

の CT 像を混在させて編集した CD-ROM をテスト用材料として、医師の診断能力を、正診率と誤診率でみた。ROC 解析を用いて評価した。CD-ROM には肺がん、非肺がん、正常の CT 像、延べ 270 例分が収録されていた。新人医師が勤務に入る直前、一定期間の修練を経たあとなどに読影実験を行った。画像は CRT 装置画面 (19 インチ) 上に表示した。読影医は、その画像を読影、異常所見の有無、その診断などで回答した。読影実験に用いた CT 像は平成 8 年から 10 年度の 3 年間に長野県の 29 自治体の一般住民からの希望者を対象にして行った検診から得たものであった。検診は同意書を得て行われ、本研究は JA 長野厚生連安曇総合病院の倫理審査委員会の承認を得て実施された。

C. 結果

存在診断については、学習効果はあがりやすかった。

質的診断については、学習効果に個人差があり、低 X 線曝射 CT 像による質的診断は困難であった。肺がん、肺がん以外の病変、正常の CT 像に対する正答率は、研修開始時にそれぞれ、45.8%、24.3%、95.7%であったが、研修後には、75.6%、60%、91.3%と上昇した。

D. 考察

胸部 CT 検診では大量の受診者の CT 画像読影が対象となり、異常所見の有無判定に基づく要精検または精検不要の判定が読影医の主な仕事である。連続確信度で回答する習慣はない。CT 検診像の読影診断に不慣れな若手医師が、日ごろ見慣れていなかった画質の CT 画像を読影するにあたり、異常所見の拾い上げと鑑別診断の 2 段階の過程が要求される。異常所見の拾い上げについてはほぼ 100%の感度が要求される。質的診断については高い感度と、ほぼ 100%の特異度が望ましい。このような目標に向かって如何に効率的に学習成果をあげるかが重要である。その評価法をここでは検討した。今回の検討では、さらに、CT 画像をモニター診断時の読影所要時間も測定して作業能率や診断確信度の関係もみたが、さらなる検討のうえの結論づけが必要と思われた。

E. 結論

CT 画像読影の能率と精度を定量的、客観的に評価する方法論を検討し読影実験を行った。CT 画像読影による存在診断と質的診断の学習および研修の効果判定面での有用性が示唆された。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表

Armato SG III, Altman MB, Wilkie J, Sone S, Li F, Doi K. Automated lung nodule classification following automated nodule detection on CT: A serial approach. Med Phys 2003; 30(6):1188-1197.

H. 知的財産権の出願・登録状況 特になし。

資料 16

各種 CR システムの比較マニュアル（胸部撮影実務編）

研究分担者

全国労働衛生団体連合会（全衛連）エックス写真専門委員会委員長
安曇総合病院 病院長 曾根脩輔

主たる執筆者 曾根脩輔

協力者（研究協力者 CR グループ）

安曇総合病院放射線科技師長 小山真弘

信州大学病院中央放射線部副技師長 平野浩志

富士フイルムメディカル（株）営業技術部長

材料グループ部長マネージャ 藤岡隆

全国労働衛生団体連合会エックス写真専門委員会前委員 古川克治

ユニカ（株）メディカル&グラフィックカンパニー

MI 商品企画グループ課長代理 竹内浩美

ユニカ（株）メディカル&グラフィックカンパニー

MI 商品企画グループ 山室紀人

コダック（株）ヘルスイメージング事業部

アナログビジネス本部営業技術グループ 伊知地宏志

神奈川県予防医学協会技術部長 萩原明

福井医科大学放射線部技師長 東村亨治

松本協立病院診療放射線技師 加納和輝

鹿教湯病院診療放射線技師長 貝吹敬司

はじめに

このマニュアルは胸部 X 線検査に CR を利用する医療従事者が関連事項を簡単に理解、確認するために便利な資料の不足を感じて作成することになった。従来から、CR メーカーによる自社システムの解説書は多少とも提供されているが、医療現場における具体的疑問に答えるものとしては過不足があり、メーカー間の横並びの解説が欠除するために統一的理解を困難にしていた。その解消、とくに共通項目の統一的理解を助けることをこのマニュアルは志向している。次の項目がその対象になると考えた。

- 胸部 CR 撮影実践に役立つ基礎知識と取り扱い説明、推奨されるパラメーターメニューの提示。
- CR の理解を助けるための専門用語の簡単な説明（共通項目、各社の特徴、画像処理一覧表）
- 基本的事項のメモ的説明
 - ◇ イメージングプレート
 - ◇ データの流れ、読み取り、量子化、処理過程
 - ◇ 各社特有の画像処理表示法の用語の説明—信号量、階調処理、周波数処理、ダイナミックレンジコンプレッション）
 - ◇ 各社機能の対応付け
- 応用的画像処理表示法概説
- データ圧縮、保管、伝送、表示システム

1. CR の概説

Computed Radiography (CR) は国際的に最初にフジフィルム社が開発発表した。FCR (Fuji Computed Radiography) とも称されていた。X 線フィルム増感紙システムのかわりに輝尽性蛍光体 photostimulable storage phosphor としてのユーロピウム付活バリウムフッ化ハロゲン (BaFBr) を用いた imaging plate (IP) を用いている。入射 X 線を受けると IP 上のその点に一次励起が起こり、そのエネルギーの一部が蛍光体に捕獲されて潜像として残る。ここへレーザービームを当てると、二次励起（輝尽励起）により蛍光を発する。これを光電子増倍管に集め、アナログ電気信号を ADC でデジタル化する。光電子増倍管が介在して、受像系と表示系が分離しているので、ここに画像処理系を加える余地が生じる。必要な画像処理を加えてプリントすると通常の X 線写真類似

の画像が得られる。あるいは単に CRT モニターに即刻表示できる。画像処理を追加できるために、従来のアナログシステム、X 線フィルム増感紙システムより豊富な画像情報を引き出して利用できる。診断目的に合わせた画像を作成できる。「CR システムは受像系と表示系が分離した医用画像法であり、両系間で画像処理をおこなえるもの」と広義に定義される。

同様の装置は、現在コニカやアグファゲバルト、フィリップスあるいはコダックから出されているので、この種のシステムは「輝尽性蛍光体 (photo-stimulable storage phosphor) を用いた CR」と表現するのが厳密であり、CR 一般との混同をきたさないであろう。

DR (digital radiography) という CR に類似した表現がある。コンピューターを使用する画像法という意味で、両者あるいはこれらにさらに CT を加えて CR システムと理解することも可能であるが、現実には、その内容やそれぞれの成立の経緯から、とくに CT は全く別扱され、IP を用いるものに限って CR と称する。そして「DR は、この広義の CR のなかで、受像や画像処理、あるいは画像データ保管などが、コンピューターのハードウェアによりデジタル的におこなわれるもの」として別扱いするのが一般的である。

2. CR 画像処理条件

じん肺健康診断技術等に係る研究委員会報告書（平成12年3月）において適当とされた CR 画像処理条件をひとまず参考を示しておく。

FCR	GA	GS	RE	Mask size	High Density Boost	
	0.9~1.0	-0.2~-0.1	0, 0.1, 0.2			
コニカ		濃度	強調度	マスクサイズ		LUT
		1.6~1.8	0.1~0.3	7		ThX-2
コダック	Contrast factor	Density shift				
	1.6~1.8	-0.3		35~75	0.05~0.1	

3. CRの基礎的事項のまとめ

1) Computed Radiography (CR) とは

フジフィルム社が1977年にX線フィルム増感紙システムにかわる輝尽性蛍光体、photostimulable storage phosphorとして、ユーロピウム付活バリウムフッ化ハロゲン (BaFX, X=Cl や Br, I など) を用いた imaging plate (IP) を利用する CR システムを開発、1981年の国際放射線医学会で技術発表した。受像面にユーロピウム付活フッ化ハロゲン塩が塗布された。付活剤である二価イオンのユーロピウムはBaイオンと置換され、ハロゲン元素として当初のIPにはBrが利用されたが、その後、Iも加えられるようになった。

X線が入射すると、これによる一次励起の吸収エネルギーが発光中心である二価ユーロピウムにおいて発光を生じ、同時に蛍光体中のハロゲンイオンの空格子点にトラップされて準安定状態の色中心を生成する。後者がX線CR写真の潜像となり、エネルギーの一部が蓄積され、この際の発光より長波長光の照射を受けると二次励起により発光する。これを輝尽性発光と呼ぶ。X線照射による発光の後に潜像が輝尽性蛍光体に捕獲されて残り、エレクトロントラップ孔における電子数の変化として残り、レーザービームを照射しながらスキャンすると二次励起(輝尽励起)による蛍光を発する。蛍光量はX線入射量により決まってくる。これを光電子倍增管に集め、アナログ電気信号をADCでデジタル化して、画像処理を加えた後に、適当な表示系で表示するか、あるいはX線フィルムにプリントアウトする。

画像処理法には、階調処理や空間周波数処理(エッジ強調 edge enhancement やこれと同じ効果を示すボケマスク処理 unsharp masking,あるいは平滑化処理 smoothing),画像間のサブトラクションあるいは加算、断層像あるいは三次元画像への画像再構成法などがある。

2) CRの開発、普及状況

1981年にフジフィルム社が国際的に先駆けてCRシステムを開発、1983年に第1世代FCRとして販売を開始した。その後、画素数や画面の大きさ、画像処理法などに関する何回かの機能更新を重ねながら、1998年に第五世代まで進化させ今日に至っている。当初は大規模のシステムが大病院用に発売されたが、最近では診療所用の小規模のシステムも追加販売されている。富士フィルムメディカル社からのデータによると、国内の同社製品の稼働台数は平成10年の約

2,700 台から平成 11 年の約 3,500 台、平成 12 年の約 4,600 台、平成 13 年の約 6,500 台と伸びを示し、平成 14 年 4 月に累積販売数は約 15,000 台以上とのことである。コニカ社からのデータによると平成 8 年が立位撮影用据え置きタイプ、平成 11 年にカセットタイプが発売開始され、2003 年 12 月現在それぞれ約 500 台と 1,500 台が稼働している。同様の装置は、現在コニカやアグファゲバルト、フィリップスあるいはコダックからも販売されている。

3) CR の放射線画像法としての特徴

画像処理法には、階調処理や空間周波数処理（エッジ強調 edge enhancement やこれと同じ効果を示すボケマスク処理 unsharp masking, あるいは平滑化処理 smoothing），画像間のサブトラクションあるいは加算、最近加わったダイナミックレンジ圧縮処理（DRC, dynamic range compression）、マルチ周波数処理、過去に汎用されたボケ断層撮影像における直線軌道断層像における障害陰影低減処理などがある。

4) 各社 CR の画像処理パラメーター

- (1) フジ（FCR 画像処理解説書、富士フイルムメディカル、平成 13 年、参照）

自動感度補正機能 EDR（exposure data recognizer）：

撮影条件の変化、過不足にかかわらず、適当濃度と良コントラストのもとに CR 像を表示する機能である。そのための具体的処理の概略を述べるなら、IP からの発光量のヒストグラムを作って、その中の検査目的の被写体部分を代表するとみられる特定範囲を決定して、その限定された領域上の各点（画素）から検出された光量を深さ 10 ビットで量子化し、すなわち濃度対応のデジタル値を与え、CR 像における各画素における濃度を決定する。診断に関係ない部分、すなわち極端に高濃度あるいは低濃度の領域は除外されるので、CR 表示の濃度範囲が 10 ビットに限られるとはいえ、残った領域がコントラスト良く表示される。胸部 CR 写真では、例えば、肺野の高濃度部が濃度 1.6、心臓に重なる部分が濃度 0.5 で表示されるよう調整されることになる。胸部 CR 写真では肺野より濃い部分や心臓より淡い部分が含まれるが、これらの領域を含めて、かつ効率的に、濃度に対応して 10 ビットのデジタル値、0～1023 が画面上の各画素に与えられる。肺野の高濃度部に入射される X 線量（mR）は最大（Smax）、心臓

に重なる部分に入射する X 線量は最小 (Smin) と表示される。両者の差 (レンジ) が胸部 CR 写真では利用可能な濃度域を最大限に有効利用してコントラスト良く表示される。上記のように最大 (Smax) から心臓に重なる部分の X 線量、最小 (Smin) を含めて、しかしこれよりさらに外挿した必要範囲に対する入射 X 線量の範囲を L 値 (対数値) として FCR 画像パラメーター表示部分に示す。例えば、太った被写体などでは、Smin と Smax の差は大きくなるので L 値も大きくなる。Smin と Smax の中央 (10 ビットの量子化に際してデジタル値 511 が割り付けられる部分) の X 線量の対数値、Sk については、これを変換式にかけて代表値、S 値として示される。例えば、同一被写体の撮影に際して、X 線曝射が多い時には、被写体を透過して IP に入射する X 線量は大きく、従って Sk は大きくなる。変換式によりこれを変換するとその結果としての S 値は小さくでる。後者は X 線フィルムスクリーン系における比感度に類似するが一致するものではない。例えば FCR システムの ST タイプに 1 ミリレントゲン曝射した時の S 値は 200 である。HR タイプに 20 ミリレントゲン曝射した時の S 値は 120 である。最大 (Smax) と最小 (Smin) X 線量に対応する濃度デジタル値はそれぞれ Qmax と Qmin と称される。

階調処理と周波数処理

階調処理：

上記のように EDR で CR 画像全般が適正濃度と良好なコントラストで表示されるが、さらに追加の画像処理により診断目的に適合した内容に画像を修飾できる。CR 画像上の各画素に与えられる濃度、デジタル値を修飾して、画像の濃度やコントラスト、あるいは鮮鋭度を微調整する機能である。まず画像の濃度とコントラストを調整する階調処理がある。パラメータは回転量 (GA) と階調タイプ (GT)、回転中心 (GC)、および回転シフト (GS) からなる。

回転量 (GA)：

コントラストを変更する。胸部撮影には GA 1.0 が推奨されている。これを大きくとるとコントラストが大になる。例えば GA1.2 では GA1.0 の場合よりコントラストが 1.2 倍になる。

階調タイプ (GT)：

非線形カーブによって画像の各画素の濃度を修飾する。X 線フィルムの特性曲線に類似する。一部に線形カーブが含まれている。A, B, C, D, E, F, G, H, I, J,

K, L, M, O, P, R, T の 17 種類が用意されている。胸部撮影には E タイプが推奨されている。

回転中心 (GC) :

回転量 (GA) 処理に際しての濃度中心である。胸部撮影には濃度 1.6 (#1.60) が推奨されている。この濃度が支点になって、この上下の濃度域における濃度が回転量に応じて傾斜して変化する。ただし、X 線写真の濃度 1.6 以上の領域とは、例えば胸部 X 線写真における肺野部分のごとく非常に黒く見える部分であり、さらに黒い部分においてこの回転処理の効果を肉眼的観察で認めることは一般に困難である。これより低濃度部分における変化は認識できる。

回転シフト (GS) :

濃度の変更を行う。胸部撮影には-0.15 が推奨されている。これを大きく取ると画面の濃度はあがり、黒くなる。例えば、GA=1.0 の場合に、GS を 0.1 大きくすると、画面の濃度は 0.1 増加する。このあたりの感覚である。

周波数処理 :

上記の処理によって画像の濃度やコントラストが調整される。さらに画像の鮮鋭化あるいは逆に不鮮明化のための加工が周波数処理により可能になる。鮮鋭化あるいは不鮮明化の加工の対象となる解剖学的構造物をその画像的特性から選択可能である。CR の周波数処理とは、画像情報を空間周波数に関して処理するのであるが、CR では特にこれをボケマスク処理で行う。ボケマスク処理とは、例えば、X 線像は撮影系を通して描出されているので、対象のイメージはこの間に実物よりやや不鮮明化されるのが一般である。ところがこれを画像処理で鮮明化できるのが CR 法、広くはデジタル画像法における長所である。実物よりぼけて描出されている CR 原画像からそのボケ成分を取り出して不鮮鋭なボケマスク像を作り、原画像からこれを引き算してやると鮮明な画像が残る。逆に、ボケ成分を主に利用して平滑化、すなわち一層不鮮明な画像を作ることも可能である。以上の説明は、感覚的に理解をたすけるためのものであり、処理過程の正しい流れは次のようである。

ボケ像の作成 (どこまでぼかすかは後述の RN で規定)、

原画像とボケ像の差分像を作成 (ここで鮮鋭な画像が得られる)、

差分像に任意の係数を掛け (後述の RE)、これを原画像に加算する。ここに原画像に差分像の鮮鋭成分が加わる。係数が大きい程、原画像への修飾効果が大きくなる。従来の、いわばややぼけた単純 X 線写真と類似した画像を使用し

たいなら、係数を小さくとると良い。これをやや大きくとると、鮮鋭でスッキリした CR 画像が得られる。この処理に際して、画像の濃度域を選別して、それぞれに異なった係数をかけるものがマルチ周波数処理と称される。濃度に依存した係数（後述の RT）を用い適切な強調を加えている。

周波数処理のパラメータには周波数ランク（RN）と周波数強調度（RE）および強調タイプ（RT）がある。

周波数ランク（RN）：

ボケ像を作成するに際して、どこまでぼけたボケ像を作るかを定める因子である。ランクは 0～9 まであり、大きくは低周波ランク（0～3）、中周波ランク（4～5）、高周波ランク（6～9）に区分される。胸部撮影にはランク 4 が推奨されている。しかし（RN）2 あるいは 3 が適切な場合もある。低周波ランク（0～3）は大きい構造物の輪郭を強調し、太い鉛筆で対象の輪郭をなぞる時と類似の効果を示す。中周波ランク（4～5）は X 線写真で診断の対象になる構造の主たる画像情報が存在する周波数成分である。高周波ランク（6～9）は小さい構造物の微細な輪郭などに関与する周波数成分であり、骨組織の細部の描出などに多少は影響するであろう。非常に細い鉛筆でなぞった輪郭類似の効果を示しうる。

周波数強調度（RE）：

CR 原画像の画像情報、1（100%）に対して、これに加えられる CR 差分像の比率を示す。胸部撮影には、RE0.4 が従来推奨されてきた。FCR のプロトタイプでは、左画像に RE0.4、右画像に RE4.0 が推奨された。じん肺健康診断技術等に係る研究委員会報告書（平成 12 年 3 月）では、じん肺の診断に用いる CR 像の画質を従来の胸部 X 線写真から大きく変化させないよう、RE、0～0.2 を推奨している。RE、0 とは CR 原画像、すなわちボケマスク処理効果を与えていない画像である。

強調タイプ（RT）：

周波数処理を CR 画像上の全体に一律の強度で施すと、例えば低濃度部ではざらざら感、ノイズの多い画像になる。これを防ぐために、濃度に応じて強調度を変更する処理法である。強調度を低濃度域で下げ、高濃度域で上げる。鮮鋭度重視の F、P、Q、T、R タイプと粒状性重視の W、X、Z、Y、V、S、U タイプがある。通常の胸部撮影では（RT）としてタイプ R の使用が推奨されている。低濃度部には強調を行わない、その後、濃度の上昇に比例して強調度を高めた

処理になる。

ダイナミックレンジ圧縮処理 (DRC, dynamic range compression) :

胸部 X 線写真では、従来から、心臓や縦隔部分が白くなって内部が見えない、あるいは肺野の濃度が高すぎる部分では観察が困難になることなどの問題があったが、これを解消するのに役立つ濃度調整機能である。これらの領域を、より適当濃度で表示し、多少ともコントラストを与える。原理は簡単で、CR ボケ像の反転像 (ネガ) のデータを原画像に加算するとこれが可能になる。FCR では原画像の低濃度部の濃度を高める処理を行っている。ダイナミックレンジ圧縮処理のパラメータには DR 圧縮処理ランク (DRN) と DR 圧縮処理タイプ (DRT) および DR 圧縮処理強調度 (DRE) がある。

DR 圧縮処理ランク (DRN) :

ボケ像を作るときに利用するフィルター作成の条件設定のため、0~9 の選択肢がある。しかしボケ像の画像情報は低周波にあるので、低周波側、1 あるいは 2 が適している。胸部 CR 写真では 2 の使用が推奨されている。

DR 圧縮処理タイプ (DRT) :

X 線写真濃度により圧縮の程度を調整する機能である。低濃度域については A, B, C, D の 4 パターンが用意されている。胸部撮影では B か C が適当とされている。高濃度域の処理も可能になっている。E, F, G, H の 4 パターンが用意されている。胸部撮影では E か F の使用が推奨されている。

低濃度 DR 圧縮処理強調度 (DRE) : 圧縮の程度を規定する。0.6 以下の使用が推奨されている。特に低濃度部分にこれが強くかかるとかぶりが増加する。

マルチ周波数処理 (MFP, multi-objective frequency processing) :

最近加わった機能としてマルチ機能がある。単純な空間周波数処理から進化して、それぞれの周波数成分に適したバランスのとれた強調を加え、その他の関連事項 (強い信号部分で発生するオーバーシュート、説明は省略) についても改善した処理法、従来のボケマスク処理とダイナミックレンジ圧縮処理を統合発展させた内容とされている。画像処理の正確な手順はここでは省略するが、従来のボケマスク処理と同様にボケ像 (平滑化画像) と他の画像との差分像を作成することには変わりはない。ただし、従来のボケマスク処理では、原画像とボケ像との差分像が用いられたが、本法では種々の周波数レンジにおける平滑化画像、複数を作成し、それらの差分像を複数作成し、その結果の画像情報に適当な重み付けして複数の差分画像の総加算像を作成し、これにダイナミック

レンジ圧縮処理を施し、最終的にこれと原画像の加算により **MFP** 画像とする。重み付けは非線形に行い、と説明されている。本法における種々の周波数レンジにおける平滑化画像相互間の差分像には、その周波数レベルにおける重要な画像情報が残されることになるが、それぞれの重要度に応じた重み付けを行って総加算することので、診断に役立つ画像が最終的に表示される。しかしこれはあくまでも原理的な期待であり、本法の大きい可能性を考えればその性能を十分に引き出すための検討、取り出すべき周波数特性についての検討は現時点では恐らく完了していないであろう。現在の認められる顕著な具体的効果としては、画面上にある金属による不自然な強調は抑制される。さらにエッジ保存平滑化により、従来の平滑化画像では失われていた、高コントラスト部分の輪郭が明瞭に残されるようになっている。

マルチ周波数処理のパラメータには周波数強調をコントロールするマルチ周波数バランスタイプ (**MRB**)、マルチ周波数強調タイプ (**MRT**)、マルチ周波数強調度 (**MRE**) と、ダイナミックレンジをコントロールする、マルチ **DR** 圧縮バランスタイプ (**MDB**)、マルチ **DR** 圧縮強調タイプ (**MDT**)、マルチ **DR** 圧縮強調度タイプ (**MDE**) がある。

マルチ周波数バランスタイプ (**MRB**) :

タイプ **A** から **F** までの 6 種類がある。胸部写真ではやや低周波領域を強調する (**MRB**) のタイプ **C** が推奨されている。

マルチ周波数強調タイプ (**MRT**) :

従来のボケマスク処理技術 (**RT**) を踏襲しながら、複数の周波数帯に適当な重み付けを加える。胸部写真では (**MRT**) のタイプ **R** が推奨されている。

マルチ周波数強調度 (**MRE**) :

従来のボケマスク処理の **RE** と同じであり、胸部写真では (**MRE**) 0.2 が推奨されている。

マルチ **DR** 圧縮について次のパラメーターがある。

バランスタイプ (**MDB**) :

A から **G** まで 7 種類のタイプがある。**A** から **D** までは強調する周波数レベルが低周波から順次高周波領域に移動する。**E** から **G** までは、**A** に類似するが、高コントラスト部分においてエッジ強調が **A** より強く、**E** から **G** まで次第に強まる。胸部写真では (**MDB**) は **A** が推奨されている。低周波領域への効果を期待するという普通の考え方に合う。

マルチ DR 圧縮強調タイプ (MDT) :

従来からの DR 圧縮処理に準ずる。マルチ DR 圧縮ではタイプ B あるいは C が胸部写真に推奨されている。

マルチ DR 圧縮強調度タイプ (MDE) :

従来からの DR 圧縮処理に準ずる。胸部写真では (MDB) は 0.3 が推奨されている。

その他、エネルギーサブトラクション、直線軌道断層像の障害陰影減弱：これらは特殊な処理でありここでは省略。

FCR の胸部撮影用推奨画像処理パラメーター：ここでは具体的な印字例に則して解説する。

G1.0E #1.60-0.20 MCR0.2 AB 0.4 (記号の意味は、左から、回転量 (GA=1.0), 階調タイプ (GT=E), 回転中心 (GC=#1.60), 回転シフト (GS=-0.20), マルチ周波数処理 (M), バランスタイプ (MRB=C), 強調タイプ (MRT=R), 強調度 (MRE=0.2), バランスタイプ (MDB=A), 圧縮強調タイプ (MDT=B), 圧縮強度 (MDE=0.4) である。

すなわち、S 値は 300 以下を使用しながら、GA=1.0, DT=E, GC=1.60, 回転中心 (GC=#1.60), 回転シフト (GS=-0.20), GS=-0.2~-0.1 を目標とする。そして MRP 併用なら、MRB=C, MRT=R, MRE=0.2, さらに DR を用いるなら、MDB=A, MDT=C, MDE=0.3 などが推奨内容である。

DR を使用する場合 (従来機) には ; G1.0E #1.60-0.15 R4R0.2 D2B 0.4 (記号の意味は、左から、回転量 (GA=1.0), 階調タイプ (GT=E), 回転中心 (GC=#1.60), 回転シフト (GS=-0.15), 周波数ランク (RN=4), 強調タイプ (RT=R), 強調度 (RE=0.2), DR 圧縮ランク (DRN=2), DR 圧縮強調タイプ (DRT=B), DR 圧縮強度 (DR=0.4)

補足 ;

S 値 ; 200-300 が良い。400-500 では粒状性が劣化する。

撮影管電圧 ;

120KV 以上 (グリッド比 14:1) が良い。管電圧の変化に伴う画像の変化は、従来の X 線フィルム増感紙システムに比べて少ない。

回転量 (GA) ;

軟調側 0.7 から始めて、0.8、1.0、1.1、1.3 の硬調側へ変化してみて、1.0~1.1 を推奨。

回転中心 (GC) ;

1.6 と 1.7 で大差無し。1.6 を推奨。

階調タイプ ;

E 階調が従来から推奨されている。

回転シフト (GS) ;

-0.2、-0.1、0、0.1 を比較して、-0.15 を推奨。ファントム実験では-0.1 が最適であった。

マルチ周波数処理 (MFP) における周波数強調コントロール要因 ;

低濃度部圧縮を $AB=0.4$ と一定にした条件で、

バランスタイプ (MRB) ; A,B,C,D,F について ;

C が最適、A はぎらつく、F はぼける。

強調タイプ (MRT) ; P,Q,R,S,T について ;

R が最適、P はシャープ、S は平滑になる。

強調度 (MRE) ; 0、0.2、0.3、0.4 を比較 ;

0.2-0.3 が最適。

マルチ周波数処理 (MFP) におけるダイナミックレンジ圧縮をコントロールする要因、特に胸部写真における低濃度部の画質変化に注目して検討。

(a) マルチ DR 圧縮強調度 (MDE) ; 0.2、0.4、0.6、0.8 を比較してファントムでは 0.6 が最適、標準体なら 0.2~0.3、肥満体で 0.3~0.4。

(b) マルチ圧縮 DR 圧縮バランスタイプ (MDB) ; A,B,C を検討、C は肺血管がシャープになる。低濃度部がぎらつく。A を推奨。

マルチ DR 圧縮強調タイプ (MDT) ; A,B,C を検討、C は軟調になる。B あるいは C を推奨。

(2) コニカ (Konica Regius330/530 技術解説書 第 4 章参照)

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有する。

自動階調処理 (G 処理) : レジウスプレートは X 線量の対数値で 4 以上のダイナミックレンジをもつ。そのうち X 線量の対数値で 3 の任意の範囲を 12 ビットに量子化する。得られたデジタル値 (0~4095) は自動階調処理にて診断に適した階調と濃度に変換される。患者の体型や X 線曝射量の過不足に影響されないうで自動的に、CR 画像に診断に適した濃度とコントラストを与えると共に、画

像の濃度階調を非線形（スクリーン／フィルム系の特性曲線に類似）に修飾して、診断に際して重要になる画面の中間濃度領域のコントラストを高める。

自動階調処理の手順は、照射野領域（X線写真の枠を認識して、その内側）を検出し、照射野領域の内側で関心領域（被写体部分）を設定する。次いで、この関心領域内の1あるは2箇所において規準信号値を決定する。例えば、胸部X線写真における肺野部に最大信号値（基準値H）、縦隔部に最小信号値（基準値L）を与え（それぞれの信号値、SHとSL）、これらを適当濃度で表示して、診断に適したCR像を形成する。胸部X線写真において、L:0.22, H:1.90が推奨されている。これを正規化処理で行う。ここで用いられるコントラスト補正用の画像パラメータはG値、濃度補正用のパラメータはS値と称される。

G値はX線フィルム増感紙システムのコントラスト特性、 γ 値に相当する。同一被写体で撮影条件が同じなら、コントラストが高い画像ではG値は大きい値になる。コントラストが高い画像では大きい。胸部では濃度の高い肺野から低い心臓部分までの全領域の濃度をヒストグラムでみてその領域をある規格範囲におさめるように濃度の傾斜、回転量を調整するが、その結果の数値である。例えば、胸部撮影を同一被写体に対して行う場合に、高圧撮影では画像データのヒストグラム幅は狭くなるし、低圧撮影では広くなる。これらを出力時に、濃度を指定幅におさめるために正規化するので、低圧撮影では高圧撮影よりG値が小さくなる。ここでいうヒストグラムの関心領域の最低濃度をDLと記し、最高濃度をDHと記す。DH-DLが大ならコントラストも大である。

S値はX線フィルム増感紙システムの感度に相当する。撮影時のX線照射が少ない場合には、これを大きい値とすることにより、CRシステムは被写体の濃度を適当範囲にもちあげる。胸部X線写真において、S値が150以下になる程度にX線曝射量を設定することが推奨されている。続いて画像データが階調処理される（スクリーン／フィルム系の特性曲線に類似した特性曲線（LUT）により階調を変換する。この目的で複数のLUT, look up tableが用意されており、通常は自動的に適用される）。ここにCR画像データ、すなわち画面上の各画素用の濃度データが決定されて、従来のX線写真に類似の、違和感のないオリジナルCR像が描出される。胸部用のLUTとしては7種類用意されており、通常胸部健診画像はTHX-1が自動選択される。これは任意に変えることも可能である。

周波数処理（F処理）：上記の処理によって画像の濃度やコントラストが最適

化される。さらに画像の鮮鋭化のための周波数処理が可能である。レジウスの周波数処理は、画像情報を空間周波数に関して処理するが、これをボケマスク画像法で行っている。ボケマスク画像法とは、CR 原画像は元来実物より少しぼけて描出されているのであるが、そのボケ成分を取り出して不鮮鋭になったボケマスク像を作り、これを原画像から引き算すると実物に近い、あるいはそれ以上にエッジ強調された鮮明な画像が得られる。

非鮮鋭マスク処理（ボケマスク処理）は以下の一般的手法によって行われる。

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

S (=signal) : 周波数処理後の画像信号

Sorg (=S original) : オリジナル画像信号

Sus (=S unsharp mask) : 非鮮鋭画像信号

β : 強調係数

Sus、非鮮鋭画像信号の作成は、画面上のある画素について、これを中心として、一辺が $(2N+1)$ 個の画素からなる正方形の領域をマスク領域として、ここに属する全画素の信号量の平均値をもって、問題の中心の画素の信号量とし、この変換を画面上の全画素について行くと、非鮮鋭な画像が形成される。ここで用いるマスク領域の大きさ、すなわち、 $(2N+1)$ 個の画素の画素数ひいては N の数の大小が非鮮鋭画像のボケ具合を決定する。例えば、マスクパラメータとして、 N を 5 とするなら、マスクの一辺の長さは $(2N+1)$ 画素、すなわち 11 画素になり、具体的な長さは画素の大きさ 175 マイクロメートルを乗じた 1925 マイクロメートル、約 1.9 ミリメートルになる。大きいマスクにより非鮮鋭画像のボケ方が著しくなる。これを用いて処理すると低周波が強調されたボケマスク処理画像が得られる。マスクパラメータを変えることで強調したい周波数を任意に変えることができる。式における $(S_{org} - S_{us})$ は、多少とも撮影系を経由して元来ぼかされているオリジナル画像からそのボケ画像成分を減算する操作であり、結果として鮮鋭な画像を形成する。 $\beta (S_{org} - S_{us})$ とは、これに適当な大きさの強調係数 β を乗じることであり、 $S_{org} + \beta (S_{org} - S_{us})$ は、このようにして作られた鮮明な画像を原画像に加えることを示す。低濃度域において適応する強調係数を $\beta 1$ とし、中等度の濃度域に適用するものを $\beta 2$ と記す。

胸部 X 線写真ではマスクパラメータは 7 か 11、強調係数 β は 0.3 が推奨されている。

イコライゼーション処理 (E 処理) : 非鮮鋭マスク処理 (ボケマスク処理) に

さらに追加できる画像処理であり、ダイナミックレンジ圧縮機能を示す。胸部正面像は、以上に記した処理では、例えば肺野の高濃度部のコントラストを良くすると、心臓に重なる肺野や縦隔、横隔膜下などの低濃度部については、特性曲線のすその部分にきて、低濃度部の描出が悪くなる。イコライゼーション処理はこれらの領域を最適な濃度にし、より診断しやすくする処理である。X線写真における感度補償フィルタの使用に類似した効果を示す。処理の考え方を下記に示す。

$$S = S_{org} + f(S_{us})$$

$$f(S_{us}) = \beta(A - S_{us})$$

$$\beta = \beta_L (S_{us} \leq A), \beta_H (S_{us} > A)$$

S : イコライゼーション処理画像信号

S_{org} : 原画像信号

S_{us} : 非鮮鋭画像信号

β_L, β_H : 補正係数

A : 常数

非鮮鋭画像信号 S_{us} を作成する場合には、ここでは X 線写真を強くぼかしてその濃淡情報のみ、すなわち極低周波成分のみを抽出してその反転画像信号を CR 原画像に加算する。その結果、低濃度域の濃度を高め、コントラストを改善できる。この処理において、肺野の高濃度部分のコントラストは原画像で満足し、心臓に重なる低濃度部分の画質改善をはかる。上式の常数 A は、たとえばこれを 0.7 にとるなら、この濃度を境にして、それより濃い領域に対しては補正係数 β_H 、淡い領域に対して補正係数 β_L で画像処理することを可能にしている。常数 A は次式で決定される。

$$\text{常数 } A = [\text{基準値 } L] + ([\text{基準値 } H] - [\text{基準値 } L]) \times [\text{基準\%値}] / 100$$

高濃度の肺野について、この処理を必要としないことから、 β_H を 0 にとるのが一般的である。胸部撮影では β_L のみ使用する。

胸部 X 線正面像におけるパラメータとして次の値が推奨されている。マスクパラメータ（サイズ）は強調をかける周波数域をきめるパラメータであり、を大きくとると低周波が強調される。

マスクパラメータ : 63

補正係数 : 0.3

規準%値 : 50

ハイブリッド処理 (hybrid, H 処理) : 上述の周波数強調処理である、F 処理に相当する HF 処理とダイナミックレンジ圧縮処理、E 処理に相当する HE 処理の二機能を合わせ持つのが H 処理法である。何れも原画像に非鮮鋭マスク処理を行うが、ここでは対象となる周波数成分を複数域に拡大進化させている。このことから多重解像度空間を対象とする処理と表現される。処理される周波数帯域が複数に多くなること、ここで得られる複数の差分画像に適当な重荷付けを行い加算するなど、処理が高度化しているがその基本原理は通常のボケマスク処理である。強調度を β で表わす。低濃度側にかけるものを $\beta 1$ 、中等度以上の濃度部にかけるものを $\beta 2$ と表示する。その手順を以下にまとめる。

- a. オリジナル画像から複数の異なる周波数帯域対応の非鮮鋭画像を作成する。
- b. 補正処理を加えて濃度依存非鮮鋭画像を作成する。非鮮鋭画像を高コントラスト部で補正し、かつ低濃度域で高周波信号を補正する。第 1 に非鮮鋭画像を高コントラスト部で補正して周波数処理によるオーバーシュートやアンダーシュートの減少をはかる。すなわち、原画像における高コントラスト領域については、その非鮮鋭画像のコントラストを高めることにより、次の処理、原画像と非鮮鋭画像の差分像を得る段階でその領域における濃度差の抑制をもたらす。ひいては、これを原画像に加えて最終的な周波数処理画像を得た場合のオーバーシュートやアンダーシュートの減少に役立つ。低コントラスト部分については、強調画像処理による画像の鮮鋭化効果のみを残す。

次に低濃度域に対する処理として、高周波信号を対象に非鮮鋭画像の補正を行うが、これは低濃度域における高周波ノイズの抑制、低周波成分からなる解剖学的構造の強調をはかる。ここでは二種類の平滑化画像を作成しておく。一方では、高周波からなるノイズ成分を平滑化したもの、他は低周波からなる解剖学的構造を平滑化したものとする。これら、あるいはより高周波側の差分像を原画像から減算した差分画像では、前者についてはノイズ成分が主に抽出されたもの、後者は解剖学的構造が抽出されたものになる。後者を原画像に加算すると解剖学的構造が強調された画像になる。ノイズ成分は抑制される。

- c. 隣接周波数帯域毎に濃度依存非鮮鋭画像の差分をとる、
- d. 複数の差分画像をそれぞれの加算度を調整して加算することにより、強調成分の周波数特性をコントロールする。これをオリジナル画像に加算して強調画像を得て、H-F 処理を完了する。単なる周波数処理 (F 処理) と異なる内容であり、いろいろの大きさの対象物総てに対して自然な強調を与えた CR 画像が

作成される。この場合の強調成分の周波数特性は山形の左半分のごときであり、低周波側から立ち上がってその山頂が高周波側にのびるとき滑らかなカーブをとる。HF 処理と H-E 処理では濃度依存周波数処理の考え方は同じである。

e. HF についてはパラメータとして、HF-Standard1～6 の6カーブが用意されている。番号が小さいものほど低周波側で早く立ち上がる。隣接周波数帯域毎の差分成分の加算率を低周波側で大きくすることによりこれが作成される。胸部では HF4、強調度 $\beta=0.3$ をが推奨されている。強調度を増すと肺血管像は鮮鋭になるが、粒状があらえる。なお H 処理では非鮮鋭画像の作成に Binominal フィルターを使用しており、このために強調画像の立ち上がりが緩やかで、従来からの周波数処理よりオーバーシュートやアンダーシュートが抑えられる（説明は省略）。

f. H-E 処理では種々の空間周波数帯域を代表する差分画像データの加算像をオリジナル画像から減算して得られる低周波成分のデータを濃度補正成分とする処理である。高周波成分、主にノイズ成分を対象にして、低濃度域における高周波成分の補正を行いノイズの圧縮をはかりながら、ダイナミックレンジの圧縮をはかる。粒状の荒れをなるべく抑えながら縦隔などの低濃度部の情報量を増す。低濃度域にかかる強調度を $\beta 1$ 、高濃度域にかかるものを βh と表記する。胸部 X 線写真では $\beta 1$ のみ利用する。HE のパラメーターとして、HE-standard1 と HE-standard 2 がある。前者は低濃度部におけるエッジ強調、後者は低濃度部における粒状性改善に役立つ。HE2 $\beta 1=0.3$ が推奨されている。強調度を上げれば縦隔部などの低濃度部の情報量は増すが、粒状は荒れてくる。高コントラスト部では HF 処理と同様に濃度依存補正を行い、エッジ成分を圧縮しオーバーシュート、アンダーシュートを抑制する。

g. 厚生労働省の塵肺パラメータによる画像との比較

胸部正面における健診用パラメータと塵肺パラメータでは使用する LUT（特性曲線のようなもの）が異なる。塵肺パラメータは健診パラメータに比べ高コントラストの LUT (THX2) を用いている。この LUT を用いた胸部画像はより高い肺野コントラストが得られる。一方、胸部健診画像に用いる LUT (THX1) は肺野と縦隔部とのバランスを考慮したものである。

h. 実験によるおすすめパラメーター：

a) S 値；S 値と粒状性の関係をみた。フィルムスクリーンシステムである ESC/XGS と同線量で撮影したとき S 値は 167 となった。撮影管電圧 130KV、格

子比 14:1 (60 本) により、肺野濃度 $D=1.8$ (6,7 肋骨の間) を達成する場合に、X 線量の増加に従って粒状は良化し、線量を減らすと粒状が荒くなるが、F 処理、E 処理の強調を強くかける場合に S 値、150 以下が推奨される。

b) 撮影管電圧とコントラスト (G) の関係；

管電圧を変化させてもコントラストは殆ど変わらない。しかし管電圧を下げると IP の発光が弱くなるため、同じ粒状性を得るためには線量を増加する必要が生じる。

c) 階調について；

階調は G 値で変化する。高コントラストになるほど、肺野のコントラストが上がる。コントラストが低下するほど縦隔部が出てくる。肺野のコントラストをやや上げ、E 処理で縦隔情報を出す様にすると良い。

G 値をやや高くするため、DH 値を 1.90 (標準) ~2.10 にやや UP する方がよい。

d) 周波数処理；周波数強調度は自由に設定できる。

強調周波数を変化させるため、マスクサイズパラメータを 3、7、11、15 と変化させて検討した。マスクサイズが大なほど低周波に影響を与える。7-15 が良かった。3 は高周波を強調するが、太い肺血管の強調が弱い。強調度を大にすると、肺血管のエッジが立ってくる反面、粒状が悪くなる。

マスクサイズのパラメータは 7 か 11 が推奨される。強調度 β は 0.3 を勧める。

e) E 処理；処理と画像描写性の効果をみた。胸部 X 線写真では低濃度の圧縮が有効である。強調度は標準 ± 1 段が推奨される。強調度を上げるほど、縦隔、横隔膜下の情報が出るが、低濃度部の粒状が悪くなりコントラストが悪くなる。

$BI=0.3$ あたりを推奨する。

f) ハイブリッド処理；最近の画像処理とその効果の関係をみた。強調度は (標準) ± 1 段が推奨される。ハイブリッド処理には F 処理と E 処理があるが、従来の通常の E、F 処理が特定の周波数を強調するのに対し、ハイブリッド処理は目的に応じた幅広い周波数範囲を強調できる。

その周波数範囲のパラメータはハイブリッドの F 処理で HF-1~HF6 まであり、HF4, 5, 6 について検討した。HF4 の方がより低い周波数から強調する。胸部では HF4、強調度は $\beta=0.3$ を推奨する。強調度を増すと肺血管像は鮮鋭になるが、粒状が荒れる。