

ICRP

Publication 93

デジタルラジオロジーに おける患者線量の管理

社団法人日本アイソトープ協会

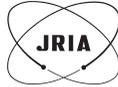
デジタルラジオロジーに おける患者線量の管理

2003年11月 委員会により承認

デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理



図 2.4. 診断：肩痛。(a) 偽溶骨性変化と黒点が肺にみられる照射過剰の画像。(b) 適正照射。ストレージフォスファ：Agfa: ADC 70。



Japanese Translation Series of ICRP Publications
Publication 93

This translation was undertaken by the following colleagues.

Translated by

Doctors from Department of Radiology, Graduate School of Medicine,
the University of Tokyo (Chair ; Kuni OTOMO)

Reviewed by

Yasuhiro YAMAGUCHI, Jun SAEGUSA, Yoko WATANABE,
Kotaro YAMASOTO, Masatsugu KAWASAKI,
Masa TAKAHASHI, Katsunori YAMADA

Supervised by

The Committee for Japanese Translation of ICRP Publications,
Japan Radioisotope Association

Hiromichi MATSUDAIRA** (Chair)	Tatsuji HAMADA (Vice-chair)	
Jiro INABA**	Masahito KANEKO	Tomoko KUSAMA
Toshisou KOSAKO**	Yasuhito SASAKI*	Ohtsura NIWA*
Masahiro HIRAOKA**	Seiichi MIZUSHITA	Nobuhito ISHIGURE*
Yoshiharu YONEKURA*	Michiaki KAI*	Masahiro DOI*

* ICRP member at the time. ** Former ICRP member.

邦訳版への序

本書はICRPの主委員会によって2003年11月に出版を承認され、Publication 93として刊行された、デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理に関する報告書

Managing patient dose in digital radiology
(Annals of the ICRP, Vol.34, No.1 (2004))

を、ICRPの了解のもとに翻訳したものである。

翻訳は東京大学大学院医学系研究科 放射線医学教室有志によって行われた。

この訳稿をもとに、ICRP勧告翻訳検討委員会において、従来の訳書との整合性等につき調整を行った。また、校閲にあたっては、独立行政法人 日本原子力研究開発機構原子力科学研究所 放射線管理部における検討委員会(山口恭弘(主査)、三枝純、渡部陽子、山外功太郎、川崎将亜、高橋聖、山田克典)の諸氏にご協力いただいた。なお、原文の誤り及び直訳では意味の通じにくい箇所等はことわりなく修正してある。

本書は医学、工学、コンピュータ技術などの比較的新しい分野を扱っており、定着した訳語が見当たらないため英語をカタカナで記した例が多いことをご了承いただきたい。また、わが国で一般的に用いられている「イメージングプレート」でなく「ストレージフォスファプレート」としたこと(A15項参照)、及び、わが国ではどちらも「入射線量」と訳されている incident dose と entrance dose については、それぞれ原語をつけたことをおことわりしておく。

平成18年11月

ICRP 勧告翻訳検討委員会

(ii)

(社) 日本アイソトープ協会
ICRP 勧告翻訳検討委員会

委員長 松平 寛通 ((財) 放射線影響協会)
副委員長 浜田 達二 ((社) 日本アイソトープ協会)
委員 稲葉 次郎 (元 (財) 環境科学技術研究所)
金子 正人 ((財) 放射線影響協会)
草間 朋子 (大分県立看護科学大学)
小佐古敏荘 (東京大学大学院 工学系研究科)
佐々木康人 (国際医療福祉大学)
丹羽 太貫 (京都大学 放射線生物研究センター)
平岡 真寛 (京都大学大学院 医学研究科)
水下 誠一 ((独) 日本原子力研究開発機構 原子力科学研究所)
石樽 信人 (名古屋大学 医学部保健学科)
米倉 義晴 ((独) 放射線医学総合研究所)
甲斐 倫明 (大分県立看護科学大学)
土居 雅広 (放射線医学総合研究所)

目 次

	頁 (項)
抄 録	(v)
招待論説	(vii)
序 文	(ix)
要 点	(xi)
用語・略語集	(xii)
1. 緒 論	1
1.1. 本書の目的	2 (1)
1.2. 緒論	2 (2)
1.3. 歴史	2 (4)
1.4. デジタルラジオロジーとは何か?	3 (10)
1.5. 本来のデジタルモダリティとデジタルラジオロジーの違い	4 (12)
1.6. デジタル化された従来のフィルム	4 (13)
1.7. 単純 X 線撮影	5 (15)
1.8. デジタル透視	5 (21)
1.9. デジタル技術と非デジタル技術の比較	6 (22)
1.10. デジタルラジオロジーにおける画質と照射レベル	6 (23)
1.11. デジタルラジオロジーのさらなる側面	6 (24)
2. デジタルラジオロジーにおける患者線量と画質	8
2.1. デジタルラジオロジーにおける画質 (又は診断情報) と患者線量との 関係	8 (30)
2.2. 画像診断に必要とされる画質 (又は診断情報) はどのようなものか?	13 (42)
2.3. 患者線量に影響する処置	15 (53)
2.4. 患者線量と画質の管理に関する実際的な助言	24 (56)
2.5. 放射線科医と放射線技師の訓練の必要性	28 (76)
3. 規制の側面と品質の管理	29
3.1. 放射線防護の原則	29 (80)
3.2. 品質管理と画像の管理	31 (88)
3.3. 電気保安点検	33 (100)

3.4. 診断参考レベル	33	(101)
3.5. デジタルイメージングにおける線量レベルの監査	34	(104)
3.6. 確定的傷害	34	(107)
3.7. DICOM 規格	35	(108)
4. デジタルラジオロジーに関する ICRP 勧告	37	
付録 A. デジタルシステムの基本と利点	38	
A.1. 緒論	39	(A 1)
A.2. 基本用語	40	(A 9)
A.3. デジタル X 線システムのイメージングチェーン	40	(A 10)
A.4. 画像処理	43	(A 20)
A.5. 画質と撮像性能	48	(A 47)
A.6. 統合された線量測定ツール	51	(A 60)
付録 B. 患者線量の測定：量と単位	53	(B 1)
B.1. 吸収線量	53	(B 2)
B.2. カーマ	54	(B 7)
B.3. 平均臓器線量	54	(B 8)
B.4. 等価線量	54	(B 9)
B.5. 実効線量	54	(B 10)
B.6. 面積線量 (Dose-area product, DAP)	55	(B 11)
B.7. 後方散乱係数	55	(B 15)
B.8. 皮膚線量	56	(B 16)
付録 C. デジタルラジオロジーにおける一般的な教育・訓練面の概要	57	
5. 文 献	59	

抄 録

デジタル技術は放射線診療を改善する潜在能力をもっているが、同時に放射線が過剰に使用される危険を伴っている。デジタルイメージングの主な利点、すなわち広いダイナミックレンジ、多様な観察方法の選択及び電子式ファイル搬送・保管の可能性ははっきりしているが、画質への悪影響を伴わないで過剰照射が起こりうる。従来の X 線システムでは、過剰照射は“黒い写真”を作り出した。デジタルシステムでは、広い線量範囲で良好な画像を得ることができる。デジタル透視システムでは、画像を得ることも消去することも極めて容易であり、必要以上の数の画像を得る傾向があるかもしれない。

デジタルラジオロジーでは、より高い患者線量は通常画質の向上を意味する、したがって必要以上に高い患者線量を用いることが起こりうるかもしれない。いろいろな画像診断業務 **medical imaging task** には異なるレベルの画質が必要であり、臨床目的にとって追加の利益を持たない線量は避けるべきである。

画質は不適切なレベルのデータ圧縮及び／又は画像後処理技術により損なわれる可能性がある。これらすべての新しい挑戦は最適化過程の一部であるべきであり、臨床プロトコル及び技術プロトコルの中に含められるべきである。

施設で用いている診断参考レベルはデジタルイメージングに対して再評価すべきであり、また患者線量をオペレータコンソールに表示すべきである。デジタル技術を導入するときには患者線量の評価を頻繁に行うべきである。デジタルラジオロジーにおける画質と患者線量の管理についての訓練が必要である。デジタルラジオロジーは新しい規範を必要とし、担当者に新たな挑戦を呼び覚ますであろう。デジタル画像は撮像と転送が容易であるので、正当化の規準を強化すべきである。

デジタルシステムの試運転には、撮像能力と線量管理との統合を確実にするため、臨床専門家、医学物理士、及び放射線技師が関与すべきである。品質管理には新しい手順とプロトコル（画像の可視化、転送及び保管）が必要である。

キーワード：デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理；線量記録；患者線量の低減；後処理；画像圧縮

招待論説

デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理

デジタルラジオロジーは過去 10 年間の画像診断における最も大きな技術的進歩といえるかもしれないが、多くの人はその存在を認識しないままになっている。より早いコンピュータ、より大きな保管能力、そして新しい X 線検出システムの進歩により、X 線イメージングに対してフィルムは時代遅れになりつつある。従来のフィルムカメラがデジタルカメラに置き換わった事にたとえると多くの人々にわかりやすいであろう。画像は撮像され、即座に確認され、消去され、修正され、取り込まれ、ついでコンピュータネットワークに送られる。

先進国の多くの放射線部門では、X 線画像を作るためにフィルムはもはや全く使用されていない。その恩恵は莫大である。依頼医は、要求した画像を検査が行われた直後からデスクトップパーソナルコンピュータで、多くは診断レポート付きで見ることができる。画像はもはや 1 箇所だけに保管されてはおらず、遠く離れた医師が同時にそれらを見ることもできる。さらに、患者は自分の X 線画像をコンパクトディスクに入れて、他の医師のところや病院に持って行くことができる。

デジタル技術は患者線量を減らす可能性をもっている。今や電離放射線の医学利用は人類が発生させる放射線被ばくの 95% を超え、自然放射線に次ぐ最大の被ばく原因となっていることは重要である。それでは何が問題なのか、そしてなぜ ICRP 第 3 専門委員会は課題グループに本書を書くことを求めたのか？

デジタル技法は患者線量を低減する可能性をもつ一方で、それらはまた患者線量を大幅に増加させる可能性も有している。デジタル装置に移行した多くの放射線部門で、患者線量は減らず、むしろある程度増加していることを経験が示している。この理由は様々である。放射線技師は、過剰照射された画像はコンピュータで解決されるが、過小照射した場合には再検査が必要になることを知っている。その結果、必要以上の線量を与える傾向がある。大多数のシステムでは、システムから消去されてしまった不満足な画像を容易に追跡することはできず、またデータはあっても、患者記録のために意味のある線量や照射因子を表示するシステムは少ない。最近の研究ではまた、たとえ照射が正しく行われていても、おそらく画像と結果を得るのが容易かつ便利なため、依頼医が求める検査の数が増加していることが示されている。

これらはこの報告書で扱われる問題点のほんの一部である。デジタルシステムへの移行に際して、多くの因子に注意を払う必要があることは明らかである。いくつかの例の中に、装置の標準化、訓練、プライバシーとセキュリティへの配慮、品質管理、診断参考レベル、ファイルの保管、画像圧縮のアルゴリズム、及び依頼の規準が含まれている。

全体的に見て、この技術は急速に進歩しつつあり、近い将来極めてたくさんの人たちに影響を与えるであろう。もしデジタルラジオロジーにおける放射線防護の問題に深い注意を払わな

(viii)

いと、患者の医療被ばくがそれに見合った恩恵なしに有意に増加するであろう。反対に、放射線防護の問題に適切な注意が払われれば、患者に対する診断上の恩恵を減らすことなく医療被ばくは減少するかもしれない。

Fred Mettler
Hans Ringertz
Eliseo Vaño

序 文

長年にわたり、国際放射線防護委員会 (ICRP)、以下「委員会」という、は医療における放射線防護と安全についての助言を提供した多くの報告書を発行してきた。ICRP *Publication 73* はこの領域の概観である。これらの報告書は放射線防護の一般原則をまとめ、医学と生化学研究における電離放射線の様々な利用にこれらの原則を適用するための助言を提供している。

これらの報告書の多くは一般的な性格のものであり、委員会は困難が観察されたいくつかの特定の状況の解決に取り組みたいと考えている。これらの問題領域についての報告書は、日常業務で直接関与している人たちにわかりやすい形式で書かれるべきであり、これらの報告書が広く行き渡ることを確実にするためのあらゆる努力をすべきである。

これらの報告書のシリーズは、1997年9月にイギリスのオックスフォードで開催された委員会の会合で着手された。ICRP 第3専門委員会の勧告により、委員会は医療放射線防護におけるトピックとなる問題についての報告書を作成するための多くの課題グループを立ち上げた。

いくつかのこれらの報告書はすでに ICRP *Publications 84, 85, 86* 及び *87* としてすでに刊行されている。今回の報告書は、簡潔で焦点を絞った文書であるこのシリーズの一環で、さらに助言を含むいくつかの報告書が準備されつつある。

デジタルラジオロジーにおける線量管理に関する課題グループは、2001年9月にオランダのハーグにおける委員会の会合で発足した。その委任事項は、放射線量を増加させうるかもしれないデジタルラジオロジーに特徴的な方法を見直すことであった。さらに、課題グループは、製造者と使用者が潜在的に不必要な線量を減らすことができる勧告を提供するように要請された。

この課題グループのメンバーは、以下のとおりであった：

E. Vañó (委員長)	B. Archer	K. Faulkner
B. Geiger	R. Loose	

通信メンバーは以下のとおりであった：

B. Bergh	H.P. Busch	J.M. Fernández	R. Gagne
M. Rosenstein	C. Sharp	M. Wucherer	

この報告書の準備期間中の第3専門委員会のメンバーは以下のとおりであった：

F.A. Mettler, Jr. (委員長)	J.M. Cosset	C. Cousins
M.J. Guibertau	I. Gusev	L.K. Harding (秘書)
M. Hiraoka	J. Liniecki (副委員長)	S. Mattsson
P. Ortiz-Lopez	L.V. Pinillos-Ashton	M.M. Rehani
H. Ringertz	M. Rosenstein	C. Sharp
E. Vañó	W. Yin	

(x)

この報告書は上述した目的に役立つことをめざしている。それらの目的にできるだけ役立つように、その形式は *Annals of the ICRP* の従来の形式とはいくつかの点で異なっている。

この報告書は 2003 年 11 月に委員会により刊行を承認された。

要 点

- デジタルラジオロジーでは、1画像当たりの患者線量の増加は、通常、画質の向上を意味する。このためデジタルラジオロジーでは、必要以上に高い患者線量を用いる傾向の原因となることがあり、これは避けるべきである。
- いろいろな画像診断業務には、異なるレベルの画質が必要である。すべての画像診断業務に対して、画質の規準を確立すべきである。その目標は、不必要な患者線量、すなわち、意図する臨床上の目的のためにそれ以上加えても利益のない線量、を避けることにある。
- デジタル透視システムでは、画像を得ることは（そして消去することも）非常に容易である。必要以上に多くの画像を撮影する傾向があるかもしれず、臨床的に求められる以上に患者を照射することがあろう。手技のプロトコルにはこの問題を処理する合意があるべきである。
- 施設で用いる診断参考レベルは画像診断業務における患者線量の管理に有用な手段である。非デジタルのイメージング実務における診断参考レベルは、必ずしも同様のデジタルイメージング実務に適用できるとは限らない。
- 放射線技師や専門医が行う線量管理を支援するため、患者線量のパラメータをオペレータコンソール上に（インターベンションを行う場合はX線室内にも）表示すべきである。
- この新しい技術の使用にかかわる放射線科医、医学物理士、及び放射線技師に対し、デジタルラジオロジーにおける画質と患者線量の管理の基礎的訓練が必要である。
- 近い将来、多くの医療機関はフィルムを使用しなくなり、次第にデジタル画像の表示とその解析に頼ることになるであろう。このパラダイムシフトは新たなガイダンスと規則を必要とし、臨床医と放射線従事者に品質管理の領域における新たな挑戦を呼び覚ますであろう。
- 正当化の判断基準は、施設がデジタルイメージングに置き換わる際の、品質保証プログラムの更新において考慮される重要な要素の一つであるべきである。デジタルシステムを利用すると画像の取得と保存は比較的容易になるので、検査数が増加することになりうるかもしれない。

用語・略語集

デジタル用語辞典

http://www.4gartner.com/6_help/glossary/GlossaryR.jsp

<http://www.highend3d.com/rosetta/>

<http://www.learn.digital.net/glossary.htm>

ACR=American College of Radiology 米国放射線医学会

www.acr.org

ADC=Analogue-to-digital converter アナログ-デジタル変換器

アナログ信号をデジタルデータへ変換するためのユニット-通常、デジタル装置で引き続きで使用される。

AEC=Automatic exposure control 自動照射制御

Aliasing エイリアシング

画像の空間周波数容量に対してピクセル間隔が大きすぎる場合には、Nyquist の条件 (Spatial resolution limit の項参照) が満たされない。空間分解能の限界を超える高い周波数成分は、画像中に人工の低周波成分 (エイリアシングアーチファクト) として現れるであろう。実際には、小さな被写体が人工的に拡大されて現れるであろう。実際の大きな細部とエイリアシングアーチファクトとして画像化された小さな細部とを最終画像上で区別する方法はない。

Bit depth ビット深度

ピクセルの最大値は2の累乗で表わされることが多い。それは、ピクセル値 (2進法を用いて) を保存するのに必要なビット数となる。つまり、4096階調の異なるピクセル値を表すためには、2の12乗が4096であるから、ビット深度12を必要とする。

注意：ビット深度はダイナミックレンジに連動してコントラスト分解能を決定する。

CCD=Charge-coupled device 電荷結合素子

光の情報を電子の情報に変換する光電素子。CCDはテレビカメラやイメージスキャナで広く用いられている。CCDは光を電荷の増加として集め、蓄えるセンサーの配列からなる。得られた電気信号は電算機コードに変換され、画像に再構成される (以下のURLから得られるACR standardsを参照)。http://www.acr.org/dyna/?doc=departments/stand_accred/standards/standards.html)。

(xiv)

CDRAD phantom CDRAD ファントム

デジタル画像システムの評価に用いられる。これにより画質と読影者の認知とをテストすることが可能である。ファントムは円柱状の穴のあるアクリル板からなる。

Characteristic curve (gradation curve) グラデーションカーブ

検出器の入力部での吸収線量と検出器の出力信号との数学的関係を述べたものである。フィルム—スクリーンシステムの S 字型のカーブとは対照的に、多くのデジタル検出器は直線関係を示す。

CR=Computed radiography コンピューテッドラジオグラフィ

(フィルムの代わりに) カセットに入れたストレージフォスファプレートなどと呼ばれる光輝尽性蛍光体を用いてデジタル X 線画像を撮影するシステム。プレートがいったん照射されると、レーザー光でスキャンすることでデジタルデータが得られ、それが画像化される。

CRT=Cathode ray tube 陰極線管

DICOM=Digital Imaging and Communications in Medicine

放射線画像を同定し、フォーマットする方法を記載したプロトコルのセット。DICOM は装置メーカーと無関係で、米国放射線医学会 (American College of Radiology) と米国電子機器工業会 (National Electronic Manufacturers' Association) により開発された。この規格はデジタル医療画像機器間の点と点の連結を強調している。DICOM の現在 (この勧告の出版時) のバージョンは 3.0 である。 <http://medical.nema.org>

DIMOND= Dose and Image Quality in Digital Imaging and Interventional Radiology

「デジタルイメージングとインターベンショナルラジオロジーにおける放射線情報と線量の最適化方策」に関する欧州研究協議会。 http://dbs.cordis.lu/fep/FP5/FP5_PROJ1_search.html も参照 (訳者注、このホームページは現在見当たらない)。

Dose 線量

放射線量 (すなわち、患者線量又は撮像機器の受ける線量) を指す一般的な用語。この文書では、“線量” という用語は文脈が特定の線量計測量に限定されていない場合に用いる。そうでない場合には、計測量の名称又は記号を用いる (例えば、ある点での吸収線量 D 、臓器や組織の平均吸収線量 D_T 、面積線量 (DAP)、空気カーマ K_a など)。この文書に用いた線量計測量の更に詳細な定義については付録 B を参照。

Dose index (Exposure index を参照)

Dynamic range ダイナミックレンジ (X線検出器の)

ある撮像機器によって画像の劣化やゆがみなしに受け容れられる、最大線量と最小線量の比。ときに、このダイナミックレンジは最大と最小のピクセル値の比として表される(検出器入口での吸収線量とピクセル値が線形の関係にある場合にのみ成り立つ)。フラットパネル検出器は 10^4 (1から10000まで)のダイナミックレンジを持ち、フィルム・スクリーンシステムでのダイナミックレンジはほぼ $10^{1.5}$ (1から30)である(Henningsら, 2001)

Dynamic range ダイナミックレンジ (画像あるいは被写体の)

X線検出器の入射平面上に投影された照射野における吸収線量の最大と最小の比。画像のダイナミックレンジは主に解剖学的部位の属性によって決まるが、技術的要因(例えばビームの質など)によっても影響を受ける。

DQE=Detective quantum efficiency 検出量子効率

画像の信号対雑音比(SNR)を照射野のSNRと比較することによる、撮像性能の一般的記述のための物理的評価アプローチの一つ。DQE値が1であることは理想的な検出器を表す。DQE値が50%であることは、理想的な検出器と同じSNR忠実度を持つ画像を得るのに、その検出器が2倍の吸収線量を必要とすることを意味する。通常、DQEは空間周波数の関数として表わされる。実際の検出器のDQEはビームの質や吸収線量のレベルにも依存する。

EPR=Electronic patient record 電子カルテ

電子媒体に保存された患者データ

Exposure 照射

臨床目的で患者に放射線を照射する行為、あるいは放射線照射を有用な臨床画像に変換する装置を照射する行為を指す一般的な用語。

Exposure index 照射指標

蛍光板の吸収線量に関連して用いられる用語。レーザーシステムにより画像を読み込んでから、信号のヒストグラムを算出し、対数関係を用いて線量レベル又は照射指標をピクセル値から決定する。(Hudaら, 1997)

FDA=Food and Drug Administration (米国) 食品医薬品局

Gradation curve (Characteristic curve 参照) グラデーションカーブ

(xvi)

Graininess 粒状性

雑音の認識に関連する。外見上均一な（あるいはそのように期待される）領域における、雑音源（量子雑音，電子雑音，固定された被写体，確率的解剖学的揺らぎなど）のために生じる不均一な印象をいう。

Grey scale グレースケール

ディスプレイ機器により作られる認知可能な輝度値をもつ陰影。デジタル画像の各ピクセル値は輝度値に変換される。ピクセル値を知覚可能なグレースケールに最適に変換するには、DICOM規格に述べられている“grey-scale standard display function”の概念を用いるべきである。

HIS=Hospital information system 病院情報システム

患者情報を蓄えかつ取り出すために用いられるシステム。HISは実験室情報システム及びラジオロジー情報システム（それぞれ Laboratory information system LIS, radiology information system RISとして知られる）を含むかあるいはそれとリンクする，統合コンピュータベースシステムである。

ICRU=International Commission on Radiation Units and Measurements（国際放射線単位測定委員会）

www.icru.org

IEC=International Electrotechnical Commission（国際電気標準会議）

<http://www.iec.ch>

Image matrix 画像マトリクス

画像を構成するピクセルのセット全体を指す。マトリクスサイズはデジタル画像の行と列の数である（例えば1024×1024）。画像のマトリクスサイズはX線検出器のマトリクスサイズと同じではない。

JPEG=Joint Photographic Experts Group

JPEGはデータ圧縮の規格のひとつである。JPEGは2倍から100倍までのデータ圧縮率を提供する。<http://www.highend3d.com/rosetta/?cat=j>（リンク切れ），（<http://www.jpeg.org/>）

Kernel カーネル

画像処理アルゴリズムにおいて，近隣ピクセルが関心ピクセルに及ぼすインパクトを規定するために使用されるパラメータ。カーネルは形式で通常書き表される計算処理とも解釈することができ，計算処理対象のピクセルはカーネルの中心に存在する（例えば3×3のカーネルの

場合、中心のピクセルの内容は隣接する 8 ピクセルの情報だけを用いて再計算される)。

LAN=Local area network ローカルエリアネットワーク

届く範囲が限定されている（通常は同じ建物や同じキャンパス内）少数のコンピュータのネットワーク。利用者がデータ及びコンピュータ資源へのアクセスや共有をできるように、コンピュータ同士がリンクされている。

LIH=Last image hold ラストイメージホールド

X線透視システムで、連続透視の最後に取得された画像をそのまま残して引き続き表示する特性。

Lossless compression 可逆圧縮

データ損失なくオリジナル画像を完全に復元できるように、デジタル画像を圧縮して保存する方法。

Modality（又は **imaging modality**）モダリティ

撮像装置（例えば：MRI, CT, 超音波装置, DR, CR, 乳房撮影装置）の総称。

MTF=Modulation transfer function 変調伝達関数

一定の大きさの被写体のコントラストが画像の中でどれだけ忠実に再現されるかを表す。MTF 値 1 というのはコントラストがまったく劣化していなかったことを意味する。MTF 値 0 は画像の細部が失われていることを意味する。MTF は通常、空間周波数の関数として表される (ICRU, 1986 参照)。

Nyquist (frequency) ナイキスト (周波数)

アナログ信号を忠実に標本化する最小周波数。これは標本化信号の最大周波数の常に 2 倍になる。実際にはナイキスト周波数を十分に上回るように非常に高い周波数が標本化に使用され、したがって、好ましくないアーチファクトが生じないようにしている。

Nyquist condition ナイキスト条件 (Spatial resolution limit の項を参照)

Original image 元画像

機器固有の補正をした後に得られる画像 (フラットパネル検出器やストレージフォスファシシステムの読み出し信号)

(xviii)

PACS=Picture archiving and communication system 画像保存・通信システム

デジタル画像及び関連する患者情報のさまざまな撮像装置からの取得，転送，保存，読み出し，表示ができ，さらにネットワークを介してその情報を伝達できるシステム。

Pixel (picture element) ピクセル (画素)

デジタル画像は個々のピクセルの集まりから成り立っている。各ピクセルは画像中の特定の位置の画像信号を代表している。画像は通常長方形なので，ピクセルの位置は行と列の座標で表される。

Pixel aperture ピクセルアパーチャ

局所 X 線照射を電気信号に変換する X 線検出器内部の物理的な構造も「ピクセル」と呼ばれる。検出器技術によるが，これらのピクセルはさまざまな形や大きさをとり，また，ストレージフォスファシステムのようにレーザスポットのサイズにもなる。画像信号を形成する有感領域は電気信号に変換する上で重要であり，この領域をピクセルアパーチャと呼ぶ。

Pixel spacing ピクセル間隔

ピクセルアパーチャの中心点の間隔。ピクセル間隔はその撮像装置の空間分解能の限界を決定する。

Pixel value ピクセル値

一つのピクセルに割り当てられた数字コード。これは X 線検出器の吸収線量を任意尺度で表す。

Quantisation 量子化

基本的には，アナログの連続量を離散的な（デジタル）数値コードに変換すること。離散値と（真の）アナログ値との差は量子化誤差と呼ばれ，達成できる低コントラスト分解能を限定する。量子化誤差は量子雑音による局所の信号変動よりも常に十分小さくあるべきである。

RAID=Redundant array of independent disks RAID

コントローラとともに複数台の標準的なディスクドライブを組み合わせることで，個々のディスクドライブで得られるよりも高いパフォーマンスを提供する一つのディスクとして機能するストレージを作成する方法。

Raw image (raw=read after write) Raw 画像

フラットパネル検出器又はストレージフォスファシステムの読み出し信号。「raw data」という用語は信号が未処理であることを強調するためにしばしば使われる。

RIS=Radiology information system 放射線情報システム

放射線部門及び独立のイメージングセンターの情報処理と経営要件を支援するシステム。

Sampling 標本化

ピクセルアパーチャによって捉えられた信号を統合して、一つのピクセルに対して一つの数値を割り当てる物理的処理過程。ピクセルアパーチャは有限のサイズを持つため、ピクセルアパーチャよりも細かい詳細はぼやけてしまう。

SCAR=Society for Computer Applications in Radiology

<http://www.scarnet.org>

Sharpness 鮮鋭度

画像の微細な部分の再現性を評価する視覚的印象。

Signal normalisation 信号規格化

照射量に関わらず、表示された画像の明るさが常に決められた一定のレベルに保たれるように、デジタル画像処理を用い、検出器の吸収線量に関連させて画像信号を拡大・縮小すること。

SNR=Signal-to-noise ratio 信号対雑音比

画像の信号情報と雑音の比。

Spatial filter 空間フィルタ

対象構造物の空間周波数（すなわちサイズ）に応じて、その解剖学的構造の強調（あるいは抑制）を行う画像処理関数。最もよく使われるアプリケーションは、鮮鋭度の印象を増加させることによる詳細構造の強調（いわゆるエッジ強調）である。この関数は通常は下記の二つのパラメータによって制御される：

- (i) ピクセル数で表されるカーネルのサイズ（強調するサイズを制御するため）と、
- (ii) 強調量（例えば百分率）（強調の程度を制御するため）である。

そのほかの空間フィルタのアプリケーションとしては、ダイナミックレンジ圧縮又は雑音抑制（スムージング）がある。

Spatial frequency 空間周波数

どのような信号でも調波（正弦波と余弦波）の組み合わせで合成することができる。ひとつの画像は無限個の周期性の正弦波と余弦波として解釈することが可能である。短い波長（高い空間周波数と同等）は画像中の小さな細部と対応し、長い波長（低空間周波数と同等）は画像中の大きな被写体と対応する。空間周波数と細部のサイズは逆比例の関係である。「時間周波

(xx)

数」という用語との間で混乱をきたさないように、「空間周波数」という用語を使用する。共通の単位は **line pairs per millimeter (lp/mm)** である。

Spatial resolution limit 空間分解能限界

標本化定理 (Beutel ら, 2000) によると, 信号の周波数を正しく検出するためには少なくとも 2 周期の標本化が必要である。このため, X 線画像の中の最も高い空間周波数成分のそれより少なくとも 2 倍の標本化周波数が必要となる (Nyquist condition の項を参照)。機器の標本化周波数はピクセル間隔によって決定される。

Speed classes スピードクラス

適切な光学的濃度 (すなわち黒化度) の画像を得るために必要とされる相対的な「線量」。スピードクラスが高いほど, ある一定の光学的濃度 (すなわち画像) を得るために必要な「線量」は低い。

SPIE=The International Society for Optical Engineering 国際光工学会

<http://www.spie.org/>

System gain システムゲイン

イメージ増倍管が明るい画像を作る能力。デジタルシステムでは, 容認できる線量で最適な画質を得るために最適化する必要のある要素の一つである。

Virtual collimation 仮想コリメーション

患者あるいはファントムを照射する必要なく, 数値的な方法を用いて X 線ビームの寸法のカスタマイズを可能にするアプリケーション。一部のデジタル透視システムではこのオプションを選択することができる。

Zoom in/out ズームイン, ズームアウト

技術的な限界のため, 多くの表示装置は X 線検出器によって作成された画像全体を表示することができない。画像表示用のソフトはズームングのアルゴリズムを備えることによってこの状況に対処している。注意すべき点として, 表示領域に画像サイズを合わせる際, ピクセルを省略することは, エイリアシングアーチファクトの原因となることがあり, これらアーチファクトは画像処理 (表示された部分マトリクスの周波数成分を制限するように制御された空間フィルタ) によって抑制すべきである。大部分のワークステーションは, 補間なしに 1 表示ピクセルで 1 画像ピクセルを正確に表示する「最大解像度表示」モード (1 対 1 縮尺比) を提供している。

1. 緒 論

要 点

- 医学イメージングはアナログ的なフィルムからデジタル技術へ移行することによって、大きく変わりつつある。
- 現代のデジタル検出器によって提供される診断情報は、同程度の患者線量で撮像された従来のフィルム方式と同じか又はそれより優れている。
- フィルム技術に比べてデジタルイメージングは実際の技術的利点、例えば広いコントラストダイナミックレンジ、後処理機能、画像観察の多様性、及び電子搬送と保管の可能性を有する。
- デジタルシステムでは、画質への悪影響なしに過剰照射が生じうる。過剰照射は放射線科医あるいは放射線技師に認識されない可能性がある。従来の X 線写真では過剰照射により写真は‘黒く’なり、不十分な照射では写真は‘白く’なって、いずれの場合もコントラストは低下する。デジタルシステムでは、画像の明るさは照射レベルと無関係に、後処理で調整することが可能である。
- 現在、デジタルラジオロジーの技術を用いた撮像法は、フィルムを用いたものよりも高価である。もし適切に管理するならば、より低い患者線量での著しく改善された画質、患者の快適性の向上を伴う検査時間短縮によるワークフローの改善、記録保存の簡便さ、及び遠隔からの放射線診断や専門家への相談の可能性によって、追加の経費を正当化することができる。
- デジタルラジオロジーシステムを用いた撮像には現在 2 つの技術的手法がある。一つは従来の X 線システムのカセットにストレージフォスファプレートを置くもの、もう一つは、デジタルシステム専用のフラットパネル検出器を用いるものである。
- デジタル X 線透視システムは通常、イメージ増倍管の使用を前提としている。イメージ増倍管の出力は、ビデオカメラ、あるいは信号をデジタル画像に変換する電荷結合素子 (CCD) 回路に投影される。新しいシステムの中には、イメージ増倍管やビデオカメラの代わりに動画対応フラットパネル検出器を用いるものもある。
- 画像のピクセルは、デジタルラジオロジー (X 線写真撮影と X 線透視) を用いて表示される。画像内に存在するそれぞれのグレースケールレベルに関連した固有の数値を記録するために個々のピクセルは利用される。

1.1. 本書の目的

(1) この文書は放射線科医，放射線技師，医学物理士，及び従来のフィルム方式の撮影やX線透視に精通しているすべての関係者に対して書かれている。デジタルX線写真やX線透視の基本原理解あるいはそれらの臨床応用を理解する上で，特定の物理学，電子工学あるいはコンピュータに関する知識は不必要である。この文書は，デジタル画像撮影法の利点と欠点，放射線量の諸側面，画質を決める要素，設備費用，及び新たな規則と規格について論ずる。X線CTやデジタルサブトラクション血管造影（DSA）などの他のデジタル技術はこの文書の範囲外である。

1.2. 緒 論

(2) この10年間に，先進国では従来のX線透視やX線撮影の装置が，デジタルイメージングシステムに急速に置き換わってきた。従来のシステムからデジタル画像の取得への転換には，新たな設備が必要である。デジタル画像の処理，読影，記録保存，及び配信には，コンピュータ，デジタルネットワーク，及びレーザーイメージャあるいは画像保存／通信システム（PACS）が必要である。デジタル検出器の広いダイナミックレンジによって，過度又は不十分な照射量による再検査の必要性が回避される。しかしながら，どちらの場合にも十分診断可能な画質を持つので，このダイナミックレンジと後処理は，過度又は不十分な照射量の認識を困難にする。フラットパネル検出器のダイナミックレンジによって，診断性能を低下させずに30-50%の被ばく線量低減が可能になる。また，このダイナミックレンジは，特定の画像診断業務（例えば小児の検査）において患者線量と画質を最適化する機会をも提供する。さらに，デジタル技術は遠隔診断や遠隔画像診断技術による専門家への相談も可能にする。

(3) デジタルラジオロジーをすべての国に勧めることはできない。このようなシステムを支えるには，最低限の電子工学や機械工学の専門家や社会基盤が必要である。湿式画像処理によるフィルム方式の従来の放射線診断は簡単かつ安定であり，現時点では比較的安価である。

1.3. 歴 史

(4) 100年以上にわたり，X線は画像診断業務のためにレントゲンフィルムと合わせて利用されてきた。ここ10年のコンピュータ応用の新たな進歩に伴い，放射線画像の領域を大幅に広げる新たな技術も発展した。MRIやX線CTの領域における放射線診断の急速な進歩にもかかわらず，肺，骨格，及び消化管の検査における扇状ビーム走査方式又は単純X線撮影の件数は，依然としてすべての画像検査件数の80%に及び，放射線診断における日常業務の大部分を占めている。

(5) 1980年代初頭、X線透視システムと組み合わせたデジタルサブトラクション血管撮影法(DSA)の導入に続いて、デジタルイメージ増倍管が投影X線写真の分野へ導入された。この新しい技術は当初消化管検査あるいは他のX線透視検査に利用された。その後、明らかな利点(高画質、患者線量を低減する可能性、直接画像を利用できること、取扱いが簡単であること、デジタル画像の情報形式のその他の利点)により、フィルム方式技術は、イメージ増倍管に基づくシステムにほぼ完全に置き換えられた。

(6) 1980年代の中ごろ、壁又は机に備え付けられたブッキーシステム及びベッドサイド検査に対する新たなデジタル技術としてストレージフォスファラジオグラフィが導入された。当初の技術的な問題、財政上の費用、及び画質が余り高くなかったことにより、この技術の広い臨床応用は1990年代まで遅れた。現在ストレージフォスファに基づく技術は、デジタル扇状ビーム走査方式のX線写真の領域において基本的な役割を果たしている。

(7) 最近では、画像情報を直接検出器にデジタル登録可能な、フラットパネル検出器が進歩してきた。2000年以降これらの検出器の市販が開始され、日常の臨床業務に徐々に導入されつつある。動画対応フラットパネル検出器はすでに日常臨床業務においてイメージ増倍管と置き換わりつつある。

(8) デジタル乳房撮影の領域で、研究及び臨床応用分野が大きく広がりつつある。これらのシステムにおける空間分解能はその他すべてのデジタルシステムよりも高いことが要求される。乳房撮影用に開発された最初のフラットパネル検出器又はストレージフォスファシステムは1mmあたり5-8線対の空間分解能を有していた。従来のフィルム方式システムと比較して、この分解能はまだ50%以下である。

(9) 空間分解能は得られたデータの画質を評価する場合に重要な考慮事項であるが、雑音のインパクトにも注意する必要がある。雑音が限られ、低コントラストの撮像実務、例えば乳房撮影における微少石灰化や腫瘍の検出、を考慮する場合、これは非常に重要である。得られたデータの画質を完全に評価するには、その撮像実務を正確に理解し、グレースケールの移動、空間分解能、雑音、及び入射放射線量のようないくつかの基本的なパラメータを測定する必要がある。

1.4. デジタルラジオロジーとは何か？

(10) 従来のX線画像はフィルムの照射と処理に基づいている。したがって空間分解能やグレースケールレベルはアナログ値である。ダイナミックレンジすなわちフィルムのラチテュードはフィルムが生成する最大光学密度によって制限される。デジタルX線撮影と透視はこのような制限を受けないため、画像を表すのに不連続な数値を用いる。

(11) マトリクスはチェス盤のように行と列に分割された正方形又は長方形の領域である。マトリクスの最小構成要素は(絵の要素という意味で)ピクセルと呼ばれる。マトリクスにおけるそれぞれのピクセルの位置は、その行と列の番号(x, y)によって符号化されている。マ

トリクスのそれぞれのピクセルは8-16ビット（ビットは2進数 **binary digit** の短縮形）の範囲で2進数を記録するために用いられる。8ビットは0と255の間の整数値を、16ビットは0と65,535の間の整数値を割り当てることができる。小さなグレースケールの範囲である8ビットは超音波検査や、レーザーイメージャで印刷するフィルムに利用され、10-14ビットはデジタルX線透視やデジタルX線撮影に用いられる。これらの数値は画像のそれぞれのグレースケールレベルに関連している。デジタル画像におけるコントラストは画像の異なる領域におけるピクセルの数値の違いによって表現される。

1.5. 本来のデジタルモダリティとデジタルラジオロジーの違い

(12) デジタルX線撮影と透視は、フィルム方式の画像取得法を置き換えることが可能な新たな技術である。一方、X線CT、MRI、DSA、single photon emission CT (SPECT)、positron emission tomography (PET) などの本質的にデジタル処理が行われる撮像手段は、アナログの撮像が先行することがない。X線投影データや高周波信号からデジタル画像を得るにはコンピュータが必要である。デジタイザを用いて従来のフィルムをデジタル画像に変換することは、擬似的なデジタルラジオロジーである。

1.6. デジタル化された従来のフィルム

(13) デジタイザを用いることによって、従来のフィルムをデジタル画像フォーマットに変換し、電子的に保存することが可能である。最新のデジタイザは、ほとんどロスのない情報の変換に十分な空間分解能とグレーレベル分解能を提供する。しかし、放射線部門におけるすべての画像をデジタル化して保存することは推奨できない。デジタル化の品質を保ち、患者及び検査の正しいヘッダー情報を作成するには、時間と費用がかかるからである。したがって、過去の検査画像をデジタル画像保管システム (PACS) に統合する、といった選択された場合のみ、フィルムのデジタル化を推奨することができる。他の理由としては、フィルムコピーの節約（患者が外部の病院で治療するためにその病院を離れる場合）や、乳房写真の後処理のためのデジタル化が挙げられよう。乳房撮影においてはフィルムデジタイザの有用性が証明されている。こういった特殊な用途においては、デジタル化されたデータが医師にとって有用な付加情報として役立つ。

(14) デジタル化されていない施設において、教育用ファイルの作成のためにフィルムをデジタル化することは、テレラジオロジーのためのデジタイザもしくはビデオカメラによる画像の読み取りと同じく、重要な応用である。フィルムベースのX線撮影装置とデジタイザを統合したシステムを導入する商業的ないくつかの試みは成功していない。

1.7. 単純 X 線撮影

(15) カセットを用いるフィルム／スクリーン系の撮影システムは、安定した技術であることが証明されている。その利点は、画質が優れていること、撮影技術が単純であること、そして適当なコストである。欠点は、ダイナミックレンジが狭いこと、画像の後処理ができないこと、照射上の要件、及びフィルムを1箇所ではしか利用できないことである。

(16) すべてのデジタル X 線撮影システムの中での主要な相違点は、画像化するための技術的アプローチ、すなわち X 線検出の物理的プロセスをどのように実現しているかということである。以下のような技術が現在利用できる：

- ストレージフォスファ技術；
- セレニウムシリンダー検出器；
- CCD；及び
- フラットパネル検出器（直接もしくは間接変換方式）

(17) ストレージフォスファが、デジタル X 線撮影技術に最初に利用できるようになった。プレートは標準のカセットに入れて照射される。したがって、X 線発生装置、管球及び壁又は台に取り付けられたブッキーシステムの変更は不要である。ポータブル撮影や他の特殊な撮影にも対応することができる。

(18) 1994 年に、セレニウムシリンダー技術が、半導体検出器として最初に胸部撮影に導入された。この技術は、最新のフラットパネル検出器に匹敵するほどの高い X 線検出効率を有している。その使用は、立位の検査（胸部、腹部、脊椎）に限定される。

(19) CCD システムが市場に占めるシェアは非常にわずかである。発光スクリーン上の画像を CCD カメラ又は装置で記録し、デジタル画像に変換する。

(20) デジタル X 線撮影の中で最新の技術は、X 線を直接もしくは間接に電気信号に変換するフラットパネル検出器である。この検出器によって、最大の量子効率、優れた画質、及び患者被ばく的大幅な低減が可能である（適切な品質保証プログラムを使って）。ポータブルのフラットパネルデジタル X 線撮影装置を新生児の撮影について評価した結果、通常の X 線撮影と比べて患者被ばくは 1/4 に減少し、また迅速に画像が得られるためタイムリーな臨床方針決定にも有用であることが見出された（Samei ら、2003）。

1.8. デジタル透視

(21) デジタル及び通常の透視システムはどちらもイメージ増倍管を用いている（最新のフラットパネルシステムを除く）。従来のシステムではイメージ増倍管の出力画面が光学レンズを通してフィルム上に投影される。デジタルシステムでは、出力画面がビデオカメラ又は CCD カメラに投影される。デジタル画像収集に加えて、従来のフィルムヤストレージフォス

ファプレートを照射するためのカセットホルダを備えている装置もある。患者線量はデジタル機能、例えばラストイメージホールド (LIH)、仮想コリメーション、パルス透視、画像処理などによって低減できる。

1.9. デジタル技術と非デジタル技術の比較

(22) 従来の非デジタルの場合と比べて、デジタルラジオロジーでは、デジタル検出器、コンピュータ、ネットワーク、レーザーイメージャ、ワークステーション、デジタル保管装置といった新しい構成部品を必要とする。放射線部門にデジタル X 線撮影を導入するには、ワークフローの一部変更が必要となるであろう。もう一つの大きな相違点は、X 線照射と画像のプレゼンテーションとの関係である。従来のフィルムベースの X 線撮影では、X 線照射と画像が黒いか、灰色か、白いかの結果との関係がよくわかっている。X 線照射の不足（アンダー）と過剰（オーバー）は、ともにコントラストの低下を招く。「X 線照射過剰では黒くなり、X 線照射不足では白くなる」と単純化することができる。デジタルラジオロジーでは、画像のグレーレベルは標準化され、画像の明るさはイメージングデバイスの平均吸収線量とは無関係である。吸収線量が通常の場合は良好もしくは標準的な画像となり、吸収線量が著しく低下した場合は画像のピクセルノイズが増加する。デジタルラジオロジーにはさらに、「ウィンドウ／レベル」による明るさの調節、画像の拡大、後処理、さまざまな方法によるデジタル情報伝達が可能になるといった利点がある。重大な問題点は、過剰な X 線照射がなされた場合にも画質が良好であるため、放射線科医や放射線技師に見逃されるおそれがあることである。

1.10. デジタルラジオロジーにおける画質と照射レベル

(23) デジタルと従来の非デジタルの X 線撮影における照射レベルと画質の比較については、多くの研究がなされてきた。用いた照射パラメータが等しい場合には、デジタル X 線撮影の方が非デジタルよりも診断情報が多い（もしくは、画質が等しい場合にはデジタル X 線撮影の方が被ばくが少ない）、と結論されている。すべてのデジタル技術は、ダイナミックレンジが大幅に広く、X 線照射の過剰又は不足を防止できるという特徴を有している。また、すべてのデジタルシステムの空間分解能は、フィルム／スクリーン系装置の約半分である。それにもかかわらず、画像の後処理によって診断に必要な良い画質を得ることができる。

1.11. デジタルラジオロジーのさらなる側面

(24) 過去 10 年間、デジタルラジオロジーシステムの設置数は全世界的に大幅に増加しており、特に病院で従来のフィルムベースの多くのシステムと置き換わっている。湿式のイメージャから乾式のレーザーイメージャへの変更も、デジタルラジオロジーだけが可能である。

(25) デジタルラジオロジーの装置を使用するには、放射線科医、放射線技師及び医学物理士の特別な訓練が必要である。デジタルシステムには利点があるが、病気の見逃しや特有のデジタルアーチファクトの発生といったリスクもある。これらのアーチファクトの中には、患者の病気と誤診されうるものもある。

(26) デジタル画像の生成と処理の物理的原理には、特定の「デジタルファントム」や「照射指標」などの誘導されたパラメータの使用といった、新しいアプローチを必要とする。いろいろなメーカーの後処理アルゴリズムは、整合を図るべきである。検出器の物理的な品質を管理するためには、もとの画像を入手する必要がある。

(27) 特定の技術を選択する決定は、臨床の環境によって異なる。検査量が低～中等度の小さな病院や研究所では、ストレージフォスファシステムが適切で、順応性があり、かつ多目的に使用することができる。フラットパネル検出器はより高価なので、胸部の検査やブッキー撮影台を用いる検査が多い場合に適している。

(28) 工業の進歩により、透視に使用できる画像取得速度を有する安価なフラットパネル検出器がすでに開発されている。また、配列した結晶構造を持ち、したがって量子効率の高い新しいストレージフォスファ検出器も開発される見込みである。

(29) 現時点では、デジタルラジオロジーはフィルムベースのラジオロジーと比べて費用がかかる。優れた画質又は患者線量の低減、検査の高速化とワークフローの改善、テレラジオロジーと専門医との相談、保管スペースの縮小、快適さを増す患者検査時間の短縮といった、新しいデジタル技術の利点が全て考慮され、日常の業務に取り入れられたならば、これらの高額な費用は正当化される。

2. デジタルラジオロジーにおける患者線量と画質

要 点

- デジタルラジオロジーでは、1画像当たりの患者線量の増加は、通常、画質の向上を意味する。しかしデジタルラジオロジーでは、必要以上に高い患者線量を用いる傾向があり、これは避けるべきである。
- いろいろな画像診断業務には、異なるレベルの画質が必要である。すべての画像診断業務に対して、画質の規準を確立すべきである。その目標は、不必要な患者線量、すなわち、意図する臨床上の目的のためにそれ以上加えても利益のない線量、を避けることにある。
- 不適切なレベルのデータ圧縮及び／又は画像後処理により、画質が損なわれる可能性がある。これはモダリティに依存する。データ圧縮と画像後処理は、モダリティ及び画像診断業務により決められるべきである。
- デジタルイメージングで得られた生データはユーザーが利用できるべきである。
- デジタル透視システムでは、画像を得ることは（そして消去することも）非常に容易であり、必要以上に多くの画像を撮影する傾向がある。このため、臨床的に求められる以上に患者を照射することがあろう。手技のプロトコルにはこの問題を処理する合意があるべきである。
- 施設で用いる診断参考レベルは画像診断業務における患者線量の管理に有用な手段である。非デジタルのイメージング実務における診断参考レベルは、必ずしも同様のデジタルイメージング実務に適用できるとは限らない。
- 放射線技師や専門医が行う線量管理を支援するため、患者線量のパラメータをオペレータコンソール上に（インターベンションを行う場合はX線室内にも）表示すべきである。
- この新しい技術の使用に携わる放射線科医、医学物理士、及び放射線技師に対し、デジタルラジオロジーにおける画質と患者線量の管理の基礎的訓練が必要である。

2.1. デジタルラジオロジーにおける画質（又は診断情報）と患者線量との関係

(30) デジタルラジオロジーにおいて、画質を決定するいくつかのパラメータ（例えばノイズ）は、線量（すなわち、患者あるいは撮像装置の吸収線量）と良い相関がある。デジタル検出器では、高い線量は、ある範囲にわたって、より良い画質（例えば、より「ノイズの少な

い」画像)をもたらす。線量が増加すると、信号対雑音比 (SNR; ただし、ノイズ自体も線量とともに増加する) が向上する。したがって、線量を増加させる傾向が、特に自動線量調節機能 (AEC) が通常利用できない検査 (例えば、ベッドサイドでの撮影) で生じうる。画質は空間分解能と SNR の両方に依存する。後者は主に照射レベルに依存する。デジタル画像の場合、ノイズは空間分解能を悪くし、コントラストを低下させる (Herrmann ら, 2002)。

(31) 低い線量は、ノイズに関して画質に悪影響があることは明らかであり、おそらく、そのように注意されるであろう。しかし、線量が増加した場合、画質に悪影響を及ぼさないため、過剰被ばくについては注意されることはないであろう (FDA, 2001)。

2.1.1. デジタルラジオグラフィ

(32) デジタルイメージングシステムでは、ダイナミックレンジの拡大が、照射過剰か照射不足かの判断をより難しくしている。このため、このようなシステムの初期設定は、より問題であろう。したがって、AEC テストプロトコル、試験用機器 (ファントムを含む)、X 線発生装置の初期設定の変更に関する諸勧告、及び QA プログラムを持つことが重要である。デジタルイメージングシステムは、交換されるフィルムースクリーンイメージングシステムと違って、X 線エネルギーの関数として異なる感度を持っていることがある。もしそうならば、AEC は再プログラムされるべきである。これは、現在使用している非デジタルシステムがデジタル受像器にアップグレードされる場合、あるいは、X 線発生装置も含めて完全なデジタルイメージングシステムが設置される場合にも適用される。

(33) 図 2.1 と 2.2 は、類似した臨床画像を、大きく異なる線量とノイズレベルで示したものである。図 2.3 は 2 種類の異なる線量で撮像した試験体の画像である。

(34) デジタル検出器の広いダイナミックレンジにより、画質に悪影響を与えることなく、

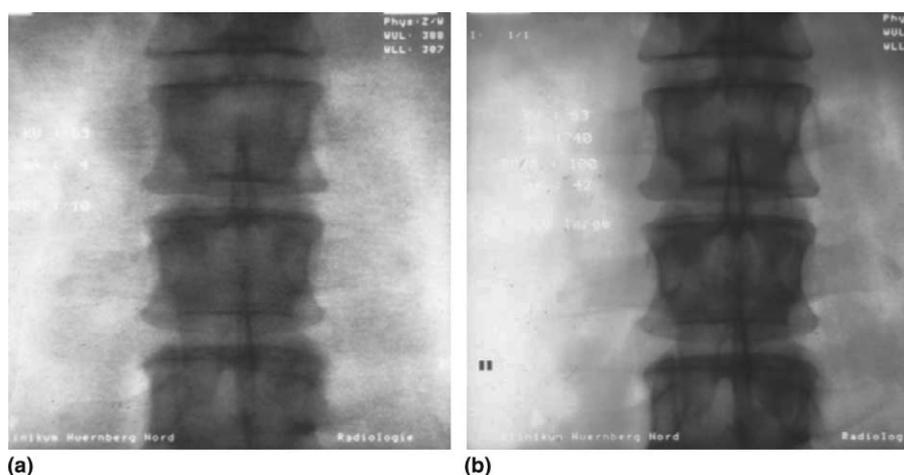


図 2.1. 腰椎のデジタル画像。透視システム：(a) 10% 線量, (b) 100% 線量。相対線量である。本書の図は、R. Loose, E. Vañó, J.M. Fernández 及び B. Geiger の好意による。

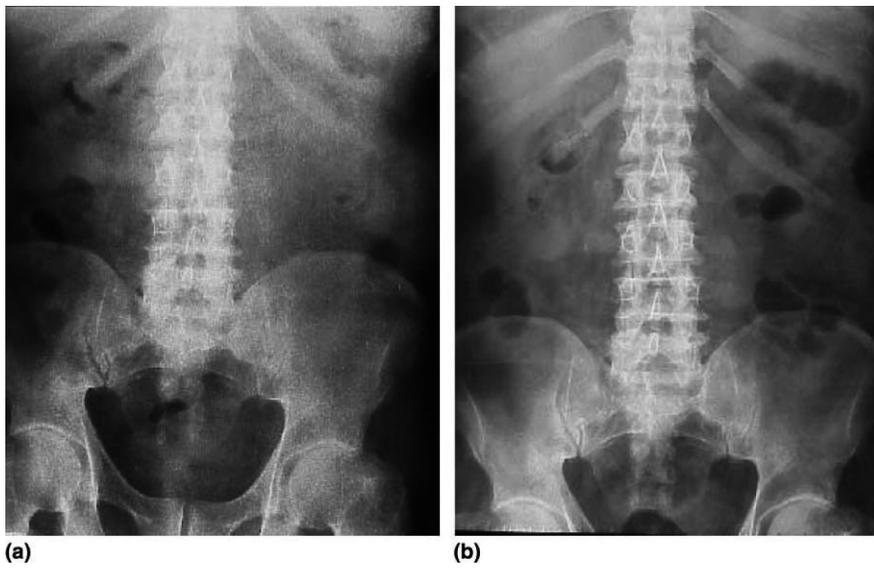


図 2.2. (a) 相対照射指標 1.15, 画像のノイズは非常に多い。(b) 相対的照射指標 1.87, 十分な画質の画像である。

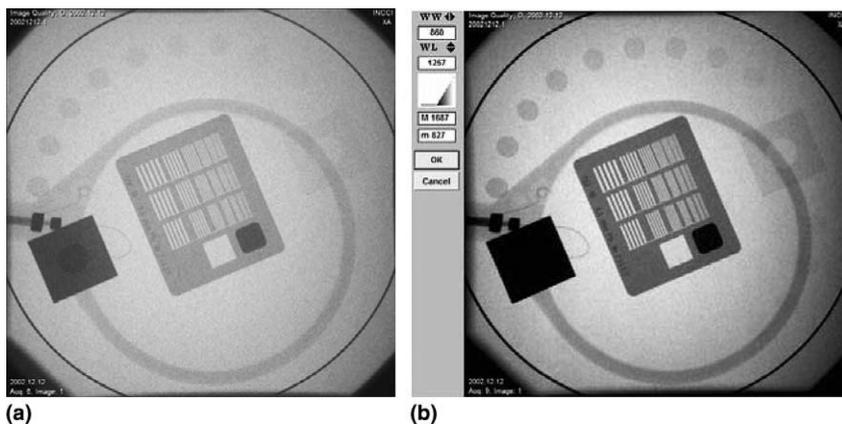


図 2.3. 使用装置：Siemens Axiom Artis. (a) 低線量透視モード, 20 cm PMMA (ポリメチルメタクリレート), $13 \mu\text{Gy}/\text{fr}$ (PMMA 入射部)。(b) 通常シネモード, 20 cm PMMA, $177 \mu\text{Gy}/\text{fr}$ (PMMA 入射部)。



図 2.4. 診断：肩痛。(a) 偽溶骨性変化と黒点が肺にみられる照射過剰の画像。(b) 適正照射。ストレージフォスファ：Agfa: ADC 70。

検出器あるいは患者の入射部位へ広い範囲の線量を与えることができる。線量が増加して画像が「過剰に黒化」する結果となる従来のフィルムスクリーンイメージングでは、そのようにはならない。CR システムは、4 桁以上過剰な X 線照射に対しても直線的なレスポンスを持つ (Huda ら, 1997)。

(35) デジタル検出器であっても、過剰な線量は信号の飽和を招き、画像のある範囲で、画質 (診断情報) の低下の原因となることがある (図 2.4 参照)。そのような過剰線量が撮影に用いられる胸部写真の肺野で、これはよく見られる (図 2.5)。このような場合、もとの画像データが入手できると、再撮影の要求を回避できることがある。

(36) この明らかな飽和は、通常の線量のわずか 4 倍ないし 5 倍の線量 (例えば、胸部検査の際に、AEC を誤って使用した結果として) でも生じうる。これは、おそらく工場で設定された画像後処理規準のためであろう。ユーザーが決めた画像後処理を可能にし、それによって不必要な再検査を潜在的に避けることができるようにするため、もとの画像を一定期間保存しておく必要性が強調される。

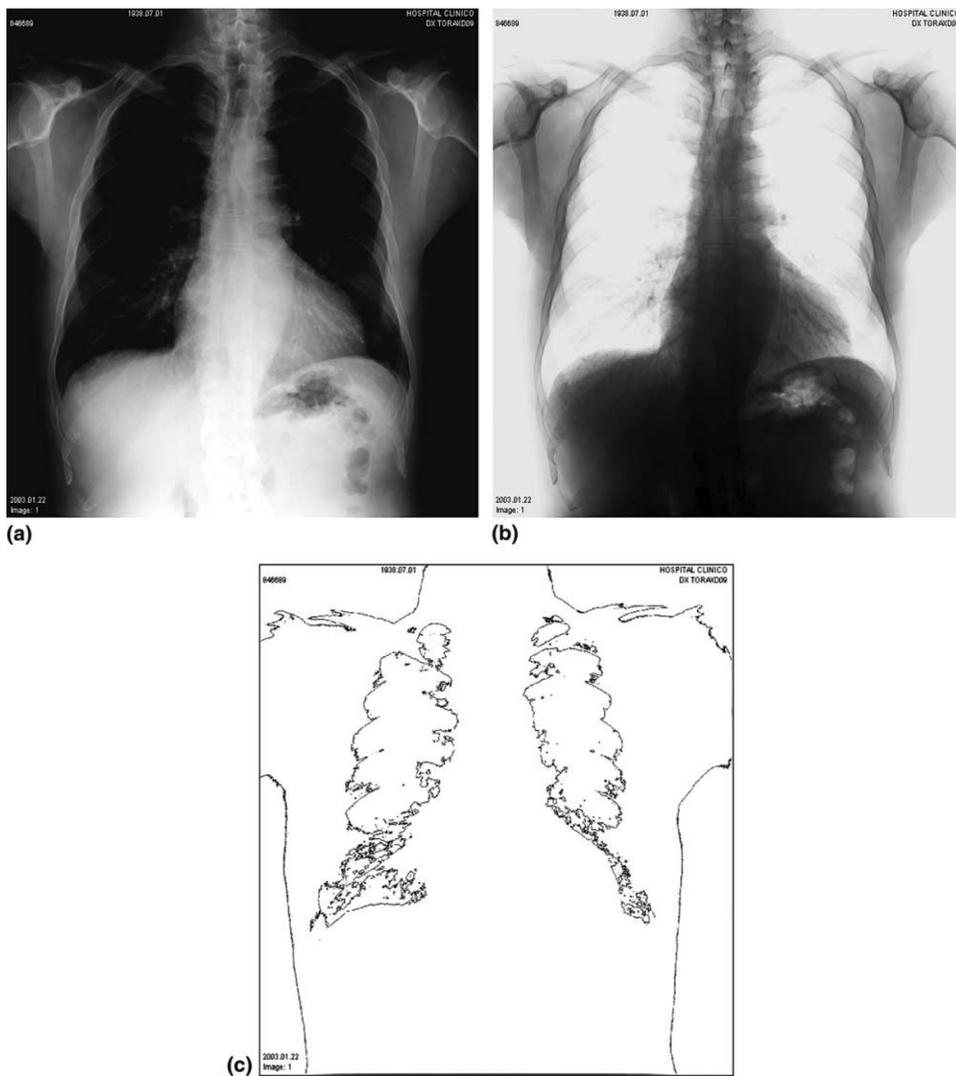


図 2.5. (a) 胸部 LL(側面)の撮影条件で撮像された胸部 PA 画像(フラットパネル検出器, 125 kV, 6.2 mAs, 0.54 mGy (患者入射 (entrance) 線量は必要量よりも 4 倍高い)。AEC センターセルが使用された。肺野で画像は飽和している。(b) 反転グレースケールで表示した同じ画像。(c) 同じ画像。アイソコントロールはピクセル容量の 99%。肺野の一部は飽和しており、診断情報を与えない。画像は撮り直された。

2.1.2. デジタル透視

(37) デジタル透視による検査においては、従来のシステムのようにカセット又はフィルムチェンジャを導入する必要がないため、たくさんの画像を取得することが非常に容易である。さらに、1検査あたり照射回数を多くすれば、多くの画像選択ができ、臨床診断が改善される可能性がある。このようなやり方はすべて、患者により高い吸収線量を与える結果となる。診断情報（画像数と画質）と患者線量とのあいだには直接的な関係がある。

(38) Axelsson ら（2000）は上部消化管検査において、あるデジタル透視センターでは一検査あたりの撮影数が平均 68 枚であることを示した。従来のシステムを使用している施設では 1 検査あたりの平均撮影数は 16 枚である。

(39) 画像データがすぐに利用可能になること及び新しい画像を作り出すことが容易であることから、ある特定の放射線検査に対し、全画像数の増加とそれとともなって放射線被ばくの増加という結果が生じる。デジタルイメージングシステム使用の簡便さについてのこの結果は、訓練資料、実地訓練、及び継続教育の中で扱う必要がある。

(40) 画質規準はデジタル技術用に開発されるべきであり、また、1検査あたり取得すべき合理的な画像数を含むべきである。診断参考レベルは、適切な患者線量と 1 検査あたりの照射数が記録されていれば、線量の最適化のための有用な道具となるであろう。

(41) さらに、デジタル透視においては、PACS に画像を転送する前に役に立たない画像を削除するのは簡単だが、棄却分析を行うのは難しく、患者への線量を監査することも難しい。たとえ PACS にこれらの画像が送られても、役に立たない画像の数を日常的に監査するのは容易でなく、もし実行したとしても時間がかかる。

2.2. 画像診断に必要とされる画質（又は診断情報）はどのようなものか？

2.2.1. 単純（投影）X線撮影

(42) 画像診断業務の全てが同じレベルの画質すなわち診断情報を必要としているわけではない。診断又は画質に明確な正味利益がない過剰な線量を避けるために、いろいろなイメージング実務について規準を確立すべきである。例えば、骨折の経過観察では診断時と同レベルの画質は必要とされない。日常の経過観察、不安定性の評価、整形外科的計測のような実務においては、通常のフィルムスクリーン技術（感度 400）と比較し、デジタル技術により 75% に達する線量の低減が得られることが示された（Strotzer ら、1998）。

(43) 従来のラジオロジーにおける質的規準に対する現在のいくつかの指針（CEC、1996）は、当初はデジタル撮影にも適用できるかもしれないが、一部の規準はデジタル検査に適切ではないかもしれない（特に画像のコントラストレベルに関する規準）。解剖学的規準に加えて、感度とフィルムスクリーンの組み合わせの適応がこれらの指針に示されている。これらの規準はデジタルシステムにおける患者線量の最初の選択にも用いられるかもしれない（しかし、この規準はデジタル検査に対してあとで最適化されるべきである）。

表 2.1. 高, 中, 低の画質レベルを必要とする臨床イメージング実務 (Busch, 2003)

臨床上の問題	画質	コメント
原発性骨腫瘍	高	画像によって病変を鑑別できる可能性
慢性腰痛 (感染又は腫瘍性を示す所見なし)	中	変形性変化は一般的で非特異的である。多くは若年者 (例えば 20 歳以下, 脊椎汙り症など), 高齢者 (例えば 55 歳以上) に用いられる。
成人肺炎: 経過観察	低	病変が改善しているかの確認など。改善は (特に高齢者で) 遅いことがありうる。10 日以内の短い観察間隔での患者の再検査は有用でない。

表 2.2. 画質のレベル (カッコ内の数字は感度)

高画質	中画質	低画質
フラットパネル (400)	フラットパネル (800)	フラットパネル (1600)
ストレージフォスファ (200/400)	ストレージフォスファ (400)	ストレージフォスファ (800)
フィルムスクリーン (200)	フィルムスクリーン (400)	フィルムスクリーン (800)

(44) 画質の3段階の分類 (すなわち高, 中, 低画質) は, デジタルラジオロジーにおける画質と患者線量管理に関する DIMOND プロジェクト (用語集及び 3.7 節参照) において開発されてきた (Busch, 2003; Busch ら, 2003)。相対的な '線量' 値 (フィルムスクリーン撮影におけるスピードクラス 400, 800, 1600 と等価) は, 特定の撮像方法における画質のレベルに割り当てられている。感度の数値が高いほど患者線量は低くなる。

(45) 高, 中又は低レベルの画質を必要とするイメージング実務の例 (Busch, 2003) を表 2.1 に示す。

(46) 画質分類の結果とフラットパネル, ストレージフォスファ (すなわち CR) 及びフィルムスクリーン撮像法の比較研究にもとづいた '線量' 割当ての例を, 表 2.2 に示す。

2.2.2. デジタル透視

(47) 透視及び取得された画像の両方を組み合わせた検査では, 画質に対する要求は手技中を通じて同じではない。様々な透視モードといろいろな拡大レベルが利用できる。それぞれのモードは異なったレベルの患者線量を与える。拡大透視又は高線量モードは手技の一部のあいだでだけ必要かもしれない (例えば, 狭窄率の測定)。

(48) ユーザーは, 一連の画像を取得するあいだに, 画質や画像一枚当たりの線量について多くのオプションを選択することができる。画像当たりの線量は (必要とされる画質によるが) 10 倍も変えることが可能である。したがって, 線量管理のためのプロトコルと指針が非

常に重要となる。このプロトコルには、必要な診断情報が得られたら、プログラムされた画像シリーズが終了するための要求を含めるべきである。

(49) 診断参考レベルは、患者線量を管理するための有用で実際的な手段として推奨されてきた (ICRP, 1996, 2001 b)。透視検査の場合、DRL を確立する際に、画像枚数と透視時間を考慮することが有益である (Vañó と González, 2001 ; Vañó ら, 2001)。

2.2.3. 画質評価の手順

(50) 画質評価の第一段階は、テストファントムと関連ソフトウェアを用いて行われる。画質評価のための主な物理的パラメータ (空間分解能, コントラストしきい値, ノイズ, 検出量子効率等) は、特別なテストファントムを用いて算定される。

(51) 物理的パラメータの評価は、臨床画像を得るための条件を最適化するには十分ではない。最適条件を得るには、ROC 解析 (receiver operating characteristic studies) がもっと強力な方法である (Launders ら, 2001)。

(52) 臨床画質は、通常解剖学的スコア規準を用い、経験を積んだ放射線科医によって評価される。このことは、デジタルラジオロジーには画質に寄与するさまざまな要因 (例えばモニタのタイプ, 画像処理の技能など) が存在するので、必要である。したがって、画質の評価は、新しいシステム及び/又はソフトウェアが臨床の場で使用される前に着手すべきである。

2.3. 患者線量に影響する処置

(53) 表 2.3 は画質と患者線量に影響しうる処置をまとめたもので、各処置のインパクトの評価が含まれている。表のあとに線量低減又は画質改善の具体例を挙げる。

(54) 以下は線量低減又は画質改善の具体例である。

- Strotzer ら (2002) は、フラットパネル検出器を用いた胸部 X 線写真で、33% の線量低減が得られることを示した。
- Fink ら (2002) は、従来のフィルム-スクリーンイメージングシステム (感度 200) に比し、フラットパネル検出器を用いた胸部 X 線撮影では 50% の線量低減があることを報告した。
- Herrmann ら (2002) は、フラットパネル検出器を用いた胸部 X 線撮影について、50% の線量低減があることを示した。
- Hennigs ら (2001) は、大面積シリコンフラットパネル検出器を使用した胸部 X 線撮影システムと従来の X 線撮影とを、胸部の複数の解剖学的領域の視覚化について比較した。後方-前方 (PA) 撮影において、デジタルシステムは、有意な差が見られなかった末梢肺血管構造や肺門部を除き、全体像と全ての解剖学的領域でかなり良く機能した。側面デジタル画像では、気管、肋骨横隔膜陥凹及び肺門部領域の描出は著しく不良であった。胸骨後や心背面肺構造の描出は有意に良好と評価された。

- (55) 施設間で検出器技術や基準体系に差があるため、ときには線量低減値を直接比較することができない。

表 2.3. 患者線量を増減できる処置

処置	患者線量への影響	画質又は診断情報への影響
全般（単純 X 線撮影と透視に対し）		
画像におけるノイズ認知の低減（すなわち S/N 比の認知）	増加	改善
かなりのノイズ低減（ある領域で検出器の飽和がある）（例：胸部写真における肺野）	増加	劣化，再撮影
観察ステーションやワークステーションでの不要と思われる画像ファイルの削除 ^a	増加	有用情報を失う可能性 再露出の制御困難
視覚化モニタ使用時の不良条件の許容（Kuntz と Busch, 2002）（例：不十分な輝度，コントラスト及び低空間分解能等）	増加	情報の損失
ワークステーションの画像視覚化能力改善（ウィンドウとレベル，反転，拡大など）	減少	同じ画像からより多くの情報を得ることが可能
後処理の問題，デジタイザ，プリンタ，ローカルハードディスクの問題（図 2.6-2.13 参照），電源不良，画像保管中のネットワーク障害などの存在	増加	ときに画像損失又は再撮像
誤った識別や他の理由によるネットワーク又は PACS 上での画像紛失（Smith と Berlin, 2001） ^b	増加	再撮影
誤ったデジタル後処理で作り出されたアーチファクトによる偽病変・病態の存在（Henningsら，2001）（図 2.4 参照）	影響なし	情報損失や再撮影の必要性
PACS に保存された画像の後処理が（時に）できないことがある	増加	画像の再解析不能 再撮影の可能性あり
異なった後処理方法を用いる（時に再撮影を避けることが可能）（Herrmann ら，2002）	再撮影を避けることにより減少	改善
過去の画像を見るため PACS やテレラジオロジーへの容易なアクセスが可能（Bergh ら，2000）	減少	改善
検査数を不当に増やすためのデジタルラジオロジーの使用（Reinerら，2000）	増加	情報は必ずしも必要ではない

X線システムのコンソール上での線量表示の実施(Faulkner, 2001; Zoetelief と Faulkner, 2001)	減少	影響なし
--	----	------

単純X線撮影に対し

不正確な校正, もしくは自動照射システムの誤使用又は不使用が可能	増加	画質の低下, 再撮影
劣化したストレージフォスファプレートの使用 (図 2.14-2.17 参照)	再撮影により増加	画質の低下, 再撮影
手技当たりの画像枚数の低減 (例えば, 腰仙椎撮影の回避)	減少	変化なし
適切な管電圧の使用 (Launders ら, 2001 参照) 概してデジタルシステムにおける適正な X 線撮影技術は確立されている	減少	やや劣化もしくは改善
再撮影回避のため, (放射線技師も使用する) 後処理を行うためのワークステーションが使用可能	減少	改善

デジタル透視に対し

デジタル透視を用いた検査当たりの画像枚数の増加 (Partan ら, 2001)	増加	改善
空間分解能改善のための拡大透視の使用 (イメージ増倍管やフラットパネル検出器の小視野範囲の使用)	皮膚線量増加の可能性	改善
高線量透視又は高線量モードデジタル撮影の使用	増加	改善
透視の代わりに, デジタル連続撮影 (26 フレーム/秒) を使用	おそらく増加	改善する可能性
仮想コリメーションの使用	減少	影響なし
パルス透視の使用	おそらく減少	時にやや低下

PACS, picture archiving and communication system. (画像保存・通信システム)

- ^a X線システムや放射線情報システムに線量記録があれば, どの画像が削除されたかがわかるであろうし, 幾つかの基本的な線量情報が得られるかもしれない。
- ^b ある構造の見え方を強調する後処理の使用は, 偽陽性の診断の増加をまねくかもしれない。(Hennigs ら, 2001)
- ^c 再撮影を避けうるし, 放射線撮影技術を最適化する一助となる。
- ^d 適切な後処理を用いれば, 過去の画像からより多くの情報を得ることが可能であり, 結果としてフィルム・スクリーン撮影ではよくある余分な撮影を回避することができる (例えば, 腰椎撮影における腰仙椎移行部の撮影など) (Weatherburn と Bryan, 1999)。

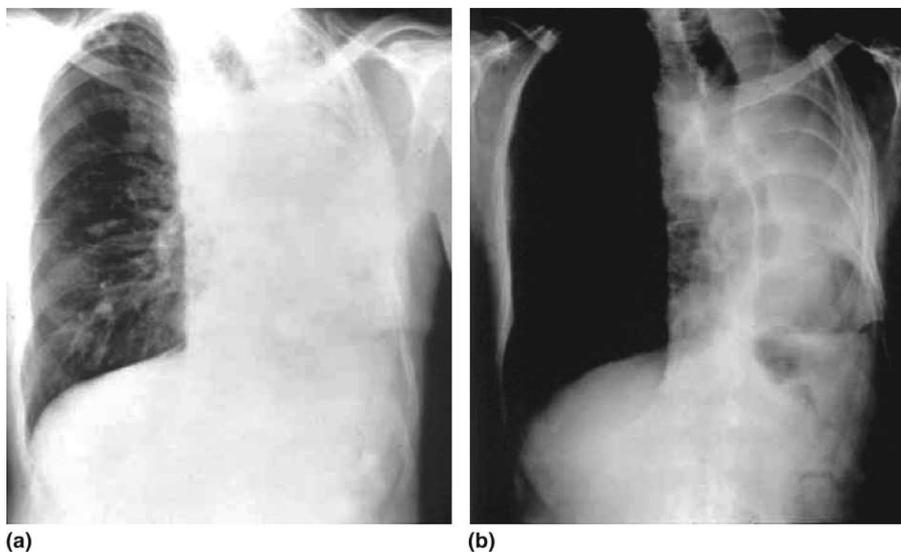


図 2.6. 左肺切除後患者の撮影生データから 2 種類の後処理で生成した画像。(a) 肺野 (b) 縦隔。

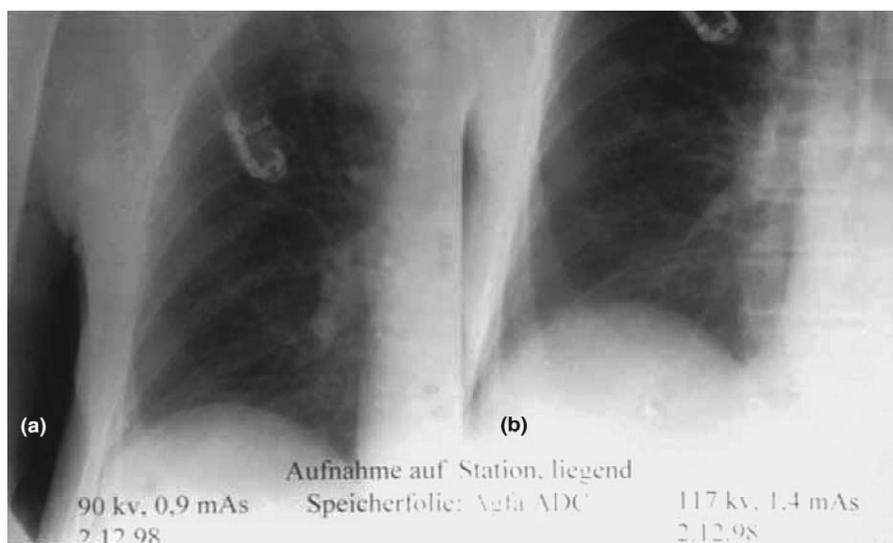


図 2.7. ベッドサイドのデジタルラジオロジー (ADC 70) (a) グリッド無し, 90 kV, 0.9 mAs, 特別な後処理, (b) グリッド有り, 117 kV, 1.4 mAs, 通常の後処理。相対的な線量低減は 50% 以上である。

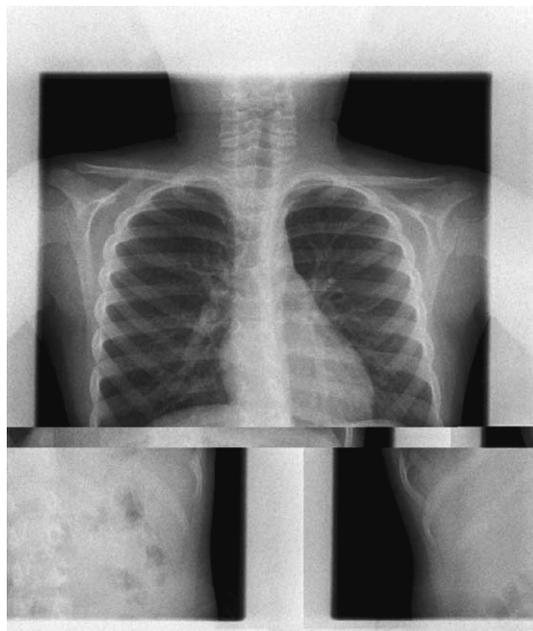


図 2.8. PACS への保存中に生じたハードディスクの不具合。部分的な幾つかの画像が組み合わさっており、不完全な臨床画像となっている。

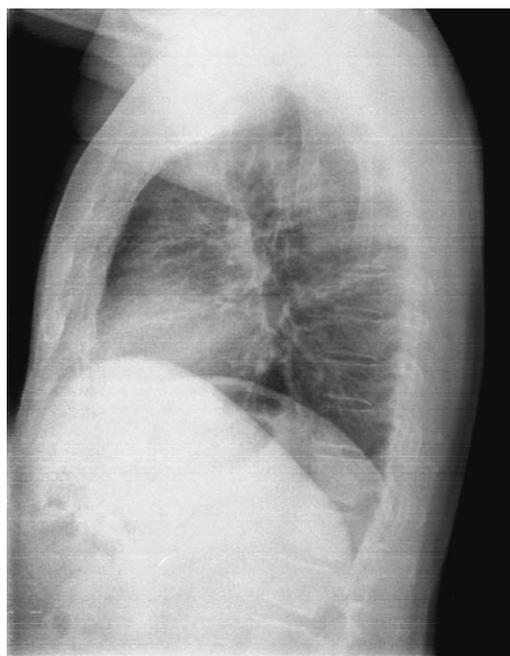


図 2.9. デジタイザの不具合。水平方向のアーチファクトが観察される。

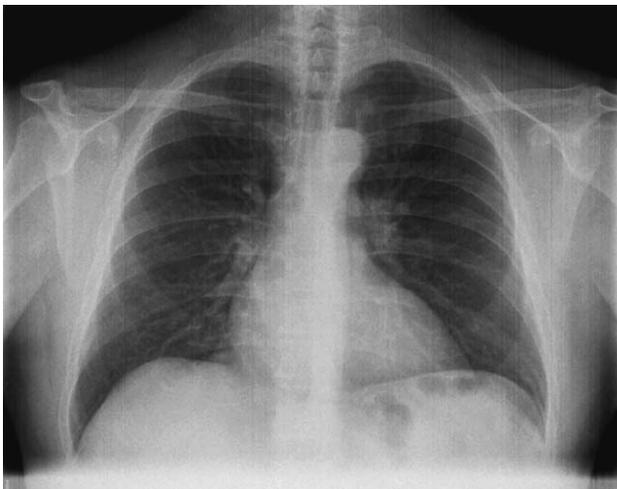


図 2.10. デジタイザの不具合。垂直方向のアーチファクトが観察される。

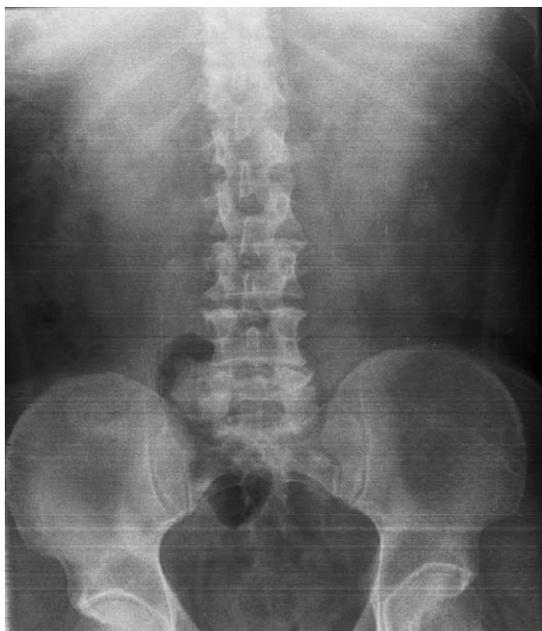


図 2.11. デジタイザの不具合。水平方向のアーチファクトが観察される。



図 2.12. デジタイザの不具合。画像の下部が飽和して白飛びしている。



図 2.13. プリントに失敗した胸部写真。

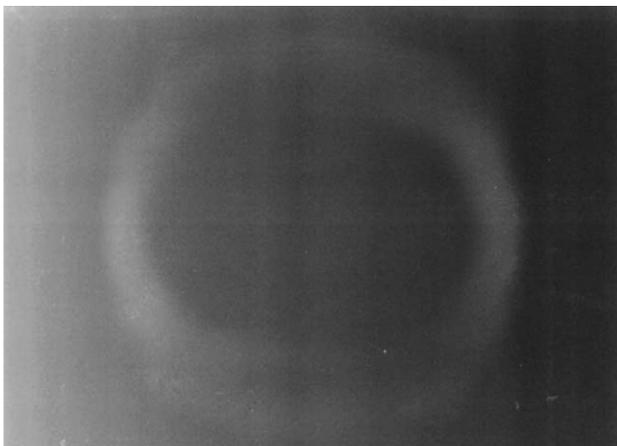


図 2.14. フォスファプレートのアーチファクト。

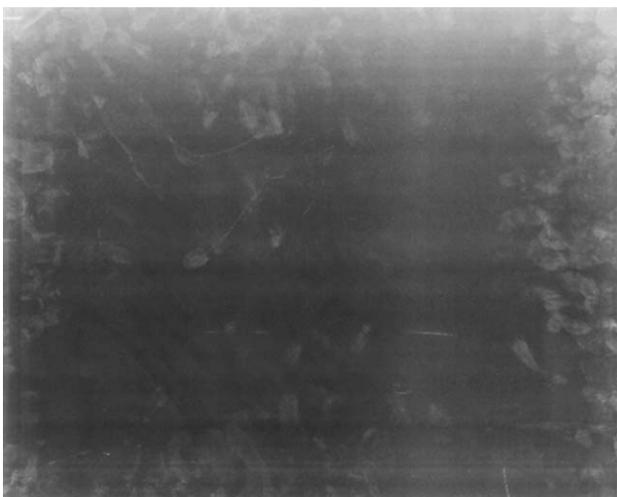


図 2.15. フォスファプレートの誤用。クリーニング不可能。

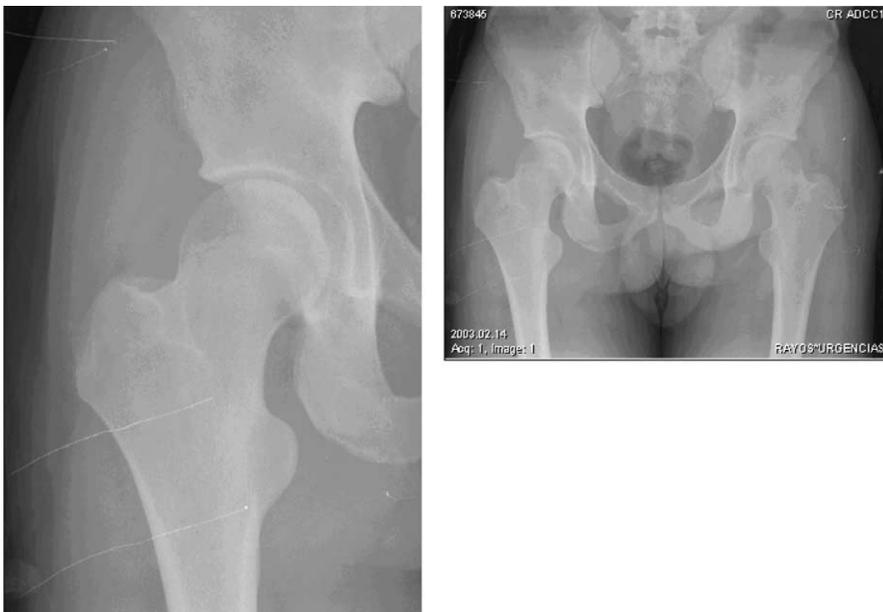


図 2.16. フォスファプレートの劣化。

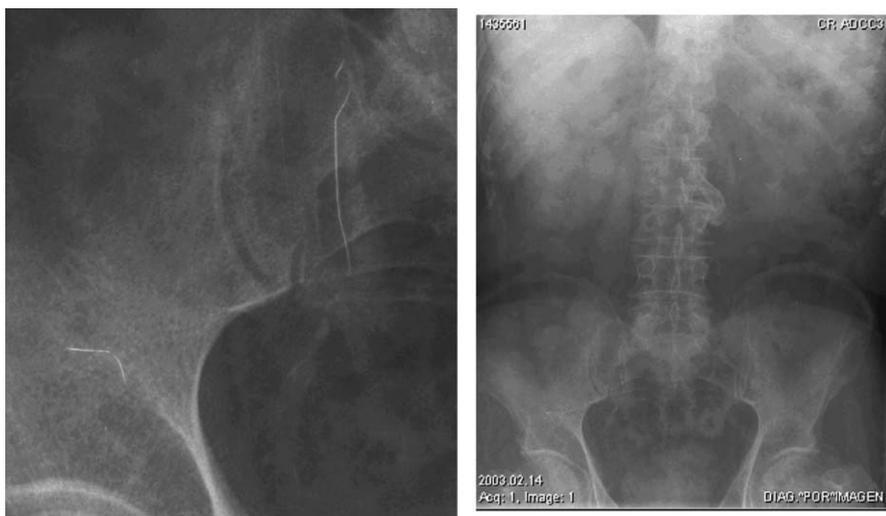


図 2.17. フォスファプレートの劣化。

2.4. 患者線量と画質の管理に関する実際的な助言

2.4.1. 初期設定

(56) 新たなデジタル撮影システムを臨床現場へ導入する際には、画質と患者線量のバランスが最適になるようにそのシステムを設定すべきである。Laundersら(2001)は胸部撮影における最適な管電流の範囲を選択する方法の例を報告した。アモルファスセレンを用いたいくつかのX線システムは、胸部撮影に関して、他のタイプのシステムで通常推奨されている管電圧(150 kV)よりも低い管電圧(90–110 kV)に最適化されている。

(57) CRについては、過剰照射の予防手段として、照射指標(用語集の exposure index を参照)をメーカーが提供しているが、推奨された値の根拠は明確でない。PetersとBrennan(2002)は computed mobile chest radiography の照射を最小にするため、ある特定のCRシステムの指針として用いるべき最適照射指標を確立し、これをメーカーの指針や検査の現状と比較した。Rillら(2003)はこの知見を臨床現場で実施する目的で、市場で入手できる3種類のCRシステムについて結果を比較した。

2.4.2. デジタルシステムの操作

(58) 検査あたりの照射回数(すなわち取得された画像の枚数)と画質は、臨床イメージング実務に必要な枚数(そしてそれだけ)に限定すべきである。後処理の利点は、ウィンドウ幅やウィンドウレベルの調節、数値的拡大の使用、グレースケールの反転などによって、より多くの情報を引き出せることである。フィルムスクリーンを用いた撮影ではしばしば必要となる再撮影 extraprojection を、後処理によって避けることがある。

2.4.3. 線量に関連するパラメータの表示と活用

(59) 患者線量に関するパラメータがオペレータコンソール(及び、IVR手技に対してはX線室の中)に表示されるならば、これは、放射線技師、放射線科医及び医学物理士が患者線量を合意されたプロトコルどおりに管理する助けとなるであろう。

(60) いくつかのデジタルシステムは、照射指標(用語集の exposure index 参照)(例えば試写画面におけるカラーコードとして表示)を提供している。こうした照射指標は、検出器の吸収線量が正常範囲内(例えば緑)なのか高すぎる(例えば赤)のかを操作者に示す。これは有用な訓練と品質管理(QC)の道具であるが、照射指標は患者線量と直接には関係していない。今のところ別々のメーカーがいろいろな方法で照射指標を計算しており、もし標準化されたやり方が合意されれば有益であろう。

(61) 線量データのリアルタイムの収集すなわち操作画面上での容易な確認ができれば、診断参考レベル(DRL)と比較することが可能になり、線量管理が容易になり、過剰な患者線量を防ぐ助けとなるであろう(Vañóら, 2002)。また、それは患者毎の線量記録の自動的な編

集にも役立ち、特定の施設の患者線量を過去にさかのぼって監査するためのデータを提供するであろう (Mosser ら, 2002)。

(62) 患者線量データに関する様々なデジタル技術の現状と望ましい将来像を表 2.4 に示す。

表 2.4. 患者線量データに関する様々なデジタル技術の現状と望ましい将来像

デジタル技術	現在利用可能	将来的な期待
コンピューテッドラジオグラフィ (CR)	線量指標又は照射指標	撮影技術、患者線量の推定及び患者データとのリンク RIS に保管
デジタルラジオグラフィ (DR)	撮影技術、患者データ、患者線量推定	DICOM ヘッダーからの自動的な情報抽出
透視	撮影技術、照射野ジオメトリー、及びシリーズ毎の線量パラメータ	透視情報、オンライン皮膚線量マップ、及び DICOM ヘッダーからの自動的な情報抽出 RIS に保管

RIS, radiology information system; DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine.

2.4.4. デジタル透視システムに関する特別な配慮

(63) デジタル透視システムでは、透視と撮影について、検出器の視野範囲及び操作モードを何種類か切り替えて使うことができる。(透視の操作モードは通常、低線量率、中線量率、高線量率に、また撮影の操作モードは、時には画質や線量を 4 段階にまで切り替えられる。) 操作モードは、ときには工場設定又は試運転設定の後処理アルゴリズム、ならびに (C アームの方向、コリメーション、焦点皮膚間距離や焦点検出器間距離などの) ジオメトリー設定などと組み合わせられている。これに加えて、サービス技術者は、幾つかのタイプのフィルタ、パルスレートモード及びパルス当たりの線量などのパラメータを組み合わせ、これらの操作モードをユーザー毎に設定することができる。放射線科医は手技を最適化できるように、これらの設定について知らされているべきである。

(64) 患者線量を低減するための技術としては以下の 4 つが挙げられる：(i) 照射に先立つコリメーション (仮想コリメーション)、(ii) 銅又はタンタルのフィルタによる高ろ過、(iii) 特定の検査領域における吸収の差を補正するための半透過フィルタ、(iv) 透視における関心領域の設定技術。

(65) パルス透視は患者線量を低減する潜在能力を有する。しかしそれには、サービス技術者によってパルス当たりの線量、パルス幅及び 1 秒当たりのパルス数が調節され、直前の情報を用いてパルス間ギャップを埋めるよう設定される必要がある。こうした設定により、各々の検査において適切な画質が得られ、また重要なことに、線量も低減される。あるシステムでは、検査の種類による要求に応じて、利用できる照射モードをプログラムすることができる。

(66) 操作条件のすべての調節項目について、施設に最適な操作条件を選ぶためには、医学物理士やサービス技術者の支援を得ることが肝要である。

(67) いくつかのデジタルシステムは IVR 手技に用いられるであろう。IVR 手技においては、皮膚傷害のような確定的影響がより重要であろう。この報告書では、患者の皮膚線量管理のガイダンスに関しては詳細に検討しない。透視を用いた IVR 手技に関する助言は、*Publication 85* (ICRP, 2001 b) に提供されている。

(68) デジタル透視システムを用いた「室内」での手技におけるスタッフの放射線防護も重要である。散乱線の線量率は、透視中よりも撮影中の方が高い。撮影する画像数が増える傾向にあれば、スタッフの線量も増加しそうである。

2.4.5. 画像圧縮の影響

(69) 画像圧縮は、PACS に保存された画像の画質に影響を与え、また画像を利用可能とするのに必要な時間（ネットワークを經由して転送される速度）を変える重要な側面になりうる (Bergh と Felix, 1999)。圧縮のレベルが高すぎれば、画質の劣化を招くことがありうる。その結果、検査を繰り返さなければならないかもしれないし、そうなれば患者は余計な放射線被ばくを受けることになるであろう (Tuinenburg ら, 2000)。

(70) 必要な画質に見合った圧縮レベルは、モダリティ (CR, フラットパネル, デジタル透視など) や検査の種類に大きく依存する。したがって、適切な圧縮レベルは、センターのネットワーク基盤設備及びセンター全体で利用できるハードウェアを考慮して、各センターでモダリティごとに定めるべきである。

(71) Slone ら (2003) は、デジタル胸部単純写真が、初回読影のために、認識されるような忠実度の劣化を伴わずに (すなわち、視覚的に劣化のない閾値以下で) 圧縮可能か否かについて、透過照明されたフィルム又は CRT ディスプレイを用いて調べた。彼らの結論は、初回読影時の距離では、JPEG (Joint Photographic Experts Group) 方式で 10:1 あるいは 20:1 に圧縮し解凍されたフルサイズのデジタル胸部写真は、フィルムでも CRT ディスプレイでも視覚的に劣化はない、というものであった。もっと近い位置からの検査でも、10:1 に圧縮した画像にやはり視覚的劣化はなかった。

(72) 通常のコンピュータ用モニターで観察するために他の病院施設へ画像が送られる場合、高い圧縮レベルを使うことができるかもしれない。これによって転送速度はかなり増加するであろう。高い圧縮率で圧縮された画像は、セカンドオピニオンや情報提供の目的でのみ他院へ転送されるべきであり、診断目的で送るべきではない。こうした目的のためには、特別な QA プログラムを実施する必要がある。もし圧縮レベルが高すぎる (例えば、コンピュータモニターで画像を見る場合) と、画像にはもとの情報のすべてが保たれてはいないかもしれないことを認識すべきである。

2.4.6. 診断参考レベル (DRL)

(73) デジタルラジオロジーにおいては、患者線量を増加することにより画質を改善することが比較的容易である。したがって、患者線量が必要以上に高めになる傾向がありうる。こ

の理由で、QA プログラムの一環として、患者線量測定をフィルムスクリーン撮影の場合よりももっと頻繁に行うべきである。

(74) 非デジタル撮像業務のための DRL は、必ずしも同じようなデジタルイメージング手技にも適用できるとは限らないので、フィルムスクリーン技術をデジタル技術に置き換える場合は、その施設の DRL の再評価を行うべきである。

2.4.7. 実助言のチェックリスト

(75) デジタルラジオロジーの患者線量管理に対する実助言について、便利なチェックリストを以下に示す。

- 新しいデジタルシステムを臨床現場へ導入する際には、画質と患者線量のバランスが最善になるようにシステムを設定すべきである。
- ワークステーション上の使用できない画像を消去せず、不合格率の統計的解析を定期的に行うこと。
- 自分が使っているワークステーションの機能（後処理の機能、モニタで画像を表示する際のオプションなど）に精通していること。
- PACS の中で画像が失われないよう、すべての画像を正しく確認すること。
- デジタルシステムの感度域と選択した後処理に適切な、自動照射制御（AES）の校正を依頼すること。
- 自動照射制御が使えるのであれば、手動照射を避けること。しかし、すべての失敗を後処理で修正できるわけではない（例えば、PA 方向の胸部写真を撮影する際に、両脇のセンサーではなく中央のセンサーを用いると、失敗が起こる可能性があり、再撮影が求められるかもしれない）ので、AEC が正しく使われていることを確実にすること。
- 検査当たりの画像枚数を、従来の撮影と同じ（あるいはそれ以下）に保つよう管理すること。
- 透視を用いる代わりにデジタル連続画像を取得するのを避けること（患者線量はデジタル連続撮影の方が通常ずっと高くなるであろう）。
- 再撮影を避けるために、放射線技師が後処理を行うワークステーションを利用できるようにすること。
- X線システムの表示板や室内モニタの線量表示に注意を払い、その情報を患者線量の管理に利用すること。
- 再撮影を避けるため、過去の画像を再検討するために PACS に行きやすくすること。
- 撮影したい解剖学的領域に正しく照射野を絞るよう注意を払うこと。画像がいったん取得されると、画像の中の必要な部分が数値的方法（すなわち、ソフトウェア）で自動的に切り抜かれることがあるので、読影するために画像を受け取った時には、必要以上の広い解剖学的領域が照射されていたことに放射線科医が気付かないであろう。
- プログラムされた正しい技術を選択すること。例えば、腹部用の技術（70–80 kV）を

胸部撮影 (120–130 kV) に用いると、入射 (entrance) 表面線量は高くなるであろう。

2.5. 放射線科医と放射線技師の訓練の必要性

(76) デジタル技術を使う放射線科医、医学物理士及び放射線技師は、デジタルラジオロジーのための特別な訓練を受ける必要がある。この訓練には、患者とスタッフの放射線防護の基本、設置されている X 線システムの操作の詳細、画像表示端末の使用法、後処理性能、及び、もし設置されていれば PACS の操作が含まれているべきである (Bergh ら, 2000; Busch, 1997)。

(77) 欧州コンソーシアム DIMOND (Dose and Image Quality in Digital Imaging and Interventional Radiology) は、欧州の 7 つの病院の放射線科医、医学物理士及び放射線技師について、訓練に利用できる資料や関連する訓練の問題点を調べた。この調査の主な所見の一つは、デジタルラジオロジーに関して国及び国際機関から提供される訓練用資材が無いことであった。またこの調査により、デジタルラジオロジーへの移行過程において、専門家の 30–35% は仕事をしながら訓練を受け、他の 23–28% はデジタル装置メーカーの支援のもとに仕事をしながら訓練を受けていたことも示された。DIMOND は、CR と DR、デジタル透視、デジタル乳房撮影、及び、デジタル画像表示と報告書作成に関する諸側面についての特定の訓練目標を持つ指針を作成中である。この調査に加えて、推奨される訓練時間が提案されている (Peer ら, 2003)。

(78) デジタルラジオロジーのための訓練項目の概略を以下に示す。訓練プログラムの内容のもっと詳細なリストは付録 C に示されている。

- デジタル撮像のための X 線装置
- 画像の取得
- 画像の後処理
- 画像の転送
- 画像の解析
- 品質管理 (QC)
- デジタル画像の可視化と報告書作成の諸側面
- ワークステーション
- 画像の表示
- 画像の転送と保存
- 患者線量の管理

(79) デジタル透視システムはしばしば放射線防護について訓練されていない医師によって使用されることがあり、これは患者線量管理に影響を及ぼすかもしれない (Archer と Wagner, 2000)。このような医師に対する訓練には、患者とスタッフの放射線防護の基本を含めるべきである。

3. 規制の側面と品質の管理

要 点

- 近い将来、多くの医療機関はフィルムを使用しなくなり、次第にデジタル画像の表示とその解析に頼ることになるであろう。このパラダイムシフトは新たなガイダンスと規則を必要とし、臨床医と放射線従事者に品質管理の領域における新たな挑戦を呼び覚ますであろう。
- デジタルシステムの使用開始あるいは新しい技術の導入の際には、臨床専門医、医学物理士及び放射線技師が関わるべきである。この共同作業の目的は、撮像能力と線量管理を統合し、適切な患者線量を用いて受け容れられる臨床画像を確実に作れるようにすることにある。(正当化と最適化の原則を含む) 手順プロトコルを合意の上で作成することが、この過程の不可欠な部分であろう。
- 正当化の判断基準は、施設がデジタルイメージングに置き換わる際の、品質保証プログラムの更新において考慮される重要な要素の一つであるべきである。デジタルシステムを利用すると画像の取得と保存は比較的容易になるので、検査数が増加することになりうるかもしれない。
- デジタルシステムがいったん使用されると、画質と患者線量管理の維持を確実にするために、包括的な品質管理(QC)プログラムが要求される。品質管理プログラムは、画質又は患者線量管理になんらかの有意な変化があれば必ず検知出来るようにし、したがって、付加的な臨床上の便益なしで線量が上向きにドリフトするのを防止すべきである。
- デジタルラジオロジーにおける診断参考レベルは患者線量管理のコンパレータとして有効であり、不必要な高い患者被ばくを避けるのに役立つ。

3.1. 放射線防護の原則

3.1.1. 正当化

(80) 従来の X 線検査と同様に、デジタルラジオロジー検査を行う判断は正当化される必要がある。医療被ばくを正当化する基本的原則の概念と適用については他に記載されている(IAEA, 1996 ; ICRP, 1977, 1991)。

(81) 臨床医と放射線科医は、放射線検査を利用するかどうか決定を迫られることがしばしばある。その際には、以下のようにすべきである：

- 患者管理に関係する手技の潜在的価値を評価し、また、その手技から生じるリスクと便益を評価する(例えば、必要な臨床情報を得るのに良い機会があるか、また患者の病態

管理に影響しそうか?) ;

- 診断に役立つ最良の手技を決める ;そして,
- 以前の検査の結果が利用できるかどうかを考慮する。

(82) 正当化は、依頼医と放射線科医が、以下に基づいて、放射線手技を行う決定を下すことを意味している :

- 当該患者の病歴、診察及び臨床検査の結果、及び
- 放射線検査技術又は代替技術の利用の可能性。

(83) 読者には、良い放射線医療行為の例が記載されている他の出版物を参照することを勧める (WHO, 1983, 1987 ; RCR, 1993 ; CEC, 1996, 2000)。

(84) Reiner ら (2000) は、従来の放射線検査からデジタルラジオロジーに切り替えた後に、いくつかの医療センターで放射線検査が大幅に増加したことを報告している。この研究は米国の複数の病院で行われ、フィルムを用いない作業に移った後に「入院稼働率」(すなわち、入院患者1名1日当たりの検査数)が82%増加(0.265回/日から0.483回/日へ)したことを示した。これはフィルムを使用する病院で全国的に見られた11%の増加(0.190回/日から0.211回/日へ)と比べて大幅に大きい。外来稼働率(すなわち、外来当たりの検査数)は、フィルム使用病院で全国的に19%減少(0.148回/人から0.120回/人へ)したのに対し、21%増加(0.108回/人から0.131回/人へ)した。

(85) これらの増加はおそらく、デジタルシステムでは画像の取得と保管が比較的容易なためであろう。したがって、正当化の規準は、医療施設がデジタルイメージングへ移行する際に、品質保証(QA)プログラムのアップデートで考慮される重要な要素のひとつであるべきである。

3.1.2. 最適化

(86) (放射線防護の目的のための) デジタルラジオロジー手技の最適化とは、個々の患者に必要な臨床情報を得るのに見合ったレベルで検査される身体部位の組織吸収線量を管理することを意味する(ICRP, 1991)。これらの検査は線量の広い範囲で行われる可能性があるため、この概念はデジタルラジオロジーで特に重要である。最良の画像(最もノイズの少ない画像)は高い線量で得られる。しかしながら、大抵の場合、診断で受け容れられる品質の画像は、もっと低い照射線量で得られる。従って、放射線検査は、合理的に達成できる限り低線量で、なおかつ要求される画像診断の目的に見合った患者線量で行うべきである。

(87) デジタルラジオロジーにおいては、放射線防護の最適化に様々な側面がある。あるものは、患者線量を減らす装置設計上の考察や技術的方法に適用され、またあるものは、放射線検査や技術上のパラメータの適切な選択による不必要な患者線量を減らす操作上のアプローチである。例えば、デジタル透視システムでは、比較的容易に画像が作られるため、臨床的に必要とされるよりも多くの画像を取得する傾向が増している。したがって、このような手技に対して、デジタルラジオロジーの技術とプロトコルにおける放射線防護の最適化は、QAプロ

グラム全体の中のきわめて重要な部分である。

3.2. 品質管理と画像の管理

3.2.1. 品質管理

(88) 品質管理は、各ユニットからのデジタル画像が一貫して最高品質であることを確実にする支援を行うイメージングチームによって提供される、一連の異なった技術的手順に関わる過程である。画像の管理は、最小の休止時間と最大の効率でそのシステムを維持することを確実にするのに役立つ。

(89) 通常は主任品質管理担当者によって選ばれた放射線技師が、所定の QC テストをふつう医学物理士の指導の下に行う。医学物理士はまた、デジタル画像を作るのに必要な線量に関して、デジタル画像が最適化されることを保証するためのテストも実施する。諸問題の評価と是正、修理の着手、及び画像処理とネットワークシステムの維持の調整を行うため、画像管理専門家も利用できるべきである。

(90) 担当医は品質管理プログラムの必要性を理解し、その実施と監督の最終責任を持つべきである。要約すると、包括的な QC プログラムは、画質を最適化し、患者線量を適正に管理し、またシステム上の諸問題を効率よくかつ適時に是正することを確実にするために必要である。具体的な仕事は QC チームの各メンバーによって行われる。

3.2.2. 設備性能の評価

(91) デジタルラジオロジーシステムは、臨床に使用する前に、受入れ試験に合格しているべきである。行われる試験は、システムの撮像能力全般と臨床的に受け入れられる画像を得るのに必要な患者線量を評価するように設計されている。受入れ試験報告書には、メーカーの指定する試験を全て含め、実施されたそれぞれの試験の結果を示すべきである。もし要件を満たさない項目や改善の提案がある場合は、その装置が臨床に使用される前にこれらの項目を是正すべきである。是正措置には、X線装置に必要な修理を含め、また画質改善の勧告（例えば技術的要素や画像表示状況の変更など）も含むべきである。

(92) 装置は、最初の受入れの評価をした後も、毎年又は、X線管、自動照射制御 (AEC) あるいはデジタルレセプタなどの主要部品の修理又は交換後に調査すべきである。性能評価に必要な具体的な試験は、デジタルシステムの種類によっていろいろである。例えば、フルフィールドデジタルマンモグラフィーシステムに必要な性能試験は、CR装置に必要なものとは異なるであろう。大抵のデジタルラジオグラフィーシステムに推奨されている受入れ試験のいくつかを次の表に示す。

- コリメーションの評価
- アーチファクトの評価
- デジタルレセプタの均一性

- ビームの質の評価（半価層の測定）
- 管電圧の正確さと再現性
- 照射の再現性
- 画質
- モニターシステムのゲイン
- 放射線出力と入射線量（entrance dose）

(93) 医学物理士が行う最も重要な測定は、患者線量の評価である。受け入れられる臨床画像を得るのに必要な線量は、第2章で論じられている他のパラメータが直接影響する。さまざまな医療放射線検査の診断参考レベル（DRL）に関する勧告は3.4.節に概説されている。

(94) システムゲインは、明るい画像を作るイメージ増倍管の能力をいう。デジタルシステムでは、ゲインは受け入れられる線量で最高画質を得るために最適化する必要がある一つの要素である。経年劣化したシステム及び不適切に構成されたシステムではゲインの値が不適切になるであろうから、システムゲインを監視することは重要である。透視法では、不適切なゲインはイメージ増倍管の入力線量率によって検出することができる。デジタル投射ラジオグラフィでは、各々の装置に設計された特定のゲインがある。ゲインの設定が高すぎる場合は、増幅された電子ノイズが出る。ゲインが低すぎると、信号対雑音比（SNR）が低くなる。イメージングシステムのSNRが増加すると、コントラストの低いかすかな病変を識別するシステムの能力は改善される（第2章参照）。CRや他のデジタルシステムにおいてゲインを制御することは、恒常性と最適化のために特に重要である。

3.2.3. 品質管理試験

(95) デジタルラジオグラフィシステムの性能が経年劣化しないことを確実にするには、システムの品質管理が求められる。認可された有資格者によって実施される特定のQC試験は、装置の型式によって異なるであろう。例えば、胸部用のデジタルシステムの品質管理（QC）プロトコルは、フルフィールドデジタルマンモグラフィシステムのプロトコルとは異なるであろう。通常、プロトコルと手順はメーカーあるいは地方当局によって指定されている。試験によっては毎日、毎週、毎月あるいは3箇月ごとの実施の予定が組まれる。これらの試験は、システムが継続的に最高の基準で稼動するように計画される。試験の結果は文書化され、定期的に見直されるべきである。

(96) 以下のリストは、あるデジタルラジオグラフィシステムで実施するように提案された品質管理（QC）試験の一部である。具体的な手順や推奨される頻度は、デジタルシステムの型式によって異なるであろう。

- モニタの鮮明さ
- 平面の均一性
- ファントムの画質
- コントラストノイズ比

- 再解析
- システム、モニタ及びフィルミングのチェック
- カセットの照射応答、均一性及びアーチファクト（CRシステムに対する）。

(97) さらに、通常動作を模擬した条件下でシステムの表示性能を試験するには、SMPTE (Society of Motion Picture and Television Engineers) テストパターン (Gray ら, 1985) などのテスト画像を用いるべきである。目立ったアーチファクト (例えば、暗い領域への明るい表示域のぼけやにじみ、あるいは空間分解能パターンのエイリアシングなど) が無いことを確実にするために、SMPTE 画像の外観全体を点検すべきである。一次読影に使用する表示モニタは少なくとも毎月試験すべきである。

3.2.4. 監視と文書化

(98) デジタルイメージング管理システムを使用するいかなる施設も、3.2.節に挙げた領域のそれぞれの監視と評価に関するプロトコルを文書化しておくべきである。QC チームは、画像取得、デジタル化、圧縮、送信、表示、及び情報の保管と取り出しの機能を評価し文書化する責任がある。

(99) データ管理システムの操作と保守の資格をもつコンピュータ教育を受けたアシスタントが居ることも、高い品質の持続とシステムの機能を保証するために推奨される。

3.3 電気保安点検

(100) 電気機器及び設備は、最初に使用する前、大きな変更の後、そしてその後も適切な間隔で点検する必要がある。運転を開始する前に、電気機器の設置と操作の責任者による点検がなされるべきである。これらの点検は記録に残す必要がある。使用者は定期的な点検を実施し記録する責任がある。

3.4 診断参考レベル

(101) 診断参考レベルはICRP (ICRP, 1991, 1996) により、ラジオロジーにおける患者線量の管理の実際的な手段として導入された。調査レベルという形式のこれらのレベルは、「普通は、単純な標準ファントムもしくは代表的な患者の表面における、空気中又は組織等価物質中での吸収線量といった、容易に測定できる量に適用される。」(ICRP, 1996)。診断参考レベルの適用に関する追加の助言がICRP (2001 b) にある。ある特定の医療撮像業務に対する診断参考レベルより低い値は、必ずしも最適値ではないかもしれないが、このことは、ある手技が、その手技に対するその施設のいまの慣行以内の患者線量を用いていることを示している。診断参考レベルよりも一貫して値が高い場合には、撮像手技のプロトコルを患者線量に関係する側面に関して変更する必要があるかどうかを決定するための再検討が必要となるかもしれ

れない。複雑な撮像手技に対する診断参考レベルへのアプローチの例は、Vañó と González (2001) や Vañó ら (2001) に見ることができる。従来からの通常 (すなわちデジタルではない) 診断 X 線投影に対して診断参考レベルを実施した結果、英国では患者線量の 30% の減少が示された (Hart ら, 2002)。

(102) 高画質の画像は過剰な照射レベルを用いて得られる可能性があるので、診断参考レベルをデジタル画像に適用すべきであるということは特に重要である。さらに、心臓検査における多重シネ画像及び放射線撮像におけるデジタルスポット画像では、デジタル記録が容易なため、これらの特徴を過度に使用することになりやすい。

(103) 患者入射 (entrance) 線量もしくは線量率は、デジタルシステムについて容易に測定される。同様の測定はデジタル機器に対する QC プログラムの一部として実施されている。それにより、設定又は校正の不十分な機器の同定や、ある期間のどこでイメージ増倍管の性能が劣化したかの同定もできるであろう。しかしながら現在のところ、特定のデジタルイメージングに適用すべき診断参考レベルに関する国際的なコンセンサスは確立されていない。しかしそれでも、医療イメージング施設のしかるべき人々は、自らの施設において採用する診断参考レベルに関係する適切な情報を得るためにいつも文献を調べるべきである。

3.5. デジタルイメージングにおける線量レベルの監査

(104) デジタルイメージングにおける線量レベルの監査にはさまざまなアプローチがある。ある著者は患者の入射 (incident or entrance) 表面吸収線量 (患者平面での D_{ai} 又は $D_{a,e}$) の測定を推奨し、また他の著者はデジタル検出器の入射表面吸収線量 (検出器平面での D_{ai} 又は $D_{a,e}$) を支持している。これらの測定値には大きな差があり、二つの測定法の背後にある考え方にも大きな違いがある。

(105) 検出器平面における吸収線量を測定する利点は、QA プログラムに容易に組み込むことである。実際の測定値は、用いた測定プロトコル (すなわち、減衰器の種類や厚さなど) に依存するであろう。これは、異なるタイプの装置を比較し、より高い線量が予想される装置を予見するのに用いることができる。主な不都合は、患者の受ける実際の吸収線量を反映していないことである。患者の実際の吸収線量は、患者のサイズと組成及び使用される臨床プロトコルに影響される (Vañó ら, 2002)。

(106) これらの二つの量、すなわち患者平面での吸収線量と検出器平面での吸収線量の間には、数値の違いがあるであろう。これらは、距離の逆 2 乗則、患者による減衰、及び臨床プロトコルから生じる。どの違いも、使用される管電圧と管ろ過に特に依存するであろう。

3.6. 確定的傷害

(107) 透視時間が長いある種の IVR 手技を受ける患者に起こる確定的傷害については、

いくつか報告がある (Geise と O'Dea, 1999 ; ICRP, 2001 b ; Vañó ら, 1998 ; Wagner ら, 2000)。IVR における確定的傷害は、さまざまな要因の組み合わせの結果として、従来の透視でもデジタル透視でも起こりうる。これまでの確定的影響発生の解析によって決定された主な寄与要因は、高線量率装置の使用であることが分かった (Faulkner と Vañó, 2001)。もう一つの要因は、IVR 手技を実施する臨床医に対する放射線管理の訓練と教育の欠如であった (Archer と Wagner, 2000)。透視を使用した IVR 手技による放射線傷害の回避に関する包括的な議論は、ICRP (2001 a) に見ることができる。

3.7. DICOM 規格

3.7.1. DICOM 規格

(108) 医療におけるデジタルイメージングと通信 (Digital Imaging and Communications in Medicine, DICOM) の規格は、デジタル放射線画像とその他の医療情報をコンピュータ間で転送する工業規格である (NEMA, 1996)。DICOM 規格により、さまざまなメーカーの医療画像装置とシステムの間でデジタル通信が可能となる。このような接続性は医療における費用対効果のために重要であり、これにより使用者は遠隔アクセスも施設内での放射線サービスも提供することが可能となる。例えば、さまざまなメーカーにより製造され、1箇所もしくは多くの場所に配置されたワークステーション、デジタルイメージャ、フィルムデジタイザ、共有アーカイブ、レーザープリンタ、ホストコンピュータ、メインフレームコンピュータが、DICOM 規格を使用することにより互いに「話し合う」ことができる。その結果、医療画像をより効率的に記録し伝送することができ、それによって、医師はより迅速に診断と治療法の決定をすることが可能となる。さらに多くの情報については <http://medical.nema.org/> を参照。

(109) しかしながら、DICOM 規格への適合性がなければ問題が起こりうるし、システム同士が正確に通信できない。適合性がないことによる画像の紛失又は置き間違いにより再検査の必要が生じ、それが患者被ばく量の増加につながる。

(110) また、UK Royal College of Radiologists や American College of Radiology のような組織は、テレラジオロジー (ACR, 1998 a ; RCRm 1999 ; SCAR, 1994) 及びデジタルイメージ管理 (ACR, 1998 ; RCR, 1999) の規格をすでに作成している。

3.7.2. 情報セキュリティの問題点

(111) DICOM 規格はプライバシーやすべての患者データの守秘義務などのセキュリティの問題に対応していない。例えば Health Insurance Portability and Accountability Act in the United States (米国における医療保険の相互運用性と責任に関する法律) (HIPAA, 2000) のような新しい規制では、セキュリティ、データ保全性、患者データ守秘義務など多くの領域で、厳しい説明責任を要求している。プライバシーを守り、デジタルイメージの質を確保するためのこの要求は、遠距離テレラジオロジーにもまた個々の病院内のイントラネットイメージや業

務にも及んでいる。施設がアクセス制御や暗号化を含めた複数レベルのシステムセキュリティを導入する必要があるかもしれない。患者の同定が可能な医療情報を取り扱うすべての組織にとって、インフラの保護は重要である。これは以下のようにして達成される：

- ネットワーク又はネットワーク資産への不正なアクセスを防止すること；
- データへのアクセスを保護するためのアクセスコントロールと認証手段を確立すること；及び
- データ保全性と患者守秘義務を確実にすること（すなわち、データ自体から識別因子を除去すること。しかし、元データを保護し、変更や圧縮などによって損なわれないように保証すること）。

(112) PACS のメーカーには、画像や患者情報に容易にアクセスできるという PACS の大きな利点を損なうことなく、高いレベルのデータセキュリティ、耐障害性、及び患者のプライバシーを提供するよう圧力がかけられている。デジタルシステムの購入者はこれらのセキュリティの課題を承知しているべきである。

(113) 画像が容易には利用できなかったり、他の医療施設に送信できなかったりした場合には、時にはその手順が不必要に繰り返されることがある。

4. デジタルラジオロジーに関する ICRP 勧告

- 放射線科医，医学物理士及び放射線技師には，デジタル技術の臨床利用に先だって，特に患者線量の管理面での適切な訓練を行うべきである。
- 操作施設に新しいデジタルシステムが導入される場合には，その施設の診断参考レベル（DRL）について再検討すべきである。
- 操作施設にデジタルシステムが導入された場合には，頻繁に患者線量の監査を行うべきである。
- 厳格な QA プログラムにおける客観的試験のためばかりでなく，デジタル撮像システムの性能を別に独立して試験するためにも，使用者は画像の元データを入手できるようにすべきである。
- 新しいデジタルシステム又は新しい後処理ソフトが導入される場合には，（線量の）最適化プログラムと継続的な訓練を平行して実施すべきである。
- デジタルラジオロジーの品質管理は新しい手順とプロトコルを必要とする。受入れ試験と恒常性試験は，画像の可視化，伝送及び保管の面を含むべきである。ネットワークと PACS の保守に専念する専門家が得られるべきである。
- デジタルラジオロジーの画像はより容易に取得され，現代の通信ネットワークで送信されるので，依頼医は要求する医療 X 線イメージング手技の正当化の規準について十分精通しているべきである。
- 業界は，照射パラメータと結果としての患者線量について，放射線科医，放射線技師及び医学物理士に情報を提供する手段を発展させるべきである。照射パラメータと結果としての患者線量は，標準化され，表示され，記録されるべきである。

付録 A. デジタルシステムの基本と利点

要 点

- どのようなデジタル X 線撮影装置においても、X 線検出の段階、デジタル情報の最終的な保管、及び画像表示の方法（例えば、診断用の品質を提供するモニタに接続された適切な表示ソフトウェアを持つワークステーション）は、物理的に分離した構成部品であることが特徴的である。
- 医学画像通信の分野に対しては、DICOM 規格にプロトコルが確立されている。しかしながら、新しい技術と方法の急速な発展のために、異なるメーカー間におけるシステムの互換性と接続性は未だに大きな課題となっている。
- ストレージフォスファシステムは、X 線照射からの画像を潜在的な情報として記録するためにストレージフォスファプレートを使う。このシステムはカセットベースなので、既存の X 線装置を改変することなく用いることができる。しかしながら、照射パラメータを画像データと共に自動的に記録することはできない。
- フラットパネル検出器は最も最近開発された機器である。X 線検出と画像読み出しが一度に行われる。X 線変換器と読み出し機器からなるアセンブリーがフラットパネル検出器の通常の特徴である。フラットパネル検出器を装備する X 線装置は、照射パラメータを画像データと共に保存することが可能である。
- 画像情報をデジタル化することの利点の一つは、視覚化を改善するための画像処理を行えることである。これらの処理能力の結果として、画像の輝度（もしくは黒化）と照射の間にはもはや厳密な相関はない。
- すべてのワークステーションで利用できる一つの機能は「ウィンドウイング」である。この機能により、ディスプレイ上で全範囲のピクセル値中の一部を指定することができる。このウィンドウ範囲を外れたすべての画像情報はもはや見ることが出来ない。ウィンドウの中心と幅が画像の DICOM ヘッダーの一部として通常転送される。誤ったウィンドウ設定はまた、照射不足又は照射過剰と間違っ読影されることもある。
- 性能の低い画像表示装置は、得られたデータの品質を損なう可能性がある。使用者は、重要な表示パラメータの物理的仕様によるか、あるいは画像表示装置の特定のモデルを参照するかのいずれかによって、その画像表示装置の最小限の要件に関する完全な情報を得ておくべきである。

A.1. 緒 論

(A1) CTあるいはMRIといったモダリティの本来的なデジタル技術とは対照的に、すべてのデジタル投影X線撮影技術は、従来の（すなわちアナログの）技術の継続的な発達に由来している。ラジオロジーの分野には、デジタル技術の種々の異なった応用があり、それぞれの応用はX線装置に対して特定の要件を持つ。従来のラジオロジーシステムの現在の応用領域は、2つの主なグループすなわちX線撮影と透視に分けることができる。

(A2) このグループ分けは同じくデジタルX線装置にも適用することができる。しかし、装置のいくつかの品目は、X線撮影と透視の両者の組み合わせとなっている。デジタルシステムの発展過程はこれら2つのグループで全く異なっていたことを注意すべきである。

(A3) イメージ増倍管ベースの透視システムには、中間画像保存手段すなわちLIH (last-image hold) とハードディスク記録（「デジタル取得シリーズ」）のための手段が追加されていた。イメージ増倍管テレビジョンシステムにある透視法におけるX線検出のこの重要部品は、ほとんど全く変化しなかった。最近の改良は、収集された画像シリーズのデジタル化、信号処理、及び記録のための追加の構成部品がゆるやかに統合されることによって、テレビジョンシステムの中で起こった。リアルタイムデジタル画像処理の導入によって画質が改善された。デジタル画像の画像処理によって利用できる機会は別として、これらのイメージ増倍管テレビジョンシステムの基本動作は根本的には変化しなかった。フラットパネル検出器を有する新しい透視システムでは、デジタル検出器のすべての機能を用いることができる。

(A4) このことは、ブッキーテーブルあるいはウォールスタンドのような直接X線撮影システムについては当てはまらない。従来のX線検出器は通常、フィルムスクリーンの組み合わせで供給されるカセットである。蛍光スクリーンは最初の検出段階として作動し、X線像を光に変換する。2番目の検出段階にある写真用フィルムを感光させるのは、この蛍光スクリーンによって作られた光である。湿式化学処理の後、このフィルムには画像が焼き付けられ、最終的な保管装置となる。

(A5) X線検出段階、最終保管、及び画像表示の手段が物理的に別の要素であることは、どのようなデジタルX線撮影装置においても特徴的である。このことは、実際に応用されるアナログ及びデジタルX線撮影システムの間の違いを最も確実に理解するのに重要である。その結果、デジタルX線システムを採用する際、臨床環境において満たすべき二三の要件が存在する。

(A6) 原則として、デジタルワークフローのための最小の技術的環境は、ハードコピープリンタに直接接続されたX線装置により構成される。デジタル機能をより一層利用するためには、少なくとも以下の構成部品がローカルエリアネットワーク中に接続されているべきであると勧告する。

- 診断用の画質を備えたモニタに接続されている表示装置（例えば、適切な表示ソフトウ

エアを有するワークステーション)。これにより画像処理を行うことが可能となる。

- 保管／アーカイブ装置，例えばハードディスクラック，RAID (redundant array of independent disks)，MO (光磁気) ディスク，CD，DVD，あるいは，少なくとも診断用品質を備えたハードコピープリンタ。デジタル画像には多数の情報が存在する。これは，デジタル部門で得られた大量の画像と組み合わせさせて，デジタル情報の保管に莫大な要求がなされる。記憶／アーカイブ装置は，通常「画像保存通信システム」(PACS) と呼ばれる。

(A7) パーソナルコンピュータの広範囲にわたる導入で，病院の中の管理プロセスは著しく変化した。病院情報システム (HIS) と放射線科情報システム (RIS) は，統合されたデータネットワークの不可欠な部分である。このような既存のデータ管理から利益を得るために，デジタル X 線装置もまた作業工程に組み込まれるべきである。患者の入院の間に得られた統計データ，依頼医の氏名，及び手順は，X 線機器のところで直接アクセスできるかもしれない。これによりワークフローが著しく円滑になるであろうし，またエラー (例えば，重複データの入力による) は減るはずである。

(A8) 例えば，欠点がなく，安全で，かつ信頼性の高い情報交換のためには，電気通信や放送で使われているように，高いレベルの標準化プロセスが利用できなければならない。医療通信分野については DICOM 規格が確立された (Mildenberger ら，2002 年)。したがって近年導入されたすべての医療機器は，DICOM 規格に準拠しているはずである。しかし，新しい技術と方法の急速な発展のために，異なるメーカー間におけるシステムの互換性と接続性は未だに大きな課題となっている。

A.2. 基本用語

(A9) 実務的な見地からのアナログ及びデジタルシステムの間での主な相違は，有限数のセットとしての最終画像の保管である。物理的な媒体から数学的な記述へのこの変換により，コンピュータ技術と情報処理における最近の進歩からの恩恵を受ける機会が得られる。この処理の品質を維持するために，選択された用語の知識は重要である (用語解説参照)。

A.3. デジタル X 線システムのイメージングチェーン

A.3.1. X 線の変換

(A10) 患者を通して伝達された X 線ビームからの情報を変換する最初の段階は，X 線の検出と入射量子の信号への変換である。透視法では，これは通常，十分確立された技術であるイメージ増倍管によってなされる。イメージ増倍管では，X 線は蛍光スクリーンに吸収され，そして光子に変換される。これらの光子は光電陰極に衝突し，入射 X 線の数に比例して電子が放出される。これらの光電子はイメージ増倍管内の真空中で加速され，増幅された光画像を

生成する。この光はテレビジョンカメラによって変換されて、そして最終的にデジタル化される。

(A 11) 現在利用できるデジタル透視システムの間には、基本的に大きな違いはない。将来の動画対応フラットパネル検出器の概要は、付録 A.3.3 に述べられている。

(A 12) X線写真の応用のために、X線変換器は根本的に変化した。従来のフィルムのデジタル化は別として、現代のすべてのデジタル検出器は、フィルムとスクリーンの組み合わせの完全な置き換えに基づいている。最近 20 年間の集中的な研究によっていろいろな技術的解決法が生まれ、開発され、市場にもたらされた。

(A13) 物理的な観点から、検出器はしばしば「直接」及び「間接」変換方式に細分される：

- 直接方式：X線が中間段階を経ることなく半導体材料（例えばアモルファスセレン）によって電荷に直接変換される；及び
- 間接方式：X線が最初にシンチレータ材料（例えばヨウ化セシウム）によって光子に換えられ、さらに光子はセンサー（例えば、光ダイオードを持つアモルファスシリコンプレート）によって電荷に換えられる。

(A 14) デジタル検出器は、実用的な観点から、応用分野に対するその機能に従って細分することもできる。物理的な寸法、画像読み出し速度、空間分解能、及び使える線量範囲は、性能を表すための主要な要素である。

A.3.2. ストレージフォスファシステム

(A 15) 現在のところ、最も一般に使われているデジタル X線撮影システムはストレージフォスファプレートに基づいたものである。この技術はもともと CR システムの名前で導入された。他の技術の導入でこの名前は誤解を招くおそれがあるので、ここでは文献でふつう用いられている「ストレージフォスファシステム」と名付ける。X線照射による画像はストレージフォスファプレート中で、励起電子により描かれた潜在的な情報として保持される。画像情報はレーザーでフォスファプレートを走査することによって読み取られる。励起電子は、センサーにより同調して検出される可視光として、そのエネルギーを放出させられる。その後、プレートは高輝度のフラッシュライトで消去して再使用できる。ストレージフォスファプレートの寿命は、蛍光体の疲労と擦り傷のような機械的損傷によって制限される。

(A 16) ストレージフォスファシステムもカセットベースであるため、既存の X線設備を改変することなく使用することができる。それに加えて、独立した読み取り装置が必要である。これは通常基本的な画像処理機能とネットワーク接続機能を備えている。X線設備と読み出し装置は通常接続されていないので、照射パラメータ (kVp, mAs, 面積線量) は画像記述データ (例えば DICOM ヘッダー中の) の一部として自動的に保存できない。

A.3.3. ソリッドステート（フラットパネル）検出器

(A 17) 最も新しく開発されたのはソリッドステートすなわちフラットパネル検出器であり、そこでは X 線検出と画像読み出しが一度に行われ、数秒後に表示装置上に最終画像が現れる。

(A 18) 最も普通的设计は、アモルファスシリコンプレート上に蒸着された X 線変換層からなるサンドウィッチ構造である。アモルファスシリコンプレートは 130–200 μm のサイズの正方形ピクセルで画像マトリクスを形成する。通常ピクセル面積の 70% が、シンチレータの光を電荷に変える光ダイオードに関係している。電気回路は行と列に構造化されており、ピクセルによって（すなわち行と列によって）集められた電荷を、放射線から保護されたアモルファスシリコンプレートの背後のエリアにおいて、増幅器とアナログ・デジタル変換器に移動させる。

(A 19) ソリッドステート技術はまた、30 フレーム/秒までの速度を持つダイナミック検出器を生み出した。画像あたり数 nGy に至る吸収線量の有効範囲を持つこの種のダイナミック検出器は、低線量の X 線透視、IVR アンギオグラフィー、及び高分解能の X 線撮影に適用できる（表 A.1）。

表 A.1. A.3 節で述べた検出器技術の応用とインパクト

応用 検出器技術	推定されるインパクト		
	透視	X 線撮影	乳房撮影
イメージ増倍管—テレビジョンカメラ	+	o	—
ストレージフォスファシステム (CR)	—	+	o
増感スクリーン—光学カメラ	—	—	—
ソリッドステート検出器 CsI/a-Si(間接)	+	+	+
セレンウムドラム	—	o	—
ソリッドステート検出器 a-Se/a-Si(直接)	o	+	+

a-Si, アモルファスシリコン; a-Se, アモルファスセレン; CR, コンピューテッドラジオグラフィー; CsI, ヨウ化セシウム
記号の意味: 大きい (+), 中くらい (o), 小さいか又ははない (—)

A.4. 画像処理

(A20) 画像情報をデジタル化する動機の一つは、画質改善のための画像処理の応用や新しい医学的応用（例えば、画像融合）である。デジタル画像処理には以下の側面あるいは目的がある：

- 画像調整（例えば、機器の物理特性に応じた画像の生データの基本的な補正処理）；
- 画像（画質）の向上（例えば、ラチチュード、局所的なコントラスト、空間分解能、ノイズの抑制）；
- 画像の定量化（例えば、脊柱側弯症、脳外科手術の計画の評価における、長さと角度の測定）；及び
- 画像の文書化（すなわち、画像と患者の統計量との関連付け、手技の情報、文章及びグラフによる注釈、照射パラメータ（kV, mAs, ms, 面積線量）、及びレポート）。

(A21) A.4.1節からA.4.4節までは、デジタルX線撮影システムの画像処理についての、共通面に集中して述べた概要である。どの技術についても細かい部分には違いがあり、述べられたいくつかの部分は全くあてはまらないかもしれない。

(A22) 信号処理の間、画像はその目的に関してあるレベルの忠実度を達成するように、変換され操作される。処理結果を制御しかつ最適化するため、中途の段階での画像も使用される。基本的に3つの異なるタイプの画像に分類される。

- 生画像（フラットパネル検出器又はストレージフォスファシステムの読み出し信号）；
- 元画像（機器特有のすべての補正を行った後）；及び
- 処理済み画像（表示用）。

A.4.1. 画像の調整

(A23) 画像調整は、上記の生画像から元画像への変換に必要なすべての処理段階からなる。すべてのタイプのイメージレセプタにおいて、物理的な感度は通常局所的に変化する（例えば、増感スクリーンに使用されている粉末状蛍光体の粒状性による）。このため、アナログX線システムでは、X線照射に局所の変化がなくても、光学密度には局所的な変化が生じる。デジタルシステムでは、特定のアルゴリズムによってこの局所の変化を補償することができる。

(A24) すべての調整手順は、デジタル画像レセプタシステムの最終的な撮像性能に多大な影響を及ぼすことに留意すべきである。

(A25) ほとんどのデジタル検出器は、従来のフィルムで経験するX線画像の普通の視覚的印象を与えない直線のグラデーションカーブを示す（図A.1参照）。適合はデジタル処理により、すなわち検出過程とは別に、行われる。デジタルシステムでは、最終的なグラデーションカーブは数学的な計算であり、従来のフィルムにおけるような物理的に固定された性質ではない。これは、原理上、階調に対して任意の形を作ることができるため、はるかに柔軟性

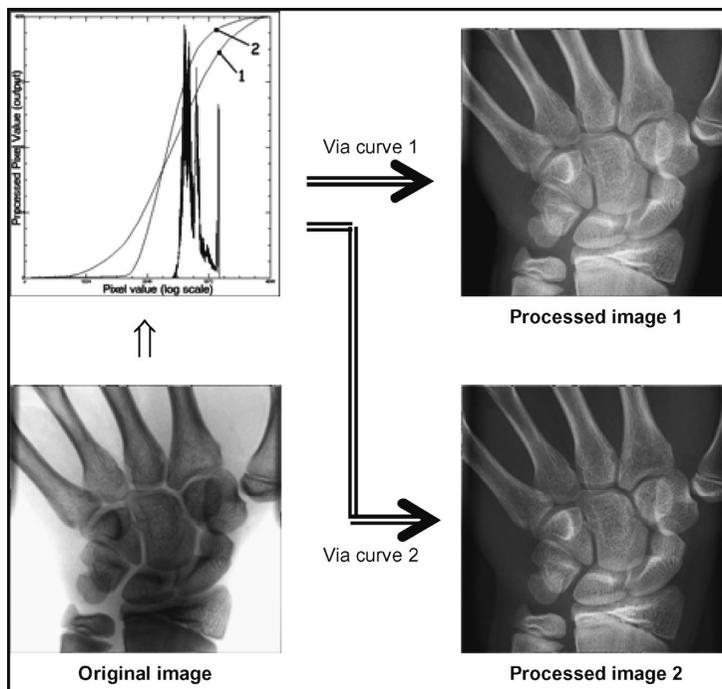


図 A.1. グラデーションカーブ、ウィンドウイング、及びグレースケール反転を示す画像処理。

がある。したがって、ダイナミックレンジの制御により、選択された画像領域についてコントラストの強調が可能である。検査される人体部位の具体的な知識による患者個別の最適化が推奨されており、これによって画質のさらなる改善もたらされる。

(A 26) これらの処理能力の結果として、画像の明るさ（又は暗さ）と照射との厳密な相関はもはや存在しない。このことは、画像の明るさが、正しい最初の照射の指標として使えないことを意味する。したがって、その代わりに、システムのマニュアルに与えられた推奨照射量（例えば「照射指標」）を使う必要がある。

A. 4. 2. 画質の向上

緒論

(A 27) 今日では、デジタル画像処理アルゴリズムは、広範囲にわたる画像加工能力を提供している。医学イメージングの領域において、これらのアルゴリズムのすべてが適用可能あるいは有用という訳ではない。すべてのアルゴリズムは、診断情報を損ねたり歪めたりしないことを確認しなければならない。したがって、臨床業務では、アルゴリズムのほんの一部分だけが適用可能である。

(A 28) それでもなお、画像処理の最終結果は QC の方法で慎重に点検すべきであり、アルゴリズムは設定パラメータのセットにより確認し管理すべきであり、また処理結果は、医学

画像の所定の応用あるいは使用者にとって好ましい画像の印象に応じて調整すべきである。導入時にメーカーと緊密に協力して、注意深い設定を行うべきである。正しくない設定値は不適切な処理をもたらし、撮影を繰り返す必要をきたす結果となることがある。

標準的な処理機能

(A29) 画像の明るさとコントラストの事前調整がグラデーションカーブを用いて行われたならば（すなわち画像調整）、追加的な機能は通常ほとんどの放射線用ワークステーションと表示ソフトウェアで使用できる。この機能は「ウィンドウイング」（図 A.2 参照）と呼ばれ、画像表示又はプリントに対するピクセル値の全レンジの一部を指定することができる。次に、この部分的なレンジ（すなわち「ウィンドウ幅」）は、表示モニタあるいはハードコピー装置の輝度スケールへマッピングされる。この「ウィンドウ」の位置は、2つめのパラメータである「ウィンドウセンター」で定められる。このウィンドウのセンターと幅は、画像の DICOM ヘッダーの一部として転送される。

(A30) このタイプの処理は、画像中のある定められた細部の視認性 **visibility** を向上させるために使用される。しかし、ウィンドウレンジ外のすべての画像情報はもはや見ることができない。誤ったウィンドウ設定は、照射不足あるいは過剰と誤って解釈されることもある。

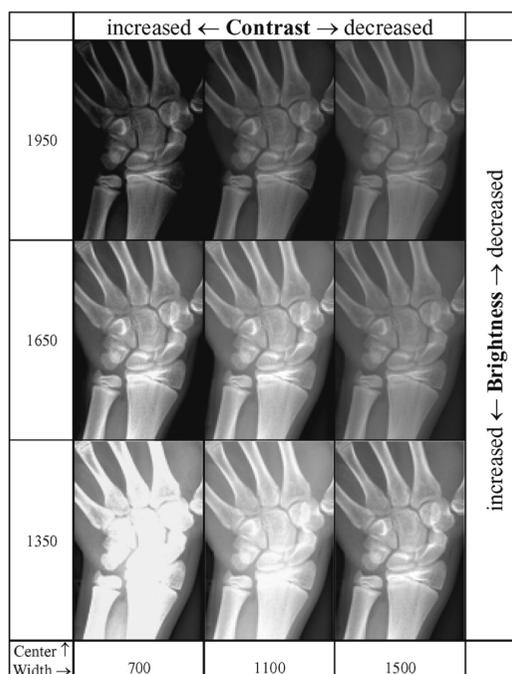


図 A.2. 12 ビット画像（0～4095 のピクセル値範囲）におけるウィンドウイング機能の説明。それぞれの画像は、ウィンドウセンターとウィンドウ幅との組み合わせで表示されている。1つの列の画像は同じセンター値を、また1つの行の画像は同じウィンドウ幅の値を持つ。

(A 31) 従来のフィルムスクリーンの組み合わせでは、光学密度は照射に比例し、写真フィルムは照射の高い領域ほど黒くなる。デジタル X 線機器では、通常、画像信号の本来の反転はない。反転は処理の一段階として行われ、したがって一つの選択肢である。

高度な処理機能

(A 32) 一般的な問題は、細かな細部のコントラスト向上は、画像全体の過度のコントラスト向上なしに行われる必要があることである。これは、上記の標準的な処理機能では不可能である。

(A 33) この問題に対して有望な解決策を示す高度な処理機能が利用できるが、これらの多くはメーカーごとに特有のものであり、実装されているアルゴリズムの付属説明書は通常入手できない。ここでは、一般に使用されている考え方に焦点を当てて、これらの機能を記述する。もっと詳細な議論については、Beutelら(2000)とStahlら(2000)の文献を参照。

(A 34) 高度な処理機能と標準的な処理機能との主な差は、個々のピクセルの処理結果がもはや隣接するピクセルと独立ではないことである。画像の空間周波数成分が解析され、一時的に分離される。これらの部分画像は異なって処理され、その結果は統合されて、最終的な強調画像が得られる。処理スキームと強調の度合いは、一連のパラメータによって制御されている。これらのパラメータは注意深く調整する必要がある、さもないと最終画像にアーチファクトが現れることがある。これらのアーチファクトのいくつかは、患者の病変と誤って解釈されることがある。

(A 35) 金属製インプラント(例えば、人工関節)を含む画像は、インプラントの境界部分に高いコントラストがあるため、最も困難な例であることを注意すべきである。不正確なパラメータ調整は、いわゆるオーバーシュートアーチファクトを引き起こすことがあり、これはインプラントのゆらみと誤って解釈される可能性がある(図 A.3 参照)。

透視のための処理機能

(A 36) デジタル画像処理は、透視における患者線量の低減をもたらす機会も提供する。透視を停止した際にシリーズの最後の画像を表示したり(すなわち、LIH)、あるいは、放射線強度を大きく減らす必要なしに、コリメータのブレードや半透明フィルタの移動を模擬するグラフィカルな補助を使用するだけで、必要な透視時間は著しく減る。

(A 37) 単一の画像に適用できる機能に加えて、デジタル透視画像処理は時間領域でも(異なる時刻に取得された画像を組み合わせ)行われる。低線量透視を適用する場合、あらかじめ決められた枚数の以前の画像を平均化することにより、ノイズを低減することができる。動作検出専用のアルゴリズムが、画像のノイズ低減とぼけの妥協点を最適化するのに使用されている。

(A 38) デジタル処理はパルス透視でも必須条件である。それによって低頻度での X 線画像取得が可能になるが、ちらつきのない通常のフレーム速度で画像を表示することができる。

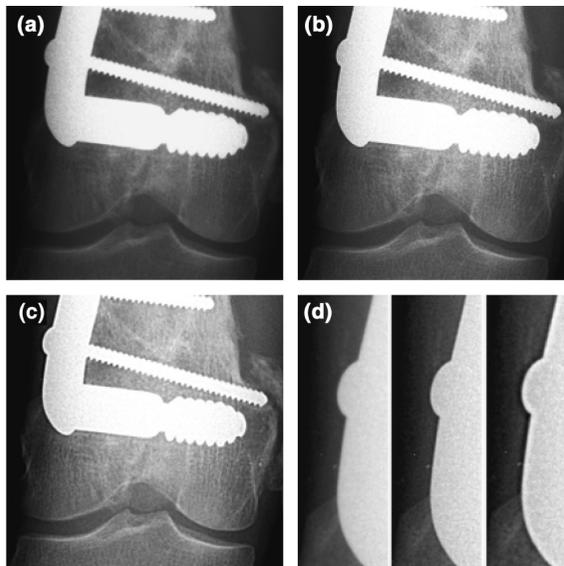


図 A.3. 高コントラストのインプラント境界におけるオーバーシュートアーチファクトの図示。
 (a) エッジの強調なし, (b) カーネルサイズ 7×7 ピクセル, (c) カーネルサイズ 15×15 ピクセル,
 及び, (d) (c)のあいまいな境界のズームされた表示。黒白のハローを示す。

A. 4. 3. 画像の文書化 (ハードコピー)

(A 39) 画像の再検討, 文書化及び保存も, 従来のラジオグラフィーと非常に似た方法 (すなわちフィルムへのプリントとライトボックスの使用) で行われる。ここ数年間に, 豊富な種類の製品が利用可能になり, これらは「湿式」システムと「乾式」システムに分類することができる。技術的な違いは, プリント媒体の現像過程にある。「湿式」システムは写真フィルムをレーザービームスキャナで照射し, このフィルムを湿式の化学プロセスで現像する。「乾式」システムは, 媒体を熱転写方式で黒化させ, メンテナンスが少なくて済み, 画質にもわずかな制約しかない。

(A 40) 過去において, ハードコピーシステムは X 線装置に直接接続されていた。最近では, DICOM 規格に従ったネットワーク接続に変わった。デジタル画像のプリント過程は以下の 3つの段階から成っている:

- 画像データを読み出し, 送信モダリティを識別する;
- モダリティ固有の処理を行う (レイアウト, 注釈, 階調又は濃度の補正など); 及び
- 最終的な画像情報をプリント媒体へ転送する。

(A 41) これらの段階のそれぞれは, 最終的なプリント結果の画質に影響を及ぼしうる。したがって, QC 手順は, 画像の送信モダリティからライトボックス上の表示までの全体の過程にわたる必要がある。送信モダリティ又はワークステーションあるいはハードコピーカメラによって, 特別な技術的テスト画像を準備すべきである。

(A 42) 画質規準と恒常性試験の手順は, 国内及び国際規格 (IEC, 1993, 1994 a,b) に

詳しく記述されている。

A.4.4. 画像の表示（ソフトコピー）

(A 43) 多くの放射線画像の応用においては、画像の生成と検討は同じ時刻又は同じ場所では行われない。以前は、このために元のフィルムの転送やコピーが必要であった。PACSの導入により、ネットワークを介したデジタル画像の送信が可能となっている。診断に至るためには、表示ソフトウェアを動かすワークステーションが画像の表示と検討に使用される。

(A 44) 作業にも依るが、表示装置は診断品質の画像を提示するという一定の基本要件を満たさなければならない。第一に、室内照明の状態が眩しさやフレアの発生によって画像のコントラストを悪化させるべきではない。表示自身は最低限のコントラスト比を提供すべきであり、グレースケールの提示はある決まったやり方で校正されているべきである。具体的な情報は DICOM 規格の一部であり、「標準化されたグレースケール表示関数」として詳細に記述されている。その目的は、あるネットワーク環境の中の、接続された全ての表示装置について(同じ目的に使用された場合) 同じレベルの画質が維持されることである。QC の手順は、国内及び国際的な規格 (例えば、IEC, 1994 b) に記述されている。

(A 45) 最後に、ワークステーションのソフトウェアによる画像提示も考慮されなければならない。技術的な制限により、多くの表示装置は X 線検出器の生成する画像マトリクスの全体を示すことはできない。画像観察ソフトウェアはこの状況を扱うためにズームングのアルゴリズムを提供している。画像を表示領域のサイズに合わせると、ピクセルの欠落がエイリアシングアーチファクトを生じうることに注意すべきである。これは画像処理 (表示された部分マトリクスの周波数成分を限定する制御された空間フィルタリング) により抑制すべきである。ほとんどのワークステーションは、一つの画像ピクセルを一つの表示ピクセルによって補間なし (「1 対 1 スケーリング」) で正確に表示する「フル解像度モード」を提供している。

(A 46) 性能の低い画像表示装置は、取得したデータの質を損なうことがある。使用者は、重要な表示パラメータの物理的仕様、又は画像表示装置の特定のモデルを参照することにより、その画像表示装置の最低要件に関して完全な情報を持つべきである。

A.5. 画質と撮像性能

A.5.1. 緒論

(A 47) この節では、デジタル検出器の撮像性能に関連して、画質についての簡単な緒論といくつかの一般的な見解を示す。考察する画像の質を記述するために、「画質」という用語を厳密な意味で用いる。

(A 48) 画質は、検出器の撮像性能のみでなく、照射条件 (例えば、イメージレセプタの線量、ビームの質、照射野のサイズなど)、対象物の特性 (例えば、試験用ファントムなど)、及び画像処理によっても決定される。したがって、装置の物理的な「撮像性能」と、最終画像

の臨床的「画質」を明確に区別することが重要である。

A.5.2. 画質

(A49) 画質を記述する典型的な性能指数 (figure of merit) の概要は以下のとおりである：

- 空間分解能限界；
- 粗い構造のコントラスト；
- 細かい構造のコントラスト（「鮮鋭度」）；
- 雑音認識（「粒状性」，小さい領域の信号変動）；
- 均一性（大きい領域の信号変動）；及び
- アーチファクト（欠損又はすり傷，ピクセル欠落などによる）

(A50) これらの性能指数の多くは，デジタルシステムでも従来のシステムでも重要であり，さまざまな技術的ファントムが利用できる。特に，鉛棒パターンにより決定される空間分解能限界の利点については，A.5.3節で論じる。現実の対象物の本来のコントラストは著しく低いので，エイリアシングが存在する場合には，鉛棒パターンの結果はしばしば臨床的な結果

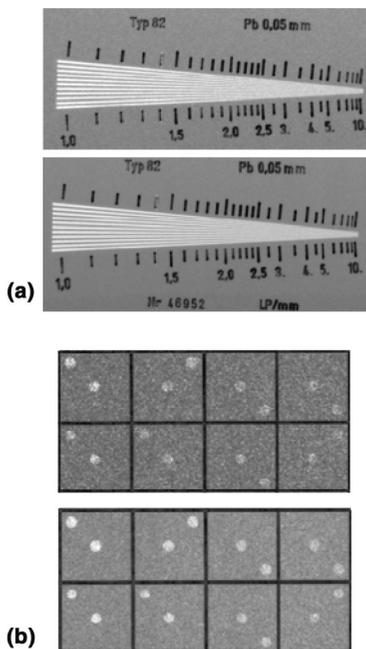


図 A.4. 高コントラストファントムと低コントラストファントムの比較。上段：相対的線量 100%，下段：相対的線量 400%（信号対雑音比の改善は理論上 2 倍）。(a) 対象物のコントラストが高いために，空間分解能の大きな変化は観察されず，したがって，雑音レベルの増加は視認性に影響を与えない。これは臨床的な画質と関連しない。(b) 低コントラストでの分解能に大きな変化が観察され，これは臨床業務でも生じると予想される。

と相関しない。実際的な条件をよりよく模擬した低コントラストファントムを用いると、もっと有用な結果が得られる。低コントラストでの分解能の評価は、空間分解能と雑音特性の組み合わせを含み、これらは合わせて、臨床的な性能の良い推定値を与える。

(A 51) 大部分の結果は照射条件と画像処理特性に依存することに留意すべきである (図 A.4 参照)。比較できる結果を得るためには、標準化された手順と全ての関連するパラメータのきめ細かい管理が必要である。

A.5.3. 撮像性能

(A 52) 撮像性能は、臨床応用のあいだ、特に検出器の開発過程中、継続的に評価されるべきである。新しい検出器技術の性能は、客観的かつ物理的なやり方で現存の機器と比較される必要がある。決められたサイズの対象物のコントラストが画像の中でどの位よく保たれているかを記述するために、変調伝達関数 (MTF) という概念が用いられる (ICRU, 1986)。MTF 値が1のとき、コントラストは全く劣化していない。MTF 値が0のとき、画像の細部はもはや存在しない。MTF は通常、空間周波数の関数として与えられる。

(A 53) デジタル画像処理を含むシステムでは、MTF はもはや独立した規準とは考えられない。(前節で述べたように) 画像の階調処理、ウィンドウイングによるコントラストの強調、及び専用空間フィルタ処理により、コントラストは劇的に変わりうる。一方、コントラストの増幅は雑音認識も増強するであろうから、原理上、検出能は全く向上しない。もっと一般的な概念は、例えば信号対雑音比として表される雑音認識である。

(A 54) X線イメージングにおいて、統計的な量子のゆらぎに従って生じる雑音は、いかなる画像についても自然なものである。量子雑音の量はX線量子の総数によって決定され、平均量子数の平均的なゆらぎとして記述できる。統計的モデルによれば、ゆらぎ (すなわち雑音) は平均数 (すなわち信号) の平方根に比例することが予測される。量子雑音に起因する信号対雑音比を計算すると、信号対雑音比はX線量子の平均数の平方根に比例することが示される。

(A 55) ビームの質が固定されていると、X線量子の数は検出器の吸収線量に正比例する (すなわち、信号対雑音比に関係する量子雑音を1/2に改善するためには、検出器の吸収線量を4倍に増加する必要がある)。

(A 56) 理想的なX線検出器であっても、画像中の信号対雑音比は、量子の信号対雑音比により、すでに放射線場内にあるものよりも良くはなりえない。撮像性能を一般的に記述するための一つの物理的アプローチは、画像中の信号対雑音比を放射線場の信号対雑音比と比較することである。この性能指数は「検出量子効率 (detective quantum efficiency, DQE)」と呼ばれる。DQE 値が1であることは理想的な検出器を表す。DQE 値が50%であることは、考察する検出器が理想的な検出器と同じ信号対雑音比忠実度 (SNR fidelity) を持つ画像を生成するためには、2倍の線量が必要であることを意味する。DQE は通常、空間周波数の関数として与えられる。現実の検出器のDQEは、ビームの質と検出器の吸収線量にも依存する。

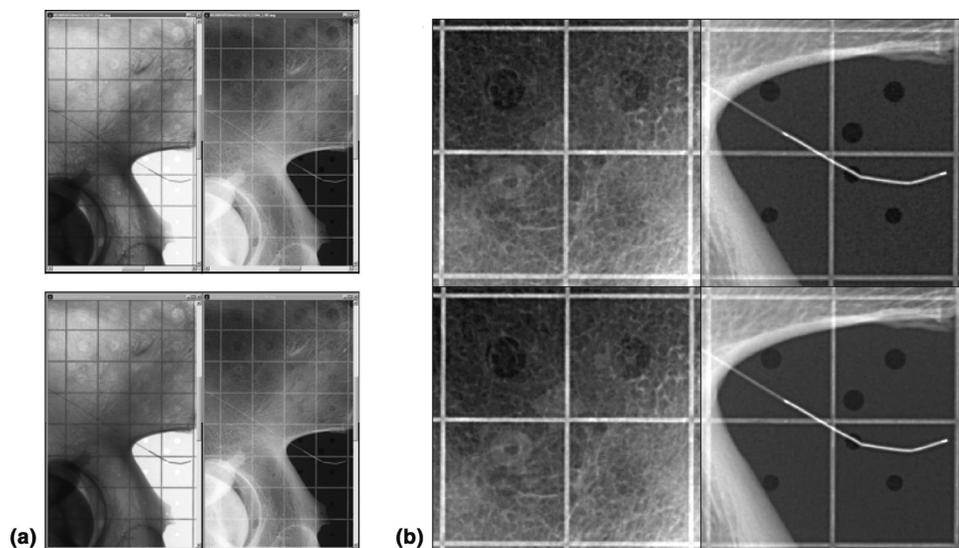


図 A.5. 概観とズームされた領域。異なる線量を照射した元画像と処理済み画像の対。(a) フラットパネル検出器を用いて行った照射の例。下段の画像は2倍の照射で撮影された。このファントムは、規定された低コントラスト構造を備えた CDRAD ファントム(Nijmegen 大学)に骨盤の骨部分を並べたものである。高コントラストの微細な構造は、カテーテルのガイドワイヤを用いて模擬されている。(b) 上段：相対的線量 100%，下段：相対的線量 200%。雑音認知における劣化はごくわずかで、プリントアウトでは見ることも難しい。空間分解能には劣化はない。

(A 57) DQE は非常に有用であるが複雑な性能指数であり、測定手順も結果に著しい影響を与える。最近、IEC の作業グループが、DQE を測定するための規格案を提案した。(http://www.ieh.ch/で入手できる)。

(A 58) DQE は、画像レセプタの吸収線量の関数として、X線検出器の吸収線量測定範囲に物理的に関連した値を提供するであろう。しかし、公開されている「感度」の値は、従来のフィルムスクリーンのカテゴリーに従っており、雑音の問題を考慮していない。

(A 59) 図 A.5 は、画像の対 (元画像と処理済み画像) の例を示し、おのおのの対は 2 つの異なった線量で得られたものである [図 A.5 (a) は画像全体 (概観)、図 A.5 (b) は画像の拡大された領域 (ズーム領域) を示している]。

A.6. 統合された線量測定ツール

(A 60) 透視法、及び特に IVR アンギオグラフィーでは、患者への総照射量の目安として、面積線量 (dose-area product : DAP) を記録することが一般的 (一部の国では強制的) である。X線のジオメトリがわかれば、ある決められた基準点 (付録 B 参照) における患者の入射 (entrance) 線量も追加して計算することができる (ICRP, 2001 b)。技術的に

は、線量計の電離箱は X 線管のコリメータ内に組み込まれている。

(A 61) X 線撮影法では、このような線量計の電離箱を付けて供給されている X 線システムの数は非常に限られている。さらに、画像データとともに DAP を自動的に記録し保存するのは、統合されたシステム（例えばフラットパネル検出器のついた）のみである。記録された DAP 値は、画像の記述データ（例えば DICOM ヘッダーにある）の一部とすべきである。手順が一通り完了した後、すべての画像の DAP を積算し、（例えば、放射線医学情報システム又は PACS へ）報告を返すことができるかもしれない。このデータ交換の標準化は今もお進捗中の過程であり、DICOM の活動の一部である。

(A 62) 上述のように、デジタル X 線撮影法では、画像の輝度（あるいはフィルムの黒化度）と画像レセプタの吸収線量との間に、もはや一定の相関関係はない。したがって、デジタル X 線撮影システムはいわゆる「照射指標」を提示することが勧告（一部の国では強制）されている。照射指標は、照射過剰や照射不足などの系統誤差を防ぐために、画像レセプタの吸収線量の大きな指示を放射線技師に与える。

(A 63) 照射指標は、患者線量について間接的な情報を提供する QC の道具であることに留意すべきである。これは患者入射（entrance）線量又は DAP の代用とはならない。

付録 B. 患者線量の測定：量と単位

(B1) 多くの規制機関は、患者の線量測定は QA に欠かせないと考えている。あるセンターの患者線量を評価し、DRL と比較することができる。そうすれば、線量レベルの高いセンターは（線量管理のために）最適化の検討をさせられるであろう。こうした検討には患者線量の測定値が含まれるであろう。したがって、測定値と用いられた評価値が矛盾しないことが重要である。患者線量は多くの方法で評価することができ、またさまざまな量として表現することができる。

B.1. 吸収線量

(B2) 吸収線量 (D) は、媒質中の一点において、単位質量 (dm) あたりに沈着するエネルギー量 ($d\bar{e}$) (すなわち $D = d\bar{e}/dm$) である (ICRU, 1993)。 D が求められた媒質を記すべきである (例えば、空気、皮膚、又は他の具体的な組織や臓器)。吸収線量は、キログラムあたりのジュール (J/kg) という単位を持ち、その特別な名称はグレイ (Gy) である。

(B3) ある点における吸収線量 (D) は、患者線量の測定において基本的かつ便利な量である。

(B4) 吸収線量を測定した点と照射条件を明記すべきである。例えば、

- 後方散乱を含まない空気中の (自由空気中の) 吸収線量 ($D_{a,i}$) ;
- 後方散乱を含む空気中の吸収線量 ($D_{a,e}$) ; 及び
- 組織中のある点における吸収線量 (組織による散乱を含む) ($D_{t,i}$)。

ここで、 a は空気、 i は入射線 (後方散乱を除く)、 e は入射表面 (後方散乱を含む)、 t は軟組織である。

(B5) 入射線量 (entrance dose)、入射線量 (incident dose)、入射表面線量 (entrance surface dose)、及び検出器への入射線量 (entrance dose) といった他の用語も、従来のラジオロジーやデジタルラジオロジーではしばしば用いられる。これらは通常、X 線ビーム軸が患者又は検出器に入る際の、その点における空気又は他の媒質の吸収線量を指すが、その量が空気又は他の媒質中で測定されているのか計算されているのか、あるいは後方散乱を含むのかどうかは、必ずしも明記されているわけではない。この情報は、それにより吸収線量の数値に 35–40% もの差異が出る可能性があるため、常に明記すべきである。

(B6) 吸収線量の数値はそれが得られた媒質に依存するので、空気中の吸収線量から異なる媒質の吸収線量への変換係数は、光子エネルギーと媒質の原子組成によって異なる。例えば、骨の吸収線量の変換係数は、軟組織や水に対する変換係数よりも高い。

B.2. カーマ

(B7) カーマは、単位質量あたりに放出される運動エネルギーである（単位 J/kg, Gy）。光子では、放出される運動エネルギーは物質中の電子に移行する運動エネルギーである。この量は、相互作用が起こっている個別の物質について定義される（例えば、空気カーマ、水カーマなど）。

B.3. 平均臓器線量

(B8) ある特定の組織又は臓器 (T) における平均吸収線量 (D_T) は、以下の式で表される：

$$D_T = 1/m_T \int m_T D dm$$

ここで、 m_T はその組織又は臓器の質量、 D は質量要素 dm の吸収線量を表す。

B.4. 等価線量

(B9) 等価線量 (H_T) は、次式で与えられる (ICRP, 1991)：

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

ここで、 w_R は放射線荷重係数、 $D_{T,R}$ は放射線の種類 R による組織 T の平均吸収線量である。光子と電子の w_R は 1 である。

B.5. 実効線量

(B10) 実効線量 (E) は、次式で与えられる (ICRP, 1991)：

$$E = \sum_T w_T H_T$$

ここで、 w_T はある組織 T の組織荷重係数である (表 B.1 参照)。実効線量は、比較を目的とした患者線量の検討に有用である。ある患者の特性 (例えば年齢) は、表 B.1 の w_T の値のもととなった作業者集団あるいは一般集団と異なることがあるので、リスク推定のために実効線量を患者線量の評価に用いることは適切でない。実効線量の単位は J/kg で、「シーベルト (Sv)」という特別な名称がつけられている。

表 B.1. 組織荷重係数の値

臓器／組織	w_T
骨髄	0.12
肺	0.12
膀胱	0.05
食道	0.05
骨表面	0.01
皮膚	0.01
乳房	0.05
胃	0.12
結腸	0.12
甲状腺	0.05
生殖腺	0.20
肝臓	0.05
残りの臓器・組織	0.05

B.6. 面積線量 (Dose-area product, DAP)

(B 11) DAP は、後方散乱を除いた空気中の吸収線量と、焦点から等距離で測定された X 線場の面積との積であり、 Gy cm^2 で表される。DAP は、X 線源と患者との間のビーム軸のどこでも都合のよい場所で決めることができる。

(B 12) DAP は、患者と操作者の確率的影響に対する線量管理に有用であるが、皮膚への最大累積吸収線量の推定に実用的な方法ではなく、また確定的影響の予測には有用でない。

(B 13) DAP は、X 線管の出口ポートに置いた大面積電離箱を用いて測定することができる。又は、もし X 線装置が最近のデジタルシステムであれば、X 線発生装置とデジタルに記録された顎の位置のデータを用いて DAP を計算することができる。DAP は、もし X 線装置に適切なモニタリング機器が取り付けられていれば、撮像手順を妨げることなく日常的に決めることができる。

(B 14) 測定機器が空気中の吸収線量でなく空気カーマで校正されているときには、専門家によっては「空気カーマ面積積 (air kerma-area product)」という量を用いることがある。

B.7. 後方散乱係数

(B 15) 後方散乱係数は、患者がいる場合の患者表面に対応する位置における空気中の入射 (entrance) 表面線量と、患者がいない場合の同じ点における空気中の入射 (entrance) 表

面線量との比である。後方散乱係数は、X線場の大きさとX線エネルギースペクトル（すなわち、通常、半価層、X線管の電圧及びX線管のろ過によって指定される）によって異なる。典型的な後方散乱係数は、1.2–1.4の範囲内にある。

B.8. 皮膚線量

(B 16) 皮膚線量は皮膚のある特定の面積における平均吸収線量であり、X線撮影検査の評価あるいは確定的影響のリスクがあるIVR手技で重要な量である（ICRP, 2001 b）。確定的傷害のリスクがある場合、最大累積皮膚線量（又はピーク皮膚線量）[すなわち、後方散乱を含めて皮膚の特定の領域が受けた最大吸収線量（後方散乱を含む）]を評価すべきである。

付録 C. デジタルラジオロジーにおける一般的な教育・訓練面の概要

欧州 DIMOND コンソーシアムにより、次の概要が提案されている (Peer ら, 2003)。

- デジタルイメージングのための X 線システム
 - X 線撮影用パラメータ (kV, mAs) と幾何学的パラメータ (距離, ファイルのサイズ, X 線ビームの方向など) をデジタル形式で転送できる機能。
 - 画像を記録するデジタル検出器とその特性。
 - 感度範囲。
 - 透視: 連続透視モード及びパルス透視モードの操作, LIH, 高いろ過, いろいろなイメージ増倍管のサイズ, 多様な透視モード, 半透明フィルタなど。
- 画像の取得
 - 画像取得のプロセス。
 - 照射レベル (スピードクラス等価)。
 - 透視: 被写体画像からイメージ増倍管までの距離の変化が吸収線量と画質に及ぼす影響, 拡大モードが吸収線量に及ぼす影響, さまざまな透視法と画像取得モード, など
- 画像の後処理
 - 後処理に関連した技術とそれが画質に及ぼす影響: エッジの増強, アンシャープマスキング, ダイナミックレンジの縮小, マルチスケール処理, ノイズ低減, ウインドウ/レベルの設定, ルックアップテーブル, など。
 - シャタリング, 拡大, 電子コリメーションなど画像操作ツールの可能性。
 - 透視: 画像サブトラクション, ピクセルシフティング, リマスキング, ロードマッピングなど。
- 画像転送
 - 画像を同定するプロセス。
 - PACS における画像同定の間違いの原因とその影響。
 - 転送スピード。
- 画像解析
 - 種々のイメージングモダリティに見られる差異。
 - 診断用ワークステーションにおける, さらなる後処理の可能性。
 - デジタル画像で生じうるアーチファクト。
 - 透視: シネモードの適用, サブトラクションを行った画像と行わない画像の違い, など。

- QC
 - 推奨される QC とその頻度。
 - X 線システム。
 - 画像観察用モニタ。
 - 後処理ツール。
 - 画像の伝送と保管。
 - セキュリティの側面。
 - 偶発事象とその影響（ネットワークにおける伝送の中断，電源故障など）。

- デジタル可視化の諸側面と報告

- ワークステーション
 - レポート作成，画像観察及び後処理用のワークステーション間の違い。

- 画像の提示
 - 表示モードとソフトコピー報告におけるそれらの有用性。
 - 画像解像度と表示解像度，及び拡大が表示解像度に及ぼす影響。
 - いろいろな圧縮レベル。

- 画像の転送と保管
 - 損失の大きな画像圧縮と損失がない画像圧縮の違い。
 - デジタル環境におけるワークフローの考え方（HIS-RIS-PACS）。
 - ファイルの短期保管と長期保管の違い。
 - 医学画像の電子保管に関する法律上の問題。
 - テレラジオロジーにおける画像転送に利用できる方法。
 - テレラジオロジーの適用に関する法律上の問題。
 - PACS 及びテレラジオロジーに関連した法律上の問題と安全上の問題。

- 患者線量の管理
 - 画質と患者線量との関係。
 - 臨床業務に必要な画質のレベル。
 - 画質と患者線量に影響しうる行為。
 - デジタルラジオロジーにおける（線量の）最適化。
 - 線量に関するパラメータの表示と利用。
 - 患者線量の評価と DRL。

5. 文 献

- ACR Standard for Teleradiology (Res 21)(1994). The American College of Radiology, Revised 1996 (Res. 26) and 1998 a (Res. 35). Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- ACR Standard for Digital Image Data Management (Res. 15)(1998 b). The American College of Radiology. Effective 1/1/99 ACR, Annapolis Junction, MD.
- Archer, B. R., Wagner, L. K. (2000). Protecting patients by training physicians in fluoroscopic radiation management. *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 1, 32-37.
- Axelsson, B., Boden, K., Fransson, S. G., Hansson, I. B., Persliden, J., Witt, H.H. (2000). A comparison of analogue and digital techniques in upper gastrointestinal examinations: absorbed dose and diagnostic quality of the images. *Eur. Radiol.* 10, 1351-1354.
- Bergh, B., Felix, R. (1999). WWW-based access to radiological patient data: two years of experience. *Stud. Health Technol. Inform.* 64, 217-229.
- Bergh, B., Pietsch, M., Vogl, T. J. (2000). Internet technology for clinical applications in a digital radiography department. *Radiologe* 40, 371-387.
- Beutel, J., Kundel, H., Van Metter, R. (Eds.), 2000. *Handbook of Medical Imaging, Volumes I, II and III.* SPIE-The International Society for Optical Engineering, Bellingham.
- Busch, H. P. (1997). Digital radiography for clinical applications. *Eur. Radiol.* 7, 66-72.
- Busch, H. P. (2003). Management of dose and quality in digital radiography. *Fortschr. Röntgenstr.* 175, 17-19.
- Busch, H. P., Busch, S., Decker, C., Schilz, C. (2003). Image quality and exposure dose in digital projection radiography. *Fortschr. Röntgenstr.* 175, 32-37.
- CEC (1996). *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images.* EUR 16260. Commission of the European Communities, Luxembourg.
- CEC (2000). *Referral Criteria for Imaging Radiation. Radiation Protection 118.* Adapted by experts representing European Radiology and Nuclear Medicine. In conjunction with the UK Royal College of Radiologists. Co-ordinated by the European Commission, Directorate General for the Environment, Luxembourg. Available at: http://europa.eu.int/comm/energy/nuclear/radioprotection/publication/118_en.htm.
- Faulkner, K. (2001). Dose displays and record keeping. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 143-145.
- Faulkner, K., Vañó, E. (2001). Deterministic effects in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 95-98.
- FDA (2001). *Technical Electronic Product Radiation Safety Standards Committee, 28 th Meeting.* Food and Drug Administration, Department of Health and Human Services, Center for

- Devices and Radiological Health, Rockville, MD.
- Fink, C., Hallscheidt, P. J., Noeldge, G., et al. (2002). Clinical comparative study with a large-area amorphous silicon flat-panel detector: image quality and visibility of anatomic structures on chest radiography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 178, 481-486.
- Geise, R. A., O'Dea, T. J. (1999). Radiation dose in interventional fluoroscopic procedures. *Appl. Radiat. Isot.* 50, 173-184.
- Gray, J. E., Lisk, K. G., Haddick, D. H., et al. (1985). SMPTE test pattern for video displays and hard copy cameras. *Radiology* 154, 519-527.
- Hart, D., Hillier, M. C., Wall, B. F. (2002). Doses to Patients from Medical X-ray Examinations in the UK-2000 Review. NRPB W 14. National Radiological Protection Board, Chilton, UK.
- Hennigs, S. P., Garmer, M., Jaeger, H. J., et al. (2001). Digital chest radiography with a large-area flat-panel silicon X-ray detector: clinical comparison with conventional radiography. *Eur. Radiol.* 11, 1688-1696.
- Herrmann, A., Bonel, H., Stabler, A., et al. (2002). Chest imaging with flat-panel detector at low and standard doses: comparison with storage phosphor technology in normal patients. *Eur. Radiol.* 12, 385-390.
- HIPAA (2000). Health Insurance Portability and Accountability Act of 1996. US Public Law 104-191, 104 th Congress. Final Rule published in the Federal Register (65 FR 82462) US Dept of Health and Human Services, Washington, D. C.
- Huda, W., Rill, L. N., Bruner, A.P. (1997). Relative speeds of Kodak computed radiography phosphors and screen-film systems. *Med. Phys.* 24, 1621-1628.
- IEC/TR 2 61223-1 (1993). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments-Part 1: General Aspects. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-4 (1994 a). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments-Part 2-4: Constancy Tests-Hard Copy Cameras. <http://www.iec.ch>.
- IEC 61223-2-5 (1994 b). Ed. 1.0. Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments-Part 2-5: Constancy Tests-Image Display Devices. <http://www.iec.ch/>.
- IAEA (1996). Basic Safety Standards. International Atomic Energy Agency, Vienna.
- ICRP (1977). Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26, Ann. ICRP.
- ICRP (1991). 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Ann. ICRP 21(1-3).
- ICRP (1996). Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73, Ann. ICRP 26(2).
- ICRP (2001 a). Radiation and your patient: a guide for medical practitioners. Also includes: Diagnostic reference levels in medical imaging-review and additional advice. Supporting Guid-

- ance 2, Ann. ICRP 31(4).
- ICRP (2001 b). Avoidance of radiation injuries from medical interventional procedures. ICRP Publication 85, Ann. ICRP 30(2).
- ICRU (1986). Modulation Transfer Function of Screen-film Systems. ICRU Report 41. Nuclear Technology Publishing, UK.
- ICRU (1993). Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry. ICRU Report 51. Nuclear Technology Publishing, UK.
- Kunz, G., Busch, H. P. (2000). Examination of the image quality from digital fluoroscopy equipment with 1 k-and 2 k-image matrix. *Rofo. Fortschr. Geb. Rontgenstr. Neuen. Bildgeb. Verfahr.* 172, 707-713.
- Lauenders, J. H., Cowen, A. R., Bury, R. F., Hawkrige, P. (2001). Towards image quality, beam energy and effective dose optimisation in digital thoracic radiography. *Eur. Radiol.* 11, 870-875.
- Mildenberger, P., Eichelberg, M., Martin, E. (2002). Introduction to the DICOM standard. *Eur. Radiol.* 12, 920-927.
- Mosser, H. M., Pärtan, G., Maltsidis, A., Hraby, W. (2002). Integration of healthcare information: quality assurance of exam optimisation with automatic transfer of exposure dose parameters into the electronic patient record. European Congress of Radiology, B-0501 ECR, Vienna, Austria.
- NEMA (1996). Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). National Electrical Manufacturers' Association, Rosslyn, VA, pp. 3. 1-1996-3. 13-1996.
- Partan, G., Mayrhofer, R., Mosser, H., Mahdi, T., Hraby, W. (2001). Radiation dose of digital vs conventional fluororadiography of the upper GI tract. *Eur. Radiol.* 11, 2109-2111.
- Peer, S., Faulkner, K., Torbica, P., et al. (2003). Relevant Training Issues for Introduction of Digital Radiology: Results of a Survey. DIMOND Report. http://www.dimond3.org/index_2.htm.
- Peters, S. E., Brennan, P. C. (2002). Digital radiography: are the manufacturers' settings too high. Optimisation of the Kodak digital radiography system with aid of the computed radiography dose index. *Eur. Radiol.* 12, 2381-2387.
- Reiner, B.I., Siegel, E.L., Flagle, C., Hooper, F.J., Cox, R.E., Scanlon, M. (2000). Effect of filmless imaging on the utilization of radiologic services. *Radiology* 215, 163-167.
- Rill, L.N., Brateman, L., Arreola, M. (2003). Evaluating radiographic parameters for mobile chest computed radiography: phantoms, image quality and effective dose. *Med. Phys.* 30, 2727-2735.
- RCR (1993). Making the Best Use of a Department of Radiology. Royal College of Radiologists, London.

- RCR (1999). Guide to Information Technology in Radiology: Teleradiology and PACS. Board of Faculty of Clinical Radiology, Royal College of Radiologists, London.
- Samei, E., Hill, J. G., Frey, G. D., Southgate, W. M., Mah, E., Delong, D. (2003). Evaluation of a flat panel digital radiographic system for low-dose portable imaging of neonates. *Med. Phys.* 30, 601-607.
- Slone, R. M., Muka, E., Pilgram, T. K. (2003). Irreversible JPEG compression of digital chest radiographs for primary interpretation: assessment of visually lossless threshold. *Radiology* 228, 425-429.
- Smith, J. J., Berlin, L. (2001). Picture archiving and communication systems (PACS) and the loss of patient examination records. *AJR Am. J. Roentgenol.* 176, 1381-1384.
- SCAR (1994). Understanding Teleradiology. Technology Forum. Society for Computer Applications in Radiology. <http://www.scarnet.org/>.
- Stahl, M., Aach, T., Dippel, S. (2000). Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. *Med. Phys.* 27, 56-65.
- Strotzer, M., Gmeinwieser, J., Volk, M., et al. (1998). Clinical application of a flat-panel X-ray detector based on amorphous silicon technology: image quality and potential for radiation dose reduction in skeletal radiography. *AJR Am. J. Roentgenol.* 171, 23-27.
- Strotzer, M., Volk, M., Frund, R., Hamer, O., Zorger, N., Feuerbach, S. (2002). Routine chest radiography using a flat-panel detector: image quality at standard detector dose and 33% dose reduction. *AJR Am. J. Roentgenol.* 178, 169-171.
- Tuinenburg, J. C., Koning, G., Hekking, E., et al. (2000). American College of Cardiology/European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase II. The effects of varying JPEG data compression levels on the quantitative assessment of the degree of stenosis in digital coronary angiography. *Eur. Heart J.* 21, 679-686.
- Vañó, E., Arranz, L., Sastre, J. M., et al. (1998). Dosimetric and radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology. *Br. J. Radiol.* 71, 510-516.
- Vañó, E., González, L. (2001). Approaches to establishing reference levels in interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 109-112.
- Vañó, E., Faulkner, K., Padovani, R., Zoetelief, J., Toivonen, M., Neofostistou, V. (2001). DIMOND. A European approach to establish and use reference levels in fluoroscopy-guided procedures. *Int. Conf. on the Radiol. Protec. of Patients*, Malaga, 26-30 March 2001, IAEA-CN-85-194, pp. 444-448.
- Vañó, E., Fernández, J. M., Ten, J. I., Guibelalde, E., Gonzalez, L., Pedrosa, C. S. (2002). Real-time measurement and audit of radiation dose to patients undergoing computed radiography. *Radiology* 225, 283-288.

- Wagner, L. K., Archer, B. R., Cohen, A. M. (2000). Management of patient skin dose in fluoroscopically guided interventional procedures. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 11, 25-33.
- Weatherburn, G. C., Bryan, S. (1999). The effect of a picture archiving and communication system (PACS) on patient radiation doses for examination of the lateral lumbar spine. *Br. J. Radiol.* 72, 534-545.
- WHO (1983). *Effective Choices for Diagnostic Imaging in Clinical Practice*. WHO Technical Report 898. World Health Organisation, Geneva.
- WHO (1987). *Rational Use of Diagnostic Imaging in Paediatrics*. Technical Report 757. World Health Organisation, Geneva.
- Zoetelief, J., Faulkner, K. (2001). Equipment requirements and specification for digital and interventional radiology. *Radiat. Prot. Dosimetry* 94, 43-48.

ICRP Publication 93

デジタルラジオロジーにおける患者線量の管理

2007年 3月30日 初版第1刷発行

翻 訳 社 団
及 び 法 人 日 本 ア イ ソ ト ー プ 協 会
発 行

〒113-8941 東京都文京区本駒込二丁目28番45号

電 話 代 表 (03) 5395-8021

出 版 (03) 5395-8082

E-mail : syuppan@jrias.or.jp

協 会 HP : <http://www.jrias.or.jp>

発 売 所 丸 善 株 式 会 社

©Japan Radioisotope Association, 2007 Printed in Japan

印刷・製本 (株) 恵友社

ISBN978-4-89073-186-2 C3340