

C. 労働衛生検査項目の検体採取について

現在貴機関で行われている労働衛生検査項目の検体採取についてお尋ねします。

C-1. 検体の採取はいつ行われていますか。

1. 作業終了前
2. 作業終了後
3. 作業にかかわらず、随時行っている。
4. その他 ()

C-2. 検体（血液）はどのように保存されていますか。

1. 室温
2. 冷蔵
3. 冷凍
4. その他 ()

C-3. 検体（尿）はどのように保存されていますか。

1. 室温
2. 冷蔵
3. 冷凍
4. その他 ()

D. その他

D-1 外部精度評価および内部精度管理につきまして、あるべき姿など、ご教示いただける点や、ご意見等がございましたら、是非御記入下さい。

()

ご協力、誠にありがとうございました

本調査結果の報告(電子ファイル)をご希望の場合は、お送りする際の宛先をご記入ください。

機関名

担当者のお名前

メールアドレスまたは送付先住所

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ーの存在を確認し、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 業部アナログビジネス本部 営業技術グループ
竹内浩美	エコカメラ&グラフィックカン パニーMI商品企画グル ープ課長代理
山室紀人	エコカメラ&グラフィックカン パニーMI商品企画グル ープ
藤岡 隆	富士フィルムメディア営業技 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 会エックス写真専門委員会 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、画像情報がディ
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 検診の国内的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ノロジーの整理、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 (BaFBr) 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尽性蛍光体 (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(S_{min})と最大(S_{max})のものとの差 (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、 S_{min} と S_{max} の差は大きくなるので L 値も大きくなる。 S_{min} と S_{max} 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、 S_k 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 S_k 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。

(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。パラメーターは回転量 (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目視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ーには周波数ランク(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、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。

(6)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。

(7) 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ーには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。

(8) 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。

(9) 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。

(10)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切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。

(11)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。

(12)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 が胸部写真に推奨されている。

(13)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 0.4 が推奨されている。

(14)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、これらに適當濃度 (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ーは G 値、濃度補正用のパラメーターは 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。

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

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ミクロンに乗じた1925ミクロン、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後の画像が得られる。式における(Sorg - Sus)は多少とも、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。 $\beta (S_{org} - S_{sus})$ 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、 $S_{org} + \beta (S_{org} - S_{sus})$ 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 β

CR画像処理パラメーター対応表

富士フイルムFCR画像処理パラメーター		コニカ		コダック		
パラメーター名称	解説	パラメーター名称	解説	パラメーター名称	解説	
ヒストグラム情報	S値	ヒストグラム化されたX線情報から、画像として有効なX線量の範囲の中心値。平易には画像情報を与えた中心X線量と理解すると良い。 $S値 = 4 \times 10^{(4-sk)}$ STタイプ: S値200 = 1mR HRタイプ: S値120 = 20mR	S値	意味合いはおおよそ同左。 $S値 = D(S) \times R / R'$ S値は、読取り感度(D)にフィルム出力濃度1.2となる画素(信号値D')のディテクタ到達線量R'とRとの線量比を掛けた値。胸部:(S:D) = 200, R = 1mR, R' = 実際の線量線量R'が減少するとS値は大きくなり、R'が増加するとS値は小さくなる。	エクスポージャーインデックス (Exposure Index Eと略す)	画像の関心領域の平均線量値。1mRの時に2000を表示。線量の増加と共に増加し減少と共に減少する。 E1 = 2000 + 1000 * Log (R) GPタイプ: E1 2000 = 1mR HRタイプ: E1 2000 =
	L値	ヒストグラム化されたX線情報から、画像として有効な領域をデジタル値に展開したX線量の範囲。平易には画像情報の低X線量から高X線量までの線量幅と理解すると良い。	G値	G値は、露光処理後のフィルム上の特性曲線の平均露光度をあらわす。S/Fと同様の考え方である。基準信号値を濃度DLとDHで設定したコントラストに仕上げようとしたときに必要となるフィルムのγ値に相当する。G値を計算する2点は、濃度0.25 + Dmin と濃度2.0	レフトポイント ライトポイント	ROIの範囲を定めるレフトポイントとライトポイントは設定される。ただし、表示はされない。
	表示	L2.1 S318	表示	S:150 G=2.00	表示	EI=2000
階調情報	GT(階調タイプ)	特性曲線に相当するX線デジタル値と濃度値の関係を示すカーブ。胸部用Eタイプをはじめ15種類ほど準備。	階調タイプ (基本LUT)	特性曲線のようにX線デジタル値と濃度値の関係を示すカーブ。胸部正面用としてはTHXタイプで3種ある。胸部正面像で有ればTHX1を推奨。	ボディパート (Body Part)	撮影部位に対して、基本的な特性を割り振る。ハイコントラスト、ローコントラスト、胸部用の3種類を基本的に撮影部位と撮影方向に対応して微調整して設定。
	GA(回転量)	コントラスト値を決める値。実際のコントラスト値は $\gamma = GT \times GA$ で表示される。	DL値, DH値	DL値, DH値は濃度値。DL値は関心濃度(ROI)の中のほぼ最低濃度の値に、DH値はその中のほぼ最高濃度の値に設定される。従ってこの両者の値の差が大きければコントラストが増す。このコントラストもG値に反映される。DL値を上げるとFogがあがったような画像になるが横断線下の情報の飛びはなくなる傾向。	コントラスト (Contrast)	コントラストを決める値。実際の数値は基本カーブのコントラストは1.0で10%コントラストを上げる場合は1.1とし、10%コントラストを下げる場合は0.9とする。
	GC(回転中心)	GAを変える時の中心濃度。GC濃度を中心にGTが回転するように変化する。	—	—	対応パラメーター無し	ボディパート選択時に自動設定される。設定値は固定で調整はできない。
	GS(濃度シフト)	画像全体の濃度値を変える。指定したGS値は、GA=1の時に変化する濃度値に相当する。	—	—	デンシティシフト (Density Shift)	画像全体の濃度値を変更する。
表示	G1.0 E #1.6 -0.2 ↑ ↑ ↑ ↑ GA GT GC GS	表示	DL:0.22 DH:1.80 THX1 ↑ 階調タイプ(基本LUT)	表示	プリントアウトフィルムへの表示はない。	
周波数処理情報	RN(周波数ランク)	ボケマスク処理のマスクサイズを指定。低周波(0~3): 数部組織、臓器の輪郭など中周波(4~5): 肺血管、骨輪郭など高周波(6~9): 骨細部、胃小区など	周波数強調 (F処理) M(マスクサイズ)	F処理に用いるボケマスク処理のマスクサイズを決めるパラメータ。数値が大きいほど低周波から強調。胸部では7~15を推奨。	カーネル (Kernel)	ボケマスク処理のマスクサイズを指定。実際にはマスクに使用するピクセルの数で奇数が使用され、胸部では25~45が適応される。
	RT(強調タイプ)	濃度値と周波数処理の強調程度を定めた関係テーブル。10種類ほど準備。通常高濃度を強調し、低濃度は強調を弱める。	β1, β2	β1, β2は周波数強調度のパラメータで値が大きいほど強い。濃度の値に応じ、周波数強調度の程度を変える。低濃度部はβ1、高濃度部はβ2で決める。これら低濃度部と高濃度部の値はDL値とDH値から自動算出される。	ローデンシティブースト (Low Density Boost) / ハイデンシティブースト (High Density Boost)	周波数処理の強調程度を決める値で、大きい程強く強調される。低濃度と高濃度部で独立して任意の設定が可能。低濃度・高濃度の境界と移行領域の処理は撮影部位により自動設定される。
	RE(強調度)	周波数強調の程度を決める(0~16)。差分(エッジ抽出)画像の加算程度を指定する。	表示	β1:0.1, β2:0.3	表示	プリントアウトフィルムへの表示はない。
	表示	R 4 R 0.2 ↑ ↑ ↑ RN RT RE	表示	β1:0.3, βh:0.0	表示	プリントアウトフィルムへの表示はない。
ダイナミックレンジ情報	DRN(処理ランク)	DR処理に使うボケ画像処理のマスクサイズを指定(0~9)。周波数処理のRNと類似の効果をもつ。	イコライゼーション処理 (E処理) M(マスクサイズ)	E処理に使うボケ画像処理のマスクサイズ。胸部では低周波を用いる。M:63	EVP カーネル	EVP処理に使用する低周波領域を設定するマスクサイズ。通常25000前後が使用される。
	DRT(処理タイプ)	濃度値とDR処理の程度を定めた関係テーブル。8種類ほど準備。低濃度処理用と高濃度処理用がある。	β1, βh	β1, βhはE処理の強調度のパラメータ。例えばβ1は値が大きいほど強く強調が出てくる。低濃度部E処理の強さはβ1、高濃度部E処理の強さはβhで決める。濃度に応じE処理の強調程度を変える。それら濃度値はDL値とDH値から自動算出される。胸部ではβ1のみ使う。	EVP デンシティ	濃度処理の中心を規定するパラメータ。この濃度より高い濃度領域は低下し、低い濃度は上昇する。
	DRE(強調度)	DR強調の程度を決める(0~2.0)。パイアス画像の加算程度を指定する。	表示	β1:0.3, βh:0.0	EVP ブースト	濃度処理の程度を規定するパラメータ。大きい程、濃度の変化が大きくなる。
	表示	D 2 B 0.4 ↑ ↑ ↑ DRN DRT DRE	表示	β1:0.3, βh:0.0	表示	プリントアウトフィルムへの表示はない。

第2世代処理

マルチ周波数処理	ハイブリッド処理	ハイブリッド処理	[P-Toneは非線形の周波数処理を行っており、EVPのダイナミックレンジ処理はエッジ保存技術などの面から、第2世代の周波数処理に包括される。このためコダックでは新周波数処理を特に設定していない。]
MRB(強調バランス)	低周波成分から高周波成分にわたる画像強調の周波数特性を指定する。6種類を準備。	周波数強調(HF処理)のタイプ	周波数範囲のタイプのパラメータはHF処理でStandard1~6とあり、胸部ではStandard4, 5が使われる。Standard4の方がより低い周波数から強調する。
MRT(強調タイプ)	周波数処理のRTと同定義。	β1, β2	周波数処理のβ1, β2と同定義
MRE(強調度)	周波数処理のREと同定義(0~16)。	表示	HF4 β1:0.1, β2:0.3
表示	M C R 0.2 A B 0.4 ↑ ↑ ↑ ↑ ↑ MRB MRT MRE MDB MDT MDE	表示	HE2 β1:0.3, βh:0.0
MDB(圧縮バランス)	低周波成分から高周波成分にわたるDR処理の周波数特性を指定する。7種類を準備。	イコライゼーション処理 (E処理)のタイプ	EVP カーネル
MDT(強調タイプ)	DR処理のDRTと同定義。従来の8種類に加えて、低濃度と高濃度の双方に作用する新たなタイプ10種類を準備。	β1, βh	EVP デンシティ
MDE(強調度)	DR処理のDREと同定義(0~1.0)。	表示	EVP ブースト
表示	同上	表示	プリントアウトフィルムへの表示はない。

資料 14

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

研究要旨

第 1 に CR(computed radiography)については、平成 14 年度の調査研究の継続として CR システムの多様な機能の利用方法、精度管理を中心にした撮影方法、表示方法についての追加検討を行い、平成 14 年度の暫定的まとめの部分的改定と至適パラメーターの最終まとめを作成した。そして胸部ファントームの CR 写真による具体的な検討を追加した。そしてこれと平行して胸部 X 線撮影用 CR システムの基礎をマニュアル作成にとりかかった。今後は適当な付図の追加により利用者の理解を容易にする方向でこれを改良し次年度の完成を期している。

第 2 に肺癌やじん肺に対する胸部検診への CT(computed tomography)の利用に関してであるが、平成 15 年度にはその国際的調査研究への参加協力するための準備を行った。具体的には、ELCAP (early lung cancer action project、本部 New York Cornell 大学、Henschke 教授が代表)とここが主宰する研究会 I-ELCAP (International Conference on Screening for Lung Cancer、年 2 回開催中)に安曇総合病院として参加開始した。肺がん検診のデータを登録することにより、この国際的組織のなかでわが国の肺がんを包括的に検討し、肺がん検診の方法や精度管理について協同研究を行う準備が整った。国際的組織でのデータ集積や公開に参加する。この会には、放射線医学のみならず呼吸器病学、呼吸器外科学、呼吸器病理学、公衆衛生学、医学統計学などのエキスパート、CAD(computer-assisted diagnosis)研究者、米国保健行政担当官 (NIH, NCI スタッフ) など、国別では米国、日本、英国、ドイツ、イスラエル、イタリア、フランス、スウェーデン、スペイン、スイス、デンマーク、中国などが参加中である。さらに CAD システムの利用は CT 検診における精度管理に有効であることから次年度の検討課題とした。

第 3 に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、

胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各検診機関の評価得点の経年変化も検討してきたが、平成 15 年度に一応のまとめを行ったので報告する。

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 コタック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

竹内 浩美 コカメディカル&グラフィックカン
パニー MI 商品企画グル
ープ 課長代理

山室 紀人 コカメディカル&グラフィックカン
パニー MI 商品企画グル
ープ

藤岡 隆 富士フィルムメディカル営業技
術部長材料グループ 部長
マネージャー

古川 克治 全国労働衛生団体連合
会エックス写真専門委員会
前委員

花岡孝臣 安曇総合病院呼吸器外科
津島健司 信州大学内科

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が多い。この場合に必要なのは、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。国際的にも肺がん検診への CT の利用が有望視されこれについての調査研究が始まっている。このような組織に参加協力することは有意義なことと思われるので参加するための準備を行った。

従来からの胸部 X 線写真はなお臨床医学で広く利用されており、感光材料の改善も行われている。そのためにその適切な利用、精度管理が重要である。全国的規模での画質審査とこれに基づく精度管理、指導を行っている全国労働衛生団体 X 線写真専門委員会での検討内容をまとめる。

B. 研究方法

初年度の平成 14 年度に引き続いて、CR システムに関する研究として、システムの最近の性能の調査、各種 CR システムの特徴、機能の比較などを行った。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

ノロジーの整理、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った。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明らかにした。

CR の最近の動向を紹介するために、CR の基礎的事項を示し、CR システム毎に異なった名称で供給されているシステムの理解、他のシステムのものとの比較をたすけるための解説書の作成を開始した。胸部ファンとームを用いた CR 撮影実験を行い、画質評価を試みた。

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。具体的なデータとして長野県下で平成 8~10 年度に実施された CT 検診の結果を参照して考察した。

第 3 に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各検診機関の評価得点の経年変化も検討してきたが、平成 15 年度に一応のまとめを行ったので報告する。

C. 研究結果

A) CR について以下の表題にて調

査研究を行った。その成果は文末に追加して示す。

1. 各種 CR システムの比較マニュアル（胸部撮影実務編）

2. CR システムの概説

B) 肺がん検診への CT の利用について。国際的な研究協力の基盤を構築した。具体的成果は次年度に発表可能になる。国内における肺がんに対する CT 検診についてのまとめを文末に示す。

C) 胸部 X 線写真の画質精度管理—全衛連 X 線写真専門委員会における経年的画質変化についての研究を行った。成果は文末に示す。

D. 考察

第 1 に CR(computed radiography) システムの最近の機能、ソフトウェア関係の調査、各種システムのコネプトや機能、画質の調査、比較を行ってまとめた。現在国内で市販されている CR はソフト面で急速にその性能向上がはかられているが、その利点を使用者における利便性の向上につなげるための整理、まとめを行い、CR システムの可能性をよく引き出すための準備とした。具体的な CR イメージを作成し、すなわちフアントームを撮影して、その画質により検証した。

第 2 に CR システムの最近のハー

ド、ソフト面の基礎的概説をこころみた。現在は各種システムの統一的理解が、横断的な解説書の不足から困難であるので、新たな CR システム利用機関における担当者に役立つ簡潔なマニュアルの作成にとりかかった。今後、適宜付図を加えて視覚的な理解を促進する方向で完成を目指す。

第 3 に肺癌やじん肺に対する胸部検診への CT(computed tomography) の利用は国内的、国際的にその有効性の調査が国歌プロジェクトとして始まっており、具体的な普及活動、一般的な利用を行うものもでてきた。平成 15 年度にはその国際的調査研究への参加協力するための準備を行い、わが国では唯一の参加組織として安曇総合病院が加わり、国際的データ集積を開始した。肺がんの CT 検診を普及させるために重要なことは、その処理能力や精度管理であり、そのために必要な読影者の養成、読影補助システムの研究開発を次年度以降行う。CAD(computer assisted diagnosis)の開発導入も重要とみておりその可能性をさぐる。

第 3 に、従来から、全国労働衛生団体連合会エックス線写真専門委員会では、胸部検診に用いられている胸部 X 線写真の画質審査を行い、各検診機関の評価得点の経年変化も検討してきた。そのなかで、X 線写真

の画質の向上に重要な事項として、X線撮影系についての最新の情報が撮影担当者に適切に提供されていないことや機関における画質に関する理解の不統一、あるいは画質向上に対する現場の熱意不足あるいはそのための動機付け不足が明らかになった。精度管理が行き届いていて評価の高い優良な機関を公表するなど、機関の精度管理に対するインセンティブを高めることが大切と思われた。

E. 結論

A)CR については、国内における利用状況やシステムの開発状況を調査した。CR 法の特徴である画像処理パラメーターは各社それぞれが開発中であり、独自の特徴をもって進歩を続け次第に複雑化、多様化の様相を呈し、統一的理解を困難にしていることがわかった。その標準化が使用者サイドの混乱を防ぐため、精度管理のために必要な段階にきていると思われた。

B)肺癌検診への CT(computed tomography)の利用については、現在米国やわが国でその有効性の検討が始まっている。しかしすでに具体的に検診事業に取り入れられてきておりその診断面での精度管理や適切な受診者の設定やあるいは検診回数につい

ての指標の作成が必要である。精度管理については CAD (computer assisted diagnosis) が役立つとみられる。

C)胸部 X 線写真の画質精度管理については機関に対する適切な情報の提供、担当の医師や技師に対する注意喚起あるいは精度管理に対する医療機関におけるインセンティブを高めることが大切である。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表

特になし。

H. 知的財産権の出願・登録状況

特になし。

職域における胸部放射性診断のあり方とその精度管理
—胸部 CT 画像読影の能率と精度および学習効果の評価法に関する研究—

分担研究者 曾根脩輔 安曇総合病院病院長

研究要旨

職域における健康診断において、最近では胸部疾患についての CT 診断の重要性が増加しており、とりわけ肺がんの早期診断が重要になっている。本研究では、CT 像の診断を始める若手医師の診断能力の評価方法を検討した。胸部 CT 画像読影研修用に作成した CD-ROM、具体的な肺がん、非肺がん、正常の CT 画像、延べ 270 症例分を編集したものをを用いた読影テストを行い、正解、あるいは誤りの存在診断（病変の有無をみる）と質的診断（肺がん、非肺がん、正常を鑑別する）能力をみた。その結果は ROC (receiver operating characteristics analysis) 解析した。存在診断能は向上しやすいが、質的診断は低 X 線曝射による CT 検診像ではその画質が劣ることから困難であり、その向上には個人差があること、適性が関与することがわかった。CT 画像読影に際して、CD-ROM を用いたテストは医師の存在診断あるいは質的診断の能力判定、あるいは学習、研修の効果判定に適していた。

研究協力者

松本 徹 (放射線医学総合研究所)
小山真弘 (安曇総合病院放射線科
技師長)

A. 研究目的

肺がん検診では近年の国際的趨勢として、CT 検診が重視されてきている。しかしその精度管理、特にこれを担当する医師の養成、そのレベル

向上に向けた検討、方法論の早急な確立が望まれている。急速な進歩を示しつつある CT 装置を用いるのであるが、これを能率良く効果的に駆使するための医師の能力、読影技術向上を期して、本研究では医師の診断能力の評価法を検討する。これにより学習効果も同様に評価できる。

B. 研究方法

早期肺がん症例や非がん、正常例