OUKA
Osaka University Knowledge Archive

Title	Computed Radiology(CR)胸部正面撮影における医療被曝低減のための画質と撮影条件の最適化に関する研究
Author(s)	武藤, 裕衣; 森, 剛彦; 早川, 尚男
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 2001, 61(6), p. 303-309
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16078
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

Osaka University

Computed Radiology (CR) 胸部正面撮影における医療被曝低減のための画質と撮影条件の最適化に関する研究

武藤　裕衣[1)]　森　剛彦[2)]　早川　尚男[2)]

1) 鈴鹿医療科学大学大学院保健衛生学研究科
2) 鈴鹿医療科学大学保健衛生学部放射線技術科学科

A study of Optimum Radiographic Conditions on Chest Examinations with Computed Radiology (CR) in Conjunction with the Offset Balance of Patient Dose and Image Quality

Hiroe Muto[1)], Takehiko Mori[2)] and Hisao Hayakawa[2)]

In a report of a nationwide survey on radiographic conditions of chest radiography in Japan, it was pointed out that the average entrance surface dose (ESD) of the computed radiography (CR) system was higher than that of the film-screen system. It seemed important that an objective index and criteria be established for dose reduction without a loss of image quality that would interfere with diagnostic observation. For this purpose, we investigated the properties of root of mean square (RMS) granularity, since it is a dominant factor in CR image quality and strongly depends on dose. The results indicated that RMS granularity showed little dependence on tube voltage when relative exposure was kept constant and that it decreased with the increment of exposure and approached a finite minimum value in a very high exposure region. For the most frequently used radiographic conditions in Japan (120 kV, 2.5 mmAl, 200 cm SID, 10: 1 grid), the decrement in RMS granularity from 6 to 16 mAs was 0.0276 to 0.0253 (9.1%). This finding suggested that exposure exceeding 6 mAs did not improve image quality, i.e., exposure reduction down to 6 mAs would not cause a significant loss of image quality. It was therefore concluded that RMS granularity was a useful objective index by which to determine the upper limit of exposure. Use of the most frequent conditions with 6 mAs seemed to be recommendable as an initial condition for the technical optimization of CR chest radiography, since ESD under this condition was 0.265 mGy, which was approximately equal to the value of the ESD distribution of a total chest radiogram in Japan.

Research Code No.: 3-302.1

Key words: *Computed radiography, Chest examination, Radiographic condition, Patient dose, Image quality*

Received Apr. 14, 2000 ; revision accepted Mar. 28, 2001

1) Graduate School of Health Science, Suzuka University of Medical Science
2) Department of Radiological Technology, Faculty of Health Science, Suzuka University of Medical Science

別刷請求先
〒510-0293　三重県鈴鹿市岸岡町1001-1
鈴鹿医療科学大学大学院保健衛生学研究科
武藤　裕衣

緒　言

森らによる全国医療施設に対する撮影条件調査結果によれば，胸部撮影におけるコンピューテッドラジオグラフィー（以下，CR）の入射表面線量の中央値は増感紙フィルムシステム（以下，F/S系）より高かった[1)]．特に胸部正面撮影は，撮影頻度が他の撮影部位に比べて高い．

CR胸部正面撮影について，画質を出来る限り損なうことなく被曝線量を低減しようとする立場より，画質評価の指標としてのRoot of Mean Squares（RMS）粒状度と，患者入射表面線量との関係を実験的に求めた．この結果，RMS粒状度は診断能に影響するような画質の低下なく入射表面線量を低減する，撮影条件を検討する指標となり得ることが明らかとなった．結果より，画質を損なうことなく被曝線量を低減できる撮影条件を提案し，CR使用施設における被曝低減に寄与したい．

方　法

森らによる全国医療機関に対する撮影条件アンケート調査結果により算出されたCR胸部撮影の最頻撮影条件は，管電圧120kV，総濾過2.5mmAl，管電流時間積（mAs値）4mAs，線源－画像間距離（SID）200cm，グリッド比10：1であった[2)]．本研究では，この撮影条件（以下，基準条件という）を中心として，撮影条件を変えたときの画質の変化を検討した．

1．使用機器

X線高電圧装置：単相インバーター方式（島津製作所，UD150K），CR装置：FCR201（富士フイルム），イメージングプレート（IP）：ST-III N（35.4cm × 35.4cm）（富士フイルム），画像記録装置：CR-LP414（富士フイルム），ファントム：アクリル板（30cm × 30cm × 5cm）2枚を重ねて厚さ10cmとした（京都科学）．胸部ファントム：PBU-10（京都科学），マイクロデンシトメータ：densitometer PDM-5（Konica），X線アナライザー：MODEL200（化成オプトニクス），Radiation Monitor：model 9015 / 10X5-6（6cm^3）（Radcal）　日本品質保証機構にて校正．

2．測定の再現性評価および相対露光量と読み出し感度の関係

画像評価を行う前に使用装置の再現性を検討した．X線発生装置の再現性は相対露光量を指標として検討した．相対露光量はX線アナライザーによって測定される，蛍光面($CaWO_4$)から得られる蛍光の積分値である(管電圧等照射条件を予め設定入力し，装置によって与えられる相対値〔単位：F〕である．)．また，CR装置の読み取り条件の再現性を，S値を指標として検討した．S値は，自動処理条件で読み取らせた場合に，装置が決定する感度の指標である．相対露光量の再現性は，厚さ10cm(5cm×2枚)のアクリルファントムをX線アナライザー検出器の上に置き，基準条件にて5回曝射し，その標準偏差として算出した．IPの処理条件の再現性は，同厚のアクリルファントムをIPカセッテの上に置き基準条件にて撮影した後，IPをCR装置で胸部正面撮影の自動処理条件で読み取りハードコピーフィルムに出力した．この処理条件は，L値(ダイナミックレンジの指標)＝1.9，GT(階調のタイプ)＝E(F/S系類似のSigmoid)であった．出力された5枚のハードコピーの備考欄に記入されたS値の標準偏差を求め，処理条件の再現性を評価した．

同様の方法にて，管電圧90kV～120kVの間でmAs値を4mAs～12.8mAsの間で変化させ，相対露光量とS値の変化を求めた．この管電圧はX線アナライザーによって誤差±3％で較正した．相対露光量を求めるために用いたX線アナライザーに使用されている蛍光体とIP蛍光体との相関について，基礎実験において(管電圧120kV)，S値と相対露光量は高い相関を呈することを確認している($R^2 = 0.997$)．

入射表面線量は，日本品質保証機構で校正された電離箱線量計を用い，線源－電離槽間距離(SCD)190cmにおける空中照射線量を測定し，後方散乱係数[3]を乗じて求めた．照射線量から空気カーマへの換算係数は，W値に33.85eVを使い，8.73mGy/Rとした[4)-8)]．日本品質保証機構による線量計の校正では，実効エネルギー20～50keVの間でのレスポンスの変化は1％以内であった．空中照射線量は10回測定を行い，その平均値および標準偏差を求めた．

3．粒状度(RMS粒状度)

画質を物理量レベルで評価する項目として，画像の粒状度がある．粒状度評価として，CRハードコピー像の画質評価が目的であるため，既定の画像処理を行ったハードコピー像のRMS粒状度にて評価した．

アクリルファントムをIP/カセッテの上に設置し，相対露光量とS値を測定したと同じ条件で撮影した．得られたフィルムの中心部(拡散光濃度＝1.17±0.04)について走査線に対して平行にマイクロデンシトメータで濃度走査(アパーチャーサイズ50μm×50μm，N＝512，trend補正無)し，RMS粒状度を算出した．

4．目視による粒状度

主観的粒状度の評価として，RMS粒状度の結果と比較するため同一の撮影条件とし，胸部ファントム撮影を行った．得られたハードコピー像を，本学に在籍する医師2名(経験年数10年以上)，技師3名(経験年数20年以上)が主観的粒状度の観点から目視評価し，順位付けを行った．

結　果

1．露光量測定およびCR画像処理条件の再現性

露光量測定(相対露光量)の再現性は，基準条件にて5回曝射した時，X線アナライザーにより測定された相対露光量の平均値は257.4F，標準偏差1.5Fであった．さらにCR画像処理条件の再現性測定によるS値の平均値は369.7，標準偏差3.8であった．

2．相対露光量とS値のmAs値と管電圧による変化

基準条件からmAs値のみを変えたときのS値の変化をTable 1に示す．S値は，mAs値と相対露光量に反比例していた．基準条件から管電圧のみを変えた時の相対露光量，S値，および入射表面線量をTable 2に，管電圧を変化させ，かつ相対露光量が基準条件の値と近くなるようにmAs値，SIDを調整したときの相対露光量，S値，および入射表面線量をTable 3に示す．管電圧を変化させた場合でも，相対露光量が一定であればS値はほぼ一定であった．

3．RMS粒状度の管電圧による変化

Table 3～4に示す撮影条件で撮影を行った．Table 4(A)(B)，Fig. 1にRMS粒状度の管電圧による変化を示す．mAs値を一定とし管電圧を上げた場合，IPに到達する線量が増加するためRMS値が低下し粒状度は目立たなくなるが，相対露光量を一定にした場合，RMS値の変化は小さくなる．

4．RMS粒状度のmAs値による変化

Table 5，Fig. 2に管電圧120kVにてmAs値を変化させた場合のRMS粒状度を示す．

mAs値を上げるとRMS値は低下する．しかし，6mAs以上では減少の程度は小さくなり，一定値に収斂する傾向が見られた．従って，6mAsを超えるmAs値を選択しても読影上有効なRMS粒状度の向上は望めない．管電圧120kV，6mAsでの入射表面線量は0.265mGyであった．この値を，森らの全国調査[1),9)]から対数正規分布を仮定して推定された胸部正面撮影における入射表面線量分布の3/4値と比較すると，全撮影の3/4値である0.24mGyよりも10％高く，CR撮影のみの3/4値である0.27mGy[1)]よりも2％低い値であった．

5．ファントム撮影による粒状度評価

4．と条件を同一にして撮影した胸部ファントムハードコピー像について，医師2名，技師3名により画像の主観的粒状度評価を行った(Table 6)．粒状度の良いと思われる順に順位付けを行ったところ，6mAsまではmAs値が上がるに従い順位も向上した．しかし，6mAsを超えるmAs値では粒状度の順序とmAs値に相関はみられなかった．これは，4．の結果と一致する．

Table 1　Correlation between mAs value and S-value (Voltage 120kV, SID 200cm, grid 10: 1, filter 2.5mmAl)

mAs (mAs)	S-value
0.5	2467
1.0	1387
2.0	695
4.0	348
6.3	230
8	183
10	142
16	90

Table 2　Correlation between voltage* and S-value, with a parameter of entrance surface dose** for adult chest radiography (mAs 4mAs, SID 200cm, grid 10: 1, filter 2.5mmAl)

Voltage (kV)	Entrance surface dose (mGy)	Relative Exposure*)	S-value
90	0.108±0.0012	96.7	780
100	0.131±0.0027	141.7	515
110	0.154±0.0011	197.0	409
120	0.177±0.0032	257.4	340

*measured with an x-ray analyzer manufactured by KASEI OPTONIX, LTD.
**measured with an ionization chamber

Table 3　Radiographic conditions with the level of exposure maintained while making changes in voltage (grid 10: 1, filter 2.5mml)

Voltage (kV)	mAs (mAs)	SID (cm)	Entrance surface dose (mGy)	Relative Exposure	S-value
90	12.8	218	0.285±0.0034	259.7	297
100	8.0	204	0.250±0.0060	265.7	303
110	4.8	200	0.185±0.0015	245.3	318
120	4.0	200	0.177±0.0035	257.4	340

Table 4　Correlation between changes in Voltage, and S-value and RMS value.

(A) Fixed radiographic condition (4mAs, SID 200cm, grid 10: 1)

Voltage (kV)	RMS	S-value
90	0.0468	649
100	0.0401	419
110	0.0357	365
120	0.0304	290

(B) Fixed exposures

Voltage (kV)	RMS	S-value
90	0.0346	297
100	0.0319	264
110	0.0314	310
120	0.0304	290

Table 5　Correlation between the mAs value and RMS value. (120kV, SID 200cm, grid 10: 1)

mAs	RMS	S-value
2.0	0.0367	515
3.2	0.0334	365
4.0	0.0304	290
5.2	0.0271	236
6.0	0.0276	187
8.0	0.0268	152
10.0	0.0265	139
12.8	0.0266	98
16.0	0.0253	78

Table 6 Result of evaluation on image quality of chest radiography conducted byobservers.

	mAs							
Observer	0.5	1	2	4	6	8	10	12
A	8	7	6	5	4	1	2	3
B	8	7	6	5	4	2	3	1
C	8	7	6	5	4	2	1	3
D	8	7	6	5	3	4	1	2
E	8	7	6	5	4	3	1	2

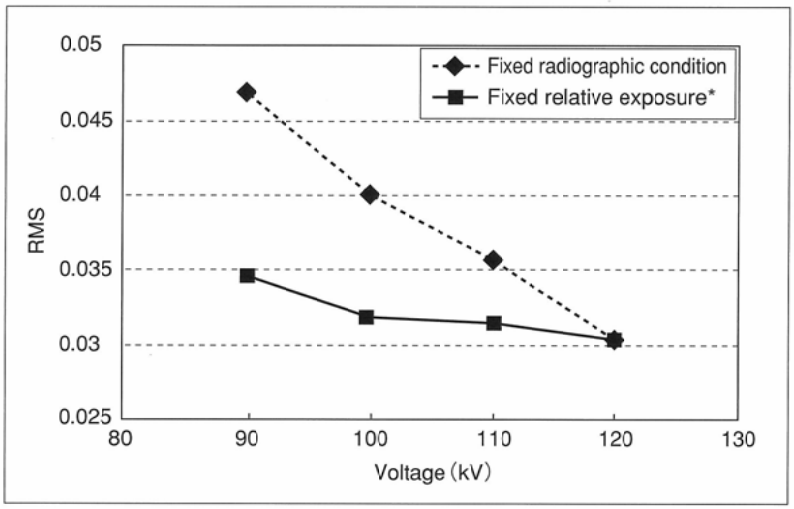

Fig. 1 Correlation between voltage* and RMS value.
*measured with an X-ray analyzer

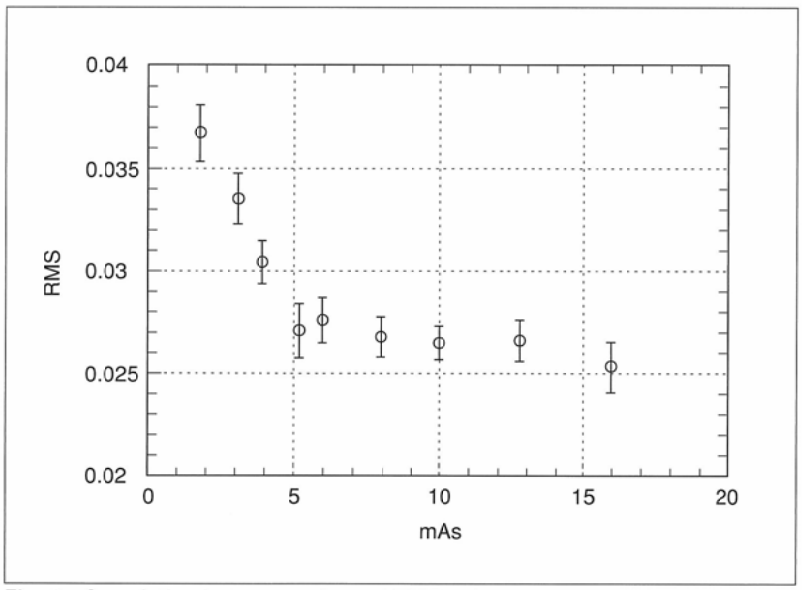

Fig. 2 Correlation between mAs and RMS value.

考　察

X線撮影は患者に有益な情報をもたらすことに正当性を有し，現在の医療において欠くことの出来ない役割を担っている．しかし，X線撮影は患者被曝による確率的リスクを同時にもたらしているということも重要な事実である．

十数年前に開発されたCRは，線量に対するラチチュードが非常に広くかつ，自動濃度調整機能により適切な濃度を得られ，低線量撮影でも濃度不足による再撮影は基本的に生じない．従って，被曝線量低減の立場からは，F/S系に比べ低線量側に撮影条件を設定することが理論上可能とされ，開発後CRによる低線量撮影が報告されていた[10)-13)]．

しかし，森らの医療施設に対する撮影条件調査によれば，CR系は希土類F/S系に比べ，1.6倍という高い被曝線量となる撮影条件が使用されていた[1)]．CRの撮影条件については，導入当初，従来のF/S系を参考に決定していたであろうと考えられる．そして，低線量撮影による画質低下や，再撮影による被曝増加を避けるための条件設定が用いられてきたとの推測が成り立つ．しかし，今日，社会的にも情報のデジタル化はめざましい普及をみせていることから，今後，放射線診断の分野において，CRの普及が進むと考えられる．その場合，CRの特性を十分考慮した上での撮影条件の決定が重要であるし，最適撮影条件の決定は，診療画像作成に直接携わる医師，診療放射線技師の重要な責任である．

今回の研究は，全国実態調査と画質の基礎的検討を基に，わが国での医療被曝低減を目的とした．得られた結果は撮影条件最適化の基礎データとして高線量施設への警鐘とな

る．

また，被曝線量低減を議論する上で，画質への影響を検討することは不可欠である．ここでは診断に支障をきたす画質低下なしに被曝線量は低減できるという立場に立ち，画質と被曝線量の関係を検討した．

CRにおいては，線量が変化したときに，粒状度は密接に関連して変化するが，鮮鋭度は周波数処理の強調係数を変化させない限り基本的に変化しないという大きな特徴を有している．従って，被曝線量とCR画像の関係を解析するには，粒状度を中心に考えればよい[14),15)]．

そこで，本論文では，画質評価の指標としてのRMS粒状度と，患者入射表面線量との関係を実験的に求めた．その結果，RMS粒状度はmAs値を増やすことによって向上するが，ある値以上で飽和する傾向が見られ，それ以上のmAs値を設定してもRMS粒状度の向上は望めない．

本研究で採用した基準条件の管電圧120kV，総濾過2.5mm，SID 200cm，グリッド比10：1では妥当なmAs値の上限としてRMS粒状度が収斂し始める6mAsを提案できる．この場合の実測による入射表面線量は0.265mGyであり，胸部正面撮影全体の入射表面線量の3/4値±10％の範囲内であった．

診断上の理由から，120kV以下の管電圧で撮影する施設も少なくない．しかし，異なる管電圧でもRMS粒状度が収斂し始めるmAs値が存在する事は，以下のような理由から推察することができる．すなわち，ハードコピー画像のRMS粒状度δは，構造モトルに由来する因子δ_sと量子モトルに由来する因子δ_qによって，

$$\delta = \sqrt{\delta_s^2 + \delta_q^2} \qquad (1)$$

と表せる．

そのうち，前者はmAsに依存性が無いのに対して，後者はIPに到達する光子数の平方根に反比例して減少する．従って，量子モトルが構造モトルと同程度以下になれば，mAs値を増加してもハードコピー画像のRMS粒状度は殆ど減少しなくなる．

異なる管電圧でRMS粒状度が収斂し始めるmAs値は，同機種のCR装置で同じIP（ST－ⅢN）を使う場合には，S値から推定することができるであろう．本実験結果（Table 1とTable 3）によれば，S値は相対露光量にほぼ反比例している．S値と相対露光量の積が管電圧によって僅かに変化しているが，これは，X線アナライザーの蛍光体は元素組成がIPとは異なり，X線吸収係数のエネルギー依存性の違いに依るものと思われるため，原理的には反比例するとしても良い．管電圧変化が狭い範囲では，相対露光量はピクセルあたりに吸収される平均光子数Nと比例していると考えて良いので，S値はNに反比例するとの仮説が成り立つ．

$$N = \frac{C_0}{S} \qquad (2)$$

ここでC_0は比例定数である．量子モトルに由来する因子はNの平方根に反比例（定数C_1）するとして，

$$\delta_q^2 = \frac{C_1}{N} = C_2 S \qquad (3)$$

と書ける．ここで，C_2は新たな比例定数である．(1)式と(3)式から，

$$\delta = \sqrt{\delta_S^2 + C_2 S} \qquad (4)$$

と，RMS粒状度はS値の関数となることが導かれる．従って，S値が同程度となるmAsを設定すれば，異なる管電圧でも同程度のRMS粒状度を呈すると推定できる．このことは，Table 4（B）にも示されている．

適当なδ_sの値を仮定すれば，δ_qは実験結果から推定できる．(3)，(4)式から導かれる，

$$\delta_q = \sqrt{\delta^2 - \delta_S^2} = \sqrt{C_2 S} \qquad (5)$$

に従って，Table 4, 5の様々な管電圧，mAsでのδから得られるδ_qをS値の平方根に対してプロットすると，Fig. 3のように原点を通る直線上に分布した．$\delta_s = 0.02$としたが，これは相関係数を最大にする値である．Fig. 2においてRMS粒状度が収斂し始めるmAsでのS値は187であるが，この値（$\sqrt{S}$=13.7）に対する回帰直線のδ_qの値は，仮定したδ_sの値にほぼ等しい0.0205となっていた．以上から，RMS粒状度が一定値に収斂する理由，および収斂し始めるmAs

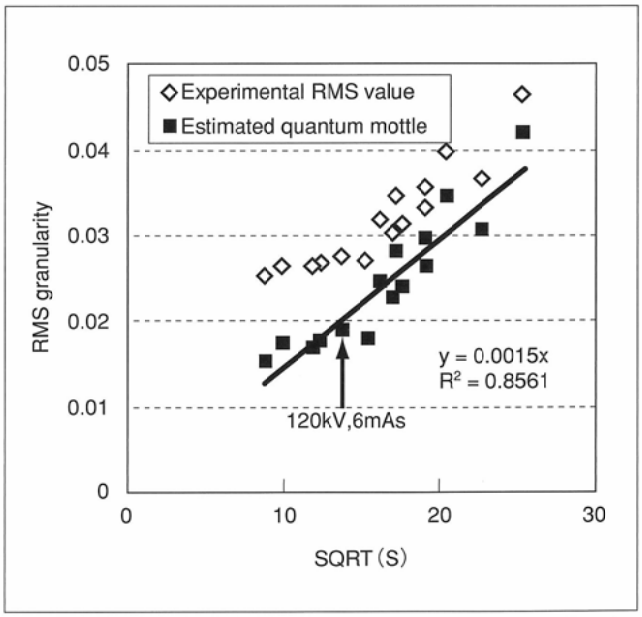

Fig. 3　Correlation between S-value and experimental RMS value based on Table 4 and 5.
Open symbol: Experimental RMS value　Closed symbol: Estimated quantum mottle q from experimental RMS value using Equation(5). Structure mottle δ_s was assumed to be 0.02, by which the correlation coefficient was maximized.

がS値から求められるとの仮説は，実験結果と矛盾しないことが示された．

一定管電圧ではS値はmAs値に反比例するとして，90，100，110kVにおけるRMS粒状度が収斂し始めるmAs値をTable 2から推定すると，それぞれ，17，11，8.7 mAsであった．入射表面線量がmAs値に比例すると仮定してTable 2を参考に計算すると，これらの条件による入射表面線量は，それぞれ，0.45，0.36，0.33mGyとなる．

異なる撮影部位でも，同じCR装置とIPであれば，同じS値となるmAs値が撮影条件の最適化における最初の目安となると考えられるが，本報と同様の実験によって確認する必要があろう．異なるタイプのIPや機種の異なるCR装置を用いた場合についても，RMS粒状度を指標とすれば任意の撮影部位と撮影条件において，診断能の低下をきたさずに入射表面線量を低減するための設定すべきmAs値の上限を客観的に決定することができる．

国際原子力機関（IAEA）は，安全基準（Basic Safety Standard: BSS 115）[16]で医療機関に対して，頻繁に行われる放射線診断における患者被曝線量を測定してガイダンスレベルと比較すること，そして，それらがガイダンスレベルを上回る場合には，被曝線量低減のための技術的改良をするように求めている．わが国のガイダンスレベルは現在，全国の被曝線量分布を調査している段階である．森らが全国調査を行った結果より提案しているガイダンスレベル0.27mGy（全国調査の3/4値）[5]は，わが国で設定されるであろうガイダンスレベルに非常に近い値であると予想される．CRによる撮影線量がF/S系よりも高い傾向にある現状では，CR使用施設は直ちに患者線量を測定し，これが0.3mGyを有意に超える時は，撮影条件を再検討する事が望まれる．このとき，本実験の基準条件で6mAsとする撮影条件が，有用な参考となるであろう．

なお，本法によって決まるmAs値は，不要なmAs値の増大を制限する一つの因子に過ぎない．患者被曝線量の低減は撮影条件の他の因子を改良することによっても可能である．より多くの因子についての検討を行うことにより，患者被曝線量低減のための努力を続けるべきである．

結　論

CR撮影システムは，本来，F/S系よりも低線量で撮影可能であるにもかかわらず，全国的にはF/S系よりも高線量となる撮影条件で撮影している施設が多い．そこで，本研究では，診断能に影響を与える画質の低下なしに線量を低減させる撮影条件について検討した．画質の因子には鮮鋭度と粒状性があるが，CRでは，鮮鋭度は線量への依存性が無いため，粒状性についてのみ検討した．

1. 相対露光量一定の場合，管電圧の変化はRMS粒状度への影響が少ない．
2. mAs値を上げるとRMS粒状度は向上するが，6mAs付近でRMS粒状度は飽和し，主観的粒状度においても同様に6mAs以上においては粒状度との相関がみられない．
3. 胸部正面撮影においてRMS粒状度に影響しない条件は，本実験の基準条件を基とした場合，120kV，6mAs，SID 200cm，グリッド比10：1，総濾過2.5mmである．
4. この撮影条件による入射表面線量0.265mGyは，CR胸部正面撮影の3/4値より約2%低く，胸部正面撮影全体の3/4値より約10%高い値である．
5. CR撮影では，RMS粒状度を画質の基本的な一つの指標として撮影条件（撮影線量）を検討することにより，診断能に影響するような画質の低下なく，入射表面線量を低減する撮影条件が客観的に決定できる．
6. CRシステムを使用する施設は入射表面線量を測定し，それが0.3mGyを超えるときは，その線量を低減するために撮影条件を再検討することが望まれる．

謝　辞

本研究にあたり，御助言を賜りました鈴鹿医療科学大学山本洋一先生，中西左登志先生，名古屋大学小寺吉衛先生に深甚なる謝意を表します．

文　献

1) 森　剛彦，武藤裕衣，佐藤　斉，他：胸部撮影におけるCRシステムおよび増感紙フィルムシステムの入射表面線量の検討と撮影条件の解析．日本医放会誌 60：441–447，2000
2) 森　剛彦，武藤裕衣：コンピューテッドラジオグラフィ(CR)の胸部撮影における被曝線量低減を目的とした撮影条件の最適化に関する基礎的研究．医科器械学 71：26–30，2001
3) B.Grosswendt : Dependence of the photon backscatter factor for water on source-to-phantom distance and irradiation field size, Phys.Med.Biol 35: 1233–1245, 1990
4) ICRU report 17: Radiation Dosimetry, X rays Generated at Potentials of 5 to 150kV, 1970.
5) ICRU report 23 : Measurement of Absorbed Dose in a Phantom Irradiated by a Single Beam of X or Gamma Rays, 1973
6) IPSM report : Report of the IPSM working party on low-and medium-energy x-ray dosimetry,Phys.Med.Biol 36: 1027–1038, 1991
7) 三宅周作，鈴木尚生：極光X－RAY．No28，化成オプトニクス，1990
8) 岡島俊三：医学放射線物理学．南山堂，1980
9) 森　剛彦，武藤裕衣，佐藤　斉，他：X線診断撮影条件の調査に基づく被曝線量とわが国におけるガイダンスレベルの提案．日本医放会誌　60：389–395，2000
10) 櫻井賢二，蜂屋順一，是永健雄，他：ディジタル化胸部撮影について．日本医放会誌　44：11–22，1984．
11) M.S.Kogutt, Jerep.Jones, D.D.Perkins, et al.: Low-Dose Digital Computed Radiography in Pediatric Chest Imaging, AJR 151: 775–779, 1988.
12) 古屋儀郎，若狭勝秀，関　恒明，他：FCRの臨床．画像診断　4，suppl.1：46–52，1984.
13) 西谷　弘，鬼塚秀雄，川平幸三郎，他：FCRの臨床，画像診断　4，suppl.1：41–45，1984.
14) 杜下淳次，藤田広志，大塚昭義，他：コンピューテッドラジオグラフィーの基礎的な物理特性．日放技学誌　46：824–830，1990
15) 石田正光：CR画像の最適化，日放技学誌　49：2030–2036，1993
16) International Atomic Energy Agency: Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. BSS-115 Vienna, 1996.