〔第49回総会シンポジウム デジタルX線画像の最適化—被曝線量の観点から—〕

5. CRにおける線質と線量の考え方

三 原 一 博

大阪府立病院

Key words: Computed Radiography (CR), Digital Image, Exposure Condition, Image Quality

SELECTION OF EXPOSURE CONDITION FOR BEST FUJI COMPUTED RADIOGRAPHIC (FCR) IMAGE

KAZUHIRO MIHARA

Department of Diagnostic Imaging, Osaka Prefectural Hospital

Summary

The selection of exposure condition for the best Fuji computed radiographic (FCR) image is described.

I have tried several kinds of experiments using the FCR system for finding the spatial resolution and contrast resolution in order to have an understanding of my viewpoint.

The points of view for deciding the exposure condition of making radiographs using the FCR system are as follows:

- 1) The image quality needs to be treated as a function of dosage.
- 2) For making a diagnosis, the medical image needs to be compared with the superiority or inferiority under the same dosage condition.

From the viewpoint of a reduction of patient dose I think it is important to decide the exposure condition in consideration of the projection region, diagnostic purpose, age of the patient etc... with complete clinical knowledge.

1. はじめに

Computed radiography (CR)システムが日本で開発され¹⁾約十年が経過する。当初は、線量に対するダイナミックレンジが広い²⁾ことから、大幅な線量低減が可能である³⁻⁵⁾といった報告や、データがデジタルで収集され画像処理が可能であることから、サブトラクション処理⁶⁻⁸⁾や画像処理の有効性⁹⁾についての報告も多数見られた。また、従来のscreen-filmシステム(以後S/Fシステムと記す)とCRシステムの画像の優劣を比較した報告¹⁰⁻¹¹⁾もある。

一方、近年研究が進むに連れて、CR画像の本質も少し

づつ解明されて来た¹²⁻¹⁶⁾。X線の線質線量に対する画質の優劣や、画像処理がどこまで検出能を向上させるために有効であるのかを、もう一度基本から考え直す時期が来ているように思える。

CRシステムの画像出力方式は、S/Fシステムと比べて全く異なった特徴を有している。検出器となる増感紙フィルムやimaging plate(以後IPと記す)に到達するまでの物理的過程が同一であっても、その後の画像出力過程が異なるならば、この両者のシステムは全く異なった概念で取り扱う必要があると考える。

今回、著者独自の考えで、撮影条件論を線量低減の立場から考察した。これは、今後CRシステムにおける撮影

条件論を確立する上でのたたき台であることをはじめに強調しておく。

2. CR システムと S/F システムの相違点

CR システムが S/F システムと基本的に大きく異なる点は、次に示す 2 点である。

まず 1) S/F システムでは、線量に対する濃度が特性曲線 (H&D 曲線) で制約されるのに対し、CR システムでは、線量に関係なく適正な濃度が得られる²⁾。

また、2) S/F システムは、ラチチュードも H&D 曲線で制約されていたのに対し、CR システムでは臨床上適正なラチチュードも自動的に得られる²⁾、という点である。さらに、CR システムでは、サンプリングピッチや画像の出力方式が IP サイズによって異なっている (Table 1)。

3. 実験方法

今回は、画像出力方式の内から当施設のルーチンワークで使用している 6 切り 1 画像出し、4 切り、大角 2 画像出しについて実験を行った。空間分解能についてはハウレットチャート¹⁷⁻¹⁸⁾を撮影し、コントラスト分解能はバーガーズファントム¹⁹⁾を撮影して検討した。試料は、それぞれ 5 枚ずつ作成し、各々 5 回ずつ観察し、25 回の

平均値、標準偏差を求めた。その後 t 検定を加えて有意差の検定を行った。画像データは、ことわりの無い限り EDR (exposure data recognizer: CR システムにおいて、画像を安定させて出力させるコンピュータソフト) のセミオートモード L=2.0 (これは、X 線強度差にして $10^{2.0}$ を 1023 の数値の大小に変換することを意味する) で収集し、画像パラメータは GT=A, GA=1.0, RE=0 に設定した^{2,20)}。CR に使用される用語の詳細は、Fuji computed radiography (FCR) 使用説明書を参考にされると良い。以下に、ハウレットチャートおよびバーガー

Table 1 The correspondence of the sampling pitches, the image formats and the image size reduction for an imaging plate (IP) size of the FCR system.

IP size (inch)	Reading sampling pitch (μm)	Recording format	Image size reduction
10×8	100	one image	1/1
		two images	6/7
12×10	150	one image	1/1
		two images	2/3
14×14 (17×14)	200	one image	2/3
		two images	1/2

Fig. 1a Howlett chart

Fig. 1b Burger's phantom

〔第49回総会シンポジウム〕 5. CR における線質と線量の考え方 (三原)

ズファントムの使用法を簡単に述べる。

3.1 ハウレットチャート

ハウレットチャートは、画像の視覚的評価を行うために作成されたテストチャートである。ハウレットチャートは、径の異なる（空間周波数が異なる）13種のドーナツ環を1組として9カ所に配置させ計117個から成り立っている。ドーナツ環の外径と内径との比は3:1である。材質は銅板が用いられており、厚さは35 μm と70 μm の2種類がある (Fig. 1a)。このチャートを、測定しようとする系で撮影し、主観的に認知できるドーナツ環陰影の大きさを定めようとするものである。

今回の実験では70 μm を用いた。川村は、ドーナツ環の最小径まで判別できた場合を画質値 (IQ 値とも言う) 13、最大径のドーナツ環すべてが判別できた場合を画質値1としている。画質値とドーナツ環の空間周波数との関係は $\text{IQ} = 5.0 + 13.3 \cdot \log S$ で示される (Table 2)。ただし、IQ は画質値、S はドーナツ環の空間周波数を表す。川村は、測定値の表示方法について詳細に述べている¹⁷⁻¹⁸⁾ が、ここでは割愛する。著者は、ドーナツ環117個すべてが観察された場合を100%として観察可能であった個数を百分率で表示した。

3.2 バーガーズファントム

バーガーズファントムは、直径と深さがそれぞれ異なる多数の小陥凹を持つチャートである（凸形の物もある）。材質は、アクリルで出来ている (Fig. 1b)。このチャートを、測定しようとする系で撮影し、陥凹陰影の認知できる範囲を主観的に定めようとするものである¹⁹⁾。著者らは、認知できた径に対する深さの限界を、両対数方眼紙上に表示した。

4. CR システムに対する撮影条件

撮影条件を設定するときの最も重要な因子は、1) 管電圧の設定、2) X線量の決定、そして3) グリッドの選択と考える。

まず最初に線量について述べる。

4.1 X線量に関して

4.1.1 線量と粒状性の関係

宮原らは、IP の ST II、HR II について、IP 入射線量

に対する (RMS 粒状性)² の変化を求めている²⁾。著者らは ST II、HR II に最新の IP である ST III_N、HR III_N も加えて、IP 入射線量に対する (RMS 粒状性)² の変化を、被写体はアクリル板厚さ10 cm、管電圧は60 kV で求めた (Fig. 2)。RMS は、FCR201で読み取ったデジタルのデータを、FCR201用の画像解析ソフトで直接計算させた。IIタイプは4、5年前に使用されていた古いタイプの IP である。このタイプは現在市販されていた古い IP を使用したため、データは多少高い値を示していると考えられる。HR は高鮮鋭度タイプであるが、スタンダードタイプの ST に比べて感度が低く設計されている。このために、低線量領域では粒状性は悪くなっている。IP サイズ別では、6切りが最も悪く、大角が最も良い値を示している。これは、サンプリングピッチの違いによると考察する。

粒状性は、線量の増加と共に良くなって来るが、 $10 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ (10 mR) を越える領域で一定となる。実際にフィルムに出力される画像は、4切りや大角サイズの IP を使用すると、画像が縮小して表示されるため、粒状性はさらに改善されて目には映ることになる。

4.1.2 線量と検出能

次に、この基礎データの基本的な差が検出能にどのように影響を与えるのかを、空間分解能とコントラスト分解能の立場から検討する。

Fig. 2 The relation between the incident exposure on the IP and RMS granularity.

Table 2 The relation between the image quality (IQ) value and spatial frequency of the different ring size, which are arranged in rows in the Howlett chart.

Image quality (IQ) value	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Spatial frequency (L/mm)	0.5	0.6	0.7	0.83	1.0	1.19	1.43	1.72	2.0	2.35	2.73	3.33	4.0

Fig. 3 The relation between the incident exposure on the IP and resolving power of the Howlett chart, used HR and ST, several kinds of IP.

A) 空間分解能に関して

まず、IP 入射線量に対するハウレットチャートの検出能から示す (Fig. 3). この場合も被写体厚さはアクリル板厚さ 10 cm, 管電圧 60 kV に設定した. $0.1 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ の極低線量域ではサイズ依存性が少ないが, 線量の増加と共にサイズ依存性が現れて来る. $0.08 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ の線量において, 6 切りと 4 切りサイズでは検出能に有意差は認められなかった. これらの 2 者と比べて, 大角は有意差が認められた. また, HR と ST では検出能が $0.35 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ で逆転する特異点が存在していた. この特異点は, II タイプのころは $5 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ 近辺に存在していた¹⁴⁾が, III_N タイプでは低い線量域に移動していた. HR III_N の性能の向上がうかがえる. 線量が増加するに連れて検出能は改善されるが, 全体として, $3 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ を境に検出能はプラトーに達する.

すなわち, CR システムに用いる線量の上限值が存在することを意味する. これは, シンポジウムで追加発言として, 砂屋敷 (広島大学) が述べた ICRP1990 年勧告に記されている線量拘束値の概念と受け止める²¹⁻²⁴⁾. 以前考えられていた, 線量を増加させればさせるほど画像は良くなるという概念は捨てる必要がある. $3 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ までの間で, 撮影部位や検査目的に応じて線量を如何にコントロールするかが, 被曝低減を行いながら適切な画像を提供することにつながるものと考えられる.

ただし, HR や 6 切りサイズは, 線量に対する検出能の勾配が大きいため, 多少の線量変化で検出能が大きく変

Fig. 4 Relation between resolving power of Burger's phantom and incident exposure on the IP.

化するので取り扱いに注意を要する. 大角は, 勾配が小さいので, 多少の線量不足においても画質はあまり悪化しないと言える. 広い範囲をグローバルに観察する目的ならば, 大角や半切サイズを使用することは, さらに被曝低減につながると考えられる.

今回述べた一連の事柄は, 検出能を線量の関数, すなわち過渡現象として捕らえることによって理解可能であった事項である. CR システムでは, このように検出能を線量の関数として捕らえることが重要である.

B. コントラストに関して

次に, バーガーズファントムによる結果について述べる (Fig. 4). 被写体はアクリル板厚さ 10 cm, 管電圧は 60 kV に設定した. コントラスト分解能は, 低線量 ($0.3 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$) では IP のサイズ依存性が存在し, 大角が最も良く, 6 切りが最も悪い結果となった. これは, 低コントラスト分解能に粒状性の因子が大きく関与していることをうかがわせる. 線量が増加する ($10 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$) につれて, コントラスト分解能は改善されながら空間分解能も良くなった. このときサイズ依存性は少なくなる傾向を示した. これらの結果からも大角が被曝低減に寄与することがうかがえる. $0.5 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ と $1.0 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ の結果は同一の図上に表示すると繁雑になるため今回省略したが, これらの結果は, $0.3 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ と $10 \times 2.58 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ の間に順次存在し, 同様の傾向を示した.

4.2 グリッドの選択

Fig. 5 The relation between the incident exposure and resolving power of the Howlett chart.

グリッドを使用することでコントラストが改善されることは、従来の考え方と一致する。しかし、S/Fシステムを用いた撮影においては、それを使用することで線量も増加させていた。CRシステムでは、入射線量に関係せずに適正な画像濃度が得られる。もしも、CRシステムにおいて、線量当量（1990年ICRP 勧告では等価線量に、変更がなされた²²⁾）を変えずにグリッドを付加することで画像が改善されたならば、これは従来のシステムに比べて被曝低減が行えた事になる。

4.2.1 空間分解能に関して

アクリル厚さ18 cm（腹部、腰椎を想定した）に入射する線量を同一にしてグリッドを付加させない場合と、グリッド比が6:1, 10:1のグリッドをそれぞれ付加させた場合について、検出能を比較した（Fig. 5）。管電圧は70 kVで、GAは1.0に設定した。検出能は、全線量域で10:1が最も良く、グリッドを使用しなかった場合が最も悪かった。しかし、グリッドを使用した場合には多少ノイズを帯びた画像となった。これは、グリッドの使用によってコントラストは改善されているが、IPに入射する線量は減少していることを意味する。しかし、これらを総合したS/N比は改善されているため、検出能は向上したことになる。大塚らも、ここで述べた著者の考え方と同様な考え方を報告している¹⁵⁾。さらに、CRシステムは画像処理が可能である。ここで、画像処理についての効果を少し記載する。CRシステムの画像パラメータのうち画像のコントラストを変化させるパラメータであるところのGA²⁾を変えて、前記した試料のコントラストをす

Fig. 6 Limited point of the contrast for phantom thickness and X-ray energy.

べて10:1の試料に統一させて（破線で示す）検出能を比較する。6:1と10:1の検出能は大変接近する。グリッドを付加させない場合についても、検出能は線量の増加と共に比較的良く改善される。

しかし、画像処理を加える場合に以下に述べることに注意を要する。GAは、6:1のグリッドを使用した試料については1.4必要であった。グリッドを使用しない場合には、GAは4.0必要であった。この値は、H&D曲線の γ と考えると理解できる。GAが1.4の値はまだ臨床上使用可能である。だが、GAが4.0の場合には、臨床に利用する上で大きく制限が加わる。すなわち、GAを大きくするほど表現できる画像のラチチュードは狭くなるからである。

グリッドを付加させた場合のコントラスト分解能については、今回実験を行わなかった。

4.3 線質の設定

線質を変化させることで被写体コントラストが変わることは周知の通りであるが、CRシステムとS/Fシステムでの線質の考え方について著者が持っている相違点を少し記載しておく。

4.3.1 CRシステムにおける線質の考え方

S/FシステムにおいてはH&D曲線によって表現できるラチチュードが制約されるので、線質はラチチュードを変化させるためにも利用されて来た。例えば、胸部の高圧撮影²⁵⁾が良い例である。一方、CRシステムでは適正なラチチュードが自動的に決定されるので、線質は被写体コントラストを変える手段のみに利用すればよいことになる。これはどのようなことなのか、Fig. 6とFig. 7から説明される。ラチチュードを一定にして（ $L=1.0$ で一定させる。これは、X線強度差にして $10^{1.0}$ を1023の数値の大小に変換することを意味する）、管電圧を40 kV

から100 kV まで変化させてアクリル階段を撮影したとき、濃度変化として何段まで表現可能かを調べると、11 cm から18 cm であった。すなわち7 cm の差があった²⁶⁾ (Fig. 6)。一方、管電圧60 kV 一定でラチチュードを変化させた (L 値を0.5から4.0まで変化させた。これはX線強度差を1023の数値に変換する時点で、変換可能な強度差を $10^{0.5}$ から $10^{4.0}$ まで変化させたことを意味する)。この場合は、アクリル階段は5 cm から20 cm まで表現可能であるばかりか、コントラストは低下するものの更にそれ以上の厚みまで表現可能であることを示している²⁶⁾ (Fig. 7)。すなわち、表現するに必要なラチチュードは、管電圧に頼るよりもL 値を変える方が大きな効果が期待できることが理解できる。

これらの事項を、さらに実際の臨床に近づけて考えて見ることにする。

4.3.2 空間分解能に関して

今回は、膝を想定して実験を行った。

まず、膝のファントムを管電圧50 kV と80 kV で、EDR はオートモードを用いて撮影した。このとき50 kV ではL 値は1.7となったが、80 kV では1.6となった。管電圧を上昇させることによるコントラストの低下分は、L 値が小さくなることで改善されたことになる。

この条件で、アクリル厚さ10 cm の下にハウレットチャート置いて試料を作成し、検出能を比較した (Fig. 8)。IP の入射線量が同一ならば明らかに50 kV が勝っている。しかし、この場合は50 kV を使用した方が線量当量が明らかに多くなる。そこで、80 kV の場合と被写体入射線量を同一にして (破線で示す) 撮影した。この結果においても、検出能は80 kV よりも勝っていた。ただし、線量を低下させたことによって多少ノイズを帯びた画像となった。この場合のIP 入射線量は、矢印 (←) 先端の黒

Fig. 7 Limited point of the contrast for phantom thickness and latitude value.

丸 (●) に相当する。CR システムにおいては、線質が信号 (S) 強調に与える効果が大いことが理解できる。

4.3.3 コントラスト分解能に関して

コントラスト分解能は、IP 入射線量 $2 \times 2.58 \times 10^{-7}$ C/kg について調べた (Fig. 9)。

IP 入射線量が同一の場合は50 kV が勝っているが、被写体入射線量を同一にして (破線で示す) 比べると、80 kV が勝っている。このことから、低コントラスト分解能には粒状性が大きく関与することが推測できる。

Fig. 8 Relation between an incident exposure and the resolving power of the Howlett chart.

Fig. 9 The resolving power of Burger's phantom for incident exposure ($2 \times 2.58 \times 10^{-7}$ C/kg) on the IP.

Fig. 10 Radiographs of the pelvis phantom for same incident exposure, a) 60 kV, b) 120 kV.

5. 骨盤ファントムの画像からの撮影条件の考察

被写体入射線量を同一にして、EDR はオートモードを使用し、60 kV と120 kV で骨盤ファントムを撮影した2通りの画像を Fig. 10 に示す。60 kV で撮影された画像においては、粒状性は悪いが恥骨が観察され、脊椎も高コントラストで描出されている (Fig. 10a)。120 kV で撮影された画像においては、粒状性は良いが恥骨は描出されず、脊椎のコントラストも悪い画像となる (Fig. 10b)。検査目的を良く理解しながら、年齢も考慮して、この2通りの画像の間で、如何に適切な線質を選択するか、また線量は如程必要であるかを追及することが、今後 CR システムにおける撮影条件論を考察する上で課せられた課題であり、医療被曝の最適化にもつながることだと考える。

6. おわりに

以上述べて来た事柄をまとめると共に、CR システムを利用する上での心構えを述べる。

- 1) CR システムにおいては、検出能を線量の関数として捕らえる必要が有る。
- 2) 医用画像の優劣は、線量当量を同一にして論ずる必要が有る。ただし、画像を物理的に客観的に検討する上から、IP に入射する線量も同時に表示する必要が有る。
- 3) CR システムの撮影条件の決定は、従来の S/F システムの撮影条件を基本に決定された施設が多かったと推測する。また、問題が生じたパラメータは変更するという作業がなされていたことも推測される。一方、パラメ

ータに撮影条件を合わせられた施設も有ると推測する。しかし、もう一度 CR システム独自の概念で撮影条件の最適化を図った上で、その条件に適したパラメータの再検討が必要であると考えます。

4) 被曝低減のためには、臨床をよく熟知した上で、撮影部位、検査目的、年齢、使用する IP サイズに応じて撮影条件を決定することが今後必要であると考えます。同一部位であっても、撮影目的は異なるはずである。

今後 CR システムを利用するにあたり求められることは、S/F システム使用時以上の厳しい線量の管理である。CR システムは、日常の医療に対する使用者個々の心構えがそのまま画像に現れるシステムである。また CR システムは、どのような線量を与えても適正な濃度の画像を出力することから、使用者個々の立場からは、診断情報の損失がないことを前提に、医療被曝の最適化を図るとともに、今後装置提供者側も線量拘束値の概念を導入した装置を設計する努力が必要である。

稿を終わるにあたり、今回の発表においての共同実験者である船橋正夫技師に感謝するとともに、総会シンポジウムにおいて発表の機会を与えて下さった、座長の大塚先生並びに、日本放射線技術学会の諸先生方に深謝の意を表する。

文 献

- 1) M. Sonoda, M. Takano, J. Miyahara, et al.: Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. Radiology, 148: 833-838, 1983.
- 2) Y. Tateno, T. Iinuma, M. Takano (Eds.):

- Computed Radiography. 11-12, 13-15, 25-30, Springer-Verlag, Berlin, 1987.
- 3) 内藤 力, 木川隆司, 酒井尚信, 他: Computed Radiography を利用した脊椎側彎症集検システム. 第42回日本放射線技術学会総会予稿集, p. 570, (1986).
 - 4) 渡辺喜二, 伊藤恵理子, 北村正義, 他: FCR 使用による産科領域の骨盤計測 (マルチウス氏法) 撮影について. フジメディカルフォーラム, 143, 15-18, (1984).
 - 5) 渡辺喜二, 北村正義, 岡崎昭夫, 他: FCR 使用による小児股関節撮影について. フジメディカルフォーラム, 152, 34-37, (1986).
 - 6) T. Ishigaki, S. Sakuma, Y. Horikawa, et al.: One-shot dual-energy subtraction imaging. Radiology, 161(1), 271-273, 1986.
 - 7) T. Ishigaki, S. Sakuma, M. Ikeda: One-shot dual-energy subtraction chest imaging with computed radiography: clinical evaluation of film images. Radiology, 168(1), 67-72, 1988.
 - 8) T. Asaga, S. Chiyasu, S. Matsuda, et al.: Breast imaging: dual-energy projection radiography with digital radiography. Radiology, 164(3), 869-870, 1987.
 - 9) 蜂谷順一, 是永建雄, 似鳥俊明, 他: Fuji computed radiography の臨床応用. 映像情報(M), 15, 1030-1035, (1983).
 - 10) 山内秀一, 大塚昭義, 西原貞光, 他: 低コントラスト物質の検出に関する基礎的研究—デジタルシステム (CR) と増感紙—フィルムシステムとの比較—. 日放技学誌48(5), 723-729, (1992).
 - 11) 東田善治: 乳房および胸部X線検査におけるコンピュータドラジオグラフィ (CR) の応用—乳房微小石灰化および胸部腫瘍の検出能について—. 日放技学誌46(10), 1690-1711, (1990).
 - 12) H. Fujita, K. Ueda, J. Morishita, et al.: Basic imaging properties of a computed radiographic system with photostimulable phosphors. Med. Phys., 16(1), 52-59, 1989.
 - 13) 山内秀一, 藤田広志, 杜下淳次, 他: コンピューテッドラジオグラフィにおけるレーザプリンタのウィナースペクトル測定. 日放技学誌48(11), 1939-1944, (1992).
 - 14) 三原一博, 船橋正夫, 安部勝人, 他: FCR (Fuji computed radiography) システムを用いてX線撮影を行う場合の照射線量と検出能の関係について (ハウレットチャートを用いて). 富士メディカルフォーラム160, 14-20, (1989).
 - 15) 大塚昭義, 杜下淳次, 上田克彦, 他: コンピューテッド・ラジオグラフィ (CR) を用いた低散乱線撮影法. 日放技学誌47(4), 610-619, (1991).
 - 16) 金井一美, 大塚昭義, 橋田昌弘, 他: CR における低コントラスト物質の検出能 (入射線量と直接線含有率および階調処理による違い). 日放技学誌49(4), 570-575, (1993).
 - 17) 川村義彦, 鈴木 洵, 渡辺典男, 他: X線撮影系におけるハウレットチャート評価の導入と撮影システム確立への試み. 日放技学東京部会誌7, 23-31, (1982).
 - 18) 川村義彦: 誌上講座 画像の主観的評価法7- II Howlett チャート. 日放技学誌49(4), 611-615, (1993).
 - 19) 山下一也: X線像の画像評価の問題点とその展開. 日放技学誌33(3), 274, (1977).
 - 20) 三原一博, 船橋正夫, 安部勝人, 他: FCR システムにおける新しいデータ収集法 (臨床側の立場からの提案). 富士メディカルフォーラム161, 24-34, (1989).
 - 21) 日本アイソトープ協会編: ICRP Publ. 60国際放射線防護委員会勧告, 1990.
 - 22) 草間朋子, 太田勝正: 医療従事者のための ICRP 勧告 ICRP 1990年勧告. 財団法人結核予防会, 東京, (1992).
 - 23) 桜井直行: ICRP 1990年勧告の現場への適用—線量拘束値について—. フィルムバッジニュース177, 9-11, (1991).
 - 24) 藤田 稔: ICRP 1990年勧告 (翻訳と解説) 最終回. フィルムバッジニュース182, 1-6, (1992).
 - 25) 山下一也, 若松孝司: X線画像. 日放技学誌33(7), 889-892, (1978).
 - 26) 船橋正夫, 三原一博, 安部勝人, 他: FCR システムを用いた一般撮影考え方, 進め方(その2). 医画情誌5(3), 103-104, (1988).