原 著

デジタル画像システムを用いた患者被曝線量の推定

白石順二・辰己大作¹⁾・對間博之¹⁾・宇都宮あかね¹⁾・久住謙一¹⁾・土井邦雄²⁾論文受付
1999年6月14日論文受理
2001年2月23日Code Nos. 622
254大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部
(現 シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所)
1)大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部
2)シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

緒 言

近年、イメージングプレート(imaging plate: IP)を用いるCR(computed radiography)^{1), 2)}やI.I.と高精細CCD(charge coupled device)で構成されるDR(digital radiography)といったデジタル画像システムが、これまでの増感紙-フィルムシステムに替わって、放射線診断において多用されるようになった。

照射X線量と写真濃度の関係が特性曲線で定量化される増感紙-フィルムシステムとは異なり、照射X線

量に過不足があっても適当な出力値で画像データを提供することが可能なデジタル画像システムにおいては、常に患者の被曝線量がモニタされており、その結果が画像上に表示されていることが望ましい。また、患者の被曝線量が画像上に表示されれば、診断を行う医師にとって有用な情報となる可能性もある。

X線検査時の患者被曝線量を知るために、これまでに多くの手法が報告され、また、議論がなされてきた³⁾。その一つであるNDD(non dosimeter dosimetry)法^{注)}

Estimation of Patient Dose by Using a Digital Imaging System

JUNJI SHIRAISHI, DAISAKU TATSUMI,¹⁾ HIROYUKI TSUSHIMA,¹⁾ AKANE UTSUNOMIYA,¹⁾ KENICHI KUSUMI,¹⁾ and KUNIO DOI²⁾Department of Radiology, Osaka City University Hospital
(Present address: Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research,
Department of Radiology, The University of Chicago)

1)Department of Radiology, Osaka City University Hospital

2)Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology,
The University of Chicago

Received June 14, 1999; Revision accepted Feb. 23, 2001; Code Nos. 622, 254

Summary

A new method was investigated to estimate patient dose by the use of a digital imaging system such as a computed radiography system. With this method, the patient dose was assumed to be comparable to the absorbed dose at the directly irradiated region of a detector. Two approaches were examined based on the histogram of image data and also the image indices of a digital imaging system such as S and L of a computed radiography system for estimating the absorbed dose. The correlation coefficient between the actual patient dose calculated from the exposure condition for chest radiography and the estimated patient dose by use of histogram data was very high ($R=0.943$). Estimated patient dose calculated by use of image indices S and L showed a relatively low correlation coefficient ($R=0.789$). Although this method provides a rough estimation, we believe that it can be useful as a simple and practical way to monitor patient dose during routine examinations using a digital imaging system.

Key words: Patient dose, Computed radiography, Chest radiography, Digital imaging system, Health physics別刷資料請求先: 〒545-8586 大阪市阿倍野区旭町1-5-7
大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部 宇都宮あかね 宛

Fig. 1 Histogram illustrating the relationship between relative numbers of image pixels in chest computed radiography and incident dose to imaging plate.

は、あらかじめ測定した実験値から作成したテーブルを使用し、撮影条件から患者被曝線量を換算する。この換算法は、精度が高く、測定値の信頼性も高い。そのほかにも、直接、面積線量計で患者被曝線量を測定する方法が報告されている³⁾。しかし、これらの手法で得られた患者被曝線量を画像上に表示するためには、専用の装置を用いるか、もしくはシステムの一部の変更が必要となる。

デジタル画像システムは、入射X線分布の有効範囲を自動的に認識し、その範囲に含まれるX線像を出力画像の画素値に変換する機能を持つ。そして、その変換に用いられた入射X線と画素値の関係は、検出器(例えば、FUJI CRシステムのIP)に吸収されたX線の量とその分布(ヒストグラム)に依存し、デジタル画像システムごとに、それらの関係が定義されている。さらに、デジタル画像システムでは、そのヒストグラムや、入射X線と画素値の関係から算出される指標を画像上に表示、もしくは出力することが可能である⁵⁾(例えば、FUJI CRシステムではS値とL値に対応する)。一般には、これらの指標(以下、これらをデジタル画像指標と呼ぶ)はデジタル画像システムに入射したX線量や、被写体を透過したX線のダイナミックレンジの目安として用いられてきた。

胸部単純正面X線像の場合、デジタル画像システムから出力される入射X線量のヒストグラムには、被写体(患者)を透過後のX線とともに、検出器に直接到達したX線の情報が含まれる場合が多い。そこで、胸

部単純正面X線像の場合、入射X線量のヒストグラムデータおよびデジタル画像指標は、患者の被曝線量を推定できる可能性を持つと考えられる。

本研究の目的は、デジタル画像システムを近似的な線量計として利用し、デジタル画像システムに含まれる入射X線量のヒストグラムデータやデジタル画像指標から、患者の被曝線量を推定する手法と、推定された結果と測定値を比較し、さらにその誤差の大きさを示すことにある。ただし、この手法で行われる被曝線量の推定は、精度の高い線量測定ではなく、ある程度の誤差を含んでいたとしても、大体の指標となる推定値が表示されたほうが役に立つ場合がある、という思想に基づいている⁵⁾。

本研究では、FUJIのCRシステムで胸部単純正面X線像を撮影した場合について、デジタル画像指標であるS値およびL値を用いた場合と、IP入射X線量のヒストグラムデータを用いた場合の二通りの手法で、患者の被曝線量の推定を行った。

1. CRシステムにおける画像指標SiとIP入射X線量Hkの関係

デジタル画像システムにおけるデジタル画像指標と入射X線量との関係を、FUJIのCRシステムを例にとって示す。

Fig. 1は、CRシステムにおいて、胸部単純正面X線像を撮影した場合に、IPから読み取られる輝尽発光量の分布のヒストグラムを示している。横軸がIPへの入射X線量の対数値で、縦軸がそれぞれの入射X線量に対応した画素値の頻度を表す。一般に、胸部単純正面X線像におけるヒストグラムは、縦隔部、肺野部と軟組織部、それに直接X線部の、それぞれにピークを含む三つの成分を持っている。

CRシステムには、IP入射X線量と出力画像の画素値の関係を自動的に最適化する、濃度/画像レンジ自動設定(exposed data recognizer: EDR)と呼ばれる機能がある⁴⁾。

Fig. 2は、EDR機能について示したもので、Fig. 1と同様に、横軸はIPへの入射X線量の対数値、縦軸はそれぞれの入射X線量に対応した画素値の頻度を表す。横軸上においてIPへの入射X線量の対数値を S_i とすると、IPへの入射X線量 H_i [mR]との関係は、以下の式で定義されている⁴⁾。

$$H_i = \alpha \cdot 10^{S_i} (\alpha: \text{変換定数}) \quad \dots\dots\dots (1)$$

または、

注)NDD法についての詳細は、http://mts.chiba-u.ac.jp/ndd_ibara.htmlに記載されている。

Fig. 2 Relationship between imaging indices such as S_1 , S_2 , S_{min} , S_{max} , S_{direct} , and L , and pixel values of output image.

$$S_i = \log_{10} H_i - \log_{10} \alpha$$

なお、国際単位系では、照射線量の単位にクーロン毎キログラム [C/kg] が使用されているが、本研究においては、CRシステムの説明で使用されているレントゲン [R] を便宜上用いる ($1\text{R} = 2.58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$)。

IPへの入射X線量の対数値で表した S_i のうち、 S_1 と S_2 はそれぞれ有効最大値と有効最小値である。FUJICRシステムのEDR機構では、最初にヒストグラムの形状から分析して S_1 と S_2 を設定している。この設定は画像の種類(胸部、腹部、骨部など)によって異なり、胸部画像の場合は、肺野部と軟組織部、およびIP入射X線による成分のヒストグラムのピークの間に S_2 が、縦隔部のピークの裾に S_1 が設定される。 S_1 と S_2 の値は、10bitの階調の場合0～1,023の間の値となる出力画像の画素値 Q_1 、 Q_2 に対応し、この Q_1 と Q_2 の値は、画像の種類ごとに一定となるように設定されている。例えば、画像の種類が同じであれば、ヒストグラムの S_1 および S_2 に対応した部位は、出力画像では、常に同じ画素値 Q_1 および Q_2 になる。また、 S_{max} と S_{min} は、出力画像における最大値1,023と最小画素値0に対応している。

CRのデジタル画像指標の一つである L は、出力画像の画素値の分布に対応する入射X線量の分布の広がりを表す尺度で、 S_i と同様に入射X線量の対数値で示される。中島等によると L の定義は⁴⁾、以下の式(2)で示されるが、この式から L の意味を理解するのは困難である。しかし、 L は S_{max} と S_{min} の差に等しく、式(3)で定義することもでき、その意味はきわめて明確になる。

$$L = 1,023 \cdot \{(S_2 - S_1) / (Q_2 - Q_1)\} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$L = S_{max} - S_{min} \quad \dots\dots\dots (3)$$

出力画像の画素値の中央値511に対応したIPへの入射X線量の対数値の変数 S_i は、CRでは特に S_k と呼ばれている。また、CRシステムのもう一つのデジタル画像指標である S は、出力画像の感度を示す尺度で、グリッドなしの状態、管電圧80kVで0.5mRの入射X線量がIPに対して均一に露光された場合に、400となるように設定されている。そして、 S と S_k の関係は、以下の式によって定義されている⁴⁾。

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

$$S_k = 4 - \log_{10}(S/4) \quad \dots\dots\dots (5)$$

$S=400$ の場合、 S_k は式(5)から2となるので、入射X線量の0.5mRと $S_k=2$ を、式(1)に代入すると、変換係数 α は0.005と算出される。そこで、式(1)は、以下のよう示すことができる。

$$H_i = 0.005 \cdot 10^{S_i} \quad \dots\dots\dots (1)'$$

したがって、出力画像に表示される S と、その出力画像の画素値511に対応したIPへの入射X線量 H_k の関係は、式(1)', (4), (5)から；

$$H_k = 200/S \quad \dots\dots\dots (6)$$

という式で表すことが可能となる。

式(6)から、IPへの入射X線量 H_k は、デジタル画像指標である S から推定することが可能である。

しかしながら、このようにして推定したIPへの入射X線量の推定値は、実際にはグリッドを使用した場合のグリッドの露出倍数(bucky factor: BF)⁶⁾、およびIPの管電圧依存性(dependency of tube voltage: DV)などに影響され⁷⁾、実測値との間に差が生じる。本研究では、このように理論式から算出される推定値と、実際に測定で得られた測定値の比は、個々のデジタル画像システムに固有の因子による減弱率に等しいと仮定し、式(1)'と(6)からIP入射X線量 H_k と S_k および S の一般的な関係を、以下に定義する。

$$H_i = 0.005 \cdot 10^{S_i} \cdot (BF/DV) \quad \dots\dots\dots (1)''$$

$$H_k = (200/S) \cdot (BF/DV) \quad \dots\dots\dots (6)'$$

2. 患者が受けた被曝線量の推定

患者が受けたと推定される被曝線量(以下、患者推定被曝線量)は、CR画像のヒストグラムデータおよびデジタル画像指標を用いて、以下に示す考え方によって求めた。

胸部単純正面X線撮影の場合の患者被曝線量を、X線入射皮膚面での吸収線量と定義した場合、IP表面での入射X線量を患者皮膚面での線量とみなすためには、IP入射X線量 H_k と S との関係式(6)を有効に用いて、種々の修正係数を乗じなければならない。

BSF を患者皮膚表面に照射された照射野での後方散乱係数(backscatter factor: BSF)、 DL を撮影距離、 P_t を患者体厚とし、さらに BF や DV などの修正係数を乗じたものを総称して総合修正係数(correction factor: Cf)とすると、以下の関係式となる。

$$Cf = (BF/DV) \cdot BSF \cdot [DL/(DL - P_t)]^2$$

これを式(1)および(6)'に乗じると以下の関係式となる。

$$H_i = 0.005 \cdot 10^{S_i} \cdot Cf \quad \cdots \cdots \cdots (7)$$

$$H_k = (200/S) \cdot Cf \quad \cdots \cdots \cdots (8)$$

これらの式はグリッドを使用したCRシステムや、患者体厚の変化にも対応できる。そして、一般に胸部単純正面X線像では、IPの両側上部(患者の両肩上部)また、両側下部(患者の両側外部)の部分にX線が直接に入射する場合が多いので、IP入射X線量をヒストグラムから求めることができる可能性が高い。

一般に、EDR機能では、Fig. 2に示した胸部単純正面X線像のヒストグラムのように、IPへの直接X線は線量の最も高い部分にピークを持つ。したがって、このピークに対応した入射X線量の対数値を、入射X線量のヒストグラムから求めることができれば、IPへの直接入射X線の線量を算出することが可能となる。そこで、直接X線に対応した入射X線量の対数値を S_{direct} と定義すれば、 S_{direct} に対応したIPへの直接X線の線量 H_{direct} [mR]は、

$$H_{direct} = 0.005 \cdot 10^{S_{direct}} \cdot Cf \quad \cdots \cdots \cdots (9)$$

によって算出できる。

一方、EDR機能におけるauto modeの動作特性から、 S_{direct} が出力画像の最大値1,023に対応した S_{max} に等しい場合が多いと仮定すれば、前述の S_k の定義と式(2)から、 L および S_k を用いて、以下の式で求めた S_{max}

は、大体、 S_{direct} に近い値であると仮定することができる。

$$L = 1,023 \cdot \{(S_{max} - S_k)/(1,023 - 511)\} \quad \cdots \cdots \cdots (10)$$

$$S_{direct} \doteq S_{max} = S_k + L/2 \quad \cdots \cdots \cdots (11)$$

以上の関係から、式(5)、(7)、(11)を用いて、デジタル画像指標である S と L を用いた場合のIPへの直接X線の線量 H_{direct} は、近似的に、

$$H_{direct} = 0.005 \cdot 10^{(S_k + L/2)} \cdot Cf \quad \cdots \cdots \cdots (12)$$

$$H_{direct} = (200 \cdot 10^{L/2}/S) \cdot Cf \quad \cdots \cdots \cdots (13)$$

と算出することが可能となる⁶⁾。

3. 使用装置および実験方法

3-1 使用装置

実験に用いたデジタル画像システムは、富士フイルムメディカル株式会社製CR-7501にタイプST-IIINBKのIPを組み合わせたもので(以下、7501)、X線発生装置には東芝メディカル株式会社製KXO-50Gを使用した。

胸部単純正面X線撮影は、管電圧117kV(実効エネルギー37.7keV)、管電流320mA、X線管-IP間距離200cm、照射野35cm×35cm、使用グリッド10:1($BF=2.13$)一定で、CR装置に付属のフォトタイマで自動的に撮影時間が制御されるauto撮影を行った。CR画像は胸部用auto modeのEDR機能を使用して出力し、出力画像に表示された S と L のデジタル画像指標を評価に用いた。

線量の測定には、Victreen社のmodel 660-1と電離箱タイプ4(4cc)を用いた。線量の測定値には、アルミ半価層を用いた方法で測定したX線の実効エネルギーから大気補正係数も含めた補正係数を乗じた。人体ファントムには株式会社京都科学製撮影用ファントムPBU-10(体厚19cm)を用いた。

3-2 実験方法

S および L に基づく患者推定被曝線量の算出に用いた症例数は935で、さらに、そのうちの182症例については、7501のデータバックアップ機構を用いてヒストグラムデータを出力し、 S_{direct} を実測した。

個々のCR画像の撮影条件は、個々の患者について、フォトタイマで遮断された撮影時間を記録して求めた。本研究では、胸部単純正面X線撮影の場合の患者被曝線量を、X線入射皮膚面での吸収線量[mGy]で

Fig. 3 Relationship between measured patient dose obtained from exposed radiation and patient dose estimated from the image indices of S and L associated with a CR system.

定義したので、撮影条件を変化させた場合の人体ファントム表面の吸収線量を測定し、この値を撮影条件からの換算に用いた。本研究では、この換算値(以下、患者皮膚線量)を、それぞれの患者の測定値と仮定して、患者推定被曝線量との比較検討を行った。

患者推定被曝線量は、画像に表示された S および L を式(13)に代入して算出する手法と、ヒストグラムデータから求めた S_{direct} を式(9)に代入して算出する手法の2通りで求めた。

患者推定被曝線量の算出に必要な総合修正係数は、今回の撮影条件(管電圧、X線管-IP間距離)から実測して求めた。本実験では患者の体厚 Pt を0cm、つまりIP表面を皮膚表面とした。これによって生じる誤差は成人の胸部体厚を16~24cmと仮定した場合25%以下である。なお、本研究において、後方散乱係数は、撮影条件、X線管-検出器間距離を同一にして、使用したCRシステムのX線入射面の前面と、自由空間の両方で測定した照射線量の比を用いた。また、式(9)および(13)から算出されるIPへの直接X線の線量[mR]は照射線量であるので、実験値より求めた吸収線量換算係数を用いて、吸収線量である患者推定被曝線量[mGy]に換算した⁸⁾。

4. 実験結果

Fig. 3は、935症例の画像から求めた S および L に基づいて算出した患者推定被曝線量と、患者皮膚線量との関係を示す。なお、 $BF=2.13$ 、 $BSF=1.45$ 、 $DV=1.67$ で

Fig. 4 Relationship between measured patient dose obtained from exposed radiation and patient dose estimated from the image index of S_{direct} obtained from histogram analysis of computed radiography.

あるので、 $Cf=1.85$ とした。両者の間の相関係数は0.789で、全体的にデジタル画像指標から算出した患者推定被曝線量が、患者皮膚線量よりも低い値となる傾向を示した。

Fig. 4は、182症例の画像について、ヒストグラムデータより読み取った S_{direct} に基づいて算出した患者推定被曝線量と、患者皮膚線量との関係を示す。両者の間の相関係数は0.943で、 S および L から算出した患者推定被曝線量よりも高い相関を示した。また、患者推定被曝線量と患者皮膚線量の間回帰直線の傾斜は1.06となった。

Fig. 5は、Fig. 4で求めた患者推定被曝線量と患者皮膚線量との差の分布を示す。横軸が推定誤差率[(患者推定被曝線量-患者皮膚線量)/患者皮膚線量] $\times 100$ [%]で、縦軸は各推定誤差率に含まれる症例数を表す。患者推定被曝線量が推定誤差率 $\pm 20\%$ 以内に含まれる割合は79.7%で、同様に $\pm 50\%$ 以内の場合に97.3%となった。

5. 考 察

デジタル画像システムは、増感紙-フィルムシステムに比べて幅広いダイナミックレンジを持っているのが特長で、検出器への入射X線量に応じて濃度補正や階調補正などの画像処理を自動的に行い、露光X線量の大きさに関係なく、常に安定した写真濃度(または画素値)で画像を表示することができる。そのため、デジタル画像システムは、患者の被曝線量を低

Fig. 5 Histogram for the number of cases on each range of differences (%) between measured and estimated patient dose.

減できる可能性を持つ、と考えられているが、一方では、不必要な大線量が照射された場合でも、適正な濃度で画像が出力されるので、患者の被曝線量を増加させる可能性もあり、しかも、撮影条件の設定や患者の被曝に対して、放射線技師の注意が緩慢になるという問題点を生じさせている。本論文は、こういった問題点を解決する一つの手段として、デジタル画像に表示される画像指標から、患者の被曝線量を推定する手法を提案した。

一般撮影時における患者の被曝線量は、本研究で用いたX線入射皮膚面での線量以外に、組織の平均吸収線量や臓器への等価線量などで定義される。しかし、これらの値は、算出に必要な係数を実験で求めることで、皮膚表面線量から換算することが可能である。

S および L を用いて患者推定被曝線量を算出した場合に、患者皮膚線量よりも線量が低い値を示す傾向にあったが、その要因としては、 L の表示精度が考えられた。7501では、CR画像に表示される L は、小数点以下第1位までで、真の L 値の小数点以下第2位が切り捨てられているため、CR画像に表示された L をそのまま用いた場合には、全体的に低い線量を算出する傾向になる。

CR画像のヒストグラムデータから求めた、 S_{direct} を用いて算出した患者推定被曝線量は、患者皮膚線量との高い相関を示した。このことは、胸部単純正面X線像の場合、照射野内でIPへ直接入射するX線が含まれる場合が多いので、ヒストグラムから得られるIPへの直接入射X線のピーク値である S_{direct} を用いれば、被曝線量の推定が可能であることを示していると考えられ

Fig. 6 Examples of histogram analysis for evaluating the relationship between the image indices of S_{max} and S_{direct} . Their relation varied with the shape of the histogram of incident dose to imaging plate.

た。

一方、 $S_k + L/2$ から算出される S_{max} が S_{direct} に等しいと仮定して算出した患者推定被曝線量は、ヒストグラムから求めた S_{direct} を用いた場合に比べて、患者皮膚線量との関係が低い相関となった。EDR機能のauto modeを使用した場合、標準的な体型よりも患者がやせている場合、または太っている場合に L 値が変化するため、 S_{direct} と S_{max} が一致しない場合が多く、患者推定被曝線量と患者皮膚線量との間に誤差が生じた。Fig. 6に、この仮定が成立した場合と、成立しなかった場合のそれぞれについて、ヒストグラムと L 、 S_{direct} 、そして S_{max} の値の一例を示した。図に示したように、比較的被写体厚が厚い患者の場合には、 S_{direct} が S_{max} よりも大きい値となって、患者推定被曝線量が患者皮膚線量よりも小さい値になる傾向があり、被写体厚が薄い患者の場合には、その逆の傾向があった。このように、

Fig. 7 Relationship between the image index of S_{direct} and pixel value of directly irradiated region of Q_{direct} when L was sufficiently large for incident dose to imaging plate.

S と L から算出した患者推定被曝線量は、危険率5%未満で、推定誤差率 $\pm 64.6\%$ 以内という精度となり、現状ではあくまでも患者被曝線量の大体の目安程度で実用には適さないが、被写体の厚さに関係した値を考慮すれば、デジタル画像指標である S と L からでも、精度の高い患者被曝線量の推定が可能になると考えられた。

本研究では、患者の体厚を0cmとみなして、患者個々の体厚による推定値の変化を考慮しなかったが、体厚20cmの人体ファントム表面で測定した線量との間に、推定値のほうが低い値を示すような偏った傾向はみられなかった。これは、患者によって発生する散乱線や装置本体からの後方散乱成分が存在するため、患者皮膚表面とIP入射面での線量の差が、距離の逆二乗側で求められる理論値ほど大きくならないためと考えられた。

本研究では、 S_{direct} をヒストグラムから直接求める方法と、 S と L から算出する方法について検討したが、出力画像に対応した入射X線分布の有効範囲が十分に広く、その範囲に直接X線のピークが含まれる場合には、出力画像の直接X線部分の画素値を測定することで、出力画像データからも S_{direct} を求めることが可能となる。つまり、前述のようにCRのEDR機能のauto modeでは、 L が可変であるために、設定される範囲内に直接X線が含まれるかどうかが不確定である。しかし、semi-auto modeなどの L をある程度大きい値に固定できる機能を用いた場合には、有効範囲を幅広い入射X線分布に対応させることができるので、出力画像の直接X線部分にROIを設定し、Fig. 7に示したように、その画素値 Q_{direct} を測定することが可能となる。

L , S_k , S_{direct} , そして Q_{direct} の関係は、前述の式(2)を用いて以下の式で示される。

$$L = 1023 \cdot \{(S_{direct} - S_k) / (Q_{direct} - 511)\}$$

$$S_{direct} = \{L \cdot (Q_{direct} - 511) / 1,023\} + S_k \dots\dots\dots (14)$$

さらに、式(5)で示した S_k と S の関係から、以下の関係が導き出される。

$$S_{direct} = \{L \cdot (Q_{direct} - 511) / 1,023\} + \{4 - \log_{10}(S/4)\} \dots\dots\dots (15)$$

L を大きい値に設定した場合には、画像のコントラストが低下するという問題点があるものの、この直接X線部分から S_{direct} を求め、さらに患者被曝線量を推定する手法は、胸部単純正面X線像以外の多くの部位への応用が示唆され、しかも、ヒストグラムデータではなく、出力画像の画素値から算出できるので、実用的に用いられる可能性が高い。

以上のように、ヒストグラムデータ、あるいはデジタル画像指標および直接X線に対応した画素値を用いた患者の被曝線量の推定は、多くのデジタル画像システムにおいて可能であると考えられる。特に、本研究において、ヒストグラムから求めた S_{direct} を用いて算出した患者推定被曝線量は、危険率5%未満で、推定誤差率 $\pm 39.9\%$ 以内という結果を示し、精度の高い患者被曝線量の推定を行うことを可能にすると考えられた。

5. 結 語

CR画像のヒストグラムデータ、 S および L といったデジタル画像に表示される画像指標から、患者の被曝線量を推定する手法を提案し、これらを用いることで患者の受けた被曝線量の推定が可能になることを示した。さらに、ヒストグラムから求められる S_{direct} を用いることで、推定値の誤差が減少することも示した。

患者が被曝したX線量をデジタル画像の画像指標から推定する本手法の目的は、正確な被曝線量ではなく、誤差を含んでいたとしても大体の尺度となる推定値が表示されたほうが役に立つ情報が得られる、という思想に基づいている。複雑な線量測定技術を用いなくても、その推定値の誤差の程度を認識していれば、デジタル画像を撮影するたびに患者の推定被曝線量が表示されることには、さまざまな利点が考えられる。

今回は、胸部単純正面X線像で検討を行ったが、われわれの用いた検出器に直接入射するX線の情報を利

用する手法は、腹部や椎体骨の撮影のように、画像内で被写体外領域のX線が存在しない場合を除けば、ほとんどの撮影部位に対して適用が可能である。また、CRシステムだけでなく、どのようなデジタル画像システムにおいても、画像指標と入射X線の量やヒストグラムとの関係が明らかであれば、本手法の応用が

可能であると考えられる。

謝 辞

本研究にあたり、多くのご協力をいただいた、大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部の方々に、心から感謝いたします。

参考文献

- 1) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, et al.: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology*, 148(3), 833-838, (1983).
- 2) 宮原諄二, 加藤久豊: 輝尽性蛍光材料を用いたコンピュータド・ラジオグラフィー. *応用物理*, 53, 884-890, (1984).
- 3) 栗井一夫, 福本善巳, 山口和也, 他: 放射線防護分科会報告. 診療用X線検査時の患者被曝線量を知る方法. *日放技学誌*, 53(12), 1850-1861, (1997).
- 4) 中島延淑, 武尾英哉, 石田正光, 他: FCRシステムの濃度/画像レンジ自動設定機能(EDR). *富士メディカルレビュー*, 2, 34-48, (1993).
- 5) 土井邦雄: デジタルX線画像系の感度と被曝線量に関する考察. *日放技学誌*, 52(11), 1573-1577, (1996).
- 6) 日本工業規格: 散乱X線除去グリッドZ4910-1983
- 7) 辰巳大作, 白石順二, 對間博之, 他: CRシステムにおけるIPへの入射X線量とS値の関係 —均一照射における定量的評価—. *日放技学誌*, 54(11), 1273-1280, (1998).
- 8) Seltzer SM and Hubbell JH(前越 久 監修): 光子減弱係数データブック (ISSN 1340-7716). 放射線医療技術学叢書(11), 日本放射線技術学会, 京都, (1995).

図表の説明

- Fig. 1 胸部コンピュータドラジオグラフィ(CR画像)における、イメージングプレート(IP)への入射X線と画像ピクセル数の関係を示すヒストグラム。
- Fig. 2 S_1 , S_2 , S_{min} , S_{max} , S_{direct} そして L といった画像指標と出力画像のピクセル値の関係。
- Fig. 3 撮影条件から換算して求めた測定値とCRシステムにおける S および L の画像指標から推定して求めた患者被曝線量の関係。
- Fig. 4 撮影条件から換算して求めた測定値とCR画像のヒストグラム解析から求めた S_{direct} から推定して求めた患者被曝線量の関係。
- Fig. 5 患者被曝線量の測定値と推定値との間の各誤差(%)の範囲について求めた症例数のヒストグラム。
- Fig. 6 S_{max} と S_{direct} の両画像指標の関係を評価するために行ったヒストグラム解析の例。両者の関係は、IPへの入射X線のヒストグラムの形状に依存して変化した。
- Fig. 7 IPへの入射X線に対して、 L の設定が十分に大きい場合の出力画像の直接X線部分のピクセル値(Q_{direct})とそれに対応した画像指標 S_{direct} の関係。