

Communication of the Imaging Group of the JSRT

# 画像通信

1998年10月

Vol. 21 No. 2 (通巻 41)

☆ 第44回画像分科会プログラム (1998年10月29日(木))

- |                        |                   |
|------------------------|-------------------|
| 1. 教育講演「PACSの構築と今後の発展」 | 北海道大学医学部放射線科 宮坂和男 |
| 2. 画像討論会 テーマ「CRの画質と線量」 |                   |
| 1) CR撮影条件の最適化検討班報告     | 名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛 |
| 2) パネラーを囲んで            | ・NTT東北病院 大久敏弘     |
| ・北海道大学医学部附属病院 仲知保      | ・石巻市立病院 佐々木喬      |
| ・国立がんセンター東病院 野畠強       | ・大阪大学医学部附属病院 川本清澄 |
| ・大阪府立病院 横山和幸           | ・山口大学医学部附属病院 上田克彦 |

☆ 技術特集「各種CRの撮像パラメータの意味」:

- ①富士写真フィルム(株) 宮台技術開発センタ- 荒川哲 ②コニカ(株) 中央研究所 吉村仁  
③コダック(株) ヘルスイメージング事業部 茂木栄次・久保田昇

☆ 読者のページ: 「あなたに、この問題が解けますか?」

- 診療放射線技師試験(画像工学)について - 川崎医療短期大学 山下一也

☆ 大学/研究室/研究会紹介:

- ①東京都立保健科学大学 福士政広・入船寅二 ②関西乳房画像研究会 寺田央

☆ 國際会議報告:

- ①4th International Workshop on Digital Mammography 岐阜大学工学部 原武史  
②CAR '98 大阪市立大学病院 白石順二

☆ Metz's ROC software users group news

☆ 標準ディジタル画像データベース頒布のお知らせ

☆ 会費納入のお願い ☆ 画像分科会入会案内 ☆ 画像分科会入会申込書



JAPANESE  
SOCIETY  
OF  
RADIOLOGICAL  
TECHNOLOGY

社団法人 日本放射線技術学会  
画像分科会

## 第 45 回 画像分科会予告

日 時：1999 年 4 月 7 日 15:00～ 予定

会 場：東京都 東京ファッショントウンホール他

テマ：フラットパネル検出器を用いたデジタル X 線システム

### 画像分科会委員 電子メールアドレス

藤田 広志	岐阜大学工学部応用情報学科 (画像分科会長) fujita@fjt.info.gifu-u.ac.jp
大久 敏弘	NTT 東北病院放射線科 t_ohisa@pb.highway.ne.jp
小倉 敏裕	癌研究会附属病院放射線部 togura@ns.jocr.or.jp
真田 茂	金沢大学医学部保健学科 sanada@kenroku.kanazawa-u.ac.jp
白石 順二	大阪市立大学医学部附属病院中央放射線部 j-shiraishi@msic.med.osaka-cu.ac.jp
滝川 厚	広島県立保健福祉短期大学放射線技術学科 takigawa@hpc.ac.jp
田中 雅人	福井医科大学放射線部 masat@fmsrsa.fukui-med.ac.jp
原 武史	岐阜大学工学部応用情報学科 hara@fjt.info.gifu-u.ac.jp
松井 美楯	コニカ(株) 医用事業部 mitate@konica.co.jp
杜下 淳次	京都医療技術短期大学 morisita@kyoto.medtech.ac.jp

img-com@fjt.info.gifu-u.ac.jp にメールを送れば上記すべての委員に届きます。

画像分科会についてご意見やご希望等がありましたらご連絡ください。

画像分科会に関する情報は、日本放射線技術学会の web でも見られます。  
<http://www.jsrt.or.jp/>

## 第44回画像分科会プログラム

日時：1998年10月29日（木）13:30～16:00  
会場：北海道厚生年金会館 第3会場  
(札幌市中央区北1条西12丁目)

(1) 教育講演 13:30～14:15

「PACSの構築と今後の発展」 北海道大学医学部放射線科 宮坂和男  
司会 岐阜大学工学部 藤田広志

(2) 画像討論会 テーマ「CRの画質と線量」 14:25～16:00

・ CR撮影条件の最適化検討班報告

名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛  
司会 広島県立保健福祉短期大学 滝川 厚

・ パネラーを囲んで

司会 NTT東北病院 大久敏弘  
パネリスト

北海道大学医学部附属病院 仲 知保  
石巻市立病院 佐々木喬  
国立がんセンター東病院 ✓野畠 強  
大阪大学医学部附属病院 ✓川本清澄  
大阪府立病院 横山和幸  
山口大学医学部附属病院 ✓上田克彦

# PACSの構築と今後の発展

北海道大学医学部放射線科

宮坂和男

## I.PACSとは

画像を電子的に記録・保管し、ネットワークを利用して伝送し、電子端末で観察するシステムである。全病院的なスケールのPACS(hospital-wide PACS)から放射線部内のlocal filing system(mini-PACS)まで、その規模は多彩である。PACSを構成するのは画像データ取得・伝送・保管・処理・表示の5要素であり、データ取得から表示までがデジタル画像、on-line伝送、ソフトコピー診断で進められる。本教育講演では、1989年から稼働した北海道大学医学部附属病院における全病院的PACSの試行例を中心にPACS構築の要件と発展を述べる。

## II.PACS構築の動機

①フィルムの紛失、②画像保管とアクセスの煩雑さ、③画像のデジタル化と医用工学の進歩とであり、他施設においても本質的に同様であろう。

## III.PACS構築の要件

1.病院医療情報システムとの連携：PACSを、病歴・検査情報・処方・画像（放射線画像、病理、内視鏡他）・患者看護情報等を包括する総合的な病院医療情報システムの一環として捉える。

PACSがHIS・RIS(放射線オーダリングシステム)と連携する事により、データベースが蓄積され、以後の診療効果を上げる。

2.LAN環境とネットワーキング：伝送効率を担保する為、高速基幹ネットワーク(FDDI光ループ-LAN, Gigabit Ethernet, ATM等)を整備し、スター型・バス型・リング型ネットワーキングを適宜組み合わせる。

3.デジタルデータ取得：画像入力はCRを含め全てデジタル機器を利用する。

4.高密度記憶媒体と検索速度：短期・中期・長期と画像保管の階層化、アレイ型磁気ディスク・光磁気ディスク・光ディスク・CDR・DVT等保管方法の選択する。

5.画像圧縮：長期データ保管、伝送効率の向上を計る（診断能を維持し臨床上許容できる圧縮率の導入が必須である）

6.ソフトコピー表示：画質と操作性、高精細と簡易モニター、モノクロームとカラーモニター、CRTとフラットパネル表示等、使用場所・目的によって選択する。

## IV.PACSの発展

1.第1段階（院内ネットワーク環境構築：1989-1994）：以下のシステムが構築された。FDDI光ループ(100Mbps)+Ethernet(10Mbps)のHIS,PACS二つのLANがメインフレームのホストコンピュータで連携、デジタル画像取得(CR化、CT、MRI計12機器)、光ディスクジャケットボックス(196GB)、非可逆画像圧縮(10:1)、画像表示WS(外来、放射線部計20台)。

2.第2段階（サブシステム構築：1995-1999）：院内ネットワーク環境は以下のサブシステムを生んだ。PACSサブシステム（病棟PCベース画像端末32台、DICOMプロトコル、光磁気ディスクジャケットボックス）、放射線部内ネットワーク(DICOMプロトコル,100Mbps Ethernet、アレイ型磁気ディスク+光磁気ディスク、高機能WSによる一次診断)、手術部・ICU画像システム（ポータブル撮影のFCR処理、PCベース白黒高精細モニタ-画像端末による確認：ノルムレス）、看護支援システム（電子温度版、携帯端末）。

3.第3段階(HIS/RIS/PACS統合：2000-)：後述

## V.PACSの利点

### 1.データベースの構築

- 1)患者情報の照会：日常検査中の患者基本情報・検査歴・臨床検査結果の照会ができる。
- 2)放射線検査の確認：検査予約状況・検査日時・読影レポートの観察ができる。

### 2.ソフトウェア-診療による利便性

- 1)検査履歴と参照画像検索の利便性：過去画像検索が容易（過去画像の参照率：25%）。
- 2)画質と画像処理：診断能の向上が計れる。

### 3.省資源

- 1)フィルム消費量：PACS導入前（1988年）55万枚が導入後（1996年）25万枚に減少。
- 2)再撮影率の減少：PACS導入前2.6%が導入後1%に減少。
- 3)画像保管空間の低減：PACS導入前16.6MB/年が導入後2.1MB/年に減少。  
以上年間約7000万円の費用節減につながる。

### 4.人的配置・業務内容の変化

## VI.問題点とこれからの方針

### 1.端末

- 1)異種端末利用の煩雑さ：HIS端末とPACS端末が別個である為、操作が煩雑であると共に、広い端末設置空間を要する。HIS/PACS端末の一体化や目的によりフラットパネル端末を導入する。
- 2)参照端末の数：PACS端末数に制限がある。HIS,RIS,PACSを完全に統合し、PCベースの端末を導入し操作性や数を確保する。
- 3)読影端末の操作性：CT/MRI読影シミュレーションに要する時間は、CRT法がフィルム法に比し時間を要する（但し読影時間についてのみの比較）。マルチモニター（4CRT程度）、アイコンの出し方、画像表示方法（ペーペーペー、スワッピング機能他）、RISとの統合などが考慮される。

### 2.ネットワーク

- 1)伝送時間：LAN機能により画像伝送時間が延長する（FCR画像は撮像後約85%は3分以内にPACS端末に到達するが）。部内ネットワークと院内LAN間のゲートウェイの機能・数、クライアントサーバー型の情報分散管理、サーバー機能（大容量ルータ型磁気ディスク、中間的キャッシュサーバーの導入等）、を考慮する。
- 2)保守管理：システムトラブルが避けられない。ハードウェアが発展途上である。システム監視機能（電算機でのLAN・端末・ソフト監視）を充実する

## VII.今後の発展

将来の画像管理システムはどうあるべきか？①HIS/RIS/PACSの完全統合、②LAN/WANのcoupling、③標準化と適切な画像圧縮、④ソフトウェア-診療と多種表示法（CRT、液晶、プロセッサマトリクス）、⑤データベース構築とコンピュータ支援診断、であろう。著者の施設ではPACS発展の第3段階として、情報は全てオンラインで移動し、フィルムレス・ペーパーレス環境となり得るHIS/RIS/PACS統合型のシステムを計画している。医師は病院情報ネットワークのHIS/PACS共通端末から画像検査をオーダーする。検査オーダーはHISサーバーを経て放射線部内RISサーバー(WWW)に送られ、更に撮像に必要な項目が撮像機器の操作盤に登録される。撮像後、実施撮像条件はRISサーバーに保管される。撮影画像は部内画像サーバー(DICOM)に可逆圧縮で約3年間保管されると共に、1/10非可逆圧縮画像が病院情報システムのPACSサーバーにて半永久的に保管される。部内画像端末で読影しRIS端末で作成された読影所見とキーメンジが貼付されたレポートは部内RISサーバー、院内HISサーバーに保管される。画像検査をオーダーした医師はHIS/PACS端末でレポートと画像を観察する。

## 画像討論会

# CR撮影条件の最適化検討班報告

名古屋大学医学部保健学科 小寺吉衛

### はじめに

この班の誕生の経緯については、画像通信（Vol.20, No.1, 通巻38, 1997）<sup>1)</sup>に詳しく記載しているので詳細は省くが、班結成の動機は「デジタルX線画像系の感度とはどう考えたらよいのか」、「デジタルX線画像系の撮影条件はどのように設定すればよいのか」ということであった。その趣旨のもと、平成8年に学術委員会学術調査班「CR撮影条件の最適化検討班」を結成した（表1）。

表1 「CR撮影条件の最適化検討班」班構成（発足当時）

班長	小寺 吉衛	近畿大学工学部（現名古屋大学医学部）
班員	大塚 昭義	山口大学医学部附属病院
	小田 紘弘	産業医科大学病院
	小林 幸次	九州大学医学部附属病院
	永田 武史	富士写真フィルム（株）
	西原 貞光	広島県立保健福祉短期大学
	船橋 正夫	大阪府立病院
	松山 和矢	富士メディカルシステム（株）
	山内 秀一	山口大学医学部附属病院

取り扱うテーマが大きいということで、平成9年度も引き続き班員を縮小して班活動を行った（小寺、小田、小林、西原、船橋、山内の計6名）。第1回の班会議で確認した班の活動方針は、1) 現在のわが国のCR系の撮影条件の把握、2) 増感紙フィルム系の撮影条件の把握、3) 最適撮影条件の考え方、4) 画像処理の取り扱い、5) デジタル系の感度の概念の5点であった。このうち、1と2については過去の学術調査班の班報告<sup>4,5)</sup>を参考にさせていただいた。3については班の活動の中心であるので後ほど述べる。4については今回は特に考慮していない。これは、CR系の撮影条件の幅が増感紙フィルム系と比較して格段に広いことから、これに画像処理の因子を付け加えて考慮することは不可能と考えたためである。もちろん、画像処理はデジタル画像の特徴の重要な因子であり、これを欠いたままの議論は不完全である。したがって、この班の報告が当初の目的を十分に達成していないことは事実である。5については、班とは直接の関係はないが、1995年10月山梨で開催された第6回計測分科会・第38回画像分科会合同分科会（テーマ：デジタルX線画像の画質と被曝）で、「デジタルX線画像系の感度に対する一提案」（日放技学誌, 52(11), 1589-1592, 1996）<sup>2)</sup>として私自身の見解を述べている。しかし、これについても、同日講演されたシカゴ大学土井邦雄教授の「デジタルX線画像系の感度と被曝線量に関する考察」（日放技学誌, 52(11), 1573-1577, 1996）<sup>3)</sup>にあるように否定的な見解もある。このように、この班の活動内容は、現在まだ未解決の問題の多いテーマであり、議論の十分になされないままに班活動が終わってしまったとの感が強い。以下に、過去2年間に亘って行った班活動の概要を述べる。

### 実験内容

#### 1) 文献調査

当初は文献調査から始め、過去の学術調査班の報告<sup>4)</sup>を参考にして、標準的な増感紙とフィルムの組み合わせを決めた。撮影部位については、日常頻繁に撮影される部位、もしくは画像の特徴が明確な部位として、胸部後前方向、腹部前後方向、足関節側面方向の三つを選んだ。標準線量としてこの報告書の全国平均を用いた。CRについても同様に他の学術調査班の報告<sup>5)</sup>の全国平均を標準線量とした。

## 2) ファントム画像の視覚評価

上記のデータを基に標準的な増感紙とフィルムの組み合わせを用いて人体ファントム（胸部、腹部、足関節）を撮影した。撮影条件の詳細は割愛するが、照射線量は先の報告書の全国平均（増感紙フィルム系）である。CR系では、増感紙フィルム系と同一条件での撮影とその1/2の線量での撮影、及び、CR系での標準線量とその1/2の線量で撮影を行った。処理条件等は省略する。ファントムは個々の班員の施設にあるものを用いて、それぞれの施設で撮影した。この実験では、医療現場の現状の画質と被曝を分析することを主眼とし、複数人数（班員）による視覚的主観評価による検討を行った。

## 3) 物理的データによる評価

CR系の基本的な画質特性のうち、X線量の影響をもっとも受けるのは粒状特性であると考え、イメージングプレート(IP)に入射する線量を変えたときのウイナースペクトルを測定し、両者の関係から適切な照射線量について考察した。

## 4) 胸部ファントム画像の視覚評価

先ほどのファントム画像の視覚評価のうち、対象を胸部にしほって、CR系での照射条件を8段階に変えて検討を行った。増感紙フィルム系については最適線量のみとし、CR系では、標準線量において線質を変えたものについても検討した。胸部ファントムは産業医科大学病院のものを用い、そのままで京都大学評価法による視覚評価（5段階評価）を行った。また、このファントムに模擬疾患（腫瘍陰影とハニーカム陰影）を付加したものについても、各模擬疾患について6段階の視覚評価（先の5段階評価に0：見えないを追加）を行った。観察は、医師も加え5施設39名で行った。

## 5) ディスクとラインファントムによる視覚評価

上記ファントムとは別に、腫瘍陰影を模したディスク像と鮮鋭度をみるためのライン像をそれぞれコントラストが異なるようにいくつか配置したものを照射線量を変えて撮影し、各撮影条件で見えなくなる限界のコントラストを求めた。

## 結果と考察

被曝線量の実態調査として、フィルムバッジによる中村らの報告<sup>5)</sup>、アンケートからのNDD法による片倉らの報告<sup>4)</sup>などがある。また、古賀らによる医療被曝のガイダンスレベルの検討<sup>6)</sup>が行われている。これらの調査結果から、胸部正面撮影時の入射表面線量を表2に示す。

表2 胸部正面撮影時の入射表面線量

中村班 (平均)	片倉班S/F (平均)	片倉班CR (平均)	古賀班 (平均)	日本ガイダンス レベル (案)	IAEAガイダンス レベル
0.13	0.25	0.30	0.22	0.3	0.4

単位：mGy

今回の実験で使用した増感紙フィルム系は富士のHG-M/UR-1で、これらのデータを基に、増感紙フィルム系、CR系を用いて上記ファントム（胸部、腹部、足関節）を各施設で撮影したものを持ち寄り、班員間で討議しながら検討した。まず第1に、CRの標準線量が増感紙フィルム系の標準線量より多いことが問題となり原因についていくつか考察した。増感紙フィルム系においてファントムを撮影するために必要な線量と、CR系における成人の被写体の全国平均値（標準線量）が対応していないことは当然であろう。また、同じCR系であっても、統計的に求めた被曝線量の平均値をCR系の代表的な画像の線量として検討の中心にすることにも無理があると考える。学術調査班の資料は、公衆衛生学的な見地から被曝を論ずるための資料であって、具体的に被曝と画質の関係を論ずるためのものではない。

ウイナースペクトルの結果は非常にストレートで、胸部一般撮影を想定した場合、IP入射線量が約1 $\mu$ C/kg（約4mR）以上となるような撮影条件を使用しても画質の改善はみられない。したがって、画質の観点からは、この値を撮影条件の上限値とすることができる。

模擬疾患を付した胸部ファントムの視覚評価からは、すべての模擬疾患の評価で、画質に変化のなくなる上限は約3.7mRとなった。これは物理的なウイナースペクトルの結果とほぼ一致した。また、撮影条件の下限については、基本的には信号対雑音比(SNR)から決まると考えられる。したがって、見たい（検出したい）と考える信号のコントラストに依存する。たとえば、大きな濃度差をもつ信号に対してはかなり線量を下げても問題ないであろう。そのような観点から、ディスクとラインのファントムによる信号検出の限界について検討してみた。その結果、識別したい信号がディスク状で、背景濃度1.0において濃度差0.02程度で存在している場合、線量は0.07mRまで下げることが可能であった。

今回の検討の中で痛感したことは、画像を考える場合の標準的なファントムが無いということである。実際問題として、成人の標準的な体型を統一することすら困難であろう。たとえば、胸厚20cmというように規定しても、その中に個人差があり、撮影条件が変動するのが現実である。今後の方針としては、画像と被曝の両方の観点から、それぞれの要求を満たす人体構造とはどのようなものかを明確にし、そのうえで、たとえばCR系であれば、画素サイズ、出力形式（拡大／縮小率）、画像処理等の因子と撮影条件の因子との整合性から適正な線量を割り出していくなど、システムティックな解析が必要である。また、CTやMR等を視野に入れた総合的な判断が導かれる過程の中で、X線単純撮影が占めるべき役割を考慮したものでなければならない。分科会当日、会場から多くのご意見を賜わりたい。

#### 参考文献

- 1) 小寺吉衛：デジタルX線画像の画質と被曝線量について，画像通信・Vol.20, No.1, 通巻38, (1997).
- 2) 小寺吉衛, 大塚昭義, 西原貞光, 他：デジタルX線画像系の感度に対する一提案, 日放技学誌, 52(11), 1589-1592, (1996).
- 3) 土井邦雄：デジタルX線画像系の感度と被曝線量に関する考察, 日放技学誌, 52(11), 1573-1577, 1996.
- 4) 片倉俊彦, 安彦 茂, 阿部善弘, 他：デジタル画像の撮影条件の実態調査班研究報告, 日放技学誌, 51(6), 746-755, (1995).
- 5) 中村泰彦, 小田毅弘, 上田克彦, 他：デジタル画像撮影時の患者被曝線量の実態調査, 日放技学誌, 53(5), 633-637, (1997).
- 6) 古賀佑彦, 森 剛彦, 鈴木光昭, 他：IAEAの国際放射線安全基準の日本のサーベイに基づく医療被曝のガイダンスレベルの設定に関する研究, 平成7年度厚生省科学研究費補助金 健康政策調査研究事業「医療用放射線の有効利用と安全に関する研究」班会議報告書, 厚生省, (1996).

# CRの画質と線量 —パネラーを囲んで—

NTT東北病院 大久敏弘

## 【はじめに】

輝尽性蛍光体を受光系としたDigital radiographyをI.I. DR等と区別するためにCRと呼ぶことにする。

スクリーン・フィルムを用いたX線撮影において線量の過不足があれば適正濃度が得られず、読影に供することが出来なかった。CRは入力するX線量に対し広いダイナミックレンジを有し、画像として出力するレンジの決定と階調処理を自動的に行い、ほぼ適正なコントラストと濃度のX線像を形成するので、シビアなX線量の調整を行わずにX線撮影が可能となった。X線像のノイズ要因であるカンタムモトル低減のため、高いX線量レベルの条件を固定したままで撮影したり、スクリーンフィルム系の数倍の線量レベルに設定したAEC撮影を行っている場合もある。

しかし、医療におけるX線撮影においては、その施行の正当化と線量の適正化が求められており、被検者被曝への配慮が必要である。

そこで、CR装置を用いた胸部X線撮影を対象として、その撮影条件決定法について6名のパネラーを囲んだ討論会を行うことになった。

事前に6名のパネリストに同一内容のアンケートを実施し、その結果を討論会の話題として提供する。

## 【アンケート内容】

- ・線量評価実施の有無
- ・X線装置
- ・CR装置
- ・X線撮影条件；焦点サイズ、管電圧、管電流、撮影時間、撮影距離、AEC使用の有無、付加フィルタの種類と厚み
- ・AEC設定；7cm厚アクリル板AEC撮影時の撮影時間、CRの感度指標（テストモード・感度出力時S値）
- ・CR装置における画像処理パラメータの設定；階調処理、周波数処理、DR圧縮処理等
- ・画像評価データ；特性曲線、MTF、ウィナースペクトル
- ・任意の成人男性50名分の撮影済み画像データの感度指標（=S値）
- ・使用線量計の機種と校正時期
- ・グリッド
- ・レーザーイメージヤ

## 【アンケート結果から】

- ・線量評価を実施している施設は6施設中1施設
- ・全施設がAEC使用
- ・6施設のX線条件は大きく異なる
- ・6施設中5施設が1画像出力
- ・1画像出力の5施設中4施設が低濃度域のDR圧縮処理採用
- ・被検者50名分の撮影済み画像データの感度指標（=S値）のばらつきには特定の傾向

## 【アンケート結果の解析】

- ・NDD法による被曝線量推定
- ・各施設の撮影系をシミュレーションした系でのX線量と散乱線含有率の実測
- ・露出倍数推定
- ・被検者50名分の撮影済み画像データの感度指標（=S値）のばらつきとAEC検出器採光野との関係
- ・各施設の撮影系をシミュレーションした系でのX線量と散乱線含有率の実測
- ・フィルムチェンジャー（HGM/UR-1使用）に置き換えた場合の露出倍数推定
- ・被検者50名分の撮影済み画像データの感度指標（=S値）のばらつきとAEC検出器採光野との関係
- ・S値から相対感度への換算

# C R の画質と線量

北海道大学医学部附属病院 放射線部 仲 知保

## C R の画像パラメータ及びX線撮影条件の決定 (条件決定の背景及び裏付け)

はじめに。

北大病院では、1988年より3ヶ年計画でC Rの導入が開始され、翌89年6月より院内規模のP A C Sが稼働した。導入履歴を下記に示す。(表-1)

現在では、C Rの他にD R、D S Aの導入により、フィルムースリーン系は、長尺フィルム、4切(骨塩定量)、オクルザールのみで、大部分の画像はデジタル化されている。現在、稼働しているC R機器を表-2に示す。

88年	10月	501 : 2台、502 : 1台、7000 : 3台でスタート
89年	6月	P A C S稼働
90年	4月	泌尿器、T V系のC R化。7000 : 2台設置
90年	12月	501から7501へ更新
90年	12月	全脊柱撮影装置 7501Sの導入
91年	4月	血管造影系のC R化。7000M 2台設置
96年	4月	7501から9501HQへ更新
97年	4月	A C - 3が手術部に設置
97年	10月	502から9502へ更新

表-1 (C R機器導入概要)

9501	2台、9502	1台、7000	5台、7000M	2台
7501S	1台、A C - 3	1台、L P	6台、他H I - C、D M S	

表-2 (C R稼働機器一覧)

### 1. 撮影条件の決定の背景

C R導入当初の1988年(昭和63年)頃の当院では、スクリーン-フィルム系として、一般撮影系では、LT-II+RX、Hi-screen+RXが主流であった。システム感度としては、160~200の時代であった。F C R導入に際しての撮影条件の設定は、従来の撮影条件のmAs値1/2~2/3を想定し、S値200以上をめどに設定し、臨床科からの評価を受けた。

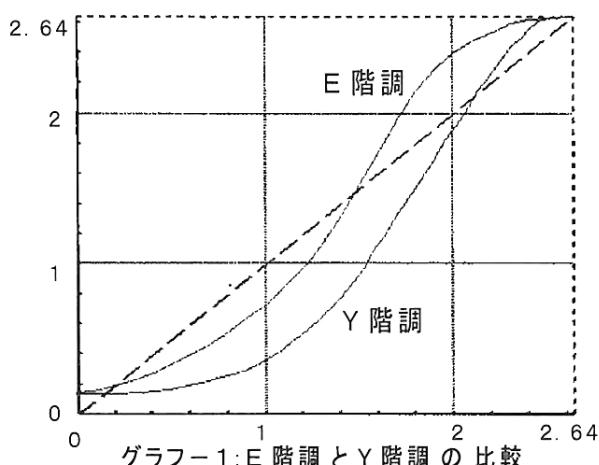
コンベからC Rへの移行期であり、撮影条件の議論よりもっぱら処理パラメータ、E D Rに関心が集中し、撮影条件は必ずしも十分な議論がなされたとは言えないことを認めざるを得ない。反面、撮影条件が確定しなければ、処理パラメーターの議論も出来ないことも事実であった。一方、胸腹部撮影用ビルトインタイプの装置(501, 7501, 9501)、及び臥位撮影用ビルトインタイプの装置(502, 9502)では、フォトタイマーを利用した撮影を行って来た。ファトタイマー設定は80kVアクリルファントム厚10cmでSENSITIVITYモードでS値200になる様調整した。粒状管理の観点からフォ

トタイマー使用は、EDRの安定度に加え、臨床写真上有効であったと考える。

7501Sによる全脊柱撮影では、若年者が多く、また計測目的の観点から低線量撮影への協議を診療科と行った経緯もある。

## 2. 処理パラメーターに関する検討

胸部の場合、CR導入以前は、低圧、高圧の2種類の撮影法があったが、CR導入後は100kVの撮影のみとなった。稼働当初の処理パラメータはスタンダードのE階調を採用したが、診療科（特に呼吸器内科）からの要望により肺野コントラストを重視した、Y階調を採用した。（グラフー1）



その後、FCR胸部撮影に於ける淡い陰影の描出がたびたび問題となり、現在は9501HQによるB4サイズ1画像出し、Y階調、DR圧縮を採用した、画像を提供している。

胸部正面の処理パラメータは1.0Y1.6-0.056R0.2 2C0.7であり、S値の平均はフォトタイマー使用により、200前後である。

他の部位の処理パラメータに関しては、基本的には、濃度シフトの微調整は行われたが、周波数強調については、画像の2次元の周波数解析を行い画像の周波数成分を理解した上で若干の調整のみである。

## 3.撮影周辺機器の整備、調整

CR画像に限らずX線写真の被写体コントラストを左右する要因に、撮影管電圧、付加フィルター、グリット等があり、これらは処理パラメーターの設定を大きく左右する。複数台の処理装置を所有する施設では、その統一すら非常にむずかしいことがあり、専用撮影室をはじめ周辺機器の調整が重要であると考える。

## 4. 胸部高圧撮影へのアプローチ

北大 菊池氏等が中心に研究を進めている、胸部のCR高圧撮影に関する発表抄録を紹介し、稿を終わらせていただきます。1)第52回総会:高エネルギーX線を用いたFCR胸部画像の検討:菊池努他:日放技 vol.52(10),1997,P1492。2)第24回秋季大会:高エネルギー-X線を用いた新しい胸部高品質CR撮像法:菊池努他:日放技 vol.53(1),1997,P103。3)第53回総会:高エネルギー-X線を用いたFCR胸部画像に於ける微細異常陰影検出能の検討:佐賀和高他,日放技 vol.53(7),1997,P1013

CRの画質に対する撮影電圧、線量、周辺器具、処理パラメータと膨大な組み合わせの中から、より有効な手段への方向付けが見い出せれば、幸いです。

## 当院における CR の機種間比較

石巻市立病院放射線部 佐々木 喬

### 【はじめに】

当院は、今年1月に新規に開院し、一般撮影系は、乳房撮影を除きCRによる撮影を行っている。導入したCRは、コダック社製KCR-400及び立位胸部撮影装置であるフィリップス社製ソラヴィジョンである。KCR-400は、検出器に輝尽性蛍光体を用いたCRであり、ソラヴィジョンは、検出器にセレニウムを用いたCRである。ソラヴィジョン及びKCR-400における基礎特性の測定を行い、当院の胸部撮影システムにおける比較検討を行った。

### 【ソラヴィジョンについて】

ソラヴィジョンは検出器にセレニウムを使用しており、直径50cmのアルミニウムのドラムの表面に非結晶としてセレニウムが塗布されている。ソラヴィジョンは、X線発生装置もシステムに組み込まれており、検出器—管球焦点間距離は、200cmに幾何学的に固定されている。又、ソラヴィジョンは検出器—被写体間距離が15cmのエーキャップ法を取り入れ、グリット(10:1, 60lines/cm)はオプション設定となっている。自動露出機構(AEC)については標準で装備されている。撮影並びに画像処理についてはワンクステーションにより一元管理されている。

ソラヴィジョンの撮像過程については、セレニウムの帯電、撮影そしてセレニウムの表面の電位の読み取りと三つの過程に分けられる。

まずドラムが回転しながらセレニウムの表面にコロナ放電により1500ボルトの帯電を均一に行う。そして撮影時にはドラムは静止し、X線の照射によりセレニウムの表面に帯電した電荷が、X線の照射線量に比例して放電する。このセレニウムの表面の電位の分布が画像を反映する。そして撮影後ドラムが回転しながら、セレニウムの表面の電位を電位計で測定を行う。検出器—電位計距離は0.1mmである。サンプリングピッチ0.2mm間隔の電位データをA/D変換を行い画像データ(14bit)が得られる。検出器が円筒形の形状の為、得られた画像データは、被写体面における平面像に補間処理された後に画像処理が行われる。そして、セレニウムを再び帯電し次の撮影を行う。

ソラヴィジョンの仕様をTable 1に示す。

Focus-detector distance	200cm
Air gap distance	15cm
Drum diameter	50cm
Charging potential	1500V
Selenium layer thickness	0.5mm
Probe-surface distance	0.1mm
Pixel sampling	0.2mm
Probe-to-probe spacing	13.6mm
Probe aperture	0.32mm
Number of proves	36
Data resolution	14 bit
Max.image size	43 X 49 cm
Max.image matrix	2166 X 2448 pixels

Table 1 Technical data of THORAVISION

### 【検討項目】

ソラヴィジョン及びKCR-400における基礎特性を求め、撮影システムにおける検討を行った。ソラヴィジョンについては、グリットを用いたシステム及びグリットを用いないエアーギャップ法のみ用いたシステムについて検討を行い、KCR-400については、立位ブッキー撮影装置における検討を行った。検討を行った項目は、特性曲線、解像特性、粒状特性そして散乱線含有率について行った。特性曲線は、東北画像研究会仕様A1階段M2を用いポートストラップ法で求めた。解像特性は、07-624型スリットカメラを用いプリサンプリングMTFを求めた。粒状特性は、デジタルウィーナースペクトルを求めた。散乱線含有率については鉛ディスク法により求めた。尚、KCR-400については、処理モードがオートモード及びRAWデータ表示のみであり、オートモードにおける特性曲線については、検討中である。又、KCR-400における画像データの取り出しについても現在検討中である。

### 【最後に】

当初は、開院前に基礎特性の測定を行い撮影条件の設定を行う予定であった。実際には、測定機器の納入が遅れ、装置の訓練にも時間を費やし基礎特性の測定はほとんど行えなかつた。しかも基礎特性が多く報告されている輝尽性蛍光体を用いたCRと異なり、セレニウムを用いたCRは国内ではまだまだ普及しておらず報告も少ない。最近になって、試行錯誤の末に基礎特性について測定を行い始め、物理的データをもとに少しづつ検討を行っているのが実状である。胸部撮影における検討すべき項目は非常に多いが、今後も継続して行って行きたい。

# 当院のCR胸部撮影

国立がんセンター東病院 野畠 強

## はじめに

当院は1992年7月にがんセンター中央病院との姉妹病院として設立された。開院当初より放射線画像の全面デジタル化を図りスタートした。一般撮影部門はF-CRで行っており、胸部撮影はCR-9501ES(一部CR-7501)で対応している。撮影条件及び、画像処理パラメータの決定にあたっては胸部内科医の意見を採用した。以下にこれらを紹介する。

## 撮影条件

肺野上の肋骨影が読影時に妨げにならない様、撮影電圧の高圧化(140kV)、厚い付加フィルター(0.3mmCu + 0.5mmAl)を用いて行っている。尚、撮影距離は200cmである。

## 出力階調

出力階調[T]は当院オリジナルで、その特徴は富士スタンダード[E]に比べ肺野部のコントラストが高く出力される様、設計された階調である。(fig-1)

## 画像処理パラメータ

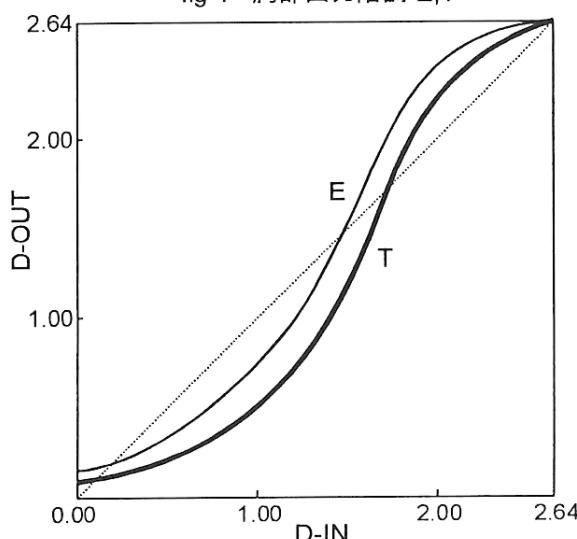
出力階調[T]を一定にして、各パラメータ主に、GA,RN,REを変化させた数多くの画像の中からtab-1のパラメータを決定した。その結果、S/Fシステムに限りなく近い画質が選択された。  
RN=0, RE=0.5 はその良い例である。

## 線量(S値)

線量(S値)の決定にあたっては、胸部ファントムを撮影しS=200程度となる様Photo-Timerのレベルを調整した。S=200については激しく変化する被写体の中で診断可能な値であると考える。

CR胸部撮影の至適線量(S値)は画像処理パラメータにより大きく変わり、S/Fシステムより問題を複雑にしている。

fig-1 胸部出力階調 E,T



tab-1 胸部パラメータ

	GT	GA	GC	GS	RT	RN	RE
富士スタンダード	E	0.8	1.6	-0.2	R	4	0.5
がんセンター東病院	T	0.7	1.2	0.05	R	0	0.5

※一画像出力

## 画像討論会

# 胸部X線撮影用高精細F C Rシステムの構築

大阪大学医学部附属病院 放射線部

川本 清澄

### はじめに

当院では胸部単純X線撮影を $100\mu\text{m}$ 読み取りでマトリクス数 $4\text{K}\times 5\text{K}$ 、10bits、D R圧縮処理を施した等倍サイズの高精細F C Rシステム（以後：HQ F C R）を用いておこなっている。今回、このHQ F C R導入に至るまでの経緯および撮影システムについて報告する。

### Step 1 (1991年) F C R 7000システムの問題点

胸部単純画像において、従来の大角サイズのF C Rは $200\mu\text{m}$ で読み取り、B4サイズのフィルムで表示していた。このため軽微な間質性陰影の読影に際して、胸部F C R画像とフィルム/スクリーン画像（Dupont Cronex4-D/BF=III、（以後：F / S）との間で診断能に差があるのではないかと考え、表示サイズの検討を行った。

【方法】評価法は5段階の確信度を用いたR O C解析を行った。観察者は7人の胸部専門医（経験10年以上）である。

評価画像は①F / S画像、②等倍サイズF C R（半切フィルム：F C R × 1、 $200\mu\text{m}$ 読み取り）、③2/3サイズのF C R（B4フィルム：F C R × 2/3、 $200\mu\text{m}$ 読み取り）の3種類である。なお照射条件は $130\text{kV}-250\text{mA}$ で同一条件とした。症例は高分解能C T(以後：HRCT)にて病変が確認された極めて軽微な間質性陰影をもつ20例と正常20例を対象（左肺右肺をそれぞれ別に評価：計80例）とした。

【結果】A z（曲面下面積）はF / S： $0.917\pm 0.004$ 、F C R × 1： $0.893\pm 0.005$ 、F C R × 2/3： $0.890\pm 0.004$ であった。間質性陰影の診断能はF C R画像（×1、×2/3）に比べてF / S画像が有意に優れていた。（図1）

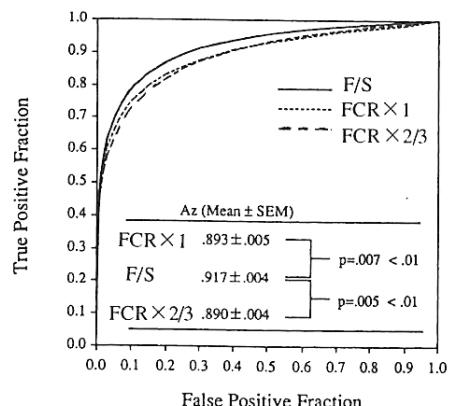


図1 ROCによる診断能の比較

### Step 2 (1992~1993) F C Rシステムの

1)画素密度、2)表示サイズ、3)周波数処理の検討各パラメータにおける診断能の主観的評価を行った。症例は軽微な間質性陰影の9例である。

【方法】評価画像は①F / S画像、②等倍サイズF C R（半切：F C R 7000/S T III N 6切、 $100\mu\text{m}$ 読み取り、6切IP4枚を半切カセットに入れデータを合成した）、F C R縮小画像（B 4 : ③2/3、④1/2）の4種類である。

【結果】画素密度（ $100\mu\text{m}$ 読み取り）、表示サイズ（等倍サイズF C R画像）についてはF / S画像と比べ、同程度の診断能が得られた。しかし、縮小画像（2/3、1/2）では劣った。周波数処理については間質性陰影に対して低周波数強調（0~4F 0.2）することによりF / S画像と同程度の診断能であった。

### Step 3 (1994年) HQ F C Rの導入

Step 1、Step 2の問題点を解決すべく開発されたHQFCRシステムの評価を行った。

【方法】評価法は5段階の確信度を用いたR O C解析を行った。観察者は7人の胸部専門医（経験5年以上）である。

評価画像はF / S画像、等倍サイズHQFCR画像の2種類である。照射条件は $130\text{kV}-250\text{mA}$ で同

一とした。症例はHRCTにおいて確認された軽微な間質性陰影をもつ40例と正常40例を対象とした。間質性陰影40例の内、診断が極めて困難と思われる超軽微群19例についても分類して評価を行った。

【結果】 HQFCRとF/Sシステムで軽微な間質性陰影の診断能において有意差を認めなかつた。(図2)

症例	HQFCR : A z 0.817±0.058
	F/S : 0.827±0.018
超軽微群	HQFCR : A z 0.696±0.012
	F/S : 0.719±0.096

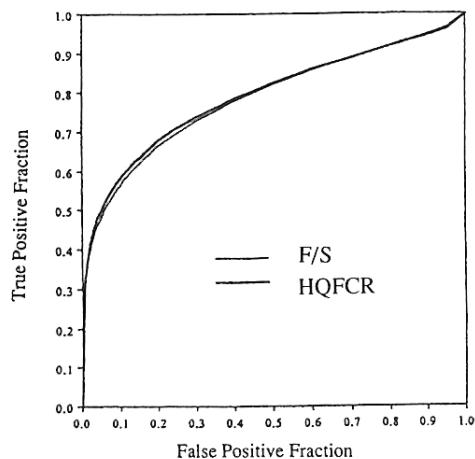


図2 ROCによるHQFCR診断能の比較

Step4 (1995~1998年) HQFCRにおける画質の向上と被曝線量低減

胸部FCRは肋骨陰影が目立ち、肋骨と重なる結節影の読影に支障をきたすことがある。この解決策として、金属フィルター付加による線質の硬度化を臨床使用上の制限内において可能な方法について検討した。

【方法】撮影管電圧は通常使用の最大許容負荷140kV、付加フィルターはCu板(0から0.1mm刻みに1mmまで)を用いた。

①コントラスト評価には肺野部と肋骨部の比コントラストを求めた。肺野部等価ファントムとしてAc50mm、肋骨等価ファントムとしてタフボーン5mmを使用した。

②皮膚吸収線量は散乱体にAc50mmを用い、後方

散乱を含んだ値として計測した。

吸収線量D(Gy)は以下の式により求めた。

$$D = X \cdot F$$

X : 照射線量(C/Kg)

F : 変換係数(Gy · Kg/C)

【結果】①肺野部と肋骨部の比コントラストは実効エネルギー上昇と共に低下し、約65keVまではほぼ直線的に低下する。それ以上のエネルギーでは低下率は減少する。(図3)

②皮膚吸収線量は約65keVで約0.2mGyとなつた。皮膚吸収線量は、140kV0.5mmCuの付加フィルターを用いることにより、130kV付加フィルター無し(約40keV)に比べ25%低減できた。(図4)

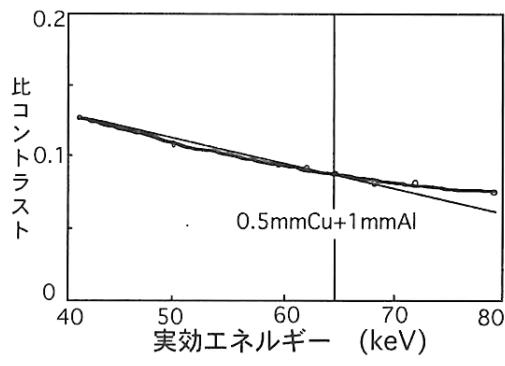


図3 比コントラストの変化

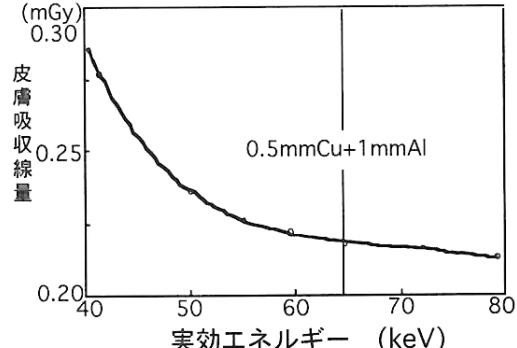


図4 皮膚吸収線量の変化

### まとめ

F/SシステムよりFCRシステムの移行に際して、間質性陰影の診断能はHQFCRの開発によりほぼクリアできた。また胸部FCRの画像は線質の硬度化により、肋骨陰影のコントラストが減少した。さらに被曝線量の低減も可能となった。今後、結節影の描出の検討も含めさらなる画質向上と被曝線量低減をめざしたい。

## 胸部C R画像における画質と線量について

大阪府立病院 画像診断科 横山 和幸

### ①胸部とは

よいX線写真とは、検査の対象となる被写体部位のもつ情報を最小限の被曝線量で忠実に描出した写真である。

胸部X線画像の被写体としての構造上の特徴は、まず胸部内の肺血管等、写真濃度の高い(以後高濃度という)領域に描出されるものと、中央陰影や横隔膜下等、写真濃度の低い(以後低濃度という)領域に描出されるものとの二つに大別されるということである。そして高濃度領域では肺血管や末梢気管支などの高周波数成分の描出を考慮した高い鮮鋭度が求められ、低濃度領域では心縦隔等中央陰影の低周波数成分の描出を考慮した低コントラスト分解能が求められる。

このように胸部X線画像は肺野と中央陰影で全く異なった画質を求めている。

また、胸部撮影は、X線単純撮影系の中でも頻回でかつ広範囲な被曝となる撮影なので、診断目的をふまえたうえで線量の最適化を図ることが重要である。

今回のディスカッションでは、C Rの撮影条件最適化に対する我々の考え方を述べる。

### ②C Rでは

C Rシステムは、従来のフィルム／スクリーンに代わりイメージングプレート(以下IPという)が用いられ、X線画像をデジタル化している。C R画像では、同一の被写体を撮影した場合でも、IPのサイズの違いでピクセルサイズと縮小率が異なり、それに伴い空間分解能が変化する。これは、実質的には受光系のディテクタサイズが変化することであり、その画質はX線量の影響を強く受けることを意味している。よって我々はC Rの画質はX線量の関数として扱うべきだと考える。

### ③方法論は

①②をふまえて、C Rで胸部撮影を行なう場合、胸部で描出されていなければならない被写体の構造がどのようなものなのかを検討し、それに対するC Rのピクセルサイズ、画像出力方式(縮小率)、画像処理等の因子と撮影条件の因子との整合性から適性な画質と線量を割りしていく必要がある。

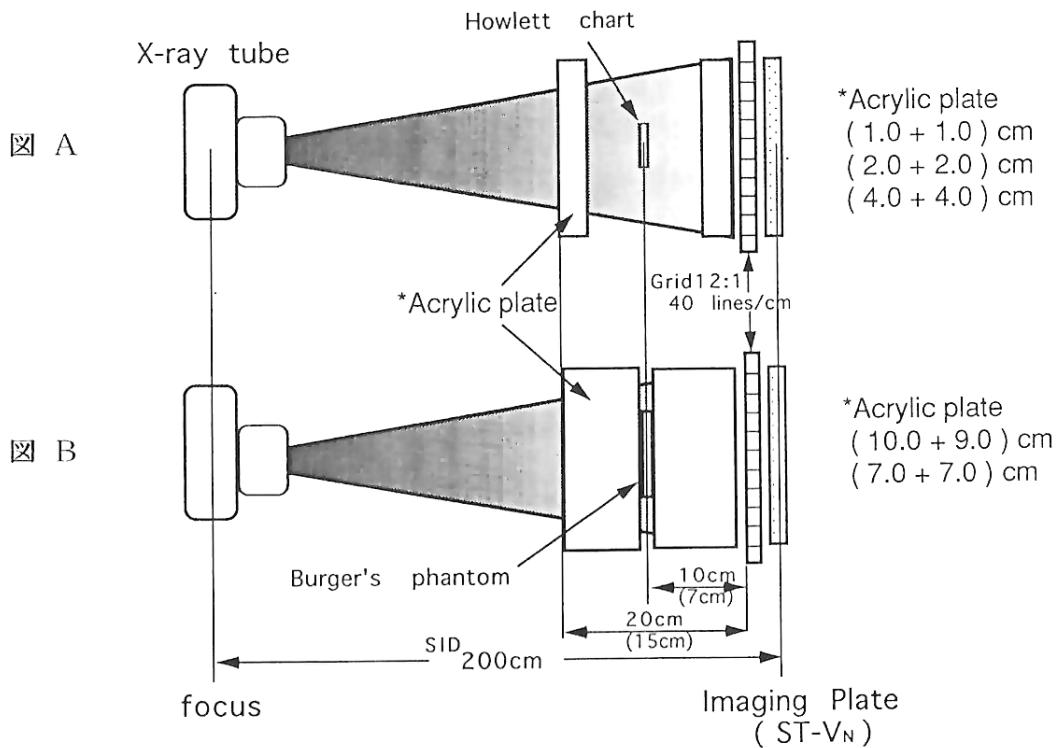
胸部X線画像の高濃度領域では鮮鋭度の影響を受けると考えられ、肺野の空気層に分布する肺血管や気管、およびそれをとりまく軟部組織の影響を想定してハウレットチャート

を用いて視覚的検出能を調べた。

胸部撮影と同様に S I D を 200cm とし、被写体厚を 20cm に想定してハウレットチャートを被写体の中間 (10cm) の空間に配置した。アクリルはチャートの前後に 1cm づつ計 2cm、2cm づつ計 4cm、4cm づつ計 8cm に各々配置した (下図 A)。管電圧は 100kV、120kV、140kV で、各々の電圧で I P に到達する線量を変化させて撮影した。

次に、心縦隔等の低線量で低濃度領域の低コントラスト信号の視覚的検出能をバーガーズファントムを用いて調べた。バーガーズファントムをアクリル厚 15cm、20cm の間に配置し (下図 B)、ハウレットチャートの場合と同一の撮影条件で撮影した。これは、胸部撮影においては、肺野領域を基準とした濃度や線量の適正化が第一に考慮されるべきあり、それらの撮影条件において、中央陰影をどこまで描出できるかがポイントとなると考えるからである。これらすべての実験は、ピクセルサイズと画像出力方式を変化させて行なった。

結果については当日報告する。



#### ④最後に

X 線診断装置の急激な進歩を前にして、我々は X 線単純撮影の情報だけで診断するのではなく、CT や MRI など他のモダリティを含んだ総合的な画像診断を行なうべきである。その中で、X 線単純撮影が占める役割を考慮したうえで、目的に応じた画質と線量の適性化を考えなければならないと考える。

## 画像討論会

# CRシステムでの撮影条件についての考え方

山口大学医学部附属病院放射線部

上田 克彦

### 1. 山口大学病院におけるCRシステムでの撮影条件

当院では1995年4月からほとんどの単純X線撮影をCR (FCR9000) 化した。従来使用していたスクリーン／フィルムシステムからCR撮影に移行する際、従来の撮影条件を基準にし線量が増大しないことを基本とした。もちろん線量を低下できる可能性も検討した。当院での撮影条件の設定には決定的な根拠があるわけではない。しかし、われわれが測定したCRの基本的な性能（粒状特性や解像特性）から従来のシステムと大幅に異なる画質を維持する撮影条件を推測することはできる。Fig.1にイメージングプレート増感紙への入射線量を示す。粒状特性は同程度の入射線量のとき、増感紙フィルムシステム (HR8/HRS) とCRは同等であり、このときCRのプリサンプリングMTFはHR8のMTFと近い値を示している。また、HR4/HRSと比較したときCRのプリサンプリングMTFはHR4より低いがFig.1に示すようにウィナースペクトル値はCRの方が低い値を示している。これらのデータはFCR101で測定したものであり、画像処理の効果も含まれていないため、臨床画像に直接むすびつけることはできないかも知れないがCRの基本的な性能を表わしていると言える。つまり、HR8/HRSやHR4/HRS程度の性能の増感紙フィルムシステムと基本性能が近いのであれば入線量を同等にしてもいいのではないだろうか？しかし、最近の増感紙フィルムシステムはさらに粒状特性が優れており、また胸部撮影に多く使用されているこのためCRシステムと新しい増感紙フィルムシステムを比較すると、異なった考察が必要になるかもしれない。

山口大学病院では、従来相対感度250程度の増感紙フィルムシステムを使用していた部位（四肢骨、頭部）は入射線量を約40%低下し、相対感度500程度の増感紙フィルムシステムを使用していた部位（腰椎、腹部）は同等、また、相対感度850程度の増感紙フィルムシステムを使用していた泌尿器系の撮影では逆に15%増大してCR撮影を行っている。胸部は当初HGM/UR1と同等で撮影していたが、現在は少し線量を増やして撮影している。

### 2. CRシステムでの撮影条件の調査について

次に日本放射線技術学会のデジタル画像撮影時の患者被曝線量の実態調査班（中村班長）の調査結果と他の調査の比較をTable1に示す。技術学会調査班はCR撮影を対称としており、平成7年度に実測した結果を示している。この1年前に行われたアンケート調査（片倉班長）の結果も報告されているが同様の結果であり、CRの撮影条件のほうが増感紙フィルムシステムより線量が低い結果であった。古賀らの調査結果はCRも増感紙フィルムシステムも区別なく調査されたもので日本での医療被曝のガイダンスレベル案のもとになっている。このようにCRで撮影された線量の方が低いというのが今までの調査結果であった。しかし、最近関西でCR撮影条件の調査が実施され胸部撮影ではCRの撮影条件のほうが増感紙フィルムシステムより線量は高いという結果が報告されている。この数年の間にCRの撮影条件に変化があったのかわからないが、原因をよく考える必要がある。

### 3. 臨床で求められる画像を把握する必要があるのでは？

CRに限らず、デジタル画像は極端に言えばどんな線量で撮影しても画像をつくることができる。そのため、従来増感紙フィルムシステムそのものによって規制されてきた線量の制限がなくなったと言える。各施設で撮影条件が異なるのも各臨床現場で求められる画像の質（物理的な画質とはことなる）が異なれば線量も異なるのは当然であろうし、診断にどのような画像が必要なのかよく把握する必要があるのではないだろうか。また、同じ撮影部位でも検査の目的によって線量を変化させてもいいのではないだろうか。これはCTの胸部検診では極端に線量を低下させているような考えと同様である。必要なときに必要な線量を与えるということがデジタル画像の利点となるのではないだろうか。

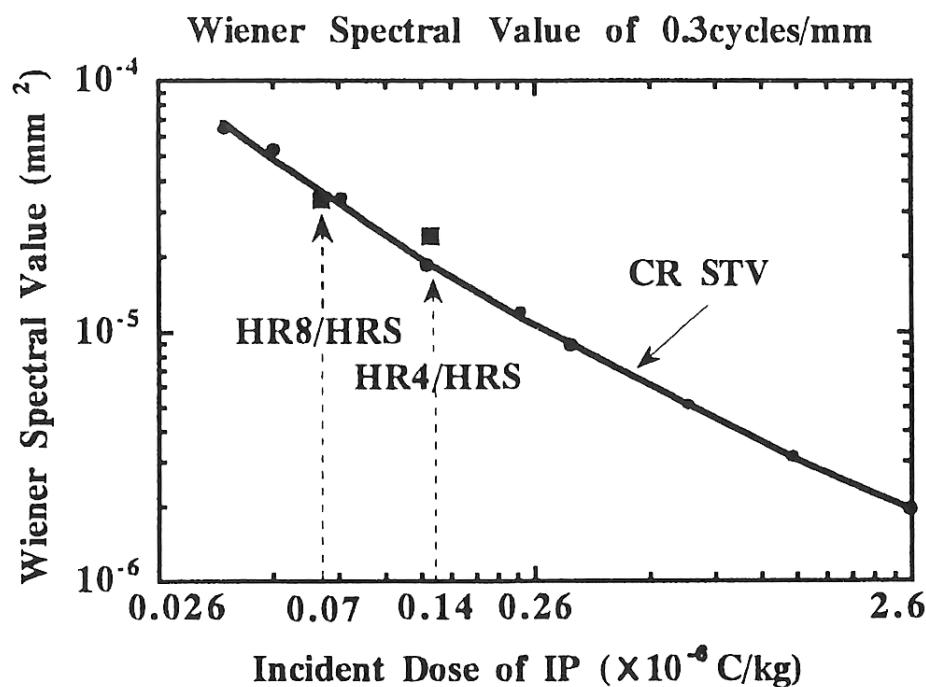


Fig. 1 イメージングプレート (CR STV) と  
増感紙 (HR8, HR4)への入射線量とウェーブスペクトル値

Table 1 平成7年度ディジタル画像撮影時の患者被曝線量  
の実態調査における入射表面線量と他調査の結果

	胸部立位正面 (mGy)	腹部臥位正面 (mGy)	足関節側面 (mGy)
技術学会調査班	0.13	1.46	0.14
古賀佑彦班	0.22	2.44	0.34*
日本 ガイダンスレベル案	0.3	3	0.5*
IAEA ガイダンスレベル	0.4	10	

\* 膝関節正面

## 技術特集

# FCRにおける撮像パラメータ

富士写真フィルム（株） 宮台技術開発センター 荒川 哲

### 1. FCRの画像生成プロセス

FCRにおけるX線照射から画像出力までの情報伝達特性を図1示す。

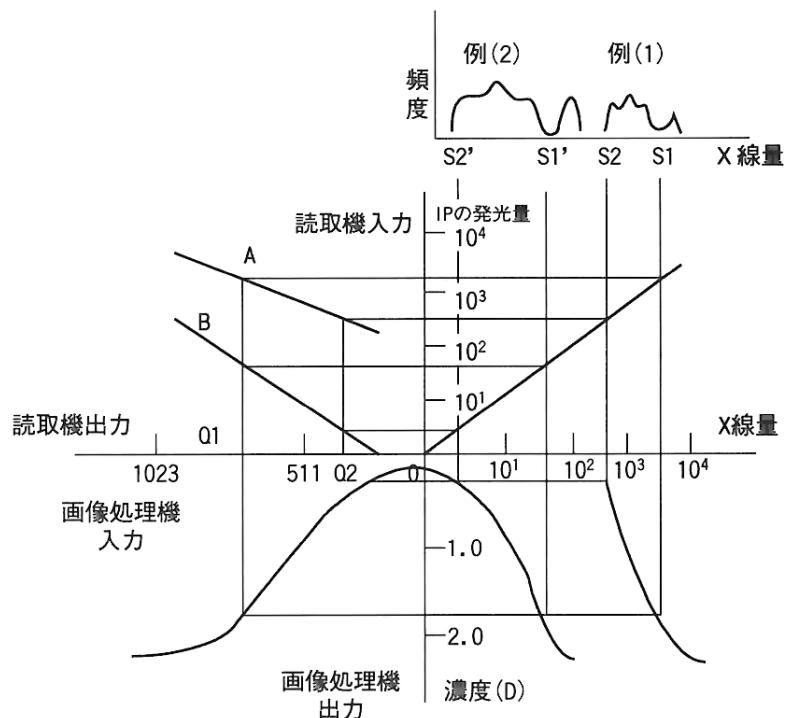


図1 X線照射から画像出力までの情報伝達特性

図1の第1象限はイメージングプレートの特性を示しており、X照射線量とイメージングプレート(IP)から取り出されるデジタル信号を表している。

第2象限は読み機の特性を示しており、イメージングプレートの発光量に対して読み機から出力されるデジタル信号を表している。この変換特性は各種撮像パラメータによって決められることがある。FCRではIPからの発光は図2のように光電子増倍管で光電変換された後、対数変換アンプで対数変換され、エリアシングノイズを除去するためのローパスフィルタを経由してA/D変換器でデジタル信号に変換される。従って、FCRで用いられるデジタル信号は対数スケールで等間隔となっている。

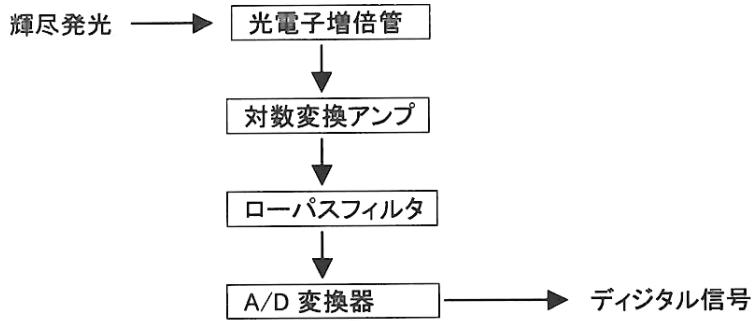


図2 読取機でのデジタル信号生成過程

第3象限は画像処理の特性を示しており、読み取り機からのデジタル信号は各診断部位、撮影方法に適した画像処理が施される。さらに、記録機（またはモニター）でのフィルム特性（またはCRTの特性）を考慮した信号に変換される。

第4象限はFCRシステムの総合性能を示し、X線照射量と最終出力との関係を表している。

## 2. EDR処理

図1の第1象限の上部に描かれてある例1、及び例2は、それぞれS1からS2、及びS1'～S2'のX線照射領域から画像が形成されているが、第4象限のグラフからわかるように、X線照射量の分布が異なる画像をそれぞれ、見やすい濃度領域の画像として出力される。これを実現するのが、図1の第2象限で示されるような変換であり、このために必要な画像データの中心（システム感度；S値）と範囲（ラチチュード；L値）を決定し、正規化する処理がEDR処理である。

EDR処理にはAUTO MODE、SEMI AUTO MODE、FIX MODEの3つのモードが準備されている。

### (1) AUTO MODE

EDR処理は撮影部位／撮影方法によってX線画像のヒストグラムが特有のパターンを持っていることを利用している。その基本処理フローを図3に示す。

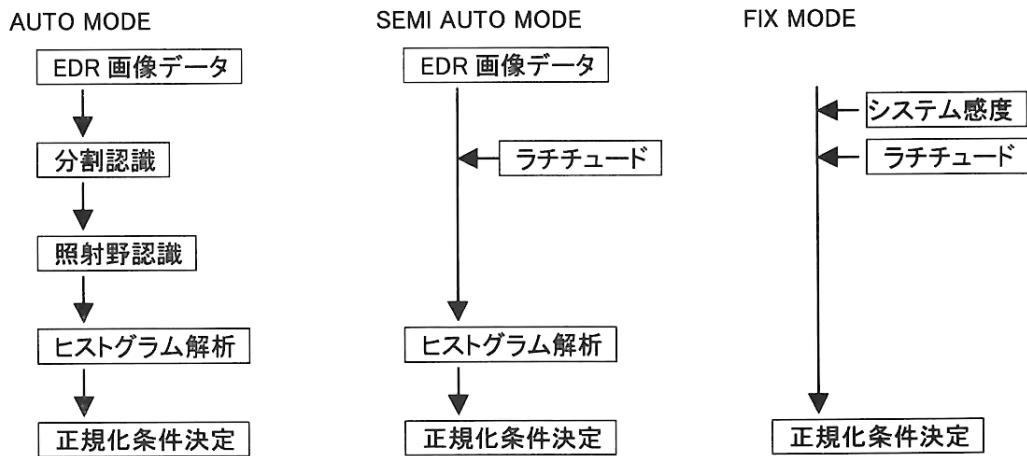


図3 EDR の基本処理フロー

撮影メニュー情報（撮影部位／撮影方法）と EDR 画像データ（画像読取機で得られた画像データを粗くサンプリングしなおしたもの）から、まず分割パターンと X 線照射野絞りの形状を自動認識する。次に、認識された X 線照射野内画像データのみを用いてヒストグラムを作成し、各撮影メニューごとに設定されたヒストグラム用解析パラメータ（閾値、探索範囲など）を用いて、有効な画像信号最大値 S1、最小値 S2 が画像読取装置の出力値 Q1、Q2（撮影メニューごとに設定されている）となるよう正規化条件（すなわち、システム感度とラチチュード）が決定される。

AUTO MODE には各種撮影メニューに対応できるように AUTO I ~ VII の 7 種のタイプが準備されている。

#### (2) SEMI AUTO MODE

SEMI AUTO MODE は EDR 画像データの必要な領域の平均発光量をその領域のヒストグラムから算出し、あるデジタル値に割り振る方式である。ヒストグラムを作成する領域、及び平均発光量を割り振るデジタル値は撮影部位や撮影方法によって異なり、あらかじめメニューごとに設定されている。また、ラチチュードもあらかじめ設定されているので、システム感度は自動調整されるが、ラチチュードは画像によって自動的に調整されない。

SEMI AUTO MODE にはそのヒストグラム解析を行う領域によって SEMI AUTO I ~ IV の 4 種類のタイプが準備されている。

#### (3) FIX MODE

FIX MODE はあらかじめ設定されたシステム感度とラチチュードで、読取機からデジタル出力信号が出力される EDR 処理である。

### 3. システム感度 (S 値) とラチチュード (L 値)

#### (1) システム感度 (S 値)

システム感度は、読取機から出力されるデジタル値の中心（すなわち 10bit の場合は 511）を表すパラメータである。

その値の定義は IP の種類によって異なり、次のようになっている。

ST タイプではデジタル値の中心が約 1.0mR (W 管球、管電圧；80KV、Al フィルター；約 3mm) に対応する時、S 値は 200 と設定されており、照射線量を X mR とすると、

$$S \text{ 値 (ST)} = 200 / X \text{ と定義される。}$$

従って、例えば 10mR の一様露光撮影を行った IP を TEST SENSITIVITY (SEMI AUTO MODE のラチチュード 1. 0) で EDR 処理した場合、システム感度は約 20 になり、0.1mR の一様露光の場合では約 2000 となる。

同様に、HR タイプではデジタル値の中心が約 20mR (Mo 管球、管電圧；25KV、Mo フィルタ；約 0.03mm) に対応する時、S 値は 120 と設定されており、照射線量を X mR とすると、

$$S \text{ 値 (HR)} = 2400 / X \text{ と定義される。}$$

システム感度 (S 値) は EDR によって求められるため、同じ X 線量、同じ管電圧でも、部位やポジショニング等で異なる値をとるが、管電圧、患者、部位、メニュー、ポジショニングなどが同じであれば、S 値は X 線量にほぼ反比例することになる。しかし、システム感度 (S 値) を各種検討に利用

する場合は、照射線量の測定誤差、用いる IP の感度バラツキ、読取機の感度バラツキなどを考慮することが必要である。

S 値はスクリーン／フィルム系で用いられる RS 値と近い値を示すが、RS 値がスクリーン／フィルム系の固有の感度を表すのに対し、S 値はその元々の定義より、撮影条件、撮影部位に対して最適化するものであり、当然、撮影条件、撮影部位に依存した値となる。

以下の例のように RS 値と S 値の関係は各部位によって異なった傾向を示す。

#### 胸部

スクリーン／フィルム系の最適な撮影条件で FCR を撮影し、EDR 处理を行うと FCR は肺野だけではなく縦隔／腹部も確実に読み取るように若干感度を高めになる。従って S 値は RS 値よりやや大きな値となる。

#### 四肢骨

スクリーン／フィルム系の最適な撮影条件で FCR を撮影し、EDR 处理を行うと、FCR は骨部に加えて軟部や皮膚も確実によみとるため、若干感度を低めになる。従って S 値は RS 値よりやや小さな値となる。

#### (2) ラチチュード (L 値)

ラチチュードは読み取りから出力される画像データに割り当てられる検出 X 線量の範囲のことである。図4 に EDR 画像のヒストグラムの例を示すが、EDR 处理では画像ヒストグラムから S1、S2 点を見出し、それを適切な QL 値（例えば、S1 を 800、S2 を 100 に割り付ける）に設定して、それに対応するように 0 ~ 1023 を割り付けることになる。

すなわち  $L=1023 \times (\log S_1 - \log S_2) / (Q_1 - Q_2)$  となり、L 値は出力される画像の桁数を表す。

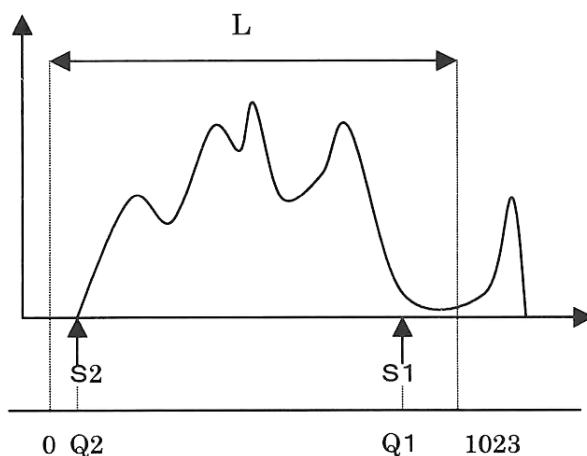


図4 画像ヒストグラム

## 技術特集

# REGIUS シリーズの撮像パラメータについて

コニカ株式会社 中央研究所

吉村 仁

### 1. はじめに

コニカ・ダイレクト・ディジタイザ REGIUS シリーズは、輝尽性蛍光体としてタリウムを微量に含有した臭化ルビジウムを柱状結晶化させたものを使用し、高感度と高鮮銳性とを両立したことを特長としている。現時点では、胸腹部撮影を主体とした立位型の model 330 と、臥位の多様な撮影に対応するベッドタイプの model 530、検診車などへの搭載を可能とした model 330M の3機種を発売している。

本稿では、REGIUS の特長を生かした撮影を行うための撮像パラメータについての解説を行う。REGIUS では、画像形成のための多数のパラメータがあるが、多くは設置時に調整しており、通常の使用の際に設定し直す必要はない。ここでは、ユーザが直接変更する、あるいは知つておくべきパラメータとして、撮影感度、画素サイズ、および画像処理のパラメータについて述べる。

### 2. 撮影感度

REGIUS が使用している輝尽性蛍光体ディテクタが持つ照射X線量と輝尽発光量との関係は、4 衍以上の広範囲において良好な直線性を示している。しかし、通常のX線撮影においては、診断に必要とされるX線情報の分布は、これに比べて小さく、一定の範囲に収まっている。このため、REGIUS では、「撮影感度」で設定した範囲の3衍分のX線情報を 12bit にディジタイズしている。

ここで「撮影感度」は、1mR の線量のX線がディテクタに到達した場合に、デジタルの信号値として 2047 を出力する場合に、200 となるように定義されている。つまり、「撮影感度」を 200 に設定した場合、1mR を中心とした3衍の範囲、すなわち約 0.032mR から 32mR までを、12bit に量子化して出力する。

「撮影感度」は、50 から 1,000 の範囲で設定が可能で、撮影手法や部位に応じて最適の値を個々に設定することができる。

### 3. 画素サイズ(サンプリングピッチ)と撮影サイズ

REGIUS では撮影部位や診断目的、施設の環境などに応じて最適な診断画像が得られるよう、表1に示す9種類の画素サイズを用意している。これらの画素サイズは、表2に示す5種類のサイズそれぞれに対し、任意の2種類を設定することができ、それぞれ「通常モード」、「高精細モード」として撮影ごとに切り替えながら使用することができる。

表1 REGIUS の画素サイズ

画素サイズ ( $\mu\text{m}$ )
87.5
100.0
125.0
137.5
150.0
175.0
200.0
212.0
350.0

表2 撮影サイズ

撮影サイズ (inch)
14 × 17
14 × 14
11 × 14
10 × 11
8 × 10

なお、表2に示すサイズの内、11×14, 10×11, 8×10については、横位置の撮影も可能である。

#### 4. REGIUSの画像処理

輝尽性蛍光体ディテクタから読み取られたX線画像は、撮影前に選択した撮影条件に従って画像処理が行われる。REGIUSの画像処理としては、自動階調処理（G処理）、周波数処理（F処理）、イコライゼーション処理（E処理）の3種類の画像処理機能を持つ。

自動階調処理は、画像ごとに最適な階調処理条件を自動的に決定し、その条件に従って階調を変換することにより、診断に適した濃度とコントラストの画像を安定して出力するための画像処理である。

周波数処理は、画像の空間周波数特性をコントロールすることにより、撮影された人体の構造をより鮮明にするための画像処理である。

イコライゼーション処理は、非鮮鋭画像信号に基づいて画像信号のダイナミックレンジを圧縮することにより、ダイナミックレンジの広い画像でも画像全体を見やすい濃度範囲に収めるための画像処理である。

これら3つの画像処理の各種のパラメータを、撮影方法・部位等に応じて設定する撮影条件ごとに、それぞれ最適の値に設定することが可能である。

#### 5. 自動階調処理の流れ

REGIUSの自動階調処理の流れを図1に示す。

「照射野の認識」は、画像データ全体の中から、照射野の範囲を認識し抽出する処理である。REGIUSでは、撮影部位に応じて下記の3つの照射野の認識処理を使い分けている。

TypeA：画像端に対して斜めになった照射野を認識する場合に適する。

TypeB：散乱線で照射野のエッジが不明瞭な場合に適する。

TypeC：上記以外に適する。

「関心領域の設定」は、診断上注目される人体領域とほぼ一致するように関心領域を設定する処理である。REGIUSでは、撮影部位・体位に応じて11のタイプを使い分けしており、人体の特定の解剖学的構造を自動的に抽出し、それを基に1ないし2カ所の関心領域を設定している。

「基準信号値の決定」は、得られた画像の診断上注目される部分の階調を示す基準値を求める処理で、前段で求めた関心領域内の画像データを解析し、1ないし2つの基準信号値を決定する。基準信号値は、たとえば胸部正面画像に対しては、肺野部の最大信号値と縦隔部の最小信号値というように、撮影部位に応じて好みの仕上がり濃度の指標となるような値を選択する。

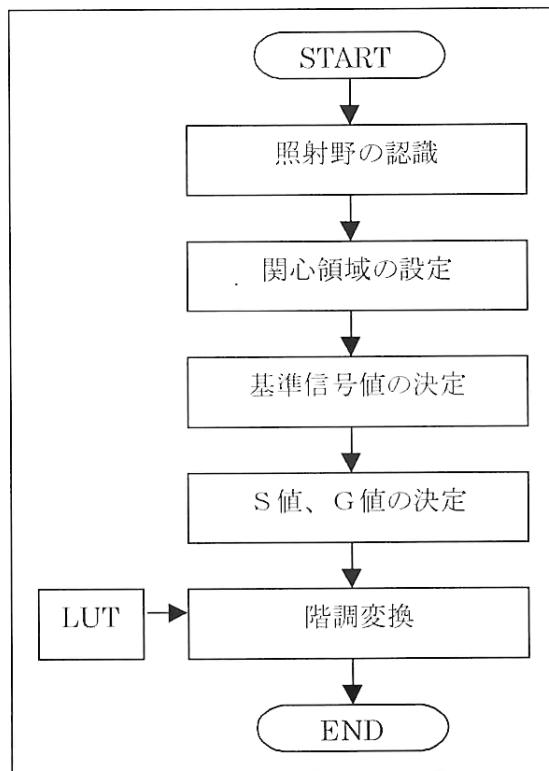


図1 自動階調処理の流れ

#### 6. 自動階調処理のパラメータ

REGIUSの自動階調処理は、以上の様に求めた基準信号値が、撮影条件ごとにあらかじめ定めた出力信号値に変換されるように、階調の正規化処理とLUTによる階調変換が行われる。この際の正規化処理のパラメータとなるのがS値とG値である。

S値は画像の全体的な濃度を決定する画像処理パラメータであり、次の式で定義されている。

$$S = [\text{撮影感度}] \times 10^{(2048 - Sc)/1360}$$

ここで、Sc：フィルム出力濃度が「かぶり+1.0」となる信号値

線量が減少するとS値は大きくなり、増加すると小さくなる。同じ被写体を同一の条件で撮影した場合、線量が2倍になるとS値は1/2になる。

G 値は画像のコントラストを決定する画像処理パラメータである。階調処理後出力したフィルム上の特性曲線の平均階調度を表し、次の式で定義される。

$$G = (2937 - 405) / (g_2 - g_1) \times 100$$

ここで、  
 $g_1$  : 出力濃度が [かぶり + 0.25] となる信号値  
 $g_2$  : 出力濃度が [かぶり + 2.00] となる信号値  
405 : 濃度 0.45 の信号値  
2937 : 濃度 2.20 の信号値

この様に求められた S 値、G 値を用いて画像データの正規化処理を行い、正規化された画像データに、撮影条件ごとにあらかじめ設定した LUT に基づく階調変換を施し、所望の階調の画像を生成する。

REGIUS では、多様な撮影部位・体位に対して常に適切な自動階調処理を行うため、特性カーブの異なる種々の LUT を用意している。標準の LUT とは別の仕上がりが必要な場合でも、別の LUT を選択することにより、対応が可能である。また、基準信号値に対応する出力信号値を修正することで微調整を行うこともできる。

撮影条件キーの選択を誤ったり、自動階調処理では好ましい仕上がりが得られないような特殊な被写体の場合、満足な仕上がりが得られない場合が発生する。あるいは通常とは異なる特殊な画像処理を施したい場合も考えられる。この様な場合、REGIUS では原画像を保存しているため、コンソールの画面上で S 値、G 値、LUT を変更することにより再処理を行うことができる。また、閑心領域の範囲を手動で変更した上で、それ以後の自動階調処理を再度行うことも可能である。

## 7. 周波数処理のパラメータ

REGIUS の周波数処理は、高速な処理手法として知られている非鮮鋭マスク処理を採用している。非鮮鋭マスク処理は、画像データに対して次の式で表される演算を行う。

$$S = S_{org} + \beta \cdot (S_{org} - S_{us})$$

ここで、  
 $S$  : 周波数処理画像信号  
 $S_{org}$  : 原画像信号  
 $S_{us}$  : 非鮮鋭画像信号  
 $\beta$  : 強調係数

すなわち、後述のマスクパラメータで設定された数値 N に応じて、一边が  $(2N+1)$  画素の正方形領域内の画素の平均値を計算し、中心画素の非鮮鋭画像信号とし、原画像信号との上記の演算を行うことにより、周波数処理を行う。

REGIUS の周波数処理のパラメータとしては、「マスクパラメータ」と、「強調係数」の 2 つがある。

「マスクパラメータ」は、前述のように非鮮鋭マスクのサイズを決定するパラメータであり、この値が大きいほど強調される空間周波数は低くなる。逆にマスクパラメータを小さくするほど、高周波が強調されることになる。マスクパラメータは、読み取り画素サイズが  $175 \mu m$  での値で統一されている。このため、マスクパラメータが同じであれば、読み取り画素サイズによらず、強調される空間周波数は同じとなる。

「強調係数」は、周波数強調の度合いを決定するパラメータで、この値が大きいほど強調の度合いが大きくなる。ただし、強調係数を大きくしすぎると、画像の鮮鋭度は高められるが、X 線量子ノイズ等も強調され画像にざらつきが目立つたり、従来のスクリーン・フィルム画像の見え方とかけ離れた不自然な画像となることがある。

代表的な周波数処理のパラメータセットを、表 3 に示す。

表 3 代表的な周波数処理のパラメータセット

処理名称	胸部正面	腹部単純	四肢骨	骨盤正面
マスクパラメータ	7	16	3	3
強調係数	0.3	0.3	0.5	0.3

## 8. イコライゼーション処理のパラメータ

REGIUS のイコライゼーション処理は、非鮮鋭画像信号として周波数処理と同様の非鮮鋭マスク処理により作られた画像データが用いられ、原画像信号に対して次の式で表される演算による処理が行われる。

$$S = S_{org} + \beta (A - S_{us})$$

$$\text{ただし、 } \beta = \begin{cases} \beta_L & (S_{us} \leq A) \\ \beta_H & (S_{us} > A) \end{cases}$$

ここで、  $S$  : 周波数処理画像信号

$S_{org}$  : 原画像信号

$S_{us}$  : 非鮮鋭画像信号

$\beta, \beta_L, \beta_H$  : 補正係数

$A$  : 境界信号値

すなわち、境界信号値  $A$  により分割される信号領域に対して、補正係数  $\beta_L$  もしくは  $\beta_H$  の分だけ非鮮鋭画像信号による低周波数成分が加えられることを意味する。

実際の REGIUS で設定するパラメータは、「マスクパラメータ」、「補正係数」、「基準%値」の 3 種類である。

「マスクパラメータ」は非鮮鋭画像信号を作成するためのマスクサイズを設定するためのものである。この値を  $N$  と設定すると、 $(2N+1)$  画素を一边とする正方形領域の画像信号を平均した値を非鮮鋭信号の中心画素とする。マスクパラメータが大きいほど補正の加わる空間周波数領域は低周波側に制限される。逆に小さいと、比較的高周波側まで補正の影響が及ぶことになり、肋骨のコントラスト等が変化する場合がある。

「補正係数」は、補正の度合いを決定するパラメータで、一般に 0 から 1 の間の値を用いる。補正係数を大きくするほど、従たる注目領域の平均的な濃度が一様に近づき、平坦な印象の画像に仕上がる。 $\beta_L$  および  $\beta_H$  はそれぞれ、境界信号値より低い信号領域および高い信号領域の補正係数であり、補正したい信号領域に対応するパラメータを設定する。

「基準%値」は、補正を加える信号領域と加えない領域との境界信号値を決定するためのパラメータである。このパラメータは、前述の自動階調処理で求めた 2 つの基準信号値の間の割合の部分を境界信号値とするかを示す。すなわち基準信号値を  $S_l, S_h$  とすると、境界信号値  $A$  は下記の式により求められる。

$$A = S_l + (S_h - S_l) \times [\text{基準%値}] / 100$$

REGIUS で使用している代表的なイコライゼーション処理のパラメータセットを表 4 に示す。

表 4 代表的なイコライゼーション処理のパラメータセット

処理名称	胸部正面	腰椎側面	上部・下部肋骨
マスクパラメータ	63	95	95
補正係数	0.6	0.4	0.4
基準%値	50	0	50

## 9. 終わりに

REGIUS シリーズの撮像パラメータの内、ユーザにとって重要である、撮影感度、画素サイズおよび画像処理の各種パラメータについて述べた。REGIUS においては、これらのパラメータを調整することで、所望の特性の画像を得ることができる。

与えられた紙数で十分なご理解を得られる説明ができなかった筆者の未熟さをご容赦いただきたい。近い内に、本稿に関連する事項に関して十分な説明を行った「技術解説書」をご提供する予定にしており、興味のある方はそちらを参照していただきたい。

## コダック CR 新画像処理ソフトウェア System3

コダック株式会社 ヘルスイメージング事業部 茂木 栄次・久保田 昇

### 1.はじめに

1994 年の RSNA で発表されたオープンアーキテクチャーをコンセプトとしたコダックデジタルサイエンスコンピューテッドラジオグラフィシステム 400 は、一般撮影分野のデジタル化を可能にしたカセットタイプの CR システムで、 $2,048 \times 2,500 \times 12$  ビットの高精細な画像を提供いたします。また、本システムは、ヒストグラム解析と CDF（累積分布関数）解析を基本にした画像処理ソフトを搭載し、安定性の高い高品質な画像を提供して参りました。

今回、コダック社は、さらなる安定性と信頼性を目指した新画像処理ソフトウェア System3（以下 System3）を昨年開催された RSNA（シカゴ）で、発表いたしましたので、その画像処理パラメータ及び機能についてご紹介いたします。

### 2.コダック CR システムの構成

コダック CR システムは、コダックエクタスキャンストレージフォスファーリーダー 5110（KESPR）、クオリティコントロールワークステーション（QCW）、ストレージフォスファーカセッテ及び画像のハードコピー出力用のレーザープリンタから構成されております。（図.1）X 線撮影に使用されたストレージフォスファープレートから読み取り装置である KESPR 上で画像データを読み取ります。読み取られた画像は、CR 画像処理を行う QCW に送られ、階調処理、エッジ強調等が施されたのちにレーザープリンタや画像表示用端末等に画像出力されます。

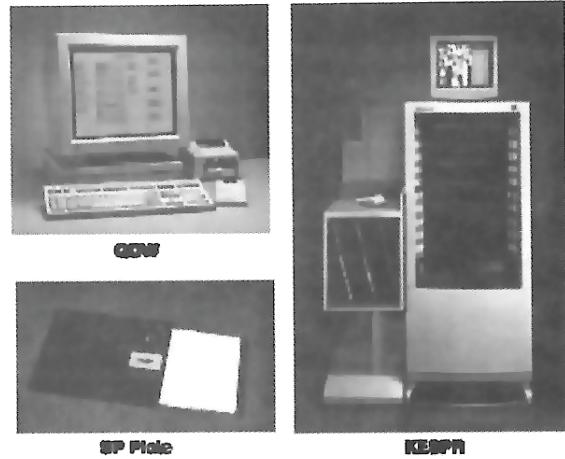


図.1 KESPR（コダックエクタスキャンストレージフォスファーリーダー）、QCW（クオリティコントロールワークステーション）及びストレージフォスファーカセッテ

### 3.画像処理の流れ

CR 画像の自動階調画像処理で、最も重要な処理にセグメンテーション（分類）があります。新画像処理ソフトウェア System3 では、ヒストグラム解析に加え濃度分布曲線解析により関心領域を絞りこみフォーグラウンド（絞りや造影剤等）、バックグラウンド（直接 X 線部）および関心領域（ROI）に切りわける Bounding Box 処理（図.2）を用いて行い、この領域に撮影部位に応じたロックアップテーブル（LUT）を適用することで異なった撮影条件下でも安定した画像が得られます。次に、System3 の画像処理の流れを示します。



図.2 Bounding Box  
白線に囲まれた部分が ROI と認識されている

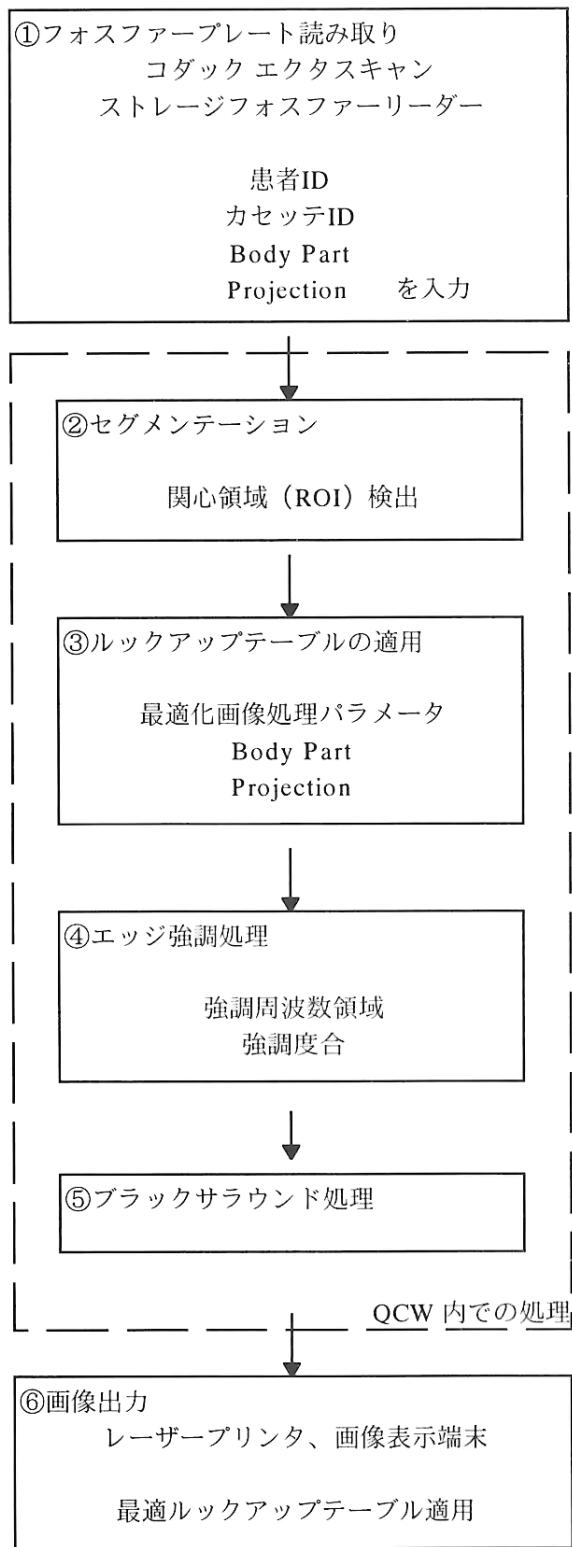


図.3 System 3 の画像処理の流れ

#### 4. 画像処理パラメータのセット

コダックCRシステムには、33のBody Partと13のProjectionが用意されており、撮影部位に応じた画像処理を選択することができます。したがって、429通りの組み合わせの中から撮影状況に応じた画像処理を施すことができるわけで、このパラメータを各種撮影方法に合わせてプリセットしておけば、Body PartとProjectionを選択することで、その画像に最適化された画像処理パラメータが適用されます。例えば、腹部臥位撮影の場合にはBody Part:Abdomen、Projection:APとすれば、あらかじめ腹部臥位用に最適化された画像処理が、当該画像に適用されるわけです。

Body Part の種類
Chest
Portable Chest
Abdomen
Skull
C-Spine
T-Spine
L-Spine
Shoulder
Humerus
Elbow
Forearm
Wrist
Hand
Hip
Pelvis
Femur
Knee
Tibia/Fibia
Ankle
Foot
Nasal Bone
Facial Bone
Pediatric Chest
Pediatric Abdomen
General Abdomen
Thorax
Spine
Joint
Long Bone
Cranium
Extremity
Other

Projection の種類
AP
Latreal
RL
LL
PA
RAO
LAO
RLD
LLD
RPO
LPO
Other
Xtable

表.2 Projection一覧

表.1 Body Part 一覧

### ○Exposure Index

フォスファーブレートに照射されたX線量を検出するパラメータとして Exposure Index が用意されています。このパラメーターは、関心領域(ROI)のヒストグラムの平均値から計算されたデジタル値で表示されます。

Exposure Index =

$$1000 \times \log (\text{mR} \text{ で表した X 線量}) + 2000$$

で表され、フォスファーブレートへの到達線量が1mR の時に2000 を示します。コダック社では、Exposure Index 2000 が、本システムの適正線量の目安としております。ちなみにExposure Index 1700 は、フォスファーブレートへの到達線量がExposure Index 2000 の 1/2 、 Exposure Index 2300 は、2 倍となります。

### 5.階調処理パラメータ

Body Part と Projection 毎に画像処理用パラメーターをセットできることは前述したが、これらのパラメーターは、最適な画像処理を行うために非常に重要なファクターであるため、これらの操作には十分な注意をはらう必要があります。そのためにパラメーターへの不正なアクセスを防ぐために、パスワードで保護されております。

階調処理パラメータには、Density Shift、Contrast Factor、Shoulder、Toe、Lower Contrast、Upper Contrast があります。

### ○Density Shift

機能	ルックアップテーブルの濃度をコントロールします。数値を大きくすると濃度は上昇します。反対に小さくすると濃度は低下します
値の範囲	-3.0-3.0
備考	数値を大きくするとルックアップテーブルは、左にシフトし、反対に小さくするとルックアップテーブルは、右にシフトします (図.4)

### ○Contrast Factor

機能	画像全体のコントラストをコントロールします
値の範囲	0.0-3.0
備考	Initial Contarst が計算された後に適用される付加的なファクターです

### ○Shoulder

機能	画像の高濃度部のコントロールを行います (図.5)
値の範囲	0.0-1.8
備考	この値は、高濃度における濃度値です

### ○Toe

機能	画像の低濃度部のコントロールを行います (図.5)
値の範囲	0.0-1.89
備考	この値は、低濃度における濃度値です

### ○Lower Contrast

機能	中濃度から低濃度にかけてのコントラストをコントロールします
値の範囲	-3.0-3.0
備考	Initial Contarst が計算された後に適用される付加的なファクターです

### ○Upper Contrast

機能	中濃度から高濃度にかけてのコントラストをコントロールします (図.6)
値の範囲	-3.0-3.0
備考	Initial Contarst が計算された後に適用される付加的なファクターです

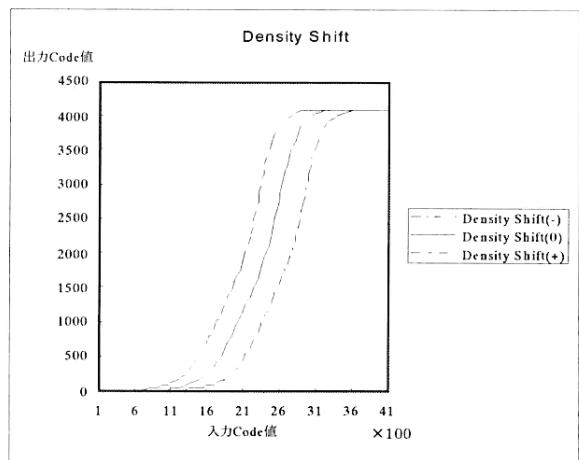


図.4 Density Shift の効果

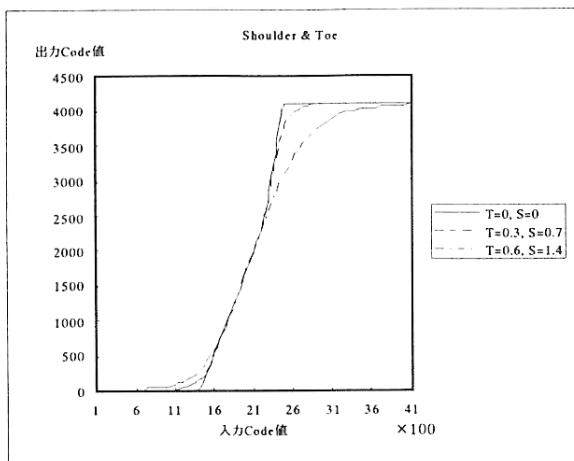


図.5 Shoulder と Toe の効果

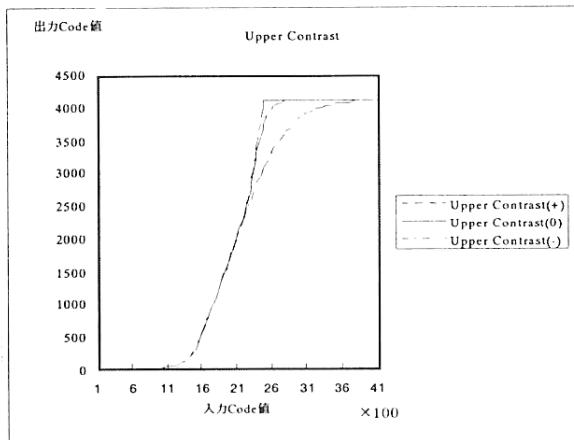


図.6 Upper Contrast の効果

これらの階調処理パラメーターは、QCWのユーザパラメータースクリーンから操作することができます。それぞれのパラメーターをマウスの操作または数値の入力で変更することができます。また、数値を変更すると同時にスクリーン上部に設けられたグラフでルックアップテーブルの変化が確認できます。

#### 6. エッジ強調処理

エッジ強調処理は、周波数の強調領域を設定するマトリックスサイズと、高濃度領域の強調度合を設定する High Density Boost 及び低濃度領域の強調度合を設定する Low Density Boost の二つのブーストファクターからなります。マトリックスサイズと強調される周波数の関係を図.7 に、ブーストファクターの強調効果を図.8 に示します。

	マトリックスサイズ				
	7	19	33	55	75
カセットサイズ	1.2	0.4	0.25	0.15	0.11
35×43cm	1.7	0.65	0.4	0.24	0.16
24×30cm	2	0.75	0.45	0.26	0.2
18×24cm					

図.7 マトリックスサイズと強調周波数の関係  
(cycle/mm)

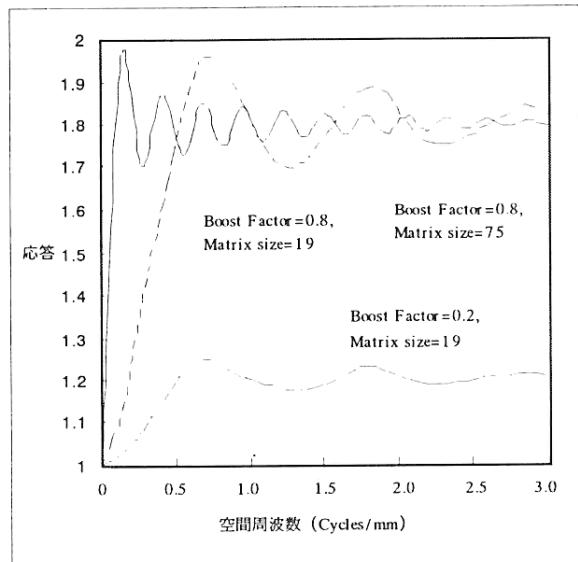


図.8 ブーストファクター効果  
(18×24cmカセット)

#### 7.まとめ

新しい考え方に基づいて開発された新画像処理ソフトウェア System3 は、画像の最適化を行うための関心領域の検出に優れ、また、各撮影部位に応じた最適階調処理パラメーターの設定が容易で、常に安定した CR 画像を提供できるソフトウェアであります。今後は、さらに多種の画像を処理することにより、本ソフトウェアの充実を計りより精度の高い画像処理パラメーターを作成していきたいと考えております。

# あなたに、この問題が解けますか？

－診療放射線技師試験（画像工学）について－

川崎医療短期大学・放射線技術科 山下 一也  
E-mail:kazuya@mx6.meshnet.or.jp

## 1. はじめに

画像部会分科会の多くの会員は、診療放射線技師試験（以下、国試）と聞けば、なんらかの懐いを胸裏にもつことでしょう。今回、編集子の求めに応じて、その国試の一科目である「画像工学・エックス線撮影技術学」のなかの、「画像工学」（以下、画像工学）に限って、いくつかの恨みつらみを演習風の課題として書き抜きし、みなさんとともに考えてみたいと思います。最初に共通認識をもつための助走をします。

画像工学が国試に取り入れられるようになって10年？ほどになります。診療放射線技師養成所指導要領に規定された教科内容によれば、画像工学は「医療用に使用される放射線画像の基礎知識と画像評価に必要な解析技術を習得させるため、画像工学の概要並びに画像の形成、解析及び評価について教授する」とあります。この画像工学が国試として出題された問題（きちんと区分されているわけではなく、実際には全問題[25題]中、3～4題ほど）が、「要領」に定められている内容にふさわしいものであるか、といえば一正直いってその名に「恥じる」内容であることだけは確かでしょう。真正面からこれが画像工学だ、という出題は数えるほどしか記憶にありません。どちらかのいえば「エックス線撮影技術学・概論」の教科内容（エックス線像の成立、写真濃度、コントラスト、鮮銳度、粒状性、散乱線、撮影条件（・略・）を教授する）にふさわしいのではないか、とわたしには思えてなりません。しかも、その出題が「技師として必要な知識及び技能について」（構法、第17条）行なわれているか、といえばはなはだ暗澹たる気分にならざるを得ません。たとえば画像工学の「知識」は別にしても、個人が固有する能力である「技能」を、現在のような形式で判定できると、確信をもっていえる方がいらっしゃるでしょうか。

それでは演習をはじめましょう。

## 2. 演習課題の発生—蜂の巣風議論のはじまり—

なぜ編集子が、国試（画像工学）に関与する事などをわたしに命じたかといえば、本年度の国試（3月4日に施行）に、つぎのような出題があったことが発端です。

さアて、みなさんーこの問題が解けますか？

（以下、「国試問題」はすべて原本をコピーしたものです）

(α)

平10.3 (第50回・午後)

問題 46 増感紙・フィルム系のMTFについて正しいのはどれか。

1. 増感紙とフィルムとが密着しない場合にMTFは上昇する。
2. チャート像の鉛溶部濃度は0とするのが理想である。
3. マイクロデンシトメータのピントがずれるとMTFは上昇する。
4. 特性曲線が直線であれば強度変換は不用である。
5. コルトマン補正を行うとMTFは上昇する。

わたしは、これをまともな画像工学の問題として評価したいところですが、どうも「解」に不透明さがあるようです。だれもが「1」、「3」、「5」の選択肢は、誤っている（誤答肢）と判断します。たとえ「MTFは上昇する」という奇妙な語法が使われていたとしてもです。すると「2」と「4」のどちらかが正答肢になります。正直いってわたしには、「2」と「4」のいずれもが正答肢であり誤答肢であるように思えます。次項であらためて議論しましょう。

そこで、画像の専門家集団である分科会委員の10名の方々にお知恵拝借をと考え、電子メールを発信した次第です。1週間ほどの間に4名から返信が届きました（うち1名の方は封書）。わたしは、それぞれの返信を拝読して目をむきました。4者4様で蜂の巣風だったからです。ああーこの問題は良くない問題なんだなーと、直感しました。せっかく返信をしてくださったのですから演習事例とさせていただき、仮名にし文意を曲げず要約します。文責は山下です。

### 事例1－Aさんの見解－

① 「2」と「4」のいずれも正答肢ではない。

②「2」は、正確には矩形波チャートの鉛箔部を透過したX線量がゼロであるのが理想であろう。しかしもし、理想的な状況が起こっても、写真濃度は「ベース+フォグ」(以下、「カブリ濃度」)があるのでゼロにはならない。だから誤答肢である。  
③「4」は、一般に特性曲線は直線にはならない。たとえ横軸が対数の状態で直線であっても、対数をはずせば直線にはならないので、やはり非線形と考えて露光量変換をすべきである。したがって誤答肢である。

④出題者は、直線性と線形性を混同している。学生には正しく意味が解読できないので、不適切な問題である。

#### 事例2：－Bさんの見解－

①「4」が、正答肢である。特性曲線が、もし直線であればどのような条件下（濃度領域）においても測定されたMTFも同じ結果になり、もって強度変換は不用である。

②「2」は、誤答肢である。正規化の基となるゼロ周波数（と見做せる）のスリット鉛箔部分に対しては「濃度を0とするのが理想」という文言は明らかに誤り。

③国試問題としては不適切であると思う。

#### 事例3：－Cさんの見解－

①「2」は、正答肢と思う。

②「4」は、解釈の仕方で変わる。両リニアグラフ軸にプロットしてある特性曲線を考えれば正答肢になる。また通常の片対数の特性曲線であれば、見かけは直線であっても線形ではないから誤答肢になる。しかし特性曲線が直線というのは、暗黙の了解として後者をさしていると思う。やはり誤答肢であろうか。

③文面から「4」は正答肢のようであるが、問題作成者の意図は後者で、誤答肢ではないだろうか。紛らわしい問題だ。

#### 事例4：－Dさんの見解－

①「解」なし、である。

②「2」は、濃度でなく露光量であれば正答肢になる。しかし、濃度をゼロにするのが理想であっても、常識として「カブリ濃度」があるのでゼロにはならない。したがって誤答肢としてもよい。

③「4」は、ガンマが1であっても、濃度と露光量は直線性があるとはいえない。この両者の間に対数の関係がある以上、強度変換をしなければ線形

性は保てないと思う。

④試験問題検討会<sup>\*1</sup>で、ある学校の方の発言で、「あるメーカ<sup>\*2</sup>に問い合わせたら、強度変換しなくても大きな違いはない」といわれたという。このメーカの考え方は「MTFもどき」を求めていることになる。いずれにしても不適切問題である。

#### 【註・山下】

\*1：㈱、国家試験の終了直後、関西地区（実際は中部地方以西）の学校関係者が集まって、出題された問題の検討会を開いている。この結果を、関東の検討会で共同協議し、不適切問題があれば、主管である厚生省に異議を申し立てている（後述・参照）。

\*2：会議では、メーカ名が出ていたが、ここでは「あるメーカ」とした。

まさに蜂の巣風議論の交換ではないか。

さーて、みなさんーみんなの「解」はいかがでしょうか？－

### 3. 演習課題－その1－

課題解決：「問題」と突き合わせ、事例1～事例4のそれぞれを、つぎに挙げる参考事項(1)～(6)を参考に検証し、批判的に課題解決を図る。

(1) 選択肢「2」の「鉛箔部濃度は0とするのが理想である」。その通り！、理想である。理想を「考え得る最も完全で相対的なもの」あるいは「意志と努力との究極の目標として観念的に構成されたもの」（いずれも、広瀬、第4版）と考えれば、この選択肢は正答肢になる、と判断するのが自然。なぜなら鉛箔部濃度を0とすることが「考え得る」「観念的に構成された」「完全なもの」としての「究極の目標」になるからだ。ここで「カブリ濃度」はどうなるのだとという意見に対しては、「カブリ濃度」は「観念的に構成された」ものではなく、現実に起こっている状態。ここでは「理想である」ことを想定しているので「カブリ濃度」を無視してもいっこうに構わない。われわれがX線画像を「写真」で考えたり、解析したりするときに、できれば「カブリ濃度」がないことを願うものである（願いは当然、絶対にかなわないが）－

(2)「2」で、いくら理想といつても「カブリ濃度」があるではないか、これは完全に誤答肢だ、という現実的観点からの考え方は当然、あり得る－

(3) 選択肢「4」で「特性曲線が直線であれば・・」は、理想の有無ではなく現実的に「強度変換」の用不用を問うているのであるから、特性曲線が直線になるという誤った論拠も議論としては成り立

つ。したがってこの選択肢は誤答肢である。ただ詳細には述べないが、特性曲線の発展経緯をたどってみれば事実、「直線」をとった時代もあった（ $\log D - \log E$  曲線：写真技術便覧、223-225、1966、コロ社）。しかし、問題は有効露光量変換（強度変換？）の用不用である—

(4) 一般に、変調伝達関数を扱うとき入力であるX線量（対数： $\log E$ ）と、出力としての写真濃度（D）との間に線形特性が前提になる。この両者の関係を示す特性曲線が完全に直線であれば、 $\gamma = 1$ であろうとなかろうと、線形性（=直線性）があると考えるべきであろう。すると有効露光量変換は不用となり「4」は、正答肢になる—

(5) しかし、そう簡単には間違が御さない。直線であろうとなかろうと、有効露光量変換は必須の要件である。したがって誤答肢である、という議論も成り立つ—

(6) 最後に、直線性と線形性について、異種領域の文献で問題提起しておきたい。

(a) 出力（指示量）が入力（測定量）に比例する特性を直線性という。

(b) 信号変換で問題になる（・略・）第2の問題が直線性（linearity）であり、入力と出力が果たして比例関係にあるかどうかを問題にする。

(c) （直線性）は、（加法性と定常性）があつて（・略・）加法性を狭義の直線性という。（・略・）一般にこの二つの条件が満たされている伝達路または系は直線的であるという。

(d) 入力の、ある演算と出力が比例関係にある変換を線形波形変換という。

(e) 出力と入力の間に線形の関係が存在するときは線形システムといふ。これに対して非線形システムは（・略・）入力と出力との間に単純な比例関係は成立しない。

(f) （・略・）をそれぞれ線形時間不変システムの入力および出力とする。線形（直線性）であるゆえ、入力が出力を生起させるとすると、入力は（・略・）。

以上の文献引用例からみて、直線性と線形性とは、入出力間で比例関係があつて、同じ意味、同じ概念をもつた用語である、と思えるが—

(a) 石橋正士他：計測と情報（情報科学シリーズ）、14、1984、ワールド

(b) 井上栄一他著：印写工学I、26、1975、共立出版

(c) 井上栄一他著：印写工学I、44、1975、共立出版

- (d) 菊屋公明他：計測の科学と工学、108、1993、産業図書
- (e) 近藤次郎：システム工学、104-105、1970、丸善
- (f) H. P. 史ウ（佐藤平八訳）：フーリエ解析（工学基礎演習シリーズ）1、150、1984、森北出版（他の二三の文献にも同じ意味の記述がある）

#### 4. 演習課題—その2—

**課題提起：**さきの「問題」は、前記した関西地区検討会で、AさんとDさんの意見とほぼ同じ内容で「解なし」となった（以下、関西意見）。また、関東との合同協議の結果、全国診療放射線技師教育施設協議会・会長名で「解答が困難と思われます」として、厚生省・健康政策局医事課試験免許室長（いずれもなんと長々しい名称であるとか）宛てに、「参考・依頼」文（以下、協議会結果）が提出された。ただ、この協議会結果に併記されていた「問題」の「検討結果」の内容が、関西意見とやや違っていて、いさか問題があるのように思えた。そこで画像分科会にとって「最適の演習課題」と考え、ここに原文の文意をそこなわない範囲で、忠実に再現し掲載する。

#### 乞う—課題解決を—

##### 事例5：提出された「検討結果」：

（午前・問題「46」は）解答が困難と思われます。

(a) 「2」のように鉛箔部の濃度を0にすると、コントラストCの式

$$C = \frac{a-b}{a+b} \quad a: 濃度から変換した値  
b: 鉛箔部の濃度から変換した値$$

において、常にbの値が0となり、空間周波数によらずコントラストはC=1となってしまいます。この場合、0.05LP/mmのようなチャートの最も低い空間周波数のコントラストでMTFを1に正規化する意味がなくなります。従って、この選択肢は正しくないと思われます。

(b) 「4」のように、特性曲線が直線であつても、露光量Eと濃度の関係は直線にならぬ。これは特性曲線は横軸に相対露光量の対数値をとるためです。従って、この選択肢は正しくないと思われます。

(c) 一方、選択肢「2」と「4」と共に、正しいとして解答がないという意見もあります。この「2」と「4」の選択肢は、第45回の問題47に各々「c」、「e」として全く同じ選択肢として出題されています。

事例5の(a) (b) (c)について「課題演習—その1—」で証した結果をふまえ、つぎの各事項(1)～(5)を参照し批判的に検討する。

(1) 協議会結果（事例5）の(a)では、鉛箔部の濃度をゼロにすると、コントラストCの式（和 $a+b$ ）との差 $[a-b]$ の式（下註）が空間周波数の高低に関係なく、すべてC=1になる。だからこの選択肢は

誤答肢であるという。果たしてそうだろうか—  
(2)MTF計測におけるチャート法は周知のように矩形波の周期関数の入力分布（最高強度 a、最低強度 b）を測定系に入れ、ある出力強度分布（これも同様の周期関数：最高強度 a'、最低強度 b'）が得られたときに、一連の空間周波数(u)における出力分布と入力分布の各振幅比は、

$$R(u) = (a' - b') / (a - b)$$

で示される。この R(u) が、入力に対する出力のコントラスト増減率：矩形波レスポンス関数となって「コルトマン」補正後、正弦波レスポンス関数：MTFとなる—  
【脚註・山下】

(3)ここで、「カブリ濃度」なし：鉛箔部濃度 0 であろうと、「カブリ濃度」ありであろうと、高空間周波数になれば、しだいに分布の振幅は小さくなっていく。各空間周波数すべて、1 になることは絶対にあり得ない。事例 5(a)は、入力分布と出力分布の強度を混同・混用したのか、説明が不足であったのか、間違っているのか—

(4)事例 5(a)で、空間周波数の単位を [Lp/mm] としている。JIS 規格 (Z 4917) の準用であろう。正しくは [LP/mm] (大文字 P) である。しかし現在、[cycles/mm] を用いるのが一般的だ。この [LP/mm] は、わが国の一例 (?) でしか使用されていない。また、「窓部」「鉛箔部」という用語も JIS 規格 (Z 4917) に準拠するのであれば、前者は「角穴」、後者は「吸収体」であろうか—

(5)事例 5 の(b) (c) については、それぞれ関連事例と事項を参照して、詳細に検討する—

## 5. 演習課題—その 3—

この数年間に出題された国試・画像工学の問題(β)～(ε)を、この演習最後の課題とする。以下、考察風の参考事項とあわせて充分に検討して、「解」を見いだす?—

(β)

平9.3 (第49回・午後)

- 問題 47 マイクロデンシトメータの取り扱いで誤っているのはどれか。
1. ステージを操作するときは手袋を着用する。
  2. 濃度測定のときには室内的照明は明るくする。
  3. 試料を操作する位置は一定にする。
  4. ピントはフィルム前面に合わせる。
  5. アバーチャのピントを合わせる。

問題(β)の各選択肢は、あるメーカーのマイクロデンシトメータのマニュアルの関連項目を、一部の語句を適当に削ってそのまま列挙したもの。そのためか意味不明の選択肢があつたりする。「ピントはフィルム前面に合わせる」は、測定目的や機種によって異なるのではないか。出題者は、自分の言葉で問題を作りたかったらしい—

(γ)

平9.3 (第49回・午後)

- 問題 48 被写体コントラストに影響しないのはどれか。

1. フィルム特性曲線
2. エックス線質
3. 管電流
4. 現像液
5. 増感紙

問題(γ)では、出題者は、「被写体 (X線) コントラスト」「フィルムコントラスト」「画像 (写真) コントラスト」を混同・混用したのではないか。このままでは「影響しない」選択肢が複数になって、「解」は得られない?—

(δ)

平7.3 (第47回・午後)

- 問題 48 鮮鋭度に最も影響するのはどれか。

1. 散乱線
2. パリウム流動性
3. フィルム乳剤の厚さ
4. 増感紙の粒状性
5. 半影

問題(δ)は、複数の正答肢が考えられる?

また「パリウム流動性」は、言葉の印象から受験者を惑わせるものであるが、果たして国試問題の選択肢としてはふさわしいものかどうか?—

(ε)

平7.3 (第47回・午後)

- 問題 66 画像診断の ROC 解析について誤っているのはどれか。

1. ROC 曲線が右下方に位置するほど優れた検査法といえる。
2. 検査法の有効性を客観的に評価する方法である。
3. 対象疾患患者数の割合の大小により評価に差を生じる。
4. 有病正診率は sensitivity と呼ばれる。
5. 診影者間の診断能力の差を評価することが可能である。

問題(ε)は、画像工学らしい(と、わたしが思った)問題である。で、あなたの「解」は?—

## 6. まとめにかえて

とてもわたしには「まとめ」はできません。この演習課題の解決に参加されたみなさんそれぞれに、「まとめ」を策定して下さい。ただし、提出は不要です。以下、わたしの勝手で、いくらか参考事項を追記し、あわせて二、三の提言をして、わたしこの「演習」を修了します。

- (1)課題発生の起因となった冒頭の問題(α)の、「2」と「4」の選択肢は、「絶対に起こり得ない状況・状態」が正答肢になっています。これは国試問題としてはアンフェアでしょうー
- (2)また、国試という「権威」(そんなものがあるのか、といわないで下さい)の立場からみれば、正答肢にあたる選択肢に「絶対に起こり得ない状態・状況」を採用するのは、受験者軽視であり、もっといえば受験者蔑視ではないでしょうかー
- (3)専門用語の意味を充分に理解したうえで、問題を作成してください。また「MTFは上昇する」とか、「写真濃度が大きくなる」といった陳腐な語法を使わないでいただきたいものです。
- (4)国試を施行してすでに40年余—今回の国試で、はじめて厚生省は出題の「不適切」(実際は「誤り」)を認めました。「第50回『国試』における不適切問題の取扱いについて」として、最初にそ

の「問題(:60(枚))」を挙げ、採点上の取扱いは「採点対象から除外する」、そして理由は「選択肢の設定が不十分で、適切な解答がないため」としています。なんと、これだけです?!—

この「問題」のために、さんざ時間をロスした受験者になぜ「謝罪」しないのでしょうか。ただ「除外」するだけですか。「採点」の配分はどうなったのでしょうか。主管の責任で、どのように「不適切」であったのか説明義務があるのではないかでしょうか。このお役所的・官僚的・上意下達的な「認め方」は、いったい全体なんですか。

みなさんーこれ、どう思います?—

(5)わたしが、この「演習」で取り上げたのは、全12科目(出題数:190題)のなかのほんのひと握りの「問題」でした。それでこれだけの課題が作成されるのです。

(6)最後に、この「演習」で差し障りのある読者がおられましたら(絶対にいらっしゃる、と思う)なにとぞ、この雑記の「目的と意味」をご理解いただいて、心からのお許しを願うしたいです。

この「演習」に参加されたみなさんから、厳しい反論・異論を寄せていただければ、望外のよろこびです。

1998.8.3・述

### 【脚注】

この振幅比は、出力強度分布と入力強度分布のコントラスト比から導入したものである。実際の振幅は(最高強度-最低強度)の $1/2$ であるが、 $1/2$ は導入過程で消去されている。

また振幅比において、出力強度分布の( $a - b'$ )は、チャートの各線群の「線部強度-線間部強度」であり、入力強度分布の( $a - b$ )は、チャートの「角穴部強度-吸収体部強度」である。これは「最も低い空間周波数のコントラストでMTFを1.0に正規化」していることになる。

なお、JISのZ4917(X線測定装置検定用チャート)は、内容や用語など時宜に適さない。大幅に改訂をする必要がある。

## 東京都立保健科学大学保健科学部放射線学科の紹介

東京都立保健科学大学保健科学部 福士 政広・入船 寅二

### 1. はじめに

東京都立保健科学大学は平成10年4月に新しく開学しました。東京都立保健科学大学保健科学部は看護学科、理学療法学科、作業療法学科および放射線学科の4学科からなります。前身である東京都立医療技術短期大学には一般教養科、看護学科、理学療法学科、作業療法学科、診療放射線学科および専攻科がありましたが、これらの学科は保健科学大学に移行しました。また、診療放射線学科は放射線学科と名前を変えました。

### 2. 保健科学大学設立までの沿革

ここでは、短期大学設立から大学設立までについて簡単に紹介することにする。

昭和57年12月「東京都長期計画」で医療技術短期大学の設置を計画化、昭和61年1月「東京都立医療技術短期大学条例」制定、昭和61年4月 看護婦学校、理学療法士学校、作業療法士学校及び診療放射線技師学校（放射線学科の前身）として文部大臣から指定される、昭和61年4月 短期大学開学、平成5年10月「東京都立医療技術短期大学4年制大学移行基本構想委員会」設置、平成7年6月「東京都立医療技術短期大学4年制大学移行基本計画」策定、平成9年12月 文部省より「東京都立保健科学大学」の設立が認可される、平成10年1月「東京都立保健科学大学」設立、平成10年4月「東京都立保健科学大学」開学となる。修業年限は4年で卒業後、学士（放射線学）の学位が授与される。学士（放射線学）の学位は、この分野では初めてのことである。

### 3. 施設の概要

東京都立保健科学大学は、1200万都民が暮らすまち、そして国際社会をリードする首都東京。23区内城北部に位置し、墨田川が流れ、東京の「川の手ゾーン」を形成する荒川区東尾久にあります。最寄駅千代田線「町屋」は学生街「御茶ノ水」から僅か10分の交通便利なところにあります。このキャンパス内には、学外実習施設以外の全ての教育施設が完備されており、講義室、演習室のほか実験・実習のための施設、設備をはじめ、パソコン100台を備えた情報処理教室、LL教室、視聴覚教室が整備されています。

校地面積は53,550.72平方メートル、校舎面積は18,805.61平方メートルで、事務棟及厚生棟、図書館棟、体育館、体育館付属棟、講堂等がバランス良く配置され、学校建築の久慈賞を受賞した洒落た校舎です。

### 4. 4年制カリキュラムにおける放射線学科の特徴

現在短期大学におけるカリキュラムでは一般教育科目19単位以上、その内訳は人文科学分野4単位、社会科学分野4単位、自然科学分野9単位、および総合科目2単位となっています。これに対して人文・社会科学分野11単位、自然科学分野17単位となり、人文・社会で

3単位、自然科学で8単位増え、理工学系4年制大学と同程度と成るように配慮し、単位の互換性を高めた。

基礎専門科目は今回のカリキュラムでは16単位以上と大幅に増やし、従来の概論的知識中心教育から、一歩踏み込んだ医学教育と保健医療領域の充実を目指した科目配置とし、従来の自然科学系教育偏重の教育からより人間性を重視した教育を目指しています。

専門科目は、医療技術の高度情報化時代におけるマルチメディア化に十分対応できるよう、情報科学技術関連授業の増加（情報処理工学・演習、医用画像工学I、II・実験）やそれに伴う従来科目の改訂（画像医学I、II、画像解剖学・演習、システム工学・実験）および災害時における緊急検査技術論を新設した。これらを新設科目と従来科目の融合により、医療分野における理物理学分野のスペシャリストとしての役割を果たし、かつ医療福祉分野に工学的なアプローチの出来る人材の育成を図ることを目指しております。

## 5. おわりに

東京都立保健科学大学放射線学科では、21世紀の医療を担うスペシャリストとして高度な知識とその応用能力および豊かな人間性を備えた資質の高い診療放射線技師を育成するためのカリキュラムを用意しております。

卒業後は診療放射線技師資格を取得し、医用物理・工学の知識を活かして医療に従事することができ、また、生体を熟知した技術者として医療機器の開発などに携わることも可能です。



東京都立保健科学大学の全景

## 関西乳房画像研究会の紹介

代表世話人

寺田 央

(前、大阪警察病院)

### 1. 研究会発足の動機とその背景

関西乳房画像研究会は近畿地区 2府4県のマンモグラフィに携わる技師を対象（医師の参加も可）に平成8年10月に発足し、それ以降年2回の割合で開催しており今年の8月22日に第5回目を迎えることができた。この研究会発足の動機は乳がん検診へのマンモグラフィ導入の必要性が論じられ、検討されはじめてから4年近く、それに併行して技術学会をはじめ関連学会を中心にマンモグラフィの技術レベル向上をめざした研修会、講演会が開催されるなど、全国的な技術、知識レベルが上がってきていた時期に、たまたま関西の地区勉強会に参加し各施設の持参された写真を見て、意外なことにまだまだマンモグラフィの技術、知識が浸透していないことを実感させられた。これは常日頃学会や研修会などに参加されている施設と、その機会がなく、マンモグラフィに関する最新の技術的な情報も得られず試行錯誤している施設との格差が根底にあることを感じた。そこで、地域全体の技術レベルを上げるためにには、地方に密着した身近な誰もが気軽に参加できる研究会（研究会と言うよりは勉強会）を通して技術レベルを高めていく必要があると考えた。幸い平成8年から全国で開講している撮影分科会の「乳房撮影ガイドライン・精度管理研修会」（班長 堀田勝平）による地域指導者の育成ともマッチしたことによって、関西の受講修了者が中心的な世話役となって会の活動を開始した。このような時にはとかくチャンスに会えるもので、この会の趣旨に賛同いただいた某製薬会社から支援の依頼があり断る理由もなく喜んでお願いしたが、今では受付から会場設定に至るまで細かい支援をいただき、毎回交通に便利な快適な会場で開催させていただいている。

### 2. 研究会の活動内容と組織

会の発足当初、参加者は50人程度と予想していただけに、第1回目から200人を越える参加者があり改めてマンモグラフィに対する関心の高さを知らされた。その後も参加人数は変わらず、しかも新しい顔ぶれの参加者が多くなかったことはこの会の意図する目的の一つは達せられたと思っている。

なお、活動は以下の会則に沿って行っている。

（関西乳房画像研究会会則の抜粋）

#### 第2章 目的および活動

第2条 本会は、乳房画像に関する研究発表、知識の交換、情報の提供等を行うことにより  
関西地区における会員相互の技術レベル向上を図ることを目的とする。

第3条 本会は年2回開催し、目的を達成するために次の活動を行う。

- 一 研究、調査報告、講演会および技術、読影研修の開催
- 二 会員相互の情報交換と討議
- 三 関連学術団体との交流
- 四 年2回の情報誌（会誌）の発行

## 五 その他目的を達成するための必要な活動

### 第3章 会員と運営

第5条 本会は開催時の参加費、寄付金をもって運営する。

第6条 参加費は1000円（会場整理費500円、雑誌費500円）とし、開催参加時に徴収する。

### 第4章 役員

第7条 本会に次の役員をおく。

一 代表世話人 1名

二 世話人若干名 世話人は会員の中から、代表世話人は世話人の中から選任する。

ただし、世話人は関西の各府県から一名は選任されるものとする。

## 3. 研究会の活動内容

活動内容は1年2回の開催を一区切りとして世話人による当番制をとっており、参加者と当番世話人の意向を反映したテーマに沿って進めている。特に、この研究会は難しい学術論を討論する場ではなく、より実践的な翌日からその技術なり、知識が臨床に生かせることを心懸けている。これまで活動してきた内容は研究発表、技術講演、ワークショップ、読影などの教育講座、マンモグラフィに関するアンケートおよび現況報告と多岐にわたっているが、その目的とするところはフィルム、デジタルを問わずマンモグラフィ画像による診断精度を高められる高品質の画像を作ることにある。これまでの内容で特に、関西地区におけるマンモグラフィ・アンケート調査報告（第1回）、会場にX線装置を設置してのモデルによるポジショニングの実技（第2回）、マンモグラフィと乳腺病理組織を対比しての読影基礎講座（第3回）、現像処理と画質（現状とその問題点）をテーマとしたワークショップ（第3回）、石灰化病変を知る読影の基礎講座（第4回）、画質向上の具体策についての技術講演（第4回）、参加者による読影会とその解説および読影法の教育講演（第5回）などが関心をよんだ。また、これらの内容は最近のトピックスなどの記事と合わせて会誌に掲載し参加会員に配布している。

## 4. 研究会の今後

乳がんによる女性の死亡数は平成7年には7,763人と昭和30年との比で3.5倍に増加している。現行の老健法に基づく触診による乳がん検診が有効性に関して十分な評価が得られていない今、早期発見により乳がんの死亡を抑え、QOL（生活の質）を高く維持するためにはマンモグラフィを導入した乳がん検診の早急な対応が求められている。そのため今後は一層マンモグラフィの重要性が増していくものと思われる。高分解能のデジタルフルマンモグラフィといった新たなシステム技術も視野に入ってきていく。しかし、研究会としては、先ずは目先の理想論ではなく高品質な画像を得るために機器整備、撮影技術、品質管理、読影力といった現状の身近の問題を一つ一つ解決しつつ地域全体の技術レベルを上げるための努力をしたい。この研究会が他の地方での研究会の規範となり、同時に同様の目的をもった研究会を発足させる起爆剤となれば幸いである。

研究会インターネット・ホームページへのアクセスは

<http://home.interlink.or.jp/~penguin/>

国際会議報告

## 4th International Workshop on Digital Mammography

岐阜大学工学部応用情報学科 原 武史

前回のシカゴ大学で開催されたこのワークショップに今回も参加することができたので、その概要を報告する。この会議は、マンモグラフィーに関するさまざまなデジタル技術を中心にして議論する場として隔年で開催されており、今回は、オランダ・ナイメーヘン市（Nijmegen市）にあるナイメーヘン大学で6月7日～10日に開催された。ナイメーヘン市はオランダ東部に位置し、アムステルダムから電車で約2時間、ドイツとの国境近くの旅行ガイドブックにもほとんどの載らない小さな都市である。

この国際会議の魅力は、扱う内容がマンモグラフィのみであることである。逆に、マンモグラフィーに関してならば、ほぼすべての分野が網羅されているといつてもよく、いわゆるコンピュータ診断支援システムについての報告に始まり、画質と圧縮、マンモグラムの定量的解析、画像表示技術、撮影装置などがそれぞれのセッションに別れて報告された。報告は、口頭発表とポスター形式の発表の2つに別れており、それぞれ約50演題ずつが報告されていた。また、いくつかの企業から機器展示もされていた。なお、参加者は約200名、参加国数は20カ国を数えた。

われわれは、コンピュータ診断支援システムについて、検出方法や性能評価の結果などを報告したが、もっとも興味深かったのは、前回のワークショップやRSNAなどで展示をおこなっているベンチャー企業（もうベンチャーとはいえないかもしれないが）R2 Technology Inc.からの報告と展示である。ここで重要な点は、以前から展示を行っているR2 Technologyのマンモグラム画像診断支援システムの"ImageChecker™"が米国FDA（Food and Drug Administration: 食品医薬品庁、日本の厚生省にあたる）の認可を得たと発表したことである。これは、診断支援システムを実験・研究用ではなく商品として販売する事を可能とするものである。それをふまえて、さらにR2 TechnologyはGE Medical SystemsとのCADシステムについての業務提携を行ったとも発表している。ここでは、GEが開発するFull Field Digital Mammography SystemにR2 TechnologyのCADシステムを搭載して、読影スクリーニングの作業の一部に取り入れるとしている。この報告は、同種の研究を行っているわれわれにとって、発展した研究成果が（FDAに）認められたという点で、そして、その成果が商品になりつつあるという点で非常に刺激的なものであった。

オランダへの道：

通常、オランダへは北回りの飛行機で10時間程度だが、今回、アメリカ経由（UA便）の東回り？で行ってみた。行程は関空→サンフランシスコ→ロンドン→オランダの20時間以上の長旅である。しかし、航空運賃はKLMの直行便とほぼ同額。当然、搭乗時間は倍。メリットはMileageの蓄積のみ。サンフランシスコ→ロンドン間では日本ではまだあまり見かけない最新鋭旅客機B777に乗れたものの、それにしてもオランダへの道は遠かった。

## 国際会議報告

# CAR'98に参加して

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

白石順二

平成10年6月24日から27日にかけて、東京国際フォーラムで開催されたCAR'98に参加した。CARというのは本来、Computer Assisted Radiologyの頭文字をとったものと思われるが、正式な学会の名称はComputer Assisted Radiology and Surgery (CARS) で、今年で12回目の開催を迎えた。これまで主に欧米諸国で開催されていたが、小塚先生（大阪府立羽曳野病院）、稻邑先生（大阪大学）の両委員長のご尽力のもと、今回初めて、日本での開催となった。

会場となった東京国際フォーラムはJR有楽町の駅前に位置し、斬新なデザインと空間美あふれる近代的なビルディングが、世界各国から集まった研究者達を出迎えた。特にオープニングセレモニーの会場となったHall Bは、床はフローリング、壁も木材、椅子も木製という非常にしゃれた造りの高級感あふれる大ホールで、会場に初めて一步踏み入れた時には思わずため息が出た。2つのビルに配置された会場と会場はつり橋のような渡り廊下で連結され、近未来的な様相と機能性を両立させていた。ただし、高額な参加登録費（演者の事前登録で約3万2千円）からも想像できるように、この会場の使用料は、他と比べると少々値段が張るので、そうそう簡単には利用できないらしい。

プログラムは一般演題と特別演題、それに特別講演と教育講演で、Digital Image Generation, Image Processing and Display, Computer Assisted Diagnosis, Computer Assisted Radiation Therapy, PACS, Expert System and Computer Assisted Education and Training, Teleradiology/ Telemedicine, Computer Aided Surgery他といった専門分野ごとにセッションが区切られ、3つのホールと2つの展示会場を使って演題発表や講演が行われた。セッションの名称からもわかるように、デジタル放射線画像を中心に様々な角度から進められた研究成果の発表があり、私のような放射線技師にとっても非常に興味のある内容が多かった。

その中でも、今回、特に私が楽しみにしていたのは、2日目の午後に予定されていた今流行のフラットパネルのシンポジウムで、国内外の開発メーカーの技術や広報担当の方々によってそれぞれの製品についての発表が行われた。フラットパネルの製品化は現在のところ米国でわずか1社が認可を受けているだけで、今はまだどの企業も開発段階であるが、それでもこれからのフラットパネルの可能性と発展性は誰もが認めるところである。ただ、今回のシンポジウムで私が思ったことは、ついでその性能や市場への登場の時期に注目しがちであるが、これからこのフラットパネルの本質的な可能性に皆が目を向ける必要があるのではないかということであった。フラットパネルの鮮銳度や時間分解能は、CTの歴史を見れば明らかなように、現時点では多少の問題があるかもしれないが、そのポテンシャルを考えれば今後数年の中にそういう問題が解決されるのは間違いないのだから、もっと、われわれがユーザーとして考えた場合の、これまでになかった可能性について議論した方が研究も楽しくなるような気がした。

私は今回のCAR'98で、私達が数年前から行ってきた技術学会の学術委員会および画像分科会の班活動の成果である「標準デジタル画像データベース」についての展示発表を行った。私達はこのデータベースに関する演題を昨年のRSNAとこのCAR'98で発表し、そして今年のRSNAのinfoRADでも発表を予定している。技術学会の支援を受けて行ったこの研究が、こういった国際学会で他の優れた演題と共に採用され、発表できる場が与えられるということを、技術学会の一員として私は誇りに思っている。

# Metz's ROC Software Users Group NEWS

## ☆統合型ROCソフト「ROCKIT」ついに完成！

かねてより皆様に紹介してきましたMetz教授開発の新しい統合型ROC解析ソフトウェア「ROCKIT」（アルオーシーキットと読んでください）がついに完成し、インターネットを介して誰もがそのβバージョンを手に入れられるようになりました。このROCKITには、これまでにMetz教授によって開発されたROC解析ソフトのROCFIT, CORROC, LABROC5, CLABROCが含まれ、ROCKITにデータを入力する際にソフトが書式を自動的に認識しますので、従来の解析ソフトで用いていたinputfileがそのまま利用できるという利点をもっています。また、内容の充実したマニュアルも添付されており（もちろん英文です）ROCFITやLABROCといった従来のソフトを用いていた方はもちろんのこと、これからROCを始めようと思われている方にも最適なソフトとなっています。また、これまで当Users Groupで頒布してきましたROCFIT, LABROC1, それにROC曲線作成用のPlotROC（巻末を参照），Jackknife法検定用のMRMCといったソフトも同様にダウンロードすることが可能になりました。ROCKIT, MRMCの紹介および使用方法については、機会があれば、どこかの誌上または当Users Groupのホームページで紹介する予定ですが、それまではソフトに添付のマニュアルをご利用ください。

下記にMacintoshを利用した場合の「ROCKIT」の入手方法を示します。Windowsを利用する場合も操作はほとんど同じだと思いますが、確認ができていません。Windows版については、次回のこのNEWSで紹介できる予定です。

### \*Macintosh用「ROCKIT」の入手方法

- 1) 「ROCKIT」は無償でダウンロードできますが、パブリックドメインソフトではありません。正式な登録手続きを行うことで誰もが手にいれることができます。ただし、ソフトの使用はダウンロードした個人もしくはその所属内だけに限り、不正なコピーなどはしないようにしてください。登録手続きは、まず、適当なブラウザソフト（ネットスクープとかエキスプローラー等）を用いて、下記に示すアドレスにインターネットで接続します：  
[<http://www-radiology.uchicago.edu/sections/roc>](http://www-radiology.uchicago.edu/sections/roc)
- 2) 氏名、所属、住所、機種名、e-mailアドレス、電話番号、FAX番号を英語で入力します（入力欄の右横に入力例が示してあります）。入力後、下左のsubmitのボタンを押せば次の画面に進みます。
- 3) いくつか警告の画面が出ますが、その後、「roc」とタイトルのついた画面に進みます。ここで、Macintoshユーザーはmacをクリックします。ちなみに、Dos (WIndows) を使用されている方は、ここでibmpcをクリックします。
- 4) 自動的に「mac」という画面に進みます。ROCKITをダウンロードする場合にはROCKIT.sim.binとかかれたタイトルをクリックすると自動的にダウンロードを開始します。フロッピーまたはハードディスクに1.5MB程度の空容量がないと途中で終わってしまう場合があるのでご注意ください。ROCKIT.sim.binは自動解凍する圧縮されたファイルで1.2MBありますので、読み取り速度が

2k/secの場合で約10分の所要時間です。終了したら同じ要領でROCKIT.READMEとPlotROCもついでにダウンロードしておきます。これらは容量が少ないのですぐにダウンロードできます。

- 5) ダウンロードしたROCKIT.sim.binはMacintosh上ではROCKIT.simと表示されていますので、これをダブルクリックすると自動的に解凍処理して、ROCKITというイメージフォルダをデスクトップ上に作成しますので、これをHDやMOに保存してご利用ください。マニュアルやサンプルデータもこのフォルダの中に含まれています。
- 6) これまでにROCFITやLABROC1を使用した方であれば、とりあえずROCKITをダブルクリックして立ち上げて、同じフォルダの中にある"Test Input Files"の中から適当なものを選んでソフトを実行して見てください。そうすればROCKITのだいたいの様子がわかると思います。
- 7) とりあえず今回はここまでです。もっと知りたい人はがんばって添付のマニュアルを読んでみてください。ご健闘をお祈りいたします。

\*注：ROCKITには、連続確信度法のROCカーブフィッティングソフトとして、従来用いられていたLABROC1をバージョンアップしたLABROC5が含まれています。LABROC5はLABROC1の自動力テゴリ分類の方式に少しの変更を加えたものですが、計算結果はLABROC1の場合と同じかまたは近い数値になります。したがって、ROCKITを用いて研究を行われた場合には、ROCカーブフィッティングソフトとしてはLABROC5と示し、その参考文献には；

Metz CE, Herman BA, and Shen JH: Maximum-likelihood estimation of receiver operating characteristic (ROC) curves from continuously-distributed data.  
Statist. Med., 1998; 17:1033-1053.

を引用してください。

### ☆ROC曲線作成ソフト「PlotROC」について

「PlotROC」は、前述のROCKITをダウンロードされる場合に入手可能なROC曲線作成用のエクセルのマクロシートです。Macintosh版のExcel ver5.0以降のものでないと動作しませんが、ROC解析ソフトのROCFIT, LABROC, ROCKITで算出されたROC曲線の両正規パラメータのaとbの値を入力するだけでROC曲線を自動的に作成してくれる優れものです。使い方も簡単で、ROC実験後のデータ処理のスピードアップにお役にたてると思いますので、ぜひご活用ください。

Metz's ROC Software Users Groupに関するお問い合わせは；

Metz's ROC Software Users Group事務局

白石順二・宇都宮あかね

大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部

〒545 大阪市阿倍野区旭町1-5-7

TEL 06-645-2240 or 2241, FAX 06-646-0370

e-mail: j-shiraishi@msic.med.osaka-cu.ac.jp

Metz's ROC Software Users Group ホームページ：<http://www.jsrt.co.jp>

# 標準ディジタル画像データベース

## —胸部腫瘍陰影像および非腫瘍陰影像—

(社) 日本放射線技術学会  
学術委員会

この標準ディジタル画像データベースは、1995年4月より約3年の歳月をかけて、本学会学術委員会学術調査研究班（現：画像分科会画像データベース構築タスクグループ）が、日本医学放射線学会の協賛や日本全国および米国の医療施設からの症例提供の協力を受けて完成させたものです。

その特徴は；

- 多くのディジタル画像研究（画像処理、画像圧縮、ディスプレイ評価、コンピュータ支援診断システムの開発および評価、PACS、etc...）に応用が可能。
- 腫瘍陰影像および非腫瘍陰影像を用いたROC解析の研究に適応。
- 臨床画像と同等の高解像度、高濃度分解能の画質。
- 非常に高度な胸部単純X線像の読影トレーニング、および診断のための教育目的に利用可能。
- 豊富な付帯情報（年齢、性別、診断名、腫瘍のXY座標、簡易シェーマ、腫瘍陰影検出の難易度、腫瘍の良悪性の種別等）により、さまざまな解析が可能。
- CD-ROMからの読み取りで、ほとんどのコンピュータシステムに対応。
- パソコンでも表示可能な画像表示アプリケーション（OSIRIS）を付属。
- 誰もが簡単に手にいれることが可能な低価格（¥2,800）。
- 胸部放射線科医によって設定された腫瘍陰影検出の難易度で症例が5段階に分類されているため、必要に応じた難易度の症例を選択することが可能。
- etc...と、多種多様で、非常に応用範囲の広い画像データベースです。是非一度お試し下さい。

電子図書名	標準ディジタル画像データベース [胸部腫瘍陰影像] (CD-ROM4枚組 ISO9660フォーマット、一部HFS)
内容および仕様	腫瘍陰影像154画像、非腫瘍陰影像93画像 ヘッダなし、rawデータ、2048×2048マトリクス、 0.175mmピクセルサイズ、4096(12bit)グレイスケール、 1画像容量約8 MB
付属ソフト	OSIRIS (University Hospital of Geneva)
対応機種	Macintosh (640xxおよびPPC, OS ver7.X), Windows (95, NT), Unix (sunOS) *対応機種はOSIRISを使用の場合（いずれの場合も20MB以上の RAMメモリの空きが必要）
頒布価格	2,800円（消費税および国内送料込）
申し込み方法	希望部数、氏名、所属、住所、電話番号をご記入の上、（社）日本放射 線技術学会事務局までFAXでお申し込み下さい。 FAX: 075-822-1041
代金支払方法	郵便振替 01020-5-16961 加入者名「（社）日本放射線技術学会 刊行事業係」 現金書留 〒604-8742 京都市西ノ京北壱井町88 二条プラザ内 （社）日本放射線技術学会 宛

\*その他、この画像データベースに関するお問い合わせは；  
白石順一（大阪市大）j-shiraishi@msic.med.osaka-u.ac.jpまでお願いいたします。

# 平成 10 年度分科会費納入のお願い

平成 10 年度の分科会費をまだ納めていない方は、下記の口座へ年会費 2000 円を至急納入して下さい。  
(郵便口座番号： 01050 5 47803 加入者名： 社団法人 日本放射線技術学会・分科会会計係)

注意：第 44 回 画像分科会（平成 10 年 10 月 29 日）の会場では受け付けておりません。

## 画像分科会入会のご案内

医療現場で用いられている画像は、増感紙/フィルム系に代表されるアナログ X 線画像主流の時代から、さまざまなモダリティによるデジタル画像の時代へ移りつつあります。画像分科会では、これらの画像に関する基礎的な画像理論や、CR、MRI、ヘリカル CTなどを含めた幅広い画像、あるいは、画像一般の応用テーマや臨床で特に問題となっている事項などを対象として、年 2 回の画像分科会を開催し、教育講演や画像討論会を行っています。さらに、Metz's ROC Software Users Group の運営を通じて、ROC 解析の普及や、Metz 教授が開発したプログラムの頒布も行っております。また、年 2 回発行する「画像通信」では、画像分科会での講演の予稿原稿や解説記事に加えて、最新の「技術特集」も掲載されています。画像分科会は、これらの活動を通じて会員の画像に関する研究の促進を図り、画像工学の向上発展に寄与することを目的としています。

画像分科会への入会は、日本放射線技術学会の会員であれば自由に入会することができます。多くの会員の入会をお待ちしております。

**[年会費]** 2000 円（年 2 回発行する「画像通信」を含む）

**[入会方法]** 入会希望者は次頁にある入会申込書に必要事項を記入していただき、下記の日本放射線技術学会事務局に送付してください。これと同時に、年会費 2000 円を下記の郵便振替口座に振り込んでください。

**[入会申込書送付先]** 〒604 京都市中京区西の京北壱井町 88  
二条プラザ内 (社) 日本放射線技術学会 宛  
(問い合わせ先：日本放射線技術学会 電話 (075) 801-2238)

**[郵便振替口座]** 郵便口座番号： 01050 5 47803  
加入者名： 社団法人 日本放射線技術学会・分科会会計係



# 画像分科会入会申込書

社団法人日本放射線技術学会  
分科会長殿

平成 年 月 日

私は下記により貴分科会に入会を申し込みます。

支 部 名	支部		技術学会 会員番号	
フ リ ガ ナ				性 別
氏 名				男 女
生 年 月 日	大正・昭和 年 月 日			
勤務先名称 と				
所 属 部 課				
所 在 地	〒 (電話 )			
自 宅	〒 (電話 )			
連絡先が自宅 の場合記入				
分科会番号	*	会 費	*	会 誌 *

\* は事務局記入欄



## 編集後記

画像分科会の誕生2年目に画像通信の創刊号（1978年8月発行）が発行されている。この創刊号から先号（通巻40）までの20年分が手元にあり、なつかしくながめている。厚さにしておよそ6cmにもなり、特に最近の2年分は1cm以上もある。創刊号第1ページの、当時の内田勝分科会長の原稿「出会い」には、「“後世に残る業績はここから出そう”の意気組みで進みたいものである」との画像分科会の精神が書かれている。また、「この画像通信が“話のひろば”として会員相互の気楽な通信の場でありたい」と、画像通信の役割が記述されている。当時の画像分科会員は300名余とある（現在は700名を越える）。

通巻3には、画像対談（シカゴ大の土井先生を迎えた内田分科会長との対談）の記録がある。通巻12（1984年4月発行）には、ノーベル受賞者の記事、すなわち当時京都工芸繊維大学学長の福井謙一先生の「コンピューターと脳」と題する原稿がある。同じ巻には、「画像について語ろう：ディジタル・Xレイ・イメージングは、どこまで従来の撮影法に代わり得るか」の第15回画像分科会案内が掲載されており、これがディジタル企画の最初である。通巻14（1985年4月発行）には、今回の教育講演の内容と一致するが、「画像について語ろう：医用総合画像情報(PACS)システムについて」の第17回画像部会（このときには、部会と呼ばれている）案内が掲載されている。また、今春の画像分科会でも取り上げたが、通巻21には、CR T診断についての教育講演（前田知穂先生）やCRT画像の評価のシンポジウム原稿が掲載されている。当時はまだ絵に描いた餅程度であったと思うが、PACSもCRT診断もいよいよ本格的な実用化に入ろうとしている。

これらの過去の画像通信の内容を見ていると、当時の委員会メンバーが知恵を絞った先見的な最先端の企画の流れが分かって、楽しい。今後とも、画像分科会は少し先を見越しながら、進んで行きたいものである。なお、すべての画像通信のコピーは、事務局の文献サービス（有料）で入手可能です。

今回は我が国PACSの発祥ともいえる北大の宮坂和男先生に、1989年から稼働している北大PACSのその後の状況を中心としたご講演をお願いしました。また、今回の画像討論会では、「CRの画質と線量」に焦点を当てている。関連して、技術特集ではCRの撮像パラメータの意味の解説を各社にお願いした。世界一のCR保有国日本の10年以上にわたる豊富な経験を、ここで一度画質と線量を中心にまとめ、今後期待されるフラットパネル方式の新しいDRへ役立つ情報となればと期待される（来春の画像分科会では、このフラットパネルX線検出器を取り上げる）。

この秋に開催される画像分科会が10月末のため、今号は発行を少し遅らせました。投稿者の先生方には、内容豊富な貴重な原稿を期限を守ってお送りいただき、大変に感謝いたします。

今回は北海道での開催。うまいものを食べ、広大な景色を満喫し、最新情報満載の画像通信を精読しましょう！

（F記）

---

### 画像通信 Vol.21 No.2 (通巻41)

発行日 1998年10月1日

発行所 (社)日本放射線技術学会

〒604-8472 京都市中京区西ノ京北壱井町88

☎075-801-2238 FAX075-822-1041

発行者 (社)日本放射線技術学会 画像分科会 分科会長 藤田 広志

印刷所 株式会社太洋堂 〒615-0007 京都市右京区西院上花田町8-2

☎075-315-8900 FAX075-322-457

---