

## 胸部X線写真のパターン認識システムMINISCR-V2について

On the Pattern Recognition System MINISCR-V2 of Chest Photofluorograms

奥水大和\* 鳥脇純一郎\*\* 福村晃夫\*

Hiroyasu KOSHIMIZU

Jun-ichiro TORIWAKI

Teruo FUKUMURA

\*: 名古屋大学 工学部

\*\*: 名古屋大学大型計算機センター

\*: Nagoya University, Faculty of Engineering, \*\*: Nagoya University Computer Center [ABSTRACT] In this paper, a software system MINISCR-V2 for automatic detection of abnormality in 70 mm chest photofluorograms is explained in detail. Because this system is characterized by the reduction of picture elements to a quarter of those used in AISCR-V2 and the improvement of the method for processing dorsal portions of ribs, detailed discussions are focused upon these points. Experimental diagnostic results are also explained.

As a result, followings are confirmed: (1) Recognition rate concerning classifying films into normal or abnormal is 79.3% provided that there is no overlooked film. (2) To process a film, 1.5 minutes as processing time and 75 kilowords as core memory are enough for this system.

【I】まえがき

胸部X線写真は、医用画像の中でも最も広く用いられ、医療活動の中で非常に重要な役割をもちている。従って、読影されるべき写真は、膨大な数にのぼり<sup>1)</sup>、計算機による自動読影の研究の対象として早くから注目されてきた。

この様な背景から、実際にいくつかの研究が進められ、例えば、心臓の診断に関し Kruger's<sup>2)</sup>、Chien<sup>3)</sup>をはじめ、Brooks<sup>4)</sup>、瀬崎<sup>5)</sup>の研究の成果が発表され始めている。一方、筆者らは、国内の集団検診で広く用いられる間接撮影胸部X線写真に対し、肺の限局性異常陰影を検出できるシステム AISCR-V2 を開発し、肺の異常の検出を計算機で実現できることを示した<sup>6)</sup>。

ところが、このシステムは、胸部X線写真の診断自動化の可能性を示した点に意義が認められるが、実用化の観点からみると識別能力にお

いてもシステムの規模(処理時間、記憶容量)の点でも極めて不十分であった。

そこで、これらの点を改善するために、まず入力画像の情報削減の可能性を、空間周波数帯域、標本点数、濃度値量子化レベル数の三点において検討した。その結果、これらのいずれにおいてもかなりの削減が可能であることが知られた<sup>7)~10)</sup>。これらの中でシステムの実現の容易さに最も寄与するのは、標本点数の削減である。そこで対象画像の大きさを $1/4$ に縮小したうえで識別方法にも改善を加えた結果、システムの規模、識別能力とも従来のシステムを大巾に上回るシステムを開発することができた。

本稿では、この新しいシステム MINISCR-V2 (Mini Interpretation System of Chest Roentgenograms - Version 2) について詳しく説

明する。

すなわち、[III]にMINISCR-V2を構成するための方法を簡単に述べ、次に従来のシステムAISC-R-V2との主要な相違点である背部肋骨の識別方法について[III]でやや詳しく述べる。[IV]では、本システムによる異常陰影識別実験について詳しく述べ、システムの異常陰影の検出能力、フィルム識別能力について明らかにする。ついで[V]では本システムの規模および処理時間の評価、考察を行い、さいごに[VI]で、上記の結果に基づいて本システムの特徴、今後の向題点を明らかにする。

## II MINISCR-V2の基本構成

ここでは、本システムを構成するうえで基本となる対象画像の縮小と、この縮小画像を対象とするシステムの構成法について述べる。

### (2-1) 対象画像の縮小

本システムの対象とするフィルムは70mm間接撮影胸部X線写真と言われるものである\*1) ただし、実際には70mm×70mmのうち診断に関与しない周辺部分を除いた約50mm×50mmの範囲のみを扱う。従来のシステムAISC-R-V2<sup>1)</sup>では、これを縦横共にフィルム上で0.2mmの隔で標準化した標準化画像(以後、単に画像またはデータという){f<sub>ij</sub>}を対象としていた(但し、f<sub>ij</sub>は各行各列標準点の濃度値を表す。標準点数は、全部で約256×256すなわち、1≤i,j≤256)。

これに対して、MINISCR-V2では、{f<sub>ij</sub>}に簡単なスムージングを行った画像{f'<sub>ij</sub>}から(1)式による1/2縮小によって得られた画像{g<sub>ij</sub>}を対象とする。すなわち、対象画像の標準点数

$$\{g_{ij}\} = \{f'_{2i-1, 2j-1}\}, i, j = 1, 2, \dots, 128 \quad (1)$$

は128×128(標準点間隔は、縦横とも0.4mm)に縮小される。この場合、各標準点上の濃度値はAISC-R-V2と同様、9ビットに量子化されている。

これらの標準化画像およびその縮小画像に対して我々が開発してきたシステムとその特徴を図1に示す。以下、本文では特にMINISCR-V2について述べる。

\*1)通称、ミラーカメラ(またはOdelcaカメラ)と呼ばれる方式で撮影された。

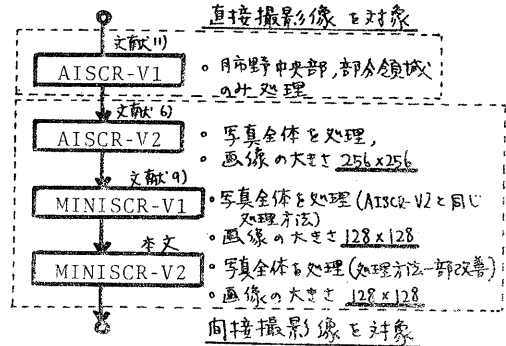


図1 対象画像の大きさによるシステムの特徴

### (2-2) 1/2縮小システムMINISCR-V2

ここでは、本システム構成上の基本的な事項を簡単に述べる。なお、背部肋骨像識別については次章で詳しく述べる。

(i) まず第一に、本システムの目的(肺の異常の検出)、これを遂行する基本方針ならびにその他の成分図形の識別方法は、[III]で述べる肋骨像識別方法の一部を除いて、全てAISC-R-V2と同じである。従って、以後の説明の都合上、次のようなAISC-R-V2と共通の、領域および境界線の名称を用いる。これらの厳密な定義は、すでに述べられている<sup>6), 7)</sup>ので、特に必要とされない限り説明を省く。

- (1) 主肺領域 (Main Lung Region; MLR)
- (2) 外側肺領域境界線 (Border of Outer Lung Region; BOL)
- (3) 内側肺領域 (Border of Inner Lung Region; BIL)
- (4) フリッジ領域による心陰影 (Border of Heart by BRGF; BHB)
- (5) 肺尖部領域、横隔膜 (Border of Lung Apex, of Diaphragm; BLA, BD)
- (6) 背部肋骨 (Border of Dorsal Portion of Rib; BDR)
- (7) 前胸部肋骨 (Border of Ventral Portion of Rib; BVR)
- (8) 異常陰影候補領域 (Suspicious Region; SR)

(ii) システムの1/2縮小 入力画像の標準点数が縦横とも1/2に縮小されたことにより、標準点数を単位として表現された長さ、すなわち面積はみかけ上、それぞれ1/2、1/4になる。従って旧システムAISC-R-V2で用いられるシステムパラメータのうちで、長さに関するものは1/2、面積に関するものは1/4にそれぞれ変えられる。一方、濃度値に関するパラメータは変えられない。但し、整数値をとるべきパラメータに

おいて、上記変換によつて端数が生じる場合は、次の方針によつて端数を切り上げまたは切り捨てた。

- (1) フィルムの判定に直接結びつくべきメータの場合は、異常を見落とす危険を、より少なくする方をとる。\*)
- (2) その他のものは、実験的に適当と思われる値をとる。\*\*)

\*) 例へば、AISCR-V2では、異常陰影候補領域(SR)は、標本点数 10 点以上の連結領域であるとす。MINISCR-V2では、これを 2 点以上とした。

\*\*) 例へば、前胸部肋骨識別におけるスムージング処理が大きな  $11 \times 4$  のフィルタによつて (AISCR-V2) ものを、 $5 \times 2$  とした (MINISCR-V2)。

### 【III】MINISCR-V2における背部肋骨の識別

原システム AISCR-V2 およびこれに対する入力画像の標本点数の削減の効果について詳しく検討した結果、システムの誤判定の最大の原因が、背部肋骨の識別の誤りにあることが知られた。\*)

そこで、背部肋骨の識別方法の改善を行った (この改善を加えたシステムを MINISCR-V2 と呼ぶ)。以下、旧システム AISCR-V2 と比較しながら、改善された点のみを述べる。なお、肋骨像識別法全体の流れ図を、図.2 に示す。

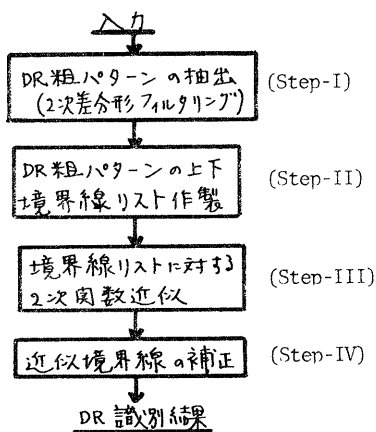


図.2 背部肋骨像識別の流れ図

\*) 127個のSRのうち、32個誤判定となった。これを32個に着目して、誤判定の原因の統計をとった結果、約半数が何らかの形で得られた背部肋骨境界線から誤判定の原因を受けていた。

### (3-1) 背部肋骨の識別(Step-I)-DR粗パターンの抽出-

ここでは、2次差分フィルタを用いて、背部肋骨像に相当する連結図形(DR粗パターン)を抽出することが目的である。

図.3に示すように、まず画面を3個の部分領域に分け、それぞれ以下のような平滑化2次差分型フィルタリング(記法は文献[2]参照)を行う;

A 領域 :  $\mathcal{D}_2[2.5, 2.5; 3, 3]$

B " :  $\mathcal{D}_2[2.5, 2.5; 4, 0]$

C " :  $\mathcal{D}_2[2.5, 2.5; 3, -3]$

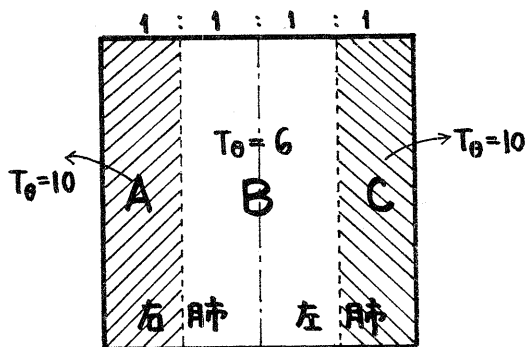


図.3 画面の分割 (DR粗パターンの抽出)

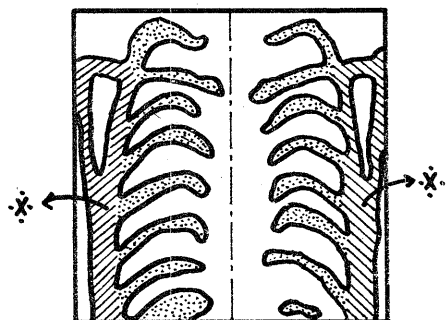


図.4 フィルタ出力に閾値処理した結果

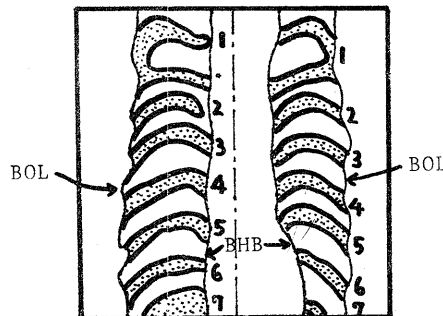


図.5 抽出されたDR粗パターン

つぎに、これらのフィルタ出力に対して適当な閾値処理(閾値 $T_0$ )を施し、 $T_0$ 以上の値をもつ点からなる連結領域を抽出する。通常この結果は、図4に示すように、背部肋骨を一部に含む連結領域となるので、図中※印のつけられた連結領域を除去する必要がある。そこで、これらの領域中で、境界線BOL, BHBの間にある領域のみ切り出し、上から順にラベルをつける。(これらの領域をDR粗パターンと呼ぶ。図.5参照)

これらは全て、右肺左肺に分けて実行される。また、以後の処理も同様である。

なお、AISCR-V2では、フィルタリングの範囲を分割せず画面全体について $\mathcal{R}_0[5,5;8,0]$ が適用されている。従って、図4※印にあたる連結領域が現われないので、DR粗パターンの決定にあたり、BOL, BHBを必要としない。よって上記の方法には、DR粗パターン抽出のためのフィルタの特性を、より背部肋骨像の傾きに適合させ、この時常に現われる不要な領域をBOL, BHBにより除いた点に特徴がある。また、これによりフィルタリングの複雑さは増加しない。

(3-2) 背部肋骨の識別(Step II) — 境界線リスト —

つぎに、上で求められたDR粗パターンの上側下側境界線のリストを、つぎの手順に従って求める。(図.6参照)

まず、 $J_p$ 列を上から走査し、始めて出会うラベル $l$ の点の行番号 $I_j^{(l)}$ をリストに入れる。これを全ての $j$ について繰り返してラベル $l$ の領域の上側境界線のリスト $\{I_j^{(l)}\}$ が得られる。これを全てのラベル $l$ について繰り返すことにより、上側境界線リスト $\{I_j^{(l)}\}, l=1,2,\dots$ を得る。DR粗パターンの定義より明らかに、リスト要素はBOL, BHBの間の領域に対してしか存在しない(図.6参照)。同様に、画面の下から上へ走査して、下側境界線リストも求められる。

なお、実際には別に定められたBLA, BDに連結する連結領域はDR粗パターンとはみなされない(従って、その境界線リストも除外される)が、この手順の詳細はここでは省略する。<sup>13)</sup>

これに対して、AISCR-V2においてはBOLとBHBの間の領域からはみ出る領域も走査されるので、上記の方法では走査範囲がむしろせばまったと考えられる。

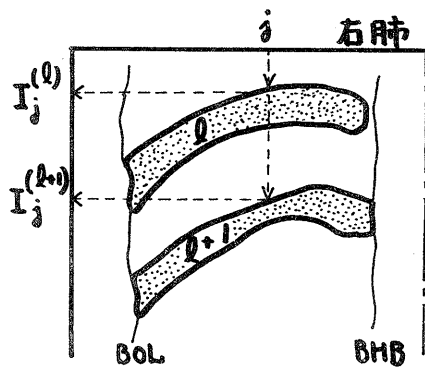


図.6 境界線リストの作製

(3-3) 背部肋骨の識別(Step III) — 2次関数近似 —

Step II で求められた境界線リスト $\{I_j^{(l)}\}, l=1,2,\dots$ に対して、次の手順で2次関数近似を行う。

まず、画面の中を $J_E$ としたとき、右肺の場合画面の中央から左方へ、左肺の場合中央から右方へそれぞれ $J_E/6$ だけ離れた列( $J_p$ 列)に2次関数の頂点を固定する。

つぎに、各ラベル $l$ ごとに、対応するリスト要素 $\{I_j^{(l)}\}$ の中でBOLと $J_p$ 列の間にあるものだけを用いて、最小自乗法により2次関数近似を行い、係数の組 $\{a, J_p, c\}_l$ を得る(このときの座標軸のとり方は、図.7を参照)。同じ手順を全ての $l$ について繰り返して、終了する。

これに対して、AISCR-V2では、頂点 $J_p$ の両側のリスト全てを用いて近似を行っている。従って、上記の方法のゆがみは、頂点 $J_p$ を固定することにより肋骨の大局的な性質を与え、しかも主肺領域における近似の精度も上げることにある。

なお、Step IV で、係数の組 $\{a, J_p, c\}_l$ には、隣接する他の係数の組との比較等を通して補正が加えられる(DRの補正<sup>13)</sup>)。ここでは、補正アルゴリズムの詳細は省略する。

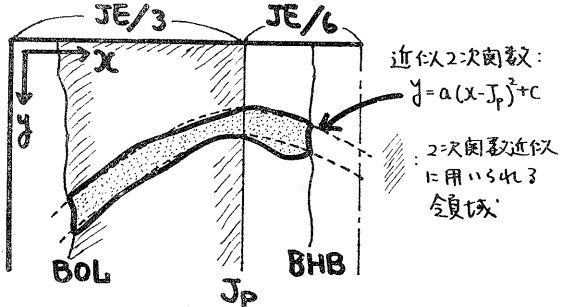


図.7 境界線の2次関数近似

(3-4) 背部肋骨識別結果におけるAISCR-V2との比較

ここでは、上記の方法による結果の実例をAISCR-V2(実際には、比較の便宜のためMINISCR-V1(図1)を用いる)と比較しながら示す。

(i) DR粗パターンの場合

図8はDR粗パターンの実例を示す。肋骨像の傾きとフィルタの特性が適合するので、SN比が改善され、特に胸部に近接する領域(肺辺縁部)でも、DR粗パターンの検出が正しく行なわれることが知られる。本システムでは、主として主肺領域(MLR)を対象としているため、この部分における肋骨像識別の改良は特に意義が大きい。また、このように改善が、DR粗パターン検出の手続を複雑にしない範囲で行われた点にも意義がある。

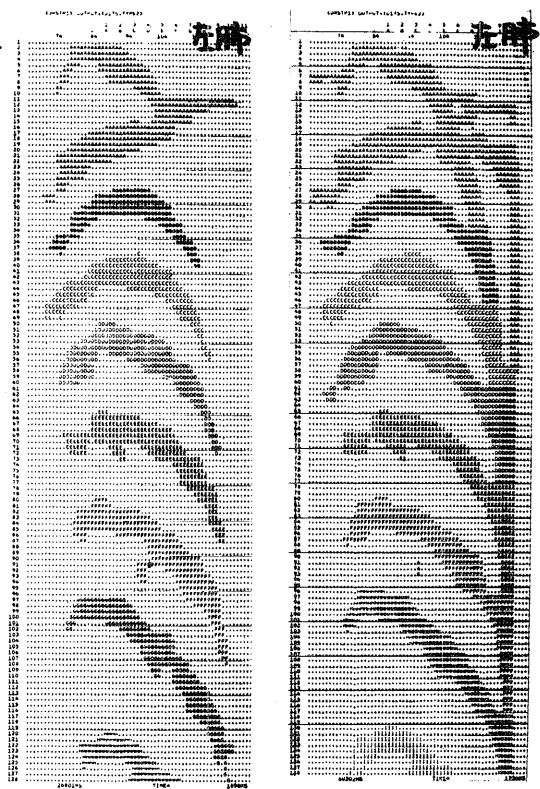
(ii) 2次関数近似境界線の場合

図9に、図8のDR粗パターンの境界線に2次関数近似を行なった結果を示す。図9で、2次関数の固定頂点の左右の肋骨像は、通常必ずしも対称ではないので、前節に述べたようにリストの一部だけから求めた近似境界線は、特に主肺領域(MLR)において正しく決められることが確かめられた。また、ここでも、2次関数近似の手続がむづかしい単純化された点にも意義がみとめられる。

なお、このようにして得られた近似境界線の情報は異常陰影識別のために有効に用いられる。ここにおけるBDR識別結果の改善の効果の典型的な例を、図10に示す。このように、一見非常に細かい改善であっても、異常陰影識別が極めて局所的な精度を必要とするだけに、顕著な効果が期待できることが知られる。

(IV) MINISCR-V2の異常陰影識別実験

ここでは、まず本システムの異常陰影識別の方法と、実験に用いたデータについて簡単に述べたあと、MINISCR-V2による肺の異常陰影識別実験について詳しく述べ、本システムの読影の能力を明らかにする。

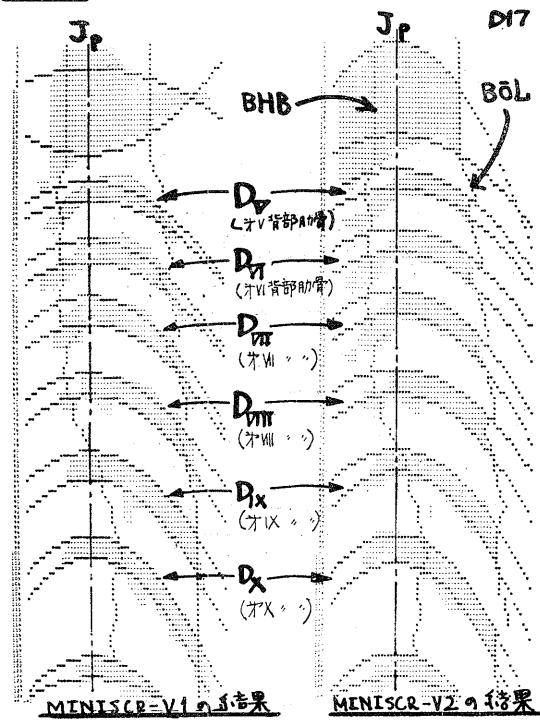


MINISCR-V1の結果

MINISCR-V2の結果

(図3で、画面全体に対して80:2.5, 2.5; 4, 4)が与えられた)

図8 DR粗パターンの例



(図8と同データの結果)  
図9 2次関数近似の例

(4-1) MINISCR-V2の肺の異常陰影識別の方法

肺の異常影,特に限局性陰影は,肺野内の濃度値のくぼみとして認められるので,予めこの様な特徴をもつ局所領域を塊状図形として検出し(異常陰影候補領域(SR)),これを後で詳しくテストする。この場合に重要な手がかりとして,背部(BDR)および前胸部肋骨境界線(BVR)の情報が利用され,個々のSRの正常異常の判定が行われる。また,一枚のフィルムの全てのSRが正常と判定されたときに限,て,フィルムは正常であるとす(図.11;詳しくは文献(1)を参照)。従,て, BDR, BVRは, SRのテストにおける補助的な役割をもつものであるが,実質的にはSR 従,てフィルムの判定可否の大半が BDR BVRに依存する。よ,て, [III] で述べた方法に

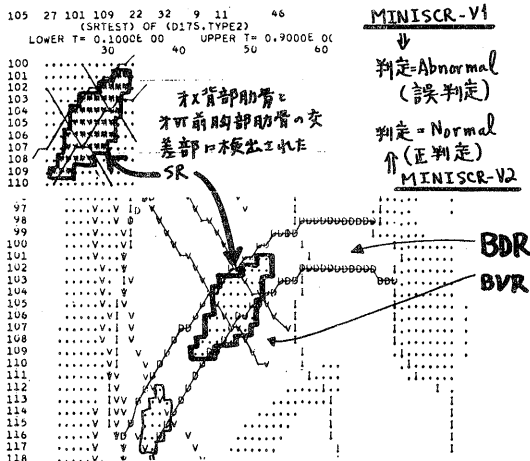
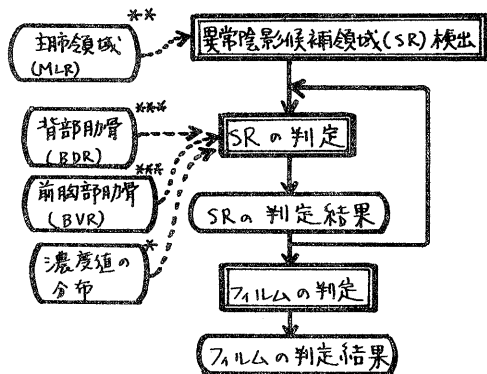


図.10 異常陰影識別におけるBDRの効果



\* : Subsystem-0  
 \*\* : Subsystem-I  
 \*\*\* : Subsystem-III

図.11 異常陰影識別の方法 (Subsystem-III)

よ, BDRの改善の意義が期待される。

なお, SRのテストの方法は, 所定の系統さが決められており<sup>(1)</sup>, ここでは, 表.1に示す多数のパラメータが用いられる。本実験では, これらを適当に可変としたときのオ=種, オ=種誤判定の関係について考察するので, 若干煩雑であるが示しておく。

(4-2) 実験に用いたデータ

実験に用いたデータは, 実際の集団検診で撮られたものから適当に選ばれた29例の写真であり, 所見の内容は, 表.2<sup>(\*)</sup>に示す通りである。

異常例15枚には, 通常の集団検診で得られる種々のタイプの陰影が含まれており, また肺の異常所見なしの14枚も, 画一的な選定はされてはいない。従,て, 実験例数としては必ずしも十分ではないが, 一応信頼のおけるものである。

(4-3) 実験結果(I)-正常例14枚

まず, 実際のX線写真に対する実験結果の一例を, 図.12, 図.13に示す。

図.12に, 本システムで検出される11個のSRの該当する位置を示す。これらは, 血管影と肋骨線の重なりであるSR-11を除いて, 全て背部肋骨と前胸部肋骨の交差部に検出されたものである。そして, 図.13にみるように, BDR, BVRが正しく識別されたことにより, 全SRが正しく判定された。よ,て, フィルムも正常と判定された。

次に, 表.3に, 14枚の試料写真についてのSR判定結果, フィルム判定結果を示す。全体で, 129個のSRがテストの対象となり, 内11個が誤判定された。また, フィルム14枚中6枚が誤,て, "異常の疑いあり"とされた。(SRオ=種<sup>(\*)</sup>誤判定率8.5%, フィルムオ=種誤判定率42.9%)

(4-4) 実験結果(II)-異常例15枚

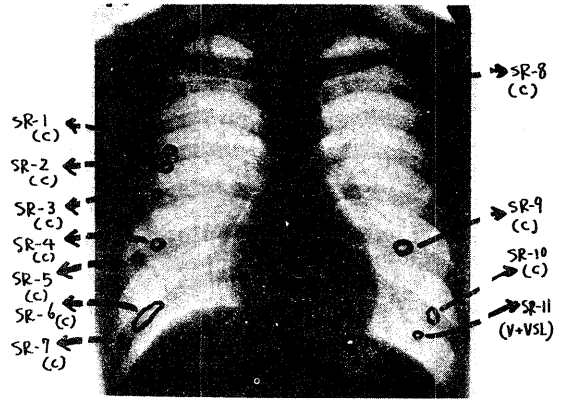
つぎに, 異常フィルム15枚についてのSR判定およびフィルム判定の結果は, 表.4のとおりである。SRは全体で126個あり, 内30個が医師により何らかの異常影であると指摘された。そして, 表.4から知られるように, これ(2)これらの症例とシステム判定の詳細についての詳しい検討は本文では行わず, 別の機会に述べる予定である。

オ=種誤り: 異常の見落とし, オ=種誤り: 正常の拾い過ぎを意味する。

表.1 SRのテストに用いられるパラメータ

項目	設定値	備考
SRの定義	2点以上	標本数(面積)
SR-C	2	〃
SR-D	3	〃
SR-V	3	〃
T-Dr	5	〃
T-Vr	5	〃
T-Ln	3	〃
T-Cr	50以上	濃度値

SRの定義: システムのテストと受け手候補領域の大きさ  
 SR-C: SRの35, 肋骨交差部に含まれる部分の大きさ  
 SR-D: 〃, DRに含まれる部分の大きさ  
 SR-V: 〃, VRに含まれる部分の大きさ  
 T-Dr: DRに沿った濃度値テストの結果に対する閾値  
 T-Vr: VRに沿った 〃 〃 〃  
 T-Ln: DR, VRのいずれにも含まれないSRの部分の大きさ  
 T-Cr: 交差部における濃度値 に対する閾値  
 テストの結果に対する閾値



■ C: DRとVRの交差; V: VR; VSL: 血管影。  
 ■ SR-1 ~ SR-11は, 図.13のそれと対応する。

図.12 実験に用いた写真例(正常例)

表.2 実験に用いた写真29枚の所見

肺の所見内訳	枚数
異常所見なし	14
異常所見あり	15
(肺結核)	(10)
(肺がん)	(2)
(気管支拡張症)	(1)
(肋膜炎)	(1)
(肋骨変形)	(1)

表.3 SR, フィルムの判定結果—正常例14枚—

	誤判定	正判定	誤判定率
SR (129個)*	11	118	** 8.5
フィルム (14枚)	6	8	42.9

AISCR-V2

	誤判定	正判定	誤判定率
フィルム (3枚)	1	2	33.3

\*: 10枚, または枚数  
 \*\*: %

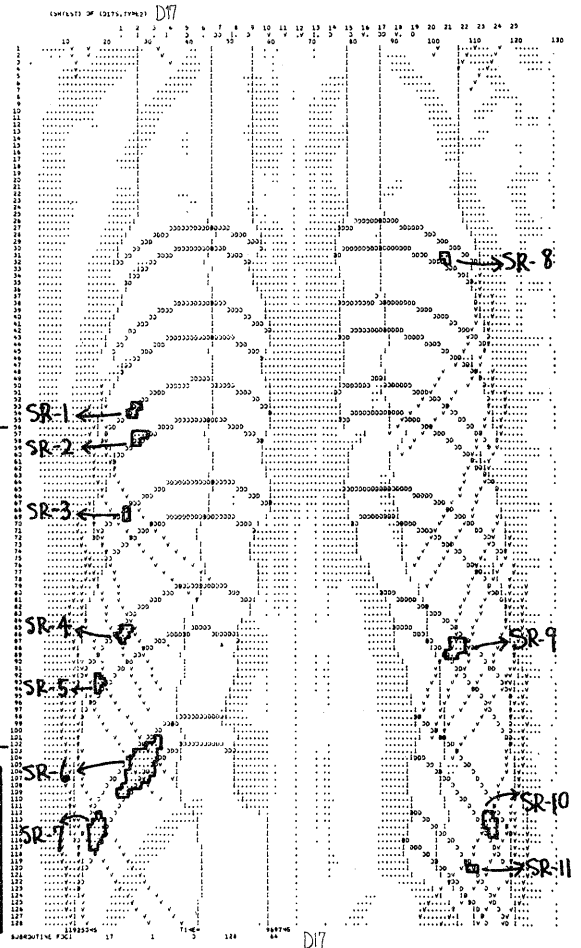
表.4 SR, フィルムの判定結果—異常例15枚—

	誤判定	正判定	誤判定率
SR (26個)	正常SR (960)*	98	** 18.8
	異常SR (3010)	16	14
フィルム (15枚)	0	15	0.0

AISCR-V2

	誤判定	正判定	誤判定率
フィルム (10枚)	0	10	0.0

\*, \*\* : 表.3に同じ



BLA, BDの結果は表示していない。

図.13 図.12の写真から得られた結果

らに対する誤判定率は、 $\alpha=1$ 種、 $\alpha=2$ 種 2枚で  
 45.3%, 18.8% であった。また、フィルムの  
 判定は全て正しく行われ、従って  $\alpha=1$ 種フィルム  
 誤判定率 0% が得られた。

(4-5) 実験結果(III) — まとめと  $\alpha=1$ 種  $\alpha=2$ 種  
 誤判定の関係 —

(4-3), (4-4) の結果を合せて、29枚の試料写真  
 真全体についてまとめると表.5 が得られた。こ  
 れから、以下のような事が知られる。

① 異常なフィルムの見落しはみられない。但し  
 正常なフィルムについては、約43%の拾い過ぎが  
 ある。

② 個々のSR判定では、見落しが53%, 拾い  
 過ぎが13%あり、見落としがかなりある。但し、  
 さらに詳しくみると、異常フィルム15枚にお  
 いてはSR拾い過ぎは19%で、正常フィルム14枚  
 における拾い過ぎ8.5%よりかなり大きい。

③ SRの見落しは53%であるが、フィルムの  
 見落しは一枚もみられなかった。

通常、肺の一部に局限された異常陰影がある  
 場合でも、血管影の増強等の影響で、SRが抽出  
 され易くなる傾向がある。同時に、この場合に  
 は肋骨像が識別しにくくなっているため、抽出  
 されたSRは異常と判定されやすい。このこと  
 が、SR見落し率がある程度高いことを補って  
 異常フィルムの見落しの危険を防ぐのに寄与して  
 いる。さらに、少なくとも1つのSRが異常と  
 されればそのフィルムは異常とみなされるとい  
 う厳しい基準によって、異常フィルム見落しの危険  
 は更に少なくなっている。\*)

一方、フィルムの見落しは一枚もみられな  
 かったが、異常SR自体の見落しがかなり高い。ま  
 た、通常、異常SRの見落しを少なくすると、正  
 常フィルムの拾い過ぎが増加することは避けられ  
 ない。そこで、SR判定のとき用いられるパラメ  
 ター(表.1 参照)の一部を変化させることによ

\*) ここで用いた異常フィルムの処理結果の平均  
 から、各SR判定が確率的に独立だととして、異常フィル  
 ムの見落し率を求めると、 $Pr\{\text{フィルム判定}=\text{Normal}/\text{フィルム Abnor-}$   
 $\text{mal}\} = Pr\{\text{SR判定}=\text{Normal}/\text{SR Abnormal}\}^2 \times Pr\{\text{SR判定}$   
 $=\text{Normal}/\text{SR Normal}\}^6 = (0.533)^2 \times (0.812)^6 \approx 0.075$   
 と推定された。ただし、異常フィルム一枚につ  
 き、異常SRが平均2個(15/30)、正常SRが6個  
 (96/15) であるとした。

って  $\alpha=1$ 種  $\alpha=2$ 種の誤判定がどのように変化する  
 かを調べてみる。ここに変化させるパラメ  
 ターは、 $T-Cr$ ,  $T-Dr$  ( $=T-Vr$ ) である。

この実験の結果は、表.6, 表.7 のとうりであ  
 る。これから知られるように、 $\{T-Dr, T-Cr\} = \{$   
 $2, 20\} \sim \{5, 50\}$  とするに従い、SRの見落し率  
 が若干増えるのに対し、拾い過ぎが大巾に減る

表.5 29デ-7 についての判定結果

区分	SRの誤判定 45/255		フィルムの誤判定 6/29	
	$\alpha=1$ 種 16/30	$\alpha=2$ 種 29/25	$\alpha=1$ 種 0/15	$\alpha=2$ 種 6/14
%	53.3	(8.5*, 18.8**)	0.0	42.9
	17.6		20.7	

\*: 正常フィルムからの結果

\*\* : 異常フィルムのみからの結果

表.6  $\alpha=1$ 種  $\alpha=2$ 種 SR 誤判定個数の変化

正常なSR(総数225個)の誤判定個数

T-Dr ↓	T-Cr →			
	20	30	40	50
2	56	50	45	42
3	47	41	38	37
4	42	36	34	33
5	37	33	31	29

異常なSR(総数30個)の誤判定個数

T-Dr ↓	T-Cr →			
	20	30	40	50
2	12	14	16	16
3	12	14	16	16
4	12	14	16	16
5	12	14	16	16

表.7  $\alpha=1$ 種  $\alpha=2$ 種 フィルム誤判定枚数の変化

異常フィルム誤判定枚数(対15枚)

T-Dr ↓	T-Cr →			
	20	30	40	50
2	0	0	0	0
3	0	0	0	0
4	0	0	0	0
5	0	0	0	0

正常フィルム誤判定枚数(対14枚)

T-Dr ↓	T-Cr →			
	20	30	40	50
2	11	10	10	9
3	10	9	9	9
4	8	7	7	7
5	8	7	7	6



ことがわかる。(図.14参照) また、これに従ってフィルム判定も変化し、図.15 が得られる。なお、この実験では、SR 見落しに伴う異常フィルム見落しの増加は生じなかった。全体的にみると、正常な SR の個数は異常な SR の 7.5 倍あるため、SR 拾い過ぎの減少の効果が SR 見落しの増加の効果より顕著に現われ、最終的にフィルム見落し 0%、フィルム拾い過ぎ 43% が得られることが明らかとなった。なお全体のフィルム識別率は、79.2% となる。

### 〔V〕プログラムの大きさ と 処理時間

この章では、MINISCR-V2 のプログラムの大きさと処理時間について簡単に述べる。

本システムは全て FORTRAN で書かれたサブルーチンの集合からなり、やはり FORTRAN で書かれたメインプログラムから必要なパラメータを与之り制御される。図.16 にこの概要と適当な区切りごとの処理時間を示す。<sup>\*</sup>

<sup>\*</sup> 当面の処理時間の目標としては、30 秒/フィルムを考えている。これは、専門医が多少でもいいに誤差を許す場合、30 秒/フィルム程度かけているという報告<sup>(14)</sup>による。なお、AISCR-V2 では、15 分/フィルム(概観測)である。

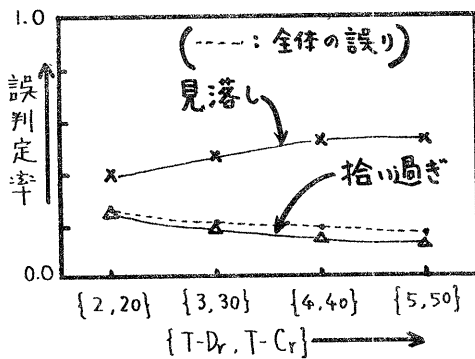


図.14 SR 誤判定の変化

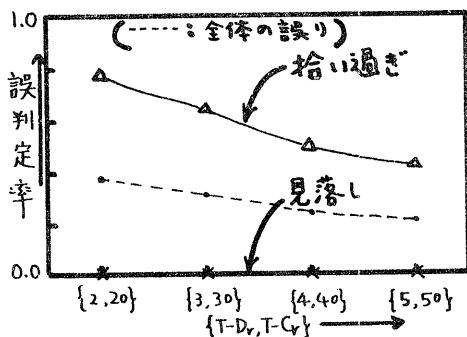


図.15 フィルム誤判定の変化

なお、図.16 からわかるように、MINISCR-V2 では

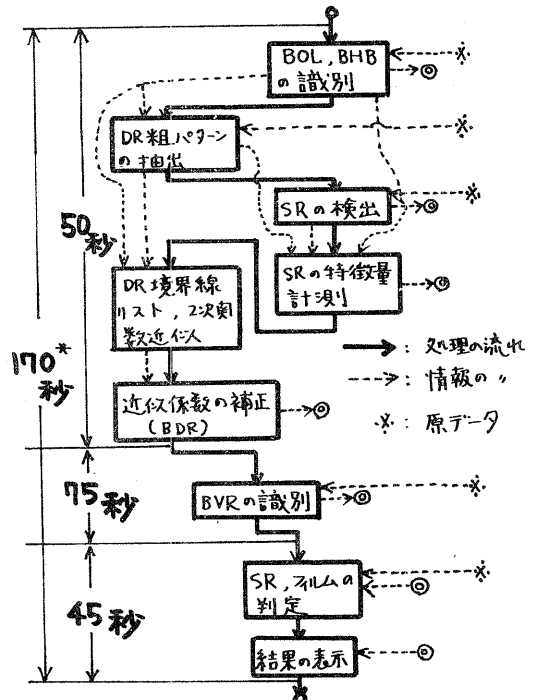
- (1) (SR の検出 → SR の特徴量計測) と (DR 境界線リスト、2 次関数近似 → 近似係数の補正)
- (2) (BVR の識別) と (その他)

に限って処理順序を変えても支障がないが、その他は、指定された順序に従う必要がある。これに対して AISCR-V2 では、(1)(2)に加え、

- (3) (SR の検出) と (BOL, BHB の識別)
- (4) (DR 粗パターンの抽出) と (BOL, BHB の識別 → SR の検出)

においても処理順序を変えることができた。これは、背部肋骨識別に BOL, BHB の情報を利用したことに起因する。

<sup>F.10</sup>より  
<sup>\*</sup> 図.17 に示した専用、汎用プログラムは、全処理過程を通じてコプロに常駐させる必要はない。従って、必要なコプロメモリを更に減らすことも可能である。



<sup>\*</sup> 出力フィルム製等の時間を除くと約 1.5 分となる。これに対して AISCR-V2 では約 15 分かかる。

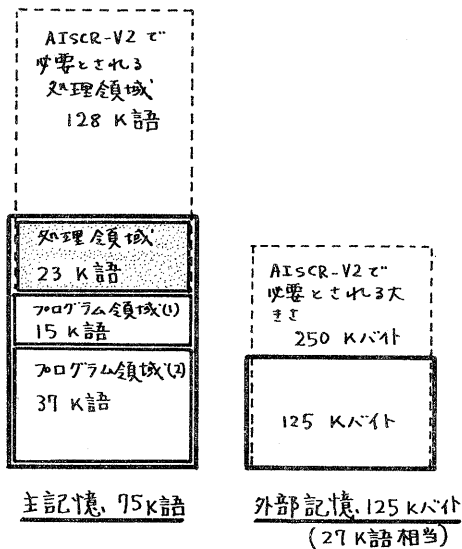
図.16 MINISCR-V2 の処理の流れ

次に、図.17に MINISCR-V2 で必要とするメモリを模式的に示した。このように、AISCR-V2では、全体で約180K語の主記憶が必要だったものが175K語でよい<sup>\*\*1)→P.9</sup> ことになり、大型計算機(FACOM 230-60 を使用)で一回の処理(1job)で一枚のフィルムの処理が可能となった。なお、プログラム全体は、カード枚数にして2000~2500枚に落ちる。

## (VI) 考察

ここでは、実験の結果を基にして、ここで述べたシステムの意義およびシステムの性質についてまとめ、続いて今後問題とされるべき諸点について述べる。

前章の実験で用いられたデータ29枚は、いずれも実際の集団検診で撮られたものであり、しかもこれらは種々の異常陰影をもつフィルムと一定標準的な正常フィルムから成っている。従って、本文の実験の結果、フィルムの拾い過ぎ43%、見落し0%を得たことにより、間接撮影



プログラム領域(1): MINISCR-V2の処理方法が記述された専用プログラムに必要な領域

プログラム領域(2): 上記専用プログラムにより必要に応じて利用される汎用(胸部X線写真以外の画像処理にも使用可)プログラム用の領域

図.17 MINISCR-V2 で用いるメモリ

胸部X線写真の肺の異常陰影識別が一步実用に近いと言えよう。しかしながら、以下に述べるような問題点とこれに対する対策が今後検討されなくてはならない。

- (1) 異常陰影自体の識別率が約53%である点にみられるように、異常影自体を確実に認識するための更に強力な方法が必要である。
- (2) 肋骨線の識別が十分でないことによる誤判定がまだのことである。これから知られるように、診断の有用な争いがかりとなる組織影の識別を更に強化しなければならぬ。
- (3) 本システムで処理対象とした主肺領域以外の肺領域においては、標本点数が128x128で十分であるか否かは確かめられた訳ではない。また、これらの領域では、見た目にも画像の性質が主肺領域と異なること、および文献(15)の基礎的な検討も考慮したうえで、256x256の大きさの画面で処理方法の開発を行うのが望ましい。
- (4) また、本システムはいわゆるtexture型の陰影、雲状に広がる血管影を処理する機能はない。従って、これらの陰影の処理方法も256x256の画面を用いて検討すべきであろう。
- (5) 背部肋骨の識別を行うために、主肺領域境界線BOL, BHBの情報が必要不可欠なものとなり、その重要さはAISCR-V2の場合より増大した。従って、BOL, BHB等のような大局的な情報は、なお一層確実に識別できるようにしなくてはならない。
- (6) 主として(2), (5)により、システムの各段階の結果を監視し、必要に応じて適切な処置がとれるようなシステムの階層構造を、より積極的に導入することが必要となる。
- (7) 本システムの統計的性質を更に確実にするために、データ数を増加すると共に、
- (8) 本システムを用いて、量子化レベル数削減と標本点数削減とを組み合わせた効果の検討が期待される。

## 【VII】 あとがき

本稿は、主として文献5), 7) の成果に基づいて開発した胸部X線写真の読影システム MINISCR-V2 について述べた。

まず、本システムを構成する際の基本的な考え方を述べたあと、原システム AISCR-V2 と特に異なった方法が用いられる背部肋骨像の識別方法を述べた。続いて、実際の健康診断で用いたX線写真29枚を用いた異常陰影識別実験の結果を詳しく述べ、本システムの読影システムとしての性質を示した。

これにより、胸部X線写真の読影システムにおける認識率、処理速度、計算枚数量を、ともに大巾に前進させることができた。

なお、今後前章の考察、特に(1)~(6)に基づいた検討を加えることにより、システムの能力が更に上げられると期待される。

## 謝辞

執筆ながら、平素御指導と賜わる東北大学、本多波雄教授、ならびに医学の立場から有益な御教示をいただく国立療養所東北名古屋病院、高木良雄博士に深謝する。また熱心な御討論をいただく当研究室の各氏に深謝する。

なお、本研究の実験は、全て名古屋大学大型計算機センターによる。また、本研究の一部は厚生省がん研究助成金、文部省科学研究費によった。

## 参考文献

- 1) 倉野野; 放射線と人間—医学の立場から—, 岩波新書
- 2) R. P. Kruger, J. R. Townes, D. L. Hall, S. J. Dwyer, III, and G. S. Lodwick; "Automated radiographic diagnosis via feature extraction and classification of cardiac size and shape descriptors," IEEE Trans. Vol. BME-19, 3, pp. 174-188
- 3) Y. P. CHIEN and KING-SUN FU; "Recognition of X-Ray Picture Patterns," IEEE Trans. Vol. SMC-4, No. 2, MARCH 1974, pp. 145-156
- 4) R. C. Brooks, S. J. Dwyer, III, G. S. Lodwick; "Computer Diagnosis of Congenital Heart Disease Using Discriminant Functions," Tech. Report IAL-TR 25-73

- 5) N. Sezaki and K. Ukena; "Automatic Computation of the Cardiothoracic Ratio with Application to Mass Screening," IEEE Trans. Vol. BME-20, 4, pp. 248-253
- 6) 末永, 鳥脇, 福村, 小池, 高木; "間接撮影胸部X線写真の自動読影のためのソフトウエアシステム AISCR-V2 について," 医用電子と生体工学, 12, 1, p. 8 (昭49-02)
- 7) 末永, 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真のパターン認識—肺の異常陰影の識別—," 信学論(D), Vol. 57-D, No. 5. (昭49-5)
- 8) 薬水, 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真のパターン認識における空間周波数帯域制限の効果," PRL 73-58 信学研資 (1973-09)
- 9) 薬水, 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真のパターン認識における標本点数削減の効果の実験的検討," 信学研資 PRL 74-30 (1974-11)
- 10) 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真のパターン認識における濃度値量子化レベル数削減の効果," 信学会全国大会 No. 1190 (1975)
- 11) 鳥脇, 福村, 小池, 高木; "間接撮影胸部X線写真自動診断システムのシミュレーション," 医用電子と生体工学, Vol. 8, No. 3, pp. 220-228
- 12) 末永, 鳥脇, 福村; "濃淡図形処理のための差分行列形フィルタについて," 信学論(D), 57-D, 3, p. 119 (昭49-03)
- 13) 根来, 末永, 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真における肋骨像の識別," 信学研資 IT 72-24 (1972-10)
- 14) 中村, 近江, 他; "70mm ミリカメラによる間接撮影写真の診断能力および医師の読影能力に関する研究," KEKKAKU, Vol. 45, No. 4 (1970-12)
- 15) 薬水, 鳥脇, 福村; "間接撮影胸部X線写真の空間周波数領域における諸性質," MEE 学会画像処理研資 73-13