で、差(d)の95% CIは、-140.69~-141.52となり、0を含んでいないため、加算誤差を含んでいることが判明した。また、右肩下がりの分布を示し比例誤差を含み、LOAが-40~-199であった。

3. 考 察

IEC規格では、関心領域と関心値について具体的な規定値の記載がない。しかし、各社の装置でEIを表示する機種が稼働し始めている。その多くは、直接線の影響を排除した画像全面(full)に関心領域として使用し、その中央値(50%)に関心値としてEI(本研究で用いた EI_{50r})を算出している。この部分は、画像を安定化させる仕組み(画像安定化処理)¹⁸⁾と大きく関係するため、現状では各社を統一するのは難しいと考えられる。

そこで本研究では、被写体の違いによる撮影条件を

Fig. 6 Comparison quarter and full of the interest region.

(a) Correlation chart

(b) Bland-Altman plot, showing the mean difference (bias) and limit of agreement (LOA) of the error

Fig. 7 Comparison of EI by the difference in the interest value. Shows the minimum, 25% tile level, median, 75% tile level and maximum.

AECで制御し、受像面(正確にはAEC受光部)での到達線量がほぼ等しい立位胸部正面画像を対象として、EIの挙動を確認した。学生の健康診断にて撮影された立位胸部正面画像によるEI_{50f}(上述のとおり一般的に適応されている値であり、すべての算出値で最も変動が小さかった値を用いた)では、136~41(平均90、

標準偏差14)まで幅を持って変動していることがわかった。AECは狭い範囲(受光部)での線量を制御しているのに対して、EIは画像全体のヒストグラムの形状から面積下における画素値の総画素数に対する累積相対度数(%)をKeyROIとして抽出してEIを算出しているため、EI=136とEI=41の立位胸部正面画像をFig. 9に示した。個体差(被写体の違い)によって肺野領域と縦隔部そして腹部領域の割合の違いによってヒストグラムの形状が変化することが大きな要因であると考えられた。したがって、立位胸部正面のEIは限局した値ではなく、大きな幅を持って分布することが判明した。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が特徴的な値をとる可能性が示唆されるので注意が必要である。

次に関心領域の違いによるEIの挙動を確認した。本研究では、EI_{50f}を基準と考えてEI_{50h}、EI_{50q}を比較した。それぞれ、 $y=0.4822x+34.293$ 、 $y=0.2879x+52.563$ で関心領域が異なっても一次式で補正が可能であった。臨床画像では、どの関心領域を用いても補正すること

Fig. 8 Comparison between KeyROI85% and KeyROI50% of the interest value.
 (a) Correlation chart
 (b) Bland-Altman plot, showing the mean difference (bias) and limit of agreement (LOA) of the error

Fig. 9 Comparison of maximum EI (136) and minimum EI (41) in clinical chest images.

で比較が可能であると推測される。しかし、関心領域の面積が小さくなればなるほど変動係数が大きくなり、最大値と最小値の幅が広がることによって、臨床上でどのような影響があるか解明されていないため、

全面(full)以外の関心領域を用いる場合は注意が必要である。

また関心値については、フィリップスの臨床画像で使用されている値 85% (EI_{85h}) と中心傾向値である

Table 1 Basic statistics of the EI distribution by the difference in the interest region

	Average	Maximum	75% tile level	Median	25% tile level	Minimum	CV(%)
50f	90	136	100	91	82	41	15.3
50h	120	174	132	120	103	39	19.7
50q	131	219	154	132	110	36	24.6

Table 2 Basic statistics of the EI distribution by the difference in KeyROI 85% and KeyROI 50% of the interest value

	Average	Maximum	75% tile level	Median	25% tile level	Minimum	CV(%)
85h	257	363	275	260	246	136	10.9
50h	120	174	132	120	103	39	19.7

50% (EI_{50h})で比較した。EI_{85h}が肺野領域を限定しているため安定しているのに対して、EI_{50h}は臓器に限定した領域を選択しているわけではなかった。そのため、EIの分布でバラツキが大きくなっていた。しかし、占拠性病変など肺野濃度の変化の影響は受けにくいことが予想されるため、どちらを使用するか臨床例を積み重ねることで見極めていく必要がある。

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ひとつとして考えている。

その仕組みを説明すると、目標となる線量指標 (EI_T: target exposure index)を設定し、その偏差を定量化した偏差指標 (DI: deviation index)を次式で定義している。

$$DI=10 \cdot \log_{10}(EI/EI_T)$$

DIを対数として表記し、正の値なら過剰線量、または負の値なら線量不足であることを撮影者に気づかせるというシステムである。

例えば、学生健康診断にて撮影された立位胸部正面画像 EI_{50f}において、EI_Tに中央値を用いると最小値41のDIは、-3.46で、最大値136のDIは、+1.74となる。DiDiではこの程度の幅であったが、他社装置を使用する場合は検出器の種類などの要因が異なるため、中央値や変動の幅については、今後各社の臨床データ

を多施設で蓄積することで検討が必要だと考える。

EIは、線量指標と和訳されて普及しつつあるため、正しく理解されていない部分が少なくない。例えば、線量指標EIが患者の被ばく線量を示していると誤認されることもある。EIは、臨床画像における感度指標値Vに対するキャリブレーション時の検出器面上での空気カーマの100倍の値で、患者被ばく線量との関係はない。このことに関しては、IECも注意喚起しているが、正しい理解が求められる。EIは、検出器表面への到達線量の指標であり画質を評価するために重要であるが、患者の被ばく線量を管理するためには、面積線量などの値を用いることが重要である¹⁹⁾。

4. 結 語

EIは、AECによって制御された胸部正面X線画像において、関心領域と関心値の設定の違いで異なった値を示した。関心領域の面積が大きいほどEIは小さく、最大値から最小値の範囲も小さかった。関心値の違いは、臨床画像でどの領域の画素値を示すかによって異なるため、今後は、画質に及ぼす影響を検証していく必要性が示唆された。

なお、本論文の要旨は、JRC2013(横浜)にて発表した。

参考文献

- 1) 浅田恭生, 鈴木昇一, 小林謙一, 他. X線診断時に患者が受ける線量の調査研究(2011)によるアンケート結果概要－撮影条件に関する因子を中心に－. 日放技学誌 2012; 68(9): 1261-1268.
- 2) ICRP Publication 93. Managing patient dose in digital radiography, 2004.
- 3) 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. 日放技学誌 2009; 65(5): 681-685.
- 4) 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.
- 5) 岸本健治, 有賀英司, 石垣陸太, 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 2011; 67(11): 1381-1397.
- 6) 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.
- 7) 船橋正夫 監修, 関西地区 CR 研究会 編著. FCR 超基礎講座, 医療科学社, 2013.
- 8) IEC62494-1. Medical electrical equipment —Exposure index of digital X-ray imaging systems, Part 1: Definition and requirements for general radiography, Ed. 1, 2008.
- 9) 中前光弘. Digital Diagnost の画像処理技術. Innervision 2007; 22(2): 29-33.
- 10) 上野登喜生, 中牟田隆司, 上村忠久, 他. Flat panel detector (FPD) 装置を使用した小児デジタル胸部撮影における最適ヒストグラム解析の検討. 日放技学誌 2009; 65(6): 773-781.
- 11) 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 2011; 67(11): 1433-1437.
- 12) Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986; 1(8476): 307-310.
- 13) 福田秀樹, 高橋秀暢. 血液ガス電解質システム ABL77 の性能－ABL700 との比較－. Radiometer QA JOURNAL 2003; No.2: 7-12.
- 14) 池田龍二, 桂川茂彦, 下之坊俊明, 他. 胸部結節状陰影と間質性肺病変の検出に関する LCD と CRT モニタの比較. 日放技学誌 2006; 62(5): 734-741.
- 15) 下井俊典, 谷 浩明. Bland-Altman 分析を用いた継ぎ足歩行テストの検者内・検者間信頼性の検討. 理学療法科学 2008; 23(5): 625-631.
- 16) 下井俊典. 評価の絶対信頼性. 理学療法科学 2011; 26(3): 451-461.
- 17) 與座嘉康, 高田和也, 福川貴大, 他. 半座位エルゴメータを用いた多段階運動負荷試験における, 携帯型呼気ガス分析器 (METAMAX3B) と固定型呼気ガス分析器 (AE-301S) の比較. 理学療法科学 2013; 28(4): 487-490.
- 18) 中前光弘, 旭 合力, 奥迫謙治, 他. CR, FPD の装置間比較－胸部画像における画像処理アルゴリズムについて－. 平成 15, 16 年度近畿部会班研究報告.
- 19) 中前光弘, 辰巳義幸, 森岡茂晃, 他. 一般撮影装置における推定面積線量の特性評価と臨床応用, 日放技学誌 2011; 67(11): 1448-1453.

問合先

〒 634-8522 橿原市四条町 840

奈良県立医科大学附属病院中央放射線部技局 中前光弘