

T波の項目

前壁側壁部（I、aVL、V6誘導）

5-1

5-2

5-3

5-4

5-5

後壁（下壁）部（II、III、aVF誘導）

5-1

5-2

5-3

5-4

5-5

前壁部（V1、V2、V3、V4、V5誘導）

5-1

5-2

5-3

5-4

5-5

左室肥大

3-1

3-2

3-3

（上記 + ST 結合部と ST 部下降あるいは T 波の項目を伴うもの）

心房細動

8-3-1

8-3-3

表 2 記述統計量要約

	平均	標準偏差	例数	最小値	最大値
年齢	50.6	10.9	26554	18	84
BMI	22.9	2.8	26554	14.6	31.6
SBP	115.2	15.8	26554	70	164
DBP	72.4	11.1	26554	40	106
FPG	95.9	8.9	26554	65	129
TC	205.8	31.5	26554	111	302
HDL-C	66.2	16.6	26554	22	116
LDL-C	120.6	29.9	26554	31	211
TG	95	45.9	26554	18	245
UA	5.5	1.3	26554	1.6	9.5
Ht	42.8	3.7	26554	31.6	54.1
Pulse	64.9	8.4	26554	44	91
HbA1c	5	0.3	26554	3.9	6.3

BMI : Body Mass Index、SBP : 収縮期血圧、DBP : 拡張期血圧、FPG : 空腹時血糖
 TC : 総コレステロール、HDL-C : HDLコレステロール、LDL-C : LDLコレステロール、
 TG : トリグリセリド、UA : 尿酸、Ht : ヘマトクリット、Pulse : 脈拍数

表 3 ロジスティック回帰分析結果

	T		ST-T		Q		LVH		Af	
	Exp(係数)	P値	Exp(係数)	P値	Exp(係数)	P値	Exp(係数)	P値	Exp(係数)	P値
年齢	0.888	<0.0001	0.911	<0.0001	0.855	<0.0001	0.876	<0.0001	0.843	0.2049
BMI	0.914	0.017	0.805	<0.0001	0.751	<0.0001	0.752	<0.0001	0.911	0.8687
SBP	1.086	<0.0001	1.087	<0.0001	1.045	<0.0001	1.091	<0.0001	1.275	0.2439
DBP	0.96	0.0026	0.94	<0.0001	0.955	0.0018	0.958	0.0026	0.978	0.8991
FPG	0.994	0.5841	1.013	0.2857	0.979	0.0901	1.018	0.1706	0.876	0.5656
TC	0.819	0.3715	1.021	0.9384	0.649	0.0904	0.604	0.0893	3.80E+38	0.9945
HDL-C	1.224	0.3643	0.983	0.9485	1.544	0.0885	1.658	0.0682	2.67E-39	0.9945
LDL-C	1.239	0.3372	0.99	0.9712	1.56	0.0815	1.669	0.065	2.67E-39	0.9945
TG	1.048	0.2905	1	0.996	1.095	0.0744	1.11	0.0601	1.82E-08	0.9945
UA	0.771	0.0014	0.943	0.4909	0.704	<0.0001	0.936	0.4643	2.475	0.4584
Ht	0.799	<0.0001	0.819	<0.0001	0.821	<0.0001	0.892	0.0012	0.918	0.8889
Pulse	0.894	<0.0001	0.894	<0.0001	0.895	<0.0001	0.858	<0.0001	1.022	0.8796
HbA1c	1.006	0.9847	0.642	0.1922	1.078	0.8239	0.594	0.1322	0.004	0.2957

T : T波異常、ST-T : ST・T異常、Q : Q波異常、LVH : 左室肥大、Af : 心房細動
 BMI : Body Mass Index、SBP : 収縮期血圧、DBP : 拡張期血圧、FPG : 空腹時血糖
 TC : 総コレステロール、HDL-C : HDLコレステロール、LDL-C : LDLコレステロール、
 TG : トリグリセリド、UA : 尿酸、Ht : ヘマトクリット、Pulse : 脈拍数、HbA1c : ヘモグロビンA1c

厚生労働科学研究費補助金(労働安全衛生総合研究事業)

分担研究報告書

職域健康診断における胸部放射線診断のあり方とその精度管理
(および時系列データの利用法に関する調査研究)

分担研究者 曾根脩輔 安曇総合病院病院長

研究の要旨

第1に CR(computed radiography)についての国内における利用やその性能に関する現状調査とこれの保健予防医学面での利用に向けた条件整備、標準化や精度管理のための問題点の洗い出しを行った。特に CR についてはその使用における可能性、フレキシビリティの大きさから、逆に使用法の多様化故の今後の精度管理の困難性が予測された。今年度の研究では特に現在国内で市販され、急速にハードとソフト面で性能向上がはかられている複数メーカーからのシステムについて、その使用時の可能性、選択される多様なパラメータの存在を確認し、その意義や有用性の考察、その有効利用の方法について検討した。このなかで、一般の使用を考えた場合の使用法のガイドライン化、使用者のための横並びの解説や整合性を考慮したマニュアルの作成の必要性、その緊急性がうかがわれた。CR 画像システムの内容から、その解説が文章のみでは困難であり、具体的 CR 画像の表示とともに説明が行われるべきことが指摘され、これは今後の課題とした。さらには検診事業などでは継年的、時系列画像データの効率的収集、保管、再利用法についての配慮も重要であり今後の検討課題とした。

第2に肺癌やじん肺に対する胸部検診への CT(computed tomography)の利用に関する国内的、国際的進展状況を調査した。肺癌の早期発見に本法が有用視されていること、しかしこれを従来の胸部 X 線写真法に置き換えるために、ハードとソフト面の不足、準備の必要性が認識された。とくにその普及面では処理能力の向上、検診の診断精度についての精度管理、実施に際しての X 線曝射低減、経費削減、至適受診対象者の選定法、効果的経済的受診回数の確定などが重要と思われた。さらに今後の課題として CAD(computer assisted diagnosis)の開発導入をはかる必要を指摘したい。

研究協力者	
小山真弘	安曇総合病院放射線科 技師長
平野浩志	信州大学病院中央放射 線部副技師長
加納和輝	松本協立病院診療放射 線技師
貝吹敬司	鹿教湯病院診療放射線 技師長
萩原 明	神奈川県予防医学協会 技術部長
東村亨治	福井医科大学放射線部 技師長
伊知地宏志	コダックヘルスイメージング事 業部マーケティング本部 営業技術グループ
竹内浩美	エカメディカル&グラフィック パニーMI商品企画グル ープ課長代理
山室紀人	エカメディカル&グラフィック パニーMI商品企画グル ープ
藤岡 隆	富士フィルムメディカル営業技 術部材料グループ部長マネ ージャー
古川克治	全国労働衛生団体連合 会X線写真専門委員会 前委員

A. 研究の目的

臨床医学は近年の放射線医学的検査法の急速な進歩により大きい変貌を遂げた。保健予防医学活動、あ

るいはその中の職域における健康診断についてもこのような新しい手法の導入あるいはその効率的運用、精度管理などをはかることは重要であろう。

特に胸部 X 線診断に限れば、最近の臨床医学では X 線フィルム法から IP(imaging plate)を用いた CR 法への転換がはかられているし、肺癌やじん肺の検診においては胸部 X 線写真法の不足を補うために CT の追加利用の有効性が注目されている。健康診断においてもこのような動向に無関心に過ごすことはできない。

CR 法については、画像情報がデジタル化されるので、モニター診断や、データの電子保管、伝送が可能になり、時系列データの取扱いが簡便になる利点大きい。この場合に必要なことは、受診者の画像データの収集法や表示法、あるいは保管や再利用法に関する標準化、そのためのガイドラインの作成である。たとえば、じん肺審査に胸部 CR 写真を提出するものに対して、一定範囲の画質を要求するには、そのためのガイドラインが必要である。本研究はそのような目標にかなうものである。

肺癌検診については、国内におけるがん死亡の主原因である肺癌に対する従来法、胸部単純 X 線写真による検診法の効果が疑問視されている。この時期に CT による検診の有効性

を検証し、今後の質の高い検診法を構想しておくことは有意義なことであろう。

胸部検診への CT(computed tomography)利用については、肺癌の早期発見のためのテスト法として、従来からの胸部 X 線写真には性能的に限界があることから、これに代えて CT スキャン法をもちいることが有力と考えられ、試験的あるいは部分的実施によるすぐれた効果が最近までに報告されてきた。そして国際的にも普及に向けた研究、検証研究が始まっている。今後は一般住民や職域における健康診断の一貫としての肺癌検診に、あるいは塵肺検診における胸部検査に付加する形でこれが利用される可能性が高まっている。今回は低 X 線量を用いた胸部 CT 検診の国内あるいは国際的普及状況を調査し、今後の適正な拡大普及に必要な検討事項を検討した。

B. 研究の方法

初年度の平成 14 年度には、CR システムに関する研究として、その開発状況や国内における普及と利用状況の調査、すでに開発されている製品の機能性能の調査、あるいは標準化の可能性の検討などを行う。各種の CR システムの利用法の標準化を試み、これに伴って生じる問題点の確認とその解消法の開発を行う。

CR システムについて、現在国内で市販のシステムの画像処理パラメーターのターミロジーの整理、包括的理解と整合性を実現するために必要なデータ収集や解析を行う。現在、国内では富士フイルムとコダック、コニカ社製のものが販売されている。それぞれにおける性能や使用法、CR 法の特徴である画像処理パラメーターの多様化の実体を調査し統一的理解の困難性の解消策をさぐる。

肺癌の CT 検診については、現在これが国際的に注目され、その有効性の調査が行われ始めている。わが国における普及が先行している。国際的あるいは国内的な利用状況を学会や研究会における発表などを通じて調査した。

C. 研究結果

A)CR について

1. CR の基礎的事項のまとめ

1)Computed Radiography(CR)とは

フジフイルム社が開発した CR システムは FCR(Fuji Computed Radiography)と称される。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 (Ba F B r) を用いた imaging plate(IP) を利用するものである。後者の受像

面には揮発性蛍光体（ユーロピウム付活フッ化ハロゲン塩）が塗布されている。ここに X 線撮影に際して入射する X 線による一次励起が蛍光体に捕獲されて潜像として残り、すなわち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が、蛍光量は X 線入射量により決まってくる。これを光電子増倍管に集め、アナログ電気信号を ADC でデジタル化して、画像処理を加えた後に、適当な表示系で表示され、あるいは X 線フィルムにプリントアウトされている。このようなことから、「CR 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」という広義の定義がある。

2) CR と DR

CR に類似した Digital Radiography (DR) という表現がある。コンピューターを使用する画像法という意味では CR が一般にわかりやすいが、IP、「輝尽性蛍光体 (photo-stimulable storage phosphor) を用いた CR」を限定的に CR と呼ぶのが現在は一般的である。広義の CR から、ここで述べる狭義の CR と従来からの CT を除いたコンピューターを使用する画像法を DR と呼ぶのが現在の一般

的呼称法である。「DR は、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」という別の定義もある。

2. CR の開発、普及状況

富士写真フィルムが国際的に先駆けて、1983 年に FCR として CR システムの販売を開始した。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。フジフィルム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 2700 台から平成 13 年には約 6500 台に増加している。コニカ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、現在それぞれ約 500 台と 1500 台が稼働している。

同様の CR システム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、富士フィルムメディカル、平成13年、参照)

(1) 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、適当濃度と良好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 X 線写真では、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。

この場合に濃度対応の 10 ビットのデジタル値、0-1023 に対応する画面上の各点に入射される X 線量 (mR) の、最小(Smin)と最大(Smax)のもの差 (レンジ) は、L 値 (対数値) として FCR 画像パラメーター表示部分に示される。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算出される代表値、S 値をもって示される。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。これを変換式を通した結果の S 値は小さくなる。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。

(2) 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。

A,B,C,D,E,F,G,H,I,J,K,L,M,O,P,R の 16 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。

濃度シフト (GS) : 濃度の変更を行う。胸部撮影には -0.20 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 大きくとると、画面の濃度は 0.1 増加する。このあたりの感覚である。

(3) 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 線像は撮影系と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、処理過程の正しく流れは次のようである。

a)ボケ像の作成(どこまでぼかすかは後述の RN で規定)、

b)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)、

c)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、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、最近では、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られるように進歩し、マルチ周波数処理と称されている。濃度に依存した係数(後述の RT)が使用される。

(4) 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。非常に細かい鉛筆でなぞった輪郭類似の効果を示しうる。

(5) 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に、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。

f) 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、高濃度域であげる。鮮鋭度重視の F, P, T, Uタイプと粒状性重視の Q, R, S, V, W, X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。

(6) 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。

(7) 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。

(8) 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, H4パターンが用意されている。胸部撮影ではF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。

(9) 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。

(10)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の RT と同じであり、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) 0.4 が推奨されている。

(11)マルチ DR 圧縮について次のパラメータがある。

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 が胸部写真に推奨されている。

(12)マルチ DR 圧縮強調タイプ (MDE) : 従来からの DR 圧縮処理に準ずる。胸部写真では(MDB)は 0.4 が推奨されている。

k. 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 : 特殊な処理でありここでは省略。

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。

(1) 自動階調処理 (G 処理) : 患者の体型や X 線曝射量の過不足に影響されないで自動的に、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) の検出、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、関心領域内で、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の最大信号値 (基準値 H)、縦隔部を最小信号値 (基準値 L) とし、これらに適当濃度 (それぞれの信号値、SH と SL) を与えて CR 像を形成するためである (これを正規化処理で行う。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 線フィルムの γ 値に相当する。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られるように濃度の傾斜、回転量を調整した結果を示す。S 値は X 線フィルムの感度に相当する。撮影時の X 線照射が少ないと大きくなる。詳細は省略)。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。

(2) 周波数処理 (F 処理) :

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

S_{org} (=S original) : オリジナル画像信号

S_{us} (=S unsharp mask) : 非鮮鋭画像信号

β : 強調係数

S_{us}、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、マスクパラメータを 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 画素に画素の大きさ 175 ミクロンを乗じた 1925 ミクロン、約 1.9 ミリメータになる。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後の画像が得られる。式における(S_{org} - S_{us})は多少低周波成分を強調し、撮影系を經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 $\beta 1$ 、中等濃度域に $\beta 2$ を使用する。

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。

(3) 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、心臓に重なる肺野などの低濃度部については、特性曲線のすその、傾斜の緩やかに部分にきて、コントラストは低く描出される。後者においてもコントラストを保つために本処理が準備されている。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。

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

$$f(\text{Sus}) = \beta (A - \text{Sus})$$

$$\beta = \beta_L (\text{Sus} \leq A), \beta_H (\text{Sus} > A)$$

S: イコライゼーション処理画像信号

Sorg: 原画像信号

Sus: 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 Sus 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、これの反転画像信号を CR 原画像に加算する、通常はその低濃度域に限って加算することにより、低濃度域の濃度を高め、コントラストを改善する目的で作成される。この処理によって、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ことになる。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 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: 63

補正係数: 0.3

規準%値: 50

(4) ハイブリッド処理(hybrid, H 処理): 上述の周波数処理、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量域に拡大して進化させている。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量域に多くなること、ここで得られる複数量の差分画像に適当な重荷付けを行い加算あいてボケマスク像を作成するなど、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作成法にある。

a) オリジナル画像から複数量の非鮮鋭画像を作成、

b) 補正処理を加えて、濃度依存非鮮鋭画像へ変換 (非鮮鋭画像を高コントラスト部で補正するものと、低濃度域で高周波信号を補正する処理の 2 種類がある。前者、非鮮鋭画像を高コントラスト部で補正することは、低コントラスト部分における画像の鮮鋭化と高コントラスト部分における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に役立つ。すなわち原画像における信号量の差が大きい高コントラスト領

域においては、非鮮鋭画像にコントラストを高める処理を加えるのであり、次の処理、原画像から非鮮鋭画像を減算して差分像を得る段階でその領域における濃度差の抑制、ひいてはこれを原画像に加えて最終的に得られる周波数処理画像におけるオーバーシュートやアンダーシュートの減少に役立つ。残りの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が実現する。後者、すなわち低濃度域で高周波信号を対象に非鮮鋭画像の補正を行うことは、低濃度域の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に役立つ。こ k では平滑化画像を作成しておき、これを原画像から減算した画像、高周波成分であるノイズが多く残った画像と、平滑処理像 2 種類の減算による差分像、すなわち低周波成分である解剖学的構造の多く残った差分画像が得られる。後者を原画像に加算すると、低濃度部のコントラストが改善する)、

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 HF 4、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ながら、ダイナミックレンジの圧縮と低濃度領域における高周波成分の補正によるノイズの圧縮をはかる。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。HEのパラメーターとして、HE-standard1とHE-standard2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。HE 2 $\beta 1 = 0.3$ が推奨されている。強調度を上げれば粒状は荒れてくる。

3)コダック CR (当 CR 研究協力者班会議における発表用配付資料等による)

次のパラメータが使用される。

(1) コントラスト：FCRのGAに相当するパラメータとして、細分したコントラスト（全濃度範囲にわたる特性曲線に相当）、アッパーコントラスト（高濃度部における特性曲線）、ローアコントラスト（低濃度部における特性曲線）、トウ（低濃度域における濃度をどこまで低くするか）、ショウルダー（高濃度域における濃度をどこまで高めるか）というパラメーターがある。

(2) LUTのカーブの形状。胸部撮影では撮影部位を「Chest/PA」と選択すると自動的にLUTが選択される。さらに、FCRにおける回転中心GC対応のパラメータはなく、撮影部位を「Chest/PA」の選択により自動的に設定される。

濃度の設定パラメーター：FCRのGS相当のものは、デンシティシフト

である。0.1の変更により、X線写真の濃度も0.1程度変更される。

(3) マルチ周波数処理：M、マルチ周波数処理はコントラスト処理MFP-DRCと周波数処理MFPを含む。

周波数処理におけるタイプCは高周波強調的に働く。カーネルサイズは35—45（ピクセル）（FCRのRN2-3相当）が推奨されている。

(4) 周波数処理における濃度域依存強調度：ローデンシティーとハイデンシティー側で任意の濃度値とその間での強調度を指定できる（詳細は未確認）。強調度が大なら、強調効果も大であり、胸部X線写真については、FCRにおける0.4に対して、コダックではLow D boost, 0.05, High D boost, 0.15が推奨されている。

(5) EVP, enhanced visualization processing :

a. 濃度圧縮処理：EVP, enhanced visualization processingのデンシティーを用いる。圧縮する濃度域を指定する。胸部X線撮影では、使用する必要は通常ないとのことである。

b. 周波数強調度：EVPゲインで行う。

(6) 撮影した画像情報のダイナミックレンジ：FCRのL相当のパラメータはない。

(7) X線曝射量：E.I.(exposure index、イックスポージャーインデックス)

で表示される。1mR で EI=2000(FCR の S 値 200 の相当とされる。詳細は不明。

(8) Direct View 800/900 における画像処理ソフトとして、P-Tone と EVP がある。P-tone は perceptual tone scale, EVP は enhanced visualization processing の略称である。

a) P-Tone、perceptual tone scale は人の知覚機能に合わせた階調での画像表示を意図している。関心領域を自動認識して、領域に対して自動濃度とコントラストの調整とエッジ強調を行う。ここでいう関心領域とは、画面上に撮影されている被検者の存在範囲である。濃度の調整には、クロッシング分析と LUT(look up table)があり、前者は画面をクロススキャンして濃度変化をみることであり、金属などの存在をとらえてこれによる画像の劣化をふせぐことや、濃度のヒストグラムを作成し LUT を適用して画面の各点に適当濃度を与える機能を果たす。さらにエッジ強調処理、USM (unsharp masking) を加える。強調は解剖学的構造に応じた非線形処理であり、低濃度、高濃度が区別して選択可能である。強調度も選択可能である。

b) EVP, enhanced visualization processing は最近加わった画像処理法である。低周波画像成分と高周波

画像成分を分けて画像処理を加える。前者は画像の軟調あるいは硬調度を左右する。これを低減すると画像が軟調になり、肉眼的観察可能な解剖学的構造の範囲が広がる、いわゆるラティチュードが広がる。従ってこれを低減する画像処理が望ましい。後者は、画像の細部を表現する方向に働くものであり、画像処理ではこれは強調する。

処理の手順は以下のごとし：

$$E' = \alpha \times (E \times K) + (1 - \alpha) \times E_{mid} + \beta (E - E \times K)$$

ただし、 $\alpha \times (E \times K) + (1 - \alpha) \times E_{mid}$ は低周波成分関係、

$\beta (E - E \times K)$ は高周波成分関係

E' : EVP 適応後

E : オリジナル

E_{mid} : オリジナル階調と EVP 階調が交差する点

α : 低周波ゲイン (<1)

β : 高周波ゲイン

k : 平滑化カーネル

EVP パラメータには、EVP カーネルと EVP ゲインおよび EVP デンシティー (EVP_{mid}) の 3 種がある。EVP カーネルは画像情報の周波数成分を低周波成分と高周波成分にわけける際のカーネルサイズを決定するものである。

EVP ゲインは、低周波領域のコントラストを低減する時の適用量を決

定する。すなわちこの処理の結果拡大する露光ラティチュード比である。EVP デンシティーは低周波領域のコントラストを低減する時に、どの濃度値を中心に低減処理を行うかを指定する。

4) 参考：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

富士 FCR	回転量 GA	濃度 シフト GS	周波数 強調度 RE	周波数 ランク RN	High Density Boost	
	0.9~1.0	-0.2~ -0.1	0, 0.1, 0.2	4		
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	

肺癌のCT検診について

B)肺癌のCT検診について

肺癌のCT検診については、現在これが国際的に注目され、その有効性の調査が行われ始めている。わが国における普及が先行している。

1.肺癌検診の動向

従来からの胸部単純X線写真と痰の細胞診の併用による肺癌検診では早期発見が容易でなかった。検診で発見される肺癌の大半が進行癌であり、その効果、肺癌による死亡率低減面での限界があった。米国国立がん研究所(National Cancer Institute, NCI)がスポンサーして、米国で1970年代から1980年代に無

作為化制御比較試験が実施された。

Mayo Clinic(ミネソタ)と Johns Hopkins University(メリーランド)および Memorial Sloan-Kettering Cancer Center(ニューヨーク)における検討結果では、検診により肺癌の死亡率が減少すると結論されなかった。我が国からの最近の報告では、検診受診群の肺癌死亡のオッズ比が統計学的有意差をもって減少した。しかし、これは胸部X線写真では小さい肺癌を発見できることを示したものではない。胸部X線写真の感度不足を忘れることはできない。従来の検診で発見される肺癌に早期例が少ないことは周知の事実であり、

しかしそれにもかかわらず、検診が統計学的有意差をもたらしたことを証明したものである。従って、従来の劣った感度を伴う胸部 X 線写真より格段に小さい肺癌の発見力においてすぐれる CT を用いた検診に対する期待を高めるものであった。

2. 肺癌検診における CT の利用

1990年頃から国内で低 X 線曝射用 CT スキャナーが開発され、これを用いた肺癌の二次検診、すなわち通常の肺癌検診における間接 X 線写真で異常が疑われた人に対する CT による精密検査が前橋市などで開始された。その後、1993年に横浜や東京で CT による肺癌の一次検診が始まり、これにより早期肺癌が発見され始めた。1995年から新潟や東京、あるいは北海道で一次検診への CT の利用が始まった。低 X 線曝射による CT 撮影装置あるいはこれを搭載した検診車が我が国で開発され、検診の場で試用されたのは1995年10月以降である。松本において1996年度から開始された。施設一次検診は神奈川県、東京、千葉などでほぼ同時期に開始された。これらにより CT による肺癌の一次検診で小さい肺癌が多く発見されることがわかった。

3. CT による肺癌検診の動向

わが国ではすでに平成 6 年に胸部

CT 検診研究会が設立され、毎年年次総会研究会が開催されている。厚生労働省は班研究によりその有効性の評価関係の研究促進をはかっている。国内で比較的大規模に CT 検診を実施して実績を有するのは、地域住民検診としては長野、愛媛、大阪、千葉などがあり、施設検診としては東京、神奈川、新潟、日立などがあげられるが、最近多くの施設による立ち上げが進行中である。

国際的には、1999年に第一回の International conference on screening for lung cancer が New York で開催され、以後年 2 回継続されている。参加国は次第に増加している。当初は日本と米国による発表が主であったが、最近ではヨーロッパ諸国や中国からの報告もみられるようになってきている。CT 検診における肺癌発見に関する精度や成績、CT 所見、病理所見、最近ではその有効性の評価方法や CT 像読影支援の CAD(computer assisted diagnosis) システム、細胞診、手術方法、関連する放射線画像法、CR や PET、遺伝子情報関係のテーマがとりあげられている。

肺がん検診の精度管理、すなわち肺がん発見についての感度と特異度を向上するために CAD(computer assisted diagnosis)が有望視されて

おり、その開発が待たれている。

D. 考察

第1に CR(computed radiography) についての国内における利用やその性能に関する現状調査におきて、CR についてはその使用における可能性、フレキシビリティの大きさから、逆に使用法の多様化故の今後の精度管理の困難性が予測された。現在国内で市販されている CR は、急速にハードとソフト面で性能向上がはかられている。複数のメーカーがそれぞれ独自に CR デジタルシステムの有用性を引き出すための開発を進めている。このことは使用者における利便性の向上とともに精度管理、医療情報の普遍性の障害や病院間の連携の困難性を原因しそうである。使用時の可能性、選択される多様なパラメータの存在を可とすると同時に、その有効利用整合性の保持のための準備や努力の緊急性がうかがわれた。このことは CR 画像の内容の特殊性を考慮すれば、文章や数式による原理的考察や説明のみでは不十分であり、視覚的イメージを提供しながらの具象的説明による使用者の理解を求める必要がある。今後は各社システムのパラメータの統一的理解と一般的理解を助けるために、具体的な CR イメージ作成、フアン

トーム撮影を行い、具体的イメージを作成しなければならない。これに必要な環境の整備はほぼ終了している。具体化作業は次年度以降に計画する。

第2に肺癌やじん肺に対する胸部検診への CT(computed tomography) の利用に関する国内的、国際的進展状況を調査した。肺癌の早期発見に本法が有用視は今、国内的あるいは国際的に急速に進展している。低 X 線 CT による肺癌検診では、小さい肺癌の早期発見が可能であることがほぼ実証された。しかしこれを従来の胸部 X 線写真法に対峙して考えるには、未だハードとソフト面の準備が不足している。極端には、従来のわが国における肺癌検診受診者、約 600 万人を受け入れうるかが問われるかも知れない。そのために必要なのは、処理能力である。従来の胸部撮影からそれほど劣らない短時間での検査の実施と診断が必要である。検査装置の改善と診断医の確保や精度管理、低 X 線量化、受診対象者の効果的選定法の開明、適切な検診回数の設定などについて、今後のデータ集積、社会的合意が重要と思われた。今後の課題として CAD(computer assisted diagnosis) の開発導入が重要である。