

放射線像研究

VOL. 14. NO.1. (通巻77号) 1984年2月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1頁
特別講演会資料		
デジタルラジオグラフィ(DR)システムとそのセンサー	7頁
富士フィルム	宮原諄二	
論文		
78-1 周波数スペクトルとX線画像評価	16頁
関西医大病院放射線科	石黒立美	
関西医大放射線医学教室	長谷川武夫	
78-2 系列依存性による2次元画像の解析およびその周辺	22頁
岐阜大学	内田 勝, 田中嘉津夫, 蔡 篤儀, 鷺見重治, 杉本 貢, 船戸康雄, 早川武行, ア・ジャハングル	
岐阜医療技術短期大学	小島克之, 山田 功	
宮崎医科大学	稲津 博	
山口大学	大塚昭義	
岐阜工業高専	藤田広志	

第 78 回 研究会 記事

第 78 回 RII 研究会を下記のように開催しました。

日 時 昭和 59 年 2 月 25 日 (土) 10:30~16:00

場 所 名古屋大学医療技術短期大学部

出席者 35 名

プログラム (*印:本誌に論文を掲載しています)

特別講演 10:30~12:00

デジタルラジオグラフィ (DR) システムとそのセンサー

富士フィルム 宮原諄二氏

研究発表 13:00~16:00

* 1) 周波数スペクトルと X 線画像評価

関西医大病院放射線科 石黒立美

関西医大放射線医学教室 長谷川武夫

* 2) 系列依存性による 2 次元画像の解析およびその周辺

岐阜大学 内田 勝, 田中嘉津夫, 蔡 篤儀

鷺見重治, 杉本 貢, 船戸康雄

早川武行, ア・ジャハンギル

岐阜医療技術短期大学 小島克之, 山田 功

宮崎医科大学 稲津 博

山口大学 大塚昭義

岐阜工業高専 藤田広志

- | | |
|-----------------------------|-------|
| a) 概 説 | 内田 勝 |
| b) 1 次元信号の系列依存性とその 2 次元への拡張 | 蔡 篤儀 |
| c) 定常画像の解析 | 小島克之 |
| d) 非定常画像の解析 | 鷺見重治 |
| e) 拡張されたランダムドットモデル | 田中嘉津夫 |
| f) 濃度 — 有効露光量変換の新しい方法と MTF | 船戸康雄 |

会 告

—— 総会開催案内 ——

下記のように総会を開催いたしますのでご案内申し上げます。

日 時 昭和 59 年 6 月 30 日 (土) 第 79 回研究会当日午後

場 所 東京大学医学部 3 号館

議 題 (1) 昭和 58 年度決算報告

(2) 規約改正 (改正案別記)

(3) 役員改選 (案別記)

(4) その他

なお、総会に出席されない方は同封の委任状をお送り下さい。

—— 規約の改正について ——

当研究会は昭和 39 年以来 20 年にわたって研究会の名称のまま活動を続けて参りましたが、58 年 11 月の委員会と 59 年 2 月の常任委員会で慎重に検討した結果、20 周年を記念して学会に名称変更して、より幅広く研究活動をおこなうのが適当であるとの結論に達しました。そこで規約改正の試案を作成し、委員全員の意見を求め、それを参考にして、別記のような規約改正案を作成しました。

まず、会の名称を医用画像情報学会とします。また、委員、常任委員の名称を理事、常務理事に変更し、常務理事を中心として編集委員会、等の委員会を設置できるようにします。これと同時に、事務局を京都工芸繊維大学に移し、役員を全国的に選出して活力ある運営を期すことにしました。

上記に伴う規約の改正並びに役員の選出については、次回研究会(6月30日)のさい、総会を開催し審議に付すこととしましたので、ご案内申し上げます。なお総会にご欠席の方は同封の委任状を6月15日までにご投函下さるようお願い申し上げます。

会長 内 田 勝

—— 規約改正案 ——

現規約は 13 巻 1 号 3 頁に出ていますので、改正箇所だけを以下に記します。

表題 医用画像情報学会会則

第 1 条 本会の名称を医用画像情報学会とする。

第2条 本会は、放射線像等の医用画像に関する基礎および応用の研究を通じて、これら学問の進歩普及を図り、もって学術の発展に寄与することを目的とする。

第4条 本会の事務所を京都市左京区松ヶ崎御所海道町 京都工芸繊維大学工芸学部内に置く。

第6条、第12条 「常任委員」を削除。

第35条 13巻1号4頁で脱落、第34条の最後の1行は第35条である。

全条文で「規約」を「会則」に「委員」を「理事」に、「常任委員」を「常務理事」に変更する。

細則 第1条、第2条の前に「第1章 会費」を挿入。

細則の最後に以下の章と条を追加する。

第2章 役員および委員会

第3条 理事の互選により総務理事1名を選出する。総務理事は会務をとりまとめて常務理事会と理事会の運営に当る。

第4条 会務を遂行するために、会長は常務理事の中から次の担当理事を委嘱し、委嘱された理事は若干名の会員とともに委員会を構成することができる。

- (1) 庶務 (2) 財務 (3) 企画 (4) 編集

以上

—— 役員改選案 ——

会長候補 内田 勝 (岐阜大)

監事候補 小島克之 (岐阜医療短大), 速水昭宗 (大阪大)

理事候補 磯部 寛 (岩手医大), 金森仁志 (京都工織大), 小西圭介 (九州大), 佐々木常雄 (名古屋大), 佐柳和男 (キャノン), 杉本 博 (東芝), 高野正雄 (富士フィルム), 滝沢正臣 (信州大), 竹中栄一 (防衛医大), 田中俊夫 (京都工織大), 津田元久 (島津), 長谷川 伸 (電気通信大), 樋口清伯 (京都工織大), 三浦典夫 (化成オプトニクス), 矢仲重信 (日立), 山崎 武 (滋賀医大), 和田卓郎 (広島大)

第 79 回研究会の御案内

第 79 回研究会を下記のように開催します。

日 時 昭和 59 年 6 月 30 日 (土) 10 時 15 分～17 時頃

場 所 東京大学医学部 3 号館

特別講演 高品位テレビの現況とその応用

NHK 技研 石田武久氏

見 学 1.5 T NMR・CT装置の医学応用について

シーメンス・メディカル・システム社 滝沢 修氏

(当日会場で、参加費として 500 円 (学生は無料) をいただきます。)

第 80 回研究会、演題伺い

第 80 回研究会を下記のように開催します。演題を多数お寄せ下さい。

日 時 昭和 59 年 10 月 20 日 (土)

場 所 大阪

演題〆切 昭和 59 年 9 月 14 日 (金)

申込先 (今回から下記のように変更します)

〒606 京都市左京区松ヶ崎

京都工芸繊維大学 電気工学教室 金森仁志

☎(075)791-3211, 内線585(金森), 580(中森)

なるべく文書でお願いします。

— 新 入 会 員 —

氏 名	〒	勤務先および所在地	TEL
石 黒 立 美		関西医科大学附属病院 放射線科	(内236)
	570	守口市文園町1	06-992-1001
長谷川 武 夫		関西医科大学 放射線医学教室	(内553)
	570	守口市文園町1	06-992-1001
山 口 弘次郎		聖路加国際病院 放射線科	
	104	東京都中央区明石町10-1	03-541-5151
磯 部 寛		岩手医科大学 教養部物理学教室	
	020	盛岡市本町通三丁目16番	0196-51-5111

氏名	〒	勤務先および所在地	TEL
宮内美恵		聖路加国際病院放射線科	
	104	東京都中央区明石町10-1	03-541-5151
木下律郎		京都工芸繊維大学工学部	
	606	京都市左京区松ヶ崎御所海道町	075-791-3211
福島重廣		京都工芸繊維大学工学部電気工学教室	(内578)
	606	京都市左京区松ヶ崎御所海道町	075-791-3211

—— 所 属 変 更 ——

氏名	〒	勤務先および所在地	TEL
竹中栄一		防衛医科大学校 放射線医学教室	(内2341)
	359	所沢市並木三丁目二番地	0429-95-1211
田島聖正		国立療養所福岡東病院 放射線科	
	811-31	福岡県粕屋郡古賀町久保1612	
金城守		国立療養所三角病院 放射線科	
	863-32	熊本県宇土郡三角町大字波多775-1	

常任委員会議事録

日時 昭和59年2月25日(土) 16:30~19:00

場所 名古屋大学医療技術短期大学部

出席者 内田 勝, 佐々木常雄, 竹中栄一, 長谷川 伸, 山下一也, 金森仁志

議事 創立20周年を期して学会に名称変更する問題を検討し, 次のような結論を出したので, 委員の賛同を得たならば, 次回の総会に提案することにした。

- ① 会の名称を「医用画像情報学会」とする。
- ② 研究会の形式を, 当分の間, 今まで通りとする。
- ③ 会誌の名称を「放射線像研究(医用画像情報学会雑誌)」とする。Vol., No., 通巻番号をそのまま続ける。発行者を上記学会とするが, 当分の間, 「(旧R I I研究会)」と付記する。
- ④ 編集委員会を設置する。

SIEMENS

放射線機器のパイオニア

シーメンス メディカル システムズ株式会社

本社 〒141 東京都品川区西五反田 2丁目11番20号
(五反田藤倉ビル)

電話 東京(03) 490-2181(代表)

前進する島津放射線機器

X線診断装置・放射線治療装置・核医学機器

医用電子機器・非破壊検査機器



島津製作所

お問い合わせと資料のご請求はもよりの営業所

京都 211-6161	大阪 541-9501	福岡 27-0331	東京(03)292-5511
宇部 21-5486	札幌 231-8811	仙台 21623131	名古屋 563-8111
鹿児島 22-7087	秋田 33-7844	松山 43-3088	広島 43-4311
放射線事業部	京都市中央区西ノ京桑原町1	(075) 811-1111	高松 31-2726

光学測定機・ホログラフィー測定機

中央精機株式会社

〒101 東京都千代田区神田淡路町1-9 TEL03-257-1911(代)



THOMSON-CSF

電子管事業部

取扱品: 各種電子管

- X線イメージ・インテンシフ
- 大電力管
- アイヤー管(第四世代管)
- TWT
- 低照度カメラチューブ
- クライストロン etc.
- 送信管

お問合せ: 〒102 東京都千代田区麴町5丁目7番地 TBRビル
トムソンCSFジャパン(株)電子管事業部 TEL(直)03-264-6346

デジタルラジオグラフィ (DR) システムとそのセンサー

富士写真フィルム株式会社技術開発センター

宮原 諄 二

1. はじめに

1896年にレントゲンが最初のX線写真を得て以来、人体を通過する多くのX線可視像化システムが提案されてきた。その中で現在、診断に供されているX線画像の70~80%は、(蛍光増感スクリーン/レントゲンフィルム)システムで得られたものである。この(スクリーン/フィルム)システムは、それまでの厚いガラス乾板から、薄い透明なフィルムベースが発明されその両面に写真乳剤を塗布する技術が開発された1920年代に初めて可能になったのであり、これにより被曝線量が飛躍的に低減された。さらに金増感技術によるフィルム感度の大幅な向上(1940年代)と、希土類蛍光体による蛍光スクリーンの発光効率向上(1970年代)により、システムとしてはほぼ完成されたものに近づいた¹⁾X線診断学は長い歴史の上に立つこの(スクリーン/フィルム)システムで確立されたのであり、人類の健康に与えた影響は計りしれないものがある。しかしながらこの

システムは、撮影感度と得られる診断画質が技術的にみてほぼ限界に達しており、一方、多数発生するレントゲンフィルムの保管検索が困難であることや、画像情報が電気信号として得られていないため、コンピューターによる診断画像情報の処理や、情報交換が困難であること等により、X線写真のみが医療のエレクトロニクス化の流れから取り残されてしまっていた。

デジタルラジオグラフィ(DR)システムは、このような医療における社会的ニーズと、それを可能にするエレクトロニクスのデジタル化技術が融合して開発されているシステムと言えよう。さらに、DRシステムはX線画像情報を直接にデジタル信号化することにより、コンピューターを用いた種々の診断情報処理システムとの結合を可能にさせ、従来の(スクリーン/フィルム)システムと置き換わる能力をもたせようとする目的で開発されているもので、図1に示すような基本構成をもつX線画像形成システムと定義できよう。

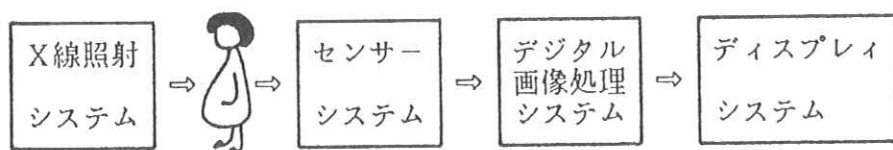


図1 デジタルラジオグラフィ (DR) システムの基本構成

本報告は、以上述べた観点から、日本で独自に開発された富士コンピューテッドラジオグラフィ(FCR)システム²⁾を含めた各社のDRシステムとそのセンサーについて述べる。ただし、CTを応用したSPR(Scanned Projection Radiography)方式、II/TV系のデジタルフロログラフィ(DF)方式、あるいはレントゲン写真から間接的にデジタル画像を得ようとする方式および、現在各国の研究機関で開発中と伝えられている各種のDRシステムについては、本報告の対象

から除外した。

2. DRシステムの現状

DRシステムは、図1に示したように4つのサブシステム、すなわちX線照射システム、センサーシステム、デジタル画像処理システムおよびディスプレイシステムから成る。これらのサブシステムのうち、デジタル画像処理システムを除く他の3つのサブシステムの基本仕様を、現在市販もしくは市販準備中の6つのシステムについて表1

表1 デジタルラジオグラフィシステムとそのセンサー (1984)

ただし、CT系、(II/TV)系を応用したシステムを除く。

SENSOR FOR DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEM (1984)

MAKER	FUJI FILM	DIGIRAD	ADAC	PICKER	XONICS	AS&E
SYSTEM	FCR (1981)	SYSTEM ONE (1983)	PDX 4800 (1982)	DIGITAL CHEST (1981)	DR 2000 (1983)	MICRO-DOSE (1979)
EXPOSURE SYSTEM •EXP.TIME(S)	CONE BEAM >0.01	CONE BEAM >0.01	CONE BEAM >0.01	FAN BEAM 4	FAN BEAM 1.5	PENCIL BEAM 5
SENSOR SYSTEM •PRINCIPLE •MATERIAL	AREA PSL BaFX:Eu	AREA PSL	AREA PC a-Se	LINE PL Gd ₂ O ₂ S:Tb	LINE PL CsI	POINT PL NaI
SYSTEM FOR DETECTION (PIX.)	I P ↓ LASER SCAN, ↓ PMT (2510-1670)	RIM ↓ LASER SCAN, ↓ (2048)	Se-plate ↓ ELECTRO- METER ARRAY (1024/8",14")	Trimax-12 ↓ PD ARRAY (1024/20")	S C ↓ I I ↓ PD ARRAY (2048/19")	S C (40"rod) ↓ PMT (1024/6",16")
•RESOLUTION	5-10pix/mm 8 bit	6 1 2	3-5 1 2	2 1 2	4 1 2	2.5-6 1 0
•SCAN TIME (S)	6 0	3 0	9 0	4	1.5	5
DISPLAY SYSTEM •RESOLUTION	LASER PRINTER 10pix/mm 10 bit	CRT 512x512 (6 bit)	CRT 1024x1024 (6 bit)	CRT 512x512 (6 bit)	CRT (PRINTER) 1024x1024 (6 bit)	CRT 640x512 (6 bit)

NOTE:PSL(PHOTO-STIMULATED LUMINESCENCE), PC(PHOTO-CONDUCTION), PL(PHOTO-LUMINESCENCE), I P(IMAGING PLATE), RIM(REUSABLE IMAGE MEDIUM), S C(SCINTILATOR), I I(IMAGE INTENSIFYER), P D(PHOTO-DIODE)

にまとめた。特徴として言えることは、日米の6社のみで、ヨーロッパのメーカーがないこと、しかもX線撮影システムの御三家であるPHILIPS社、SIEMENS社、GE社が沈黙しており、この業界に新規参入しようとする中小の異質なメーカーが提案するDRシステムの進展を静かに見守っていることであろう。

DRシステムを本質的に特徴づけるサブシステムは、各社がそれぞれの設計思想に応じて採用しているX線照射システムとセンサーシステムであり、これら2つのサブシステムでDRシステムの基本特性が決定されていると言ってよい。従って、各社のX線照射システム、センサーシステムについてはやや詳しく、ディスプレイシステムについては簡単に、現状を報告したい。

(1) X線照射システム

表1に示された六つのシステムは、三つのX線照射方式に分けられる。すなわち、ペンシルビームのX線を用いて人体を2次元走査しX線画像を得ようとするDRシステム(AS&E社)、ファンビームのX線と1次元センサーアレイを組合せてX線画像を得ようとするDRシステム(PICKER社、XONICS社)そして現在の(スクリーン/フィルム)システムと同様にX線を面照射してX線画像を得ようとするDRシステム(FUJIFILM社、ADAC社、DIGIRAD社)である。これらは、人体からの散乱X線の寄与を減らし得られるX線診断画質を向上させようとする問題と、現在の技術水準の中で商品としてのDRシステムをどのようにバランスさせるかとの設計思想で決まるものである。

初めに、散乱X線が現状の(スクリーン/フィ

ルム)システムで得られるX線診断画質にどのように影響を及ぼしているかを検討したい³⁾。

X線源として、医療用X線発生装置と同じ範囲の管電圧(20 kVp~200 kVp)を、0.05%の高い安定度で発生しうる特殊なX線源を用い、これからスリット系を介して平行X線ビームを取り出し、ゲルマニウム単結晶の(1,1,1)面により任意のエネルギーの単色X線を得るようにし、それぞれのエネルギーのX線によるフロントおよびバックスクリーンの発光特性を求める。さらに、X線ビームの途中で種々の物体を置き、透過後の1次X線、散乱X線および全X線エネルギースペクトルを、真性ゲルマニウム半導体検出器で測定する。たとえば、人体の胸とほぼ同じX線吸収量をもつ8cm厚さの亚克力板では、図2のように、スクリーンに入射するX線の70%以上が、散乱X線で占めている(タングステン管球、80 kVp)。散乱X線のピークは低エネルギー側にシフトすると同時に、25 keV付近以下の成分が増加し、逆に1次X線のピークは高エネルギー側にシフトし、25 keV以下のX線はほとんど含まないようになる。これらのX線スペクトルに対応して、フロントおよびバックスクリーンで発光が生ずる。たとえば、希土類スクリーンのFUJI/G-4スクリーン(蛍光体Gd₂O₂S:Tb)の場合は、図3の発光分布となる。Gd原子の特性X線が、50.3 keVで発生し、発光分布の大きな変化が生じていることがわかる。この発光を受けてフィルムが露光され現像されてX線画像が得られる。フィルムとしてFUJI/RXOを用いた場合、厚さの異なる亚克力板に対するフィルム黒化濃度の変化は、フィルムの特性曲線を考慮して、散乱X線

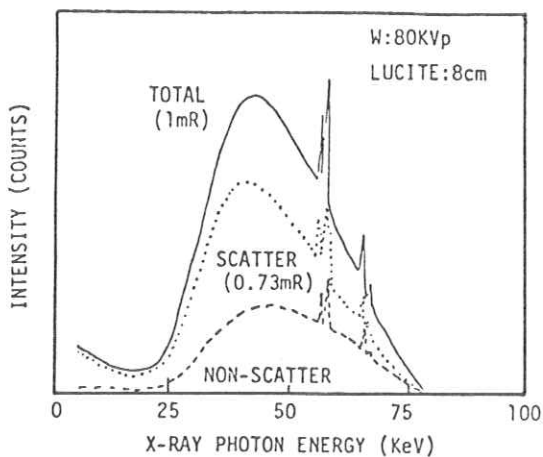


図2 被写体を透過した後では、散乱X線が70%以上を占める。(8cmアクリル板)

を含む系と含まない系について、図4のようになる。すなわち、散乱線を含む系では、アクリル板1cmの厚さ変化に対応して黒化濃度差は0.16となり、一方散乱線を含まない系では、その2倍の0.32となる。散乱線を含まない理想的な撮影系ができれば、X線吸収分解能は大幅に向上すること

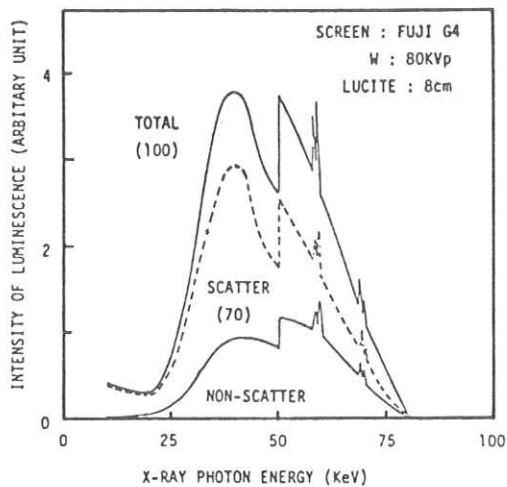


図3 X線スペクトルに対応したスクリーン(G d₂ O₂ S : Tb)の発光分布

がわかる。しかし、スクリーンに入射するX線量が30%以下になるため、同一の感度を得ようとすると被曝線量は3倍以上増加することになる。

さて、表1において、ペンシルビームおよびファンビームを用いているシステムは、撮影系の幾何学的構成から、面照射システムに比べて散乱線除去効果が大きく、センサーに入射するX線量子自体のSN比は高く、従って高いX線吸収分解能をもつ可能性がある。その反面、X線の利用効率が低くX線管球の熱負荷の制約から、撮影時間が長くなり被写体の動きによるボケや、微小焦点管球が使えないことによる半影によるボケが生ずる。これらのシステムでは散乱線の減少によるX線吸収分解能の向上が、システムの空間分解能の低下以上に補っており、得られるX線画像の診断能はかえって向上するとの報告もある⁴⁾。この主張が正しいかどうかは、今後の臨床テスト上で明らか

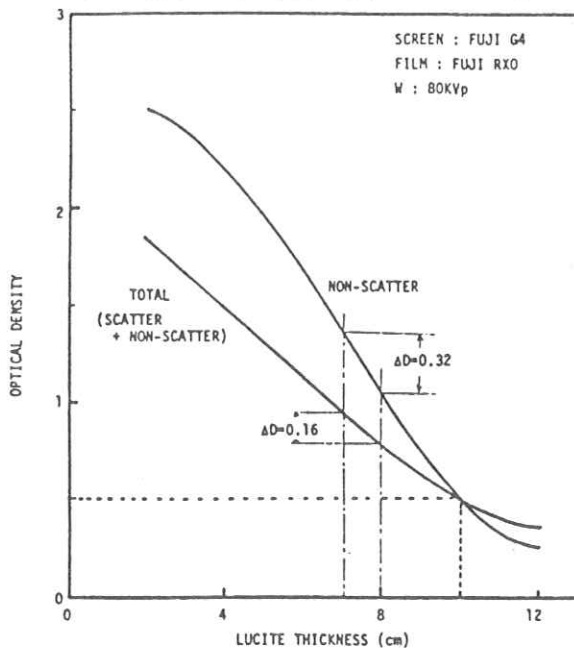


図4 散乱X線を含まない系では、アクリル板厚さ変化に対するフィルム濃度変化は2倍となる

にされていく問題であろう。一方、面照射方式では、現状のX線撮影装置と撮影技術をそのまま利用でき、極めて汎用性のあるDRシステムとなる可能性がある。散乱X線に関しては、現状の(スクリーン/フィルム)システムと変わらないが、人間の眼のレスポンスと目的とする画像部に応じた画像処理技術により、X線吸収分解能を(スクリーン/フィルム)システムに比べて実質的に向上させることが可能である。FUJIFILM社のシステムでは、複数のセンサーの同時撮影と加算画像処理によりX線吸収分解能を2倍に向上させており⁵⁾、乳幼児や妊産婦などの高感度撮影に効果をあげている。

(2) センサーシステム

各社のDRシステムを特徴づけている技術は、被写体の2次元位置情報のデジタル化である。表1の6つのシステムは、位置情報をX線ビームにのみもたせる方式、X線ビームとセンサーの両方にもたせる方式およびセンサーにのみもたせる方式の3つに分類できる。

AS&E社では、X線管球の前に取付けた固定スリットと回転スリットによりペンシルビームのX線を1次元方向に走査し、同時にX線管球と被写体とを相対的に移動させて2次元位置情報を得ている⁶⁾。センサーは位置情報をもつ必要がないアナログ/アナログ方式であり、40インチという長いNaIシンチレーターのロッドの端部に光電子増倍管(PMT)を接続し光電変換している。このためセンサーとしてはX線を吸収するだけ十分に厚くすることができ、散乱X線除去効果の高いX線照射方式との組合せによりX線吸収分解能は他のシステムに比べて格段にすぐれたものとな

りうる。ただし撮影時間は5秒と長い。

PICKER社、XONICS社は、1次元のファンビームのX線を用い、これと1次元センサーアレイを組合せて2次元位置情報をデジタル化している。すなわち、センサーとしては、デジタル/デジタル方式となる。XONICS社は、CsIシンチレーターを1インチ×19インチの細長いイメージインテンシファイア管と組合せ発光を増幅したのち、シリコンフォトダイオードアレイ(2048素子/19インチ)によりデジタル化している。またPICKER社は、3M社の蛍光スクリーンであるTrimax-12と、シリコンフォトダイオードアレイ(1024素子/20インチ)を組合せて、1次元センサーアレイとしている⁷⁾。一般にシンチレーター(蛍光体)は、高感度X線撮影時に被写体を透過してくる極微弱なX線量(10^{-3} mR)から、低感度撮影時の大線量(10^3 mR)までの 10^6 にわたる広いX線量の変化に対して直線性の良い応答(発光)を示す。この広いダイナミックレンジを次の光電変換プロセスがどのように応答するかが、センサーシステムの鍵をにぎる。PMTは、低いノイズと $10^6 \sim 10^8$ にわたる広いダイナミックレンジをもつため、シンチレーターの応答を十分にカバーできる唯一の実用的な光電変換器と言ってよいだろう。しかし、高密度にアレイ化することは不可能であるため、1次元センサーアレイとしては、シリコンフォトダイオードを使用せざるをえない。一方、シリコンフォトダイオードは、PMTに比べてノイズレベルが高くかつダイナミックレンジは広くても 10^3 程度であって、すべてのX線撮影範囲を十分にカバーできない。ただし、撮影対象となる部位を限定すれば、

たとえばチェスト用、マージン用、頭部用などの専用機としての実用化の可能性はもっている。またセンサーアレイを用いる方式では、空間分解能がセンサーの集積度で一義的に決ってしまい、被写体あるいは診断目的に応じて空間分解能を自由に設定できないこと、ファンビームによる撮影のため被写体の動きによるボケが発生しやすいこと等の本質的な問題点をも持っている。しかしこの方式では、次に述べるFUJIFILM社のFCRシステムのような光学的走査機構が不要であり、低コストでコンパクトなDRシステムにできる可能性がある。

さて、2次元位置情報をセンサーシステムに持たせ、X線撮影を現状の(スクリーン/フィルム)システムと同じ面照射で行う場合は、センサーそのものがX線画像情報のメモリー機能をもつ必要がある。なぜならば、通常の撮影時間である100分の1から1000分の1秒以内に約1000万画素のそれぞれについて8~10 bitのX線エネルギー情報をデジタル演算処理することは技術的に不可能になるからである。その大面積のメモリーセンサーとして、FUJIFILM社は新たに輝尽性蛍光体を用いたイメージングプレート(IP)を開発した。X線画像情報の電気信号化は、まずIPにX線を照射し、X線像を一時的にメモリーしたのちHe-NeレーザービームでIP上を光学的に走査することにより、画素(5~10画素/mm)毎のX線量に対応した発光を生ぜしめ、特殊な集光系で1本のPMTに集光して光電変換を行っている。センサーそのものは、特殊な工程を経て作られた2価のユーロピウムイオン付活バリウムフルオロハライド化合物の輝尽性蛍光体⁸⁾を通

常のスクリーンと似た方式でプラスチックベース上に均一に高充填塗布したものであり、それ自体には2次元位置情報のデジタル化機能をもっていない。しかし、画像情報を読み出す際にデジタル化を行っていて、他のセンサーシステムにないユニークなアナログ/デジタル方式のセンサーシステムとしている。このためIPは、任意の大面積サイズが可能な薄いフレキシブルなセンサーとなり、かつ低コストで大量生産できるため、従来の(スクリーン/フィルム)システムのカセットあるいはカセットレスシステムのフィルムと置きかえて使用できる汎用性の高いDRシステム用センサーとなっている。薄くてフレキシブルなセンサーである利点は、DSA(デジタルサブトラクションアンギオグラフィ)のような時間サブトラクション像や、新たに開発が進んでいるエネルギーサブトラクション像のような減算画像処理が可能であるばかりでなく、複数のIPを重ねて同時に撮影し、それぞれのIPのX線像を加算画像処理することによりX線量子モトルとIP構造モトルを減少させた低ノイズでかつ高い空間分解能をもったX線写真が高感度で得られることを可能にしたことにある。従来の(スクリーン/フィルム)システムは、フロントおよびバックスクリーンで得られる発光像を一枚のレントゲンフィルム上で加算処理を行い、X線の有効利用と同時にスクリーンとフィルムの構造モトルを減少させている極めて巧妙なシステムであると言えるが、システムの構成上、実用とされる鮮鋭度を保持するため、全X線吸収量は50~60%(80kVp)以上にはできない。IPの場合は、たとえば3枚重ねるだけで全X線吸収量はほぼ90%となり、撮影時の

幾何学的なボケがほとんどない上に、(スクリーン/フィルム)システムで生ずるクロスオーバー光による鮮鋭度低下の問題は、IPの加算画像処理では発生しないため、高い空間分解能を保ったまま高感度で低ノイズのX線画像を得ることができる⁵⁾。この機能は、従来のシステムにない特徴と言えよう。

ADAC社のセンサーシステムは、ベンチャービジネスであるDISYS社の開発したアモルファスセレン蒸着プレートシステムを採用している。このプレートをコロナ帯電させたのちX線撮影し、8または14インチ当り1024素子のマイクロエレクトロメーターアレイで機械的に一次元走査して静電潜像を電荷量に変え電気信号として取り出している。このような静電潜像を用いる方式は、一般の電子写真と同様にセンサーの厚み方向の幾何学的精度に関係するノイズを本質的にひろい易く、情報をすべて光で取扱う他のDRシステムのような高いSN比を得ることは困難であろうとの報告がある⁹⁾。

DIGIRAD社のシステムは、撮影済みのレントゲンフィルムから間接的にデジタル画像を取り出し、画像処理を行ってディスプレイする“SYSTEM ONE”を改造し、FUJIFILM社のIPと似たセンサーによるDRシステムにしているものと思われる。システムの詳細は不明である。

メモリータイプの面センサーとしては、この他にセンサー自体にデジタル化された2次元位置情報をもたせ、そのままデジタル出力するデジタル/デジタル方式も、将来の方向として考えられる。たとえば、シンチレーターと組合せたCCDなど

の2次元固体撮像素子であるが、低ノイズで大面積の高密度素子が技術的に可能かどうか今後の検討課題であろう。

(3) ディスプレイシステム

(スクリーン/フィルム)システムで得られるアナログ画像のレントゲン写真をデジタル画像化する場合、診断能を低下させない必要最小限の条件は、次のようになる¹⁰⁾。

1. 空間分解能：レントゲン写真の画像周波数解析によると、通常の画像は5 pix/mm以下の情報をもっていない。スクリーンを用いない骨撮影やマンモグラフィの場合であっても、人間の眼のレスポンス特性から、ディスプレイされる画像は10 pix/mmあれば充分であると考えられる。
2. 濃度域および濃度分解能：レントゲン写真の濃度域は、 $D = 2.5 \sim 3$ を必要としており、肉眼の濃度識別能を考慮するとこの濃度域を少なくとも8 bit以上にデジタル化する必要がある。

画像処理を行った場合に、必要とされる診断能に応じて上記条件は変りうるものと考えられるが、その時の条件はDRシステムの画像を臨床診断に適用しながら決定されていく問題であろう。

表1の六つのシステムのうちFUJIFILM社は専用のレーザープリンターによる10 bitのデジタル画像を露光現像した銀塩フィルムによる診断を主体とし、CRTは単なるモニターとして扱っている。一方、他のシステムはCRT診断を主とし、必要あれば銀塩フィルムをCRTカメラで撮影する方式を採用している。CRTの場合、通常の観察条件では、濃度分解能が6 bit程度で

あり、また空間分解能もフィルムに比べて劣る。しかし種々の画像処理条件で得られる画像のアクセスタイムが短かく、また他のデジタル化された情報をハイブリッドさせて容易にディスプレイできる利点を持ち、総合的にどちらの方式が良いのかは一概には言えない。少なくともこれらの2つの方式を併用するシステム形態が、将来の方向と思われる。

3. おわりに

医療サイドから求められているDRシステムの基本的なニーズが、現在X線写真の大部分を占めている（スクリーン／フィルム）システムを最終的には置き換えようとするものであるとすれば、従来のシステムにアドオンして普及してきたXC Tや、新しく生体物質情報をも表現しようとする

ポジトロンC TあるいはNMR-C Tなどの新画像化システムの開発と、このDRシステムの開発は本質的に異なると思われる。すなわち、DRシステムに要求される特性は、既存のシステムである（スクリーン／フィルム）システムを常に考慮して決められねばならない。表2は、以上の観点からDRシステムが持たねばならない項目（MUST）と持つことが望ましい項目（WANT）に分けて、必要とされる特性をまとめたものである。現在提案されている6つのシステム（表1）はそれぞれ一長一短はあるが、FUJIFILM社のFCRシステムは従来のX線診断の流れをほとんど変えずにデジタル化技術を導入しており¹¹⁾、表2の項目を最も多く満しているDRシステムと言えよう。このシステムの技術的な本質は、従来システムと同じようにX線を面照射し、

表2 デジタルラジオグラフィシステムに要求される特性

MUST：少くとも下記の項目が（スクリーン／フィルム）システムと同等以上であること。
1. 診断画質（広いラチチュード，視覚的な診断の確かさ）
2. 撮影感度（被曝線量）
3. 撮影処理能力
4. 撮影コスト
5. 撮影の自由度（部位，体位，照射野，管電圧，他）
WANT：（スクリーン／フィルム）システムと整合をとりつつ移行しうるものであること。
1. 既存のX線撮影装置および撮影技術が使えること （断層，拡大，造影，サブトラクション，他）
2. 既存のX線診断学体系の急激な変化を生ぜしめないこと。

メモリー機能をもったフレキシブルな大面積センサーによりアナログ/デジタル変換して2次元位置情報をデジタル化していることにある。この方式については、GE社が開発研究開始を宣言し（1983年2月）、DIGIRAD社は製品発表を行い（1983年11月）、また国内最大手のX線機器メーカーであるTOSHIBA社も開発を進めることになり（1984年3月）、これら一連の動きは世界のメーカーによるDRシステムの開発に方向付けを与えるものとして注目されよう。

文 献

- 1) 園田, 宮原: 第168回蛍光体同学会講演予稿 (S 52・10・21) p 9
- 2) Sonoda, Takano, Miyahara, Kato: Radiology **148** (1983) 833-838
- 3) 古卷, 宮原: 第34回日放技学会講演予稿集 (1978) 240
- 4) 阿部, Brody: 日本臨床, **41** (1983) 1404-1414
- 5) 中島, 古卷, 加藤, 高野: 第39回日放技学会講演予稿集 (1983) p 435
- 6) J. A. Stein: Radiology **117** (1975) 713-716
- 7) M. M. Tesic, R. A. Sones, R. Mattson, J. B. Stickney, G. T. Barnes: Radiology **148** (1983) 259-264
- 8) 宮原, 高橋, 他: 日本化学会第47春季年会講演予稿集 I (1983) p 491~2
- 9) 本床: 電子写真学会誌 **22** (1984) 150~155
- 10) 高野: 日本放射線技術学会雑誌 **40** (1984) 272~277
- 11) 飯招: 電子通信学会誌 **66** (1983) 1129~1136

以上の他に、各メーカーから公表されているパンフレット、カタログ等を参考とした。

周波数スペクトルとX線画像評価

関西医科大学附属病院 放射線科 石黒 立美
関西医科大学 放射線医学教室 長谷川武夫

1. はじめに

近年の放射線技術の進歩は著しく、1枚のX線写真(画像)を得るために放射線技師が直接手を下す範囲は以前に比べ、かなり狭くなって来た¹⁾。

ところが、X線診断においては被写体を透過したX線の強弱の分布を観察するという方法(診断)は今も昔も同じである。われわれ放射線技師はその情報を1枚のフィルムに濃度分布として表現し、それを診断医に提供している。作成された1枚のフィルム(X線画像)に含まれる情報の読影される量は観察者の学識や経験などの違いによって異なる。一般的に画像のもつ情報を検討する方法として、主観的評価と客観的評価がある⁸⁾。前者は観察者の視知覚による像の認識であり、又、後者は、その画像のもつ性能上の良否を、コントラスト、鮮鋭度、粒状性など、物理的な尺度をもって決定するものである。それらは画像の品位の評価を一定のレベルで行なうという点で必ずしも一致しない。そこで本研究では、現在よく用いられている総合的画像評価法(1. ROC曲線によるもの⁷⁾、2. 系列範ちゅう法によるもの、3. 伝達情報量を利用したもの)を参考にして、画像の情報(濃度分布)をスペクトル解析⁶⁾する方法(自己相関と高速フーリエ変換)を利用し、容易な画像評価法を考察した。ここにその成果を報告する。

2. スペクトル解析

X線フィルムの画像の評価法として、従来から鮮鋭度を比較するMTF⁹⁾や粒状性を比較するのに用いられるウィナーズスペクトル⁵⁾、それに、フィルム・スクリーン系の特性である。濃度、露光量に関する寛容度などが一般的に用いられている。われわれはX線画像評価を総合的に、かつ簡便に行なう試みとしてまず画像の濃度分布からフーリエ変換を用いてX線画像の中に含まれる周波数成分(周波数スペクトル)を算出し、そのスペクトルの分布状態の違いから定性的比較を試みることにした。この方法は、前述した単一的物理量の比較と少し異なり、スペクトルの分布が、どの周波数域に存在し、スペクトルの形状がどのような形を示すかを調べることで、画像のもつ情報の評価³⁾を行なうもので今後のこのスペクトル解析は非常に有用であると考えられる。

3. 周波数スペクトル

被写体のもつ情報をX線を利用し、フィルム・スクリーンシステムの系にのせたもので、被写体スペクトルの形で出力され、パワースペクトルに近いと考える。被写体の出力(X線画像の濃度分布)は、ランダムである⁴⁾ので、スペクトル算出には、特に難解な計算式は用いず、つぎの式を使用

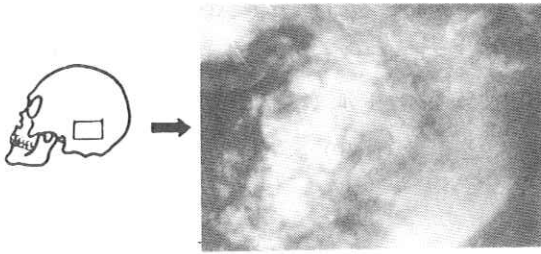


図1. 乳突蜂巢

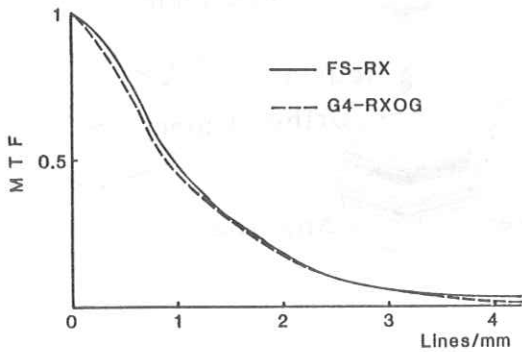


図2. MTF

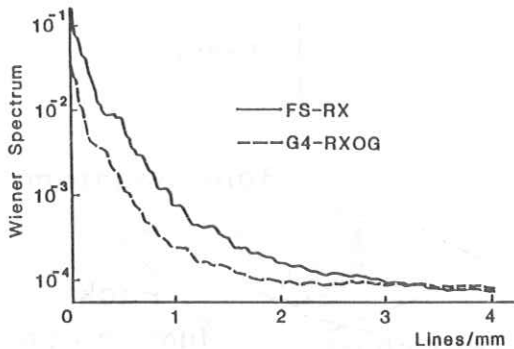


図3. ウィナースペクトル

した。ランダムに変動する1次元の関数(濃度分布)を $f(x)$ とすると、その自己相関関数 $g(x')$ は次式で示される。

$$g(x') = \lim_{X \rightarrow \infty} \frac{1}{2X} \int_{-X}^X f(x) \cdot f(x+x') dx$$

これを Wiener-Khintchine の定理²⁾ からフーリエ変換して、

$$S(\nu) = \int_{-\infty}^{\infty} g(x') e^{-j2\pi\nu x'} dx'$$

で表現することが出来る。

この自己相関関数を使用する際、入力データ数が無限か、あるいは無限に近いとき、その意義があるとされている。

4. 実験及び方法

フィルムスクリーンは一般に、レギュラー系と、オルソ系に大別される。いま実験は、それら二つの系を同一カセットにパックし、同一被写体(頭蓋骨ファントム)を種々の条件下で撮影し、そのX線画像を得た。つぎにその画像の同一場所をマイクロフォトメーターでスキャンし、その濃度分布を計測した。スキャン場所は、フィルムとスクリーンの組合せによる系の違いが比較的良好に描出されると考えられる場所として、とくに乳突蜂巢部を選んだ。(図1)。又、画像の認識をとくに印象づける物理的要因として、従来から測定が行なわれている画像の3大要素(MTF(図2)、粒状性(図3)、特性曲線(図4))の測定も併せて行なった。被写体のスペクトルを求める場合、今回のような、レギュラー系(フィルムとスクリーンの組合せ)とオルソ系(レギュラー系と同様の両系の画像の比較を行なうとき、厳密な点でそれら画像の同一場所の比較が困難であった。しかし、われわれは、(図5、図6、図7)に示すように、両系のフィルムとスクリーンの組合せを同

一カセット（真空パック）に封入することと、それに、両系の感度補正として、X線吸収体（アクリル、アルミニウム）も同時にパックに封入することを考案した。そして同一被写体の周一部分（画像）のスキンを可能にし、前述の問題点の解決をはかった。結果的に、ほぼ同一濃度に近

い状態で得られた系の異なる画像のそれぞれの同一場所のスキンを行なった（図8）。つぎにその値をコンピューターに入力し、それぞれの画像の周波数スペクトル（縦軸にパワー値、横軸に周波数）を得た（図9）。

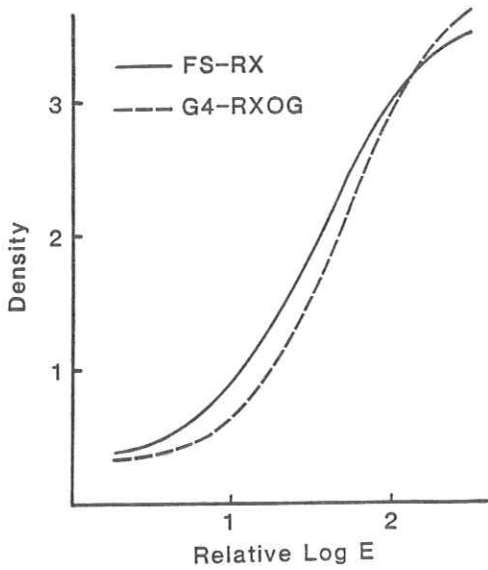


図4 特性曲線

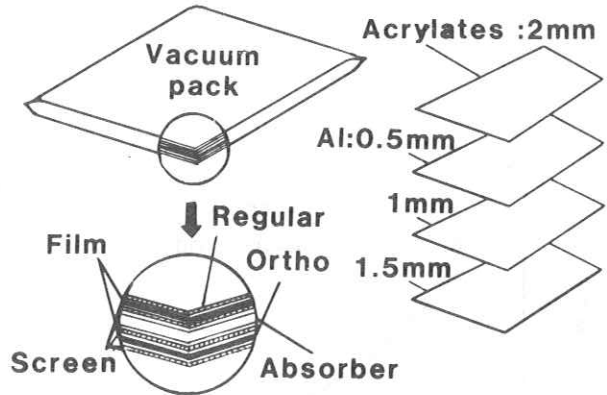


図6 真空パックとX線吸収体

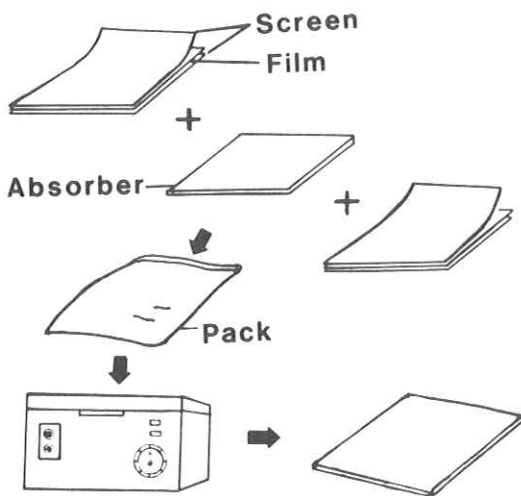


図5 真空パック装置

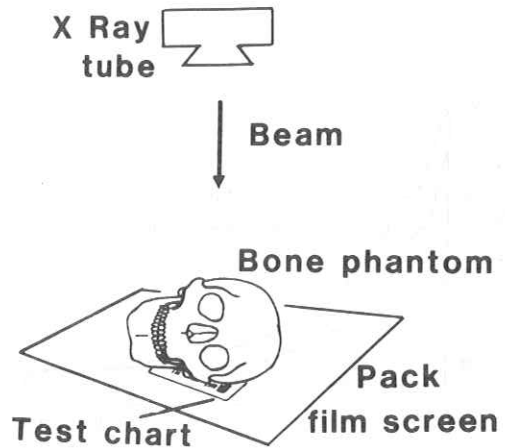


図7. X線撮影

5. 使用機器

ファントーム	頭蓋骨ドライボーン
矩形波チャート	Type 1
マイクロフォトメーター	PDS-15
デンシトメーター	PDA-65
コンピューター	DEC 11/34
真空パック装置	
フィルム	レギュラー RX
	オルソ RXOG
スクリーン	レギュラー FS
	オルソ G4

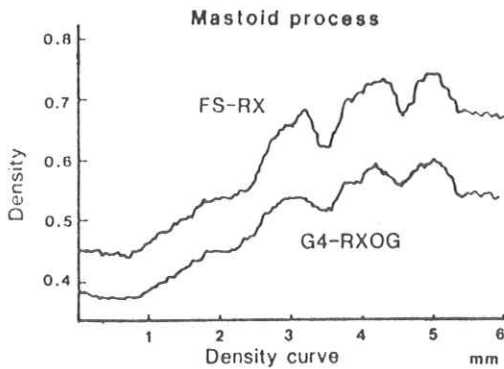


図8. 濃度曲線

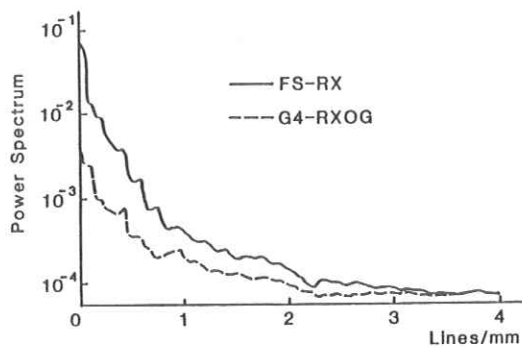


図9 周波数スペクトル

6. 結果

図2, 3, 4で示したように物理的な測定値では、鮮鋭度はレギュラー系が、粒状性ではオルソ系が優れ、コントラスト \bar{G} はレギュラー系が大きい傾向を示した。ファントームを撮影して得られた画像の周波数スペクトルを求める場合、今回われわれが用いた手段である異種のフィルム、スクリーンの組合せを同一カセット（真空パック）内に封入する方法は系の異なるシステムの同一場所のスキャンを行なうのに一応の成功を見た。また、レギュラータイプとオルソタイプのX線に対する感度の違いも、アクリル、アルミ等のX線吸収体を用いることによって両者の画像は、ほぼ同一濃度（濃度差約0.1）を得ることができた。

7. 考察

(1) スペクトル

今回われわれがX線画像の総合評価に用いた周波数スペクトルは、画像のMTFやウィナーズペクトルではなく、濃度分布を自己相関、高速フーリエ変換して得られたパワースペクトルである。

この評価法は、スペクトル分布の各周波数成分のところでのパワー値の大、小を比較するものである。また、われわれは、スペクトル分布のグラフ全体としての比較も定量的に表現したいと考えている。

(2) 実験の精度上の問題点

フィルム、スクリーンのシステムの鮮鋭度を示すMTF、粒状性の評価に用いられるウィナーズペクトル、そして今回の周波数スペクトルについて、これらはいずれも画像を、マイクロフォトメーターで走査し、その出力をコンピューターに入力し

算出するものである。当施設には、いま実験に使用可能なアナログ-デジタル変換器（A-Dコンバーター）が無いので、コンピュータ入力にはスキャンデータを肉眼で読み取った値を手動で行なった。したがって入力数（サンプリングポイント）の上限が限定（今回は128ポイント）され、スキャン幅もサンプリング間隔を0.05 mmとして限定（スキャン幅6.4 mm）した。また、サンプリング間隔0.05 mmの間に含まれる高周波成分は臨床上無視されると考えた。空間周波数3~5lines/mm以上の高周波成分は、画像診断の読影上、とくに影響を与えないと考えて、スペクトル解析による画像評価の実験を行なった。われわれの入力するデータ数は、わずか128ポイントである。現段階でのスペクトル比較では、最初の出力波（濃度分布）が自己相関関数を経た結果と、直接、高速フーリエ変換した結果の差は大きく見られない。しかし、今後、A-Dコンバーターの導入によってサンプリング数の激加を見ると、この問題を深く考察したいと考える。

(3) 真空バック

われわれの用いた真空バックによる方法は、異なるフィルム・スクリーンシステムを用いて同一被写体を同一条件下で撮影し、それら画像の同一場所をスキャンするのに、実に簡単で精度の高い方法である。

今回の実験でも示すように、われわれが、周波数スペクトルによるX線画像評価を行なう際、レギュラー系とオルソ系の同一条件下での比較が可能である。ところが、この手段を用いたとき、同一管電圧での比較は容易であるが、線質の異なる条件下での同一場所の比較は当然不可能である。

これは、この研究全体の意義もふまえ、今後の課題となる。

(4) まとめ

鮮鋭度、粒状性、平均階調など、従来の物理的画像比較では、それぞれの評価が単一的なものであった。しかし、本来、X線フィルムの画像は、MTF、コントラスト(\bar{G})、ウィナースペクトルの情報が総合的に含まれており、その総合的な定量評価を行うことは、非常に有用であると考えられる。本法は、X線画像の評価を総合的に行なう方法として有効であると考えられる。

8. 結論

- (1) 従来の単一的な画像評価を総合的に行なう一手段として、周波数スペクトルによる評価の有用性が示唆された。
- (2) 周波数スペクトルによるX線画像評価は、画像の総合評価を行なう上においてとくに、複雑な装置や高等な数学的知識を必要とせず、一般施設で容易に画像評価が行なえるものである。

9. 謝辞

本研究の遂行にあたり、貴重な御意見を載いた岐阜大学工学部 内田 勝教授に対し、厚くお礼申し上げます。

尚、本研究の要旨は、第38回、第39回、第40回日本放射線技術学会総会において発表した。

文 献

- 1) 石黒立美、長谷川武夫：周波数スペクトルとX線画像評価、Fuji Medical Forum

- No. 140, 17-21, 東京(1983)
- 2) 内田 勝, 他:放射線情報工学I) 第3章, 画像解析 3.3. ウィナースベクトル
3.3.1. 自己相関関数 226~233 (1980) 東京
- 3) 内田 勝, 他:放射線情報工学(II) 第6章 情報理論 31~32, 通商産業研究社, 東京 (1980)
- 4) 金森 仁志: X線撮影系への情報理論の適用 第1部 基礎理論, 第2部 増感紙・フィルム系の情報容量, 日放技学誌, 33 (1977) (1978)
- 5) 内田 勝, 稲津 博:放射線像の評価 日技学誌, 34, 3 (1979)
- 6) 金森仁志 松本政雄:情報量スペクトルによる画質評価, 放射線像研究, 12, 3, 113~119 (1978)
- 7) 山下一也: X線像の画質評価の問題点とその展開 日放技学誌, 33, 275~279 (1978)
- 8) 山本洋一: X線写真における画質の再点検, 日技師会誌
- 9) 友田宜忠:写真化学, 第10章 写真像の性質 通商産業研究社, 東京 (1980)
- 10) 千賀康弘, 他:第5章 不規則雑音の解析 247~254 インターフェースCQ出版社 (1983)

系列依存性による 2 次元画像の解析およびその周辺

内田 勝, 田中嘉津夫, 蔡 篤儀, 藤田広志,* 稲津 博,**
大塚昭義,*** 小島克之,**** 山田 功,**** 鷺見重治, 杉本 貢,
船戸康雄, 早川武行, ア・ジャハングル

岐阜大学工学部

* 岐阜工業高等専門学校

** 宮崎医科大学

*** 山口大学医学部

**** 岐阜医療技術短期大学

§ 1 概 説

この報告は 1983 年 4 月 1 日, 日本放射線技術学会総会で“画像と情報理論”と題する特別講演を行なった内容をベースにその後の発展をまとめたものである。

系列依存性は情報理論が C. E. Shannon によって 1948 年に創められた翌年, F. Attneave によって心理学に導入され, 定量的な手法として脚光をあげたものである。勿論 1 次元の領域での適用であるが, その当時まだ電算機の普及はみられず十分な計算量をこなすことは無理であった。しかし, この適用は心理学における数学的方法として大いに活躍したようである。その後この莫大な計算量のためか心理学において系列依存性による研究はあまり多くみられない。

最近の電算機の発達はこの系列依存性の 2 次元画像への適用を着想させた。1 次元のシミュレーションからはじまって 2 次元への導入, そしてまずは定常画像および非定常画像の簡単なモデルの解析が行なわれている。これが“§ 2. 1 次元信号の系列依存性とその 2 次元への拡張”である。

§ 3. 定常画像の解析では 2 次元系列依存性が被写体を含まない定常画像に対して, どのような意味をもつかについて実験と考察が行なわれている。ここでは, 縦軸は粒状度に, 横軸は鮮鋭度に対応するとの見解を示しているが, これは決定した見解ではなく, もっと多義的な意味をもつものと考えている。今後, 多くの定常画像実験を行なって検討をくりかえす必要がある。

§ 4. 非定常画像の解析では被写体を含む非定常画像の系列依存性による解析をとりあげている。この例としては大きさの異なる岩, 煉瓦, 水玉などの, 対象は異なるが画像としては画質一定なものを用いて系列依存性を調べている。これは画像の基礎として形の認識から定量化をはじめたものである。

この項の本来の目的は, Digital radiography の空間周波数強調処理をした画像のような, 粒状はわるくなるにかかわらず, 形の認知度はよくなるという場合などの評価についてである。階調処理とか周波数処理で画像の認知度がよくなる現象は S/N 比がほとんど変わらないことから考えて

物理的に説明できないとされている。

系列依存性の強い文章は間違うことが少なくわかりやすい。これと同じで系列依存性の強い画像は認知しやすいと考えられる。したがって、画像の認知度の良し悪しは系列依存性によって定量的に評価が可能であると考えている。現在最先端と目されるD. R. の評価にこの系列依存性が役立てばと実験を続けている次第である。

§ 5. 拡張されたランダムドットモデルは1983年10月, J. O. S. A. にすでに報告した論文であるが, 系列依存性の周辺として記述した。系列依存性を定常画像とか非定常画像に適用する際, 従来のMTF・Wiener spectrumと比較することが必要となってくる。ここでは“拡張されたランダムドットモデル”によって粒状性を解明したものである。従来, 光学で用いられていた“ランダムドットモデル”を光学とは異なる放射線画像雑音に適應できるように拡張したのである。このモデルによって種々な粒状模様がシミュレートされている。この確率過程はエルゴード過程と考えられるから, 系列依存性によって実際のフィルム濃度分布との比較が関心のあるところである。

MTFに関して§ 6. 濃度—有効露光量変換の新しい方法とMTFがあてられている。MTFは1946年光学からはじまり, 1960年放射線領域に導入されてから今までその歴史は長い。ところがその測定に問題が全然ないわけではない。§ 5. では粒状性について, その放射線画像に独特の雑音に応じたモデルが考えられた。これと同じようにMTFに関しても光学とは異なった放射線領域独自の測定法を考える必要がある。それが§ 6. である。

大きくスリット法とチャート法の二つに分けられている。スリット法もチャート法もその測定法は光学からの直輸入によってはじまった。スリット法ではH&D曲線の使用とかぶり濃度以下の線量の処理法である。チャート法ではH&D曲線の使用と入力チャートコントラストを1とすることである。これらに関する疑問は1960年代にもどるが, その頃は放射線領域への導入に急でこの解決に向けて長くとどまることが許されなかった。今回, MTF測定に際して再検討を迫られたものである。

結果として§ 6.にみられるように, スリット法ではU曲線の開発と基礎露光法の適用, チャート法ではX線フィルムで測定した入力チャートコントラストで出力コントラストを除算する方法の確立である。

1960年代から現在までこれらの問題を放任していたことの怠慢をはじると共に, 早急に従来の方法の再検討と§ 6.にみられる放射線領域でのこの独自の方法の追試をおおかたにお願いするものである。

以上のように系列依存性の放射線画像解析への導入を中心として, 従来の評価法にまでみるべき副産物が得られた。D. R. の幕開けと共にそれに伴った評価法も誕生しなければならない。この系列依存性がそうだというわけではないが, 少なくともその一つとしての位置を占めるであろう。

AD変換から画像処理, さらにDA変換の, 走査線による直列伝達系は決して総合効率のよいものではない。それは処理を加えれば加えるほど情報源のもつ情報量は失なわれると考えられるから

である。しかし、その損失情報量を1部分にしわよせして、たとえば粒状の悪化などに集中して、他のより有意な部分たとえば認知度の向上などに貢献する方式であると考えれば納得がいくのである。X線フィルムの反転処理にその例をみることができる。それは鮮鋭度を犠牲にして粒状性の向上をはかっているのである。目的を達成するためには、より重要でない部分を犠牲にすることも止むを得ないのが現在の科学のレベルであろう。トータル・サム一定の科学なのである。

画像は直列伝達系から並列伝達系の時代へと進む宿命にあると思われるが、そこではこの原則が破られることがあるのであろうか。

以下順を追って細部にはいとしよう。

§ 2. 1次元信号の系列依存性とその2次元への拡張

2.1 はじめに

エントロピー解析法は、1978年に内田^{1~3)}が放射線領域へ導入して以来、広く用いられてきた。この評価法は、主に定常画像、すなわち、被写体を含まない画像の評価に貢献してきた。一方、非定常画像、すなわち、被写体を含む画像の解析のため、冗長度による評価法が開発された。⁴⁾しかし、この方法は、定常と非定常両方の画像を十分に評価できない。本研究では、両方の評価に適した方法として、系列依存性⁵⁾を提案する。

2.2 系列依存性とその計算法

系列依存性(Sequential Dependency)⁶⁾とは、記号系列のランダムネス、または、規則性を表わす尺度である。系列依存性を計算するには、

三つの代表的な方法がある。それは、(1)Miller-Frickの方法、(2)Shannonの推測ゲーム法、および(3)Newman-Gerstmanの方法である。これらの中でもっとも正確なものは(1)である。したがってここではMiller-Frickの方法を採用する。

Miller-Frickの計算法⁷⁾について、つぎに述べる。記号あたりの情報量はすべての記号が独立で等確率 p ならば、でてくるあらゆる記号の数 m の対数に等しい。これを0次推定値 H_0 とよび、

$$H_0 = \sum p \log_2 \frac{1}{p} = m \left(\frac{1}{m} \log_2 m \right) = \log_2 m, \quad (2.1)$$

である。

同様に1次推定値 H_1 は

$$H_1 = \sum p_i \log_2 \frac{1}{p_i}, \quad (2.2)$$

である。ここに p_i は各記号の生起確率である。2次の推定値 H_2 の計算に巧みな方法が用いられている。この方法は高次の推定値の計算にも同様に適用できる。まず1対の連続する記号、すなわちダイグラム(Digram)の平均情報量を各対があたかも一つのまとまった記号であるかのようにみなして計算する。

$$H(\text{digram}) = \sum p(\text{digram}) \times \log_2 \frac{1}{p(\text{digram})} \quad (2.3)$$

ここで $p(\text{digram})$ は各結合記号の生起確率である。したがって H の2次推定値 H_2 は $H(\text{digram})$ と H_1 との差をとれば得ることができる。

$$H_2 = H(\text{digram}) - H_1 \quad (2.4)$$

この演算の論理的根拠を図式的に説明したのが図2.1である。系列の中でつぎつぎにくる記号を重複した楕円であらわしている。このように重複させた意図は各記号が前後いずれの側の記号とも

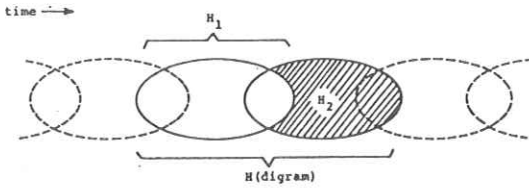


図 2.1 情報量が重複する継起事象

情報を共有していることを示すためである。すなわち記号が独立でないことを示している。 H_1 は先行する記号とは独立とみなしたとき、ある一つの記号がもつ情報量である。 H_2 は $H(\text{digram})$ が H_1 を超過する量であって、対の 2 番目の記号が占める新しい情報をあらわす。3 次の推定値 H_3 は上に論じたのと全く類似の方法で算出でき、

$$H_3 = H(\text{trigram}) - H(\text{digram}), \quad (2.5)$$

である。

一般化すると、次式が演繹される。

$$H_N = H(N\text{-gram}) - H(\overline{N-1}\text{-gram}) \quad (2.6)$$

ここで、

$$H(N\text{-gram}) = \sum p_i(N\text{-gram}) \times \log_2 \frac{1}{p_i(N\text{-gram})} \quad (2.7)$$

である。ただし、 $p_i(N\text{-gram})$ は各 $N\text{-gram}$ 記号の生起確率である。各次数の H の推定値 H_N を推定次数 N について図示すれば、この図は記号系列のランダムネス、または冗長度を示す。

画像解析のため、まず一般化した 1 次元の記号について、シミュレーションを行なう。そして 2 次元に拡張する。これらのシミュレーションは実画像から得る系列依存性の解釈に役立つ。

2.3 1次元信号の系列依存性

1次元信号は規則的な系列、ランダムな系列、その中間の系列と 3 種類に分けて考える。それぞれについてシミュレーションを行ない実画像解析の足がかりとする。

2.3.1 規則的な系列

(a) 選択肢 (S) 一定で周期 (T) を変化

選択肢というのは系列の中の、記号の種類の数である。一方、周期とは全く同様の状態を繰り返す記号の数である。

0 と 1 の二つの記号からなる長さ 500 個の 3 連 $S = 2$, $T = 6$ [00011100011 ……], 5 連 $S = 2$, $T = 10$ [0000011111000 ……], および 9 連 $S = 2$, $T = 18$ [00000000011111111000 ……]

系列の系列依存性を Miller-Frick の方法で計算する。Miller-Frick の方法を忠実に行なう計算法をここでは全数計算とよぶ。計算結果は図 2.2 の実線で示す。3 連は 4 次以上、5 連は 6 次以上、9 連は 10 次以上で 0 となった。すなわち、規則的な n 連の記号系列は $n + 1$ 次で 0 となり、それ以上の値は 0 である。

全数計算の省力化を図るため、ランダムサンプリング法を開発した。ランダムサンプリング法とは、計算機によって 1 ~ 500 の値の乱数 x ($1 \leq x \leq 500$, x は整数) を発生する。そして、たとえば n 連の系列の x 番目の記号から 10 個をとり出す。このような操作を 500 回行ない、この新しい系列について計算する。その結果は図 2.2 に \circ , \times , および \triangle で示すように実線との間で大体一致している。さらに、全数計算の 70 [%] の点をランダムサンプリング法で指定し、計算を行なった。

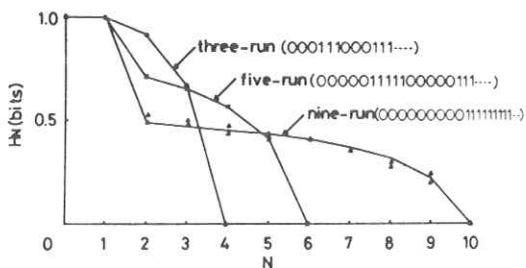


図 2.2 500 個の 0 および 1 からなる 3 連, 5 連, 9 連の系列依存性 (実線)。○, ×, △ はランダムサンプリング法による。

得た結果は全数計算とよく一致することがわかった。したがって、この方法を用いれば、約 30 [%] の省力が可能である。

つぎは、500 個の 0 と 1 からなる 3 連系列に、20、100、300 個の 0 または 1 の乱数をランダムな位置に混入して新しい系列を作る。これらの系列は規則的な系列とランダムな系列との中間の系列に相当する。その系列依存性の計算結果は図 2.3 に示す。図から明らかなように、混入する乱

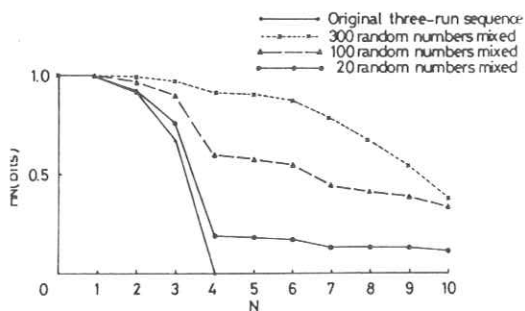


図 2.3 3 連の系列およびその中に乱数を混入したときの系列の計算結果。

数の個数が増すほどランダム性が増加する。

(b) 周期一定で選択枝を変化

$T = 10, S = 2$ [11111000001111100 ……] の系列, $T = 10, S = 3$ [212120000021212000 ……] の系列, および $T = 10, S = 4$ [32123000003212300 ……] の系列を作り, その系列依存性の計算結果を図 2.4 に示す。S が異なるので 0 次における H_N は異なるが, 周期一定のため三つとも 6 次で $H_N = 0$ となっている。また, 曲線が途中で交差する。それは H_N の大小関係が逆転していることを意味する。

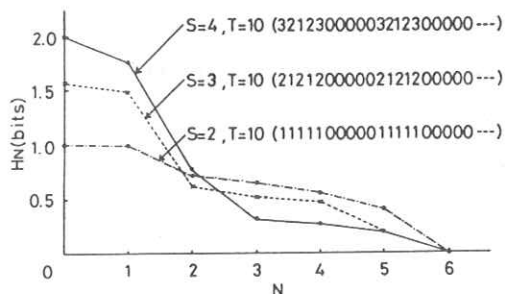


図 2.4 規則的な系列依存性。周期 (T) 一定 10, 選択枝 (S) 2, 3, 4。

(c) 選択枝と周期の両方が変化

$S = 3, T = 12$ [000111222111000 ……] の系列, $S = 4, T = 18$ [000111222333222111000 0111 ……] の系列および $S = 5, T = 24$ [000111222333444333222111000 ……] の系列を作る。その系列依存性を図 2.5 に示す。この場合三つの曲線の交差はない。周期が変わるにもかかわらず $H_N = 0$ になる次数は一致している。

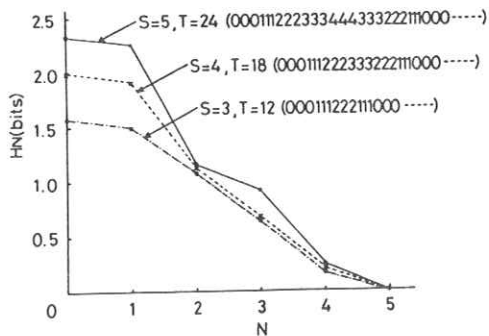


図 2.5 規則的な系列の系列依存性。S も T も変化，〔S=3, T=12〕, 〔S=4, T=18〕, 〔S=5, T=24〕。

2.3.2 ランダムな系列

(a) 選択肢 (S) 一定で総数 (T) を変化

〔S=3, T=50〕, 〔S=3, T=200〕, 〔S=3, T=500〕 および 〔S=3, T=∞〕 のランダムな系列を電子計算機によって乱数を発生させて作る。その系列依存性の計算結果は図 2.6 である。ランダムな系列であるにもかかわらず、 H_N の値は一定でない。その理由は系列が有限なためである。総数が少なくなるほど、曲線がはやく 0 に落ちる。

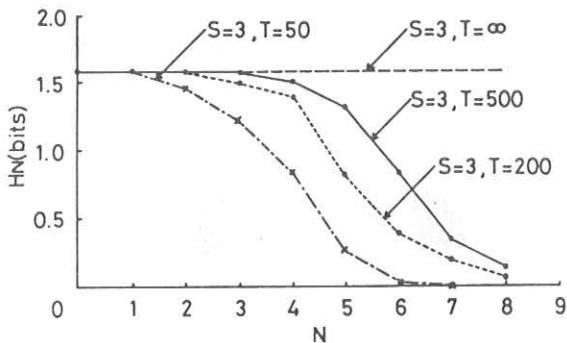


図 2.6 ランダムな系列の系列依存性。選択肢 (S) 一定 3, 総数 (T) 50, 200, 500, ∞

(b) 総数一定で選択肢を変化

〔S=2, T=100〕, 〔S=3, T=100〕, 〔S=4, T=100〕 および 〔S=6, T=100〕 のランダムな系列を作り、その系列依存性を計算する。図 2.7 にその計算結果を示す。この図から気付くことは、各曲線の縦軸と横軸とで囲む面積がほぼ等しいのではないかとということである。各曲線の H_1 から H_N までの和は等しいことが証明できる。⁵⁾ この制限のもとに二つの曲線は任意の数の交差する点をもつことが可能である。

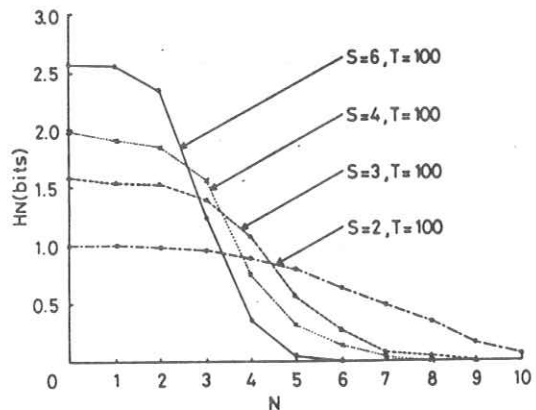


図 2.7 ランダムな系列の系列依存性。総数一定 100, 選択肢 2, 3, 4, 6。

(c) 選択肢と総数の両方が変化

〔S=2, T=2⁵=32〕, 〔S=3, T=3⁵=243〕 および 〔S=4, T=4⁵=1024〕 のランダムな系列を作る。それらの系列依存性を計算し、結果を図 2.8 に示す。これは規則的な系列の図 2.5 に相当する系列依存性である。三つの曲線はそれぞれ H_0 が異なり、 $H_8 = 0$ で一致し互いに交差することがない。

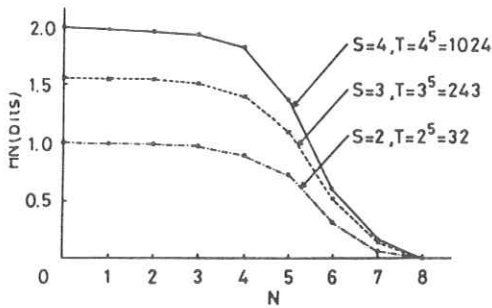


図 2.8 ランダムな系列の系列依存性。SもTも変化〔S=2, T=32〕,〔S=3, T=243〕,〔S=4, T=1024〕

2.4 2次元系列依存性への拡張

2.4.1 2次元信号モデル

2次元信号の系列依存性の計算も1次元の計算とほとんど同様である。1次元の場合は1方向に系列をとるだけであるが、2次元ではある1点に対して系列は 360° のあらゆる方向に存在する。しかし図2.9に示す2次元モデルでは、ある1点に対して隣接する点は8点であるので8方向に限

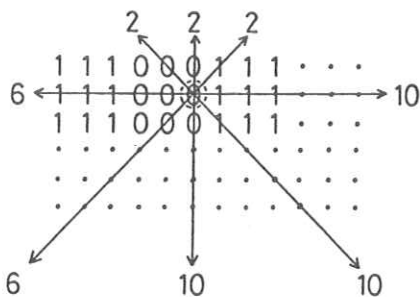


図 2.9 2次元3連パターンを例にとって周辺効果を説明する図。

定して系列を調べる。2次元信号の系列依存性についてシミュレーションの結果は、傾向として1次元の場合と同様であるため省略する。

計算の際には周辺効果すなわち周辺の影響を考慮して計算する必要がある。これを図2.9で説明する。図のようなパターンの周辺部におけるある点(破線で示した「0」)に対して10次までの系列依存性を求めるとする。10個の信号の組をとろうとすると、10個全部をとれるのは3方向だけである。あとは6個が2方向、2個が3方向である。そこで、6個の信号までしかとれないものはその頻数を6個の信号の組の頻数に、2個までしかとれないものはその頻数を2個の組の頻数に加えて計算を行なう。このようにして周辺の情報もとりこんで系列依存性を求めることができる。

2.4.2 系列依存性による2次元非定常画像および定常画像の評価

(a) 2次元非定常画像

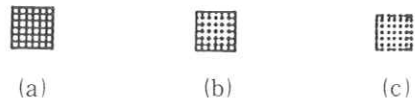


図 2.10 (a) ボケのない格子, (b) 中ボケの格子, (c) 大ボケの格子



図 2.11 (a) ランダム模様(密), (b) ランダム模様(粗)。

簡単な例として、図2.10と図2.11に示す三つの格子パターンおよび二つのランダム模様の評価を行なう。写真の濃度測定条件はつぎの通りである。マイクロデンスitomーターのスリット面積は $100 \times 100 [\mu\text{m}^2]$ ，サンプリング間隔は $100 [\mu\text{m}^2]$ ，走査速度は $100 [\mu\text{m}/\text{秒}]$ で2次元走査を行なう。系列依存性の計算結果を図2.12に示す。計算量をできるだけ減らすため、測定濃度

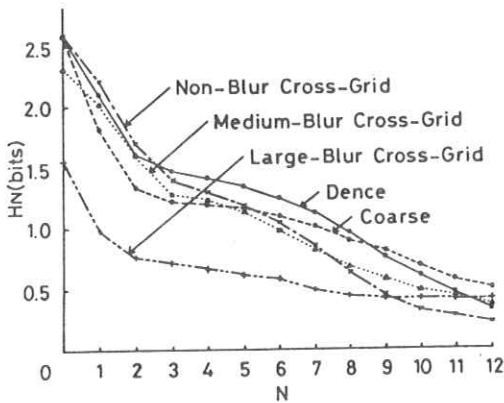


図2.12 図2.10と図2.11に示したパターンの系列依存性

を適当な幅で量子化する。もちろん、系列依存性を比較するときにはこの量子化の幅を一定にする必要がある。この例では、濃度幅0.1で量子化している。

図2.12からつぎのようなことがわかる。 H_0 の値は量子化した濃度の種類の数を示しているので、三つの格子パターンの中では、ボケなしの濃度種類がもっとも多く、ついで中ボケ、大ボケの順になっている。また、ランダムな場合の密模様と粗模様では濃度の種類が同じである。計算は $N = 12$ まで行なった。 $N = 12$ のところで H_N の値

を比較すると、三つの格子パターンの中には、大ボケのランダムネスがもっとも大きい。ついで中ボケ、ボケなしの順になっている。また、粗模様のランダムネスは密模様のそれよりも大きい。

(b) 2次元定常画像

定常画像の1例として、一様に黒化したフィルムの濃度分布の系列依存性を調べる。資料として、KodakのX線フィルムXRP（青感性、標準感度）、OG（緑感性、標準感度）およびOH（緑感性、高感度）の3種類を用いる。照射条件は管電圧80[kVp]，管電流50[mA]，焦点-フィルム間距離180[cm]で、フィルムの拡散濃度が 0.60 ± 0.03 になるように時間を考えて撮影する。濃度測定条件は(a)の場合と同様であり、その系列依存性の計算結果は図2.13の通りである。

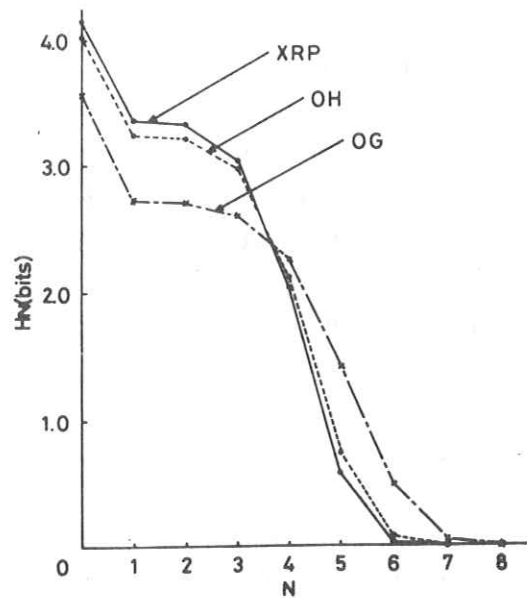


図2.13 KodakフィルムXRP, OH, OGの系列依存性

縦軸は粒状性に関する値で、横軸は鮮鋭度に関する値であるのではないかと考えられる。詳しいことは § 3 で述べる。 H_0 の値を比較すると、XRP の粒状性ももっともわるい。ついでOH、OG の順になっている。また、横軸の値を比較すると、OG はもっとも鮮鋭度がよい。ついでOH、XRP の順になっている。

2.5 おわりに

画像評価のため、1次元系列依存性を2次元に拡張した。シミュレーションの結果によって2次元系列依存性の詳細がよく考察できた。周辺効果を取り入れることによって正確な計算結果を得ることができた。ランダムサンプリング法を用いることによって約30〔%〕の省力が可能となった。シミュレーション結果の実画像評価への適用は § 3 と § 4 で述べる。

文 献

- 1) S. Uchida and D. Y. Tsai, Jpn. J. Appl. Phys. **17**, 2029 (1978).
- 2) S. Uchida, H. Inatsu and H. Fujita, Jpn. J. Appl. Phys. **19**, 1177 (1980).
- 3) S. Uchida, A. Ohtsuka and H. Fujita, Jpn. J. Appl. Phys. **20**, 629 (1981).
- 4) H. Inatsu, S. Uchida and H. Fujita, Jpn. J. Appl. Phys. **21**, 1606 (1982).
- 5) 内田 勝, 放射線技術者のための“情報工学”(通商産業研究社, 東京, 1984)。
- 6) F. Atteneave, *Application of Information Theory to Psychology* (Holt, Rinehart and Winston, New York, 1959).
- 7) G. A. Miller and F. C. Frick, Psychol. Rev. **56**, 311 (1949).

§ 3 定常画像の解析

3.1 はじめに

従来、定常画像はウィーナスベクトルで粒状性を、MTF で鮮鋭度をそれぞれ評価していた。これら二つの量を1元評価するのに § 2. で述べた系列依存性を導入する。そして、フィルムだけのときと、フィルムと増感紙を組み合わせた場合の系列依存性の意味について考察する。

3.2 フィルムだけの系列依存性

3.2.1 資料としたフィルム

フィルムの拡散濃度が0.60 になるように一様にX線を照射し、定常画像の資料とした。照射条件は、

管電圧：80 [kVp] , 管電流：50 [mA] ,

X線管焦点とフィルムの距離：180 [cm] ,
であり、照射時間を変化して濃度が同一となるようにした。実際に露光したフィルムの濃度は0.60 ± 0.03 の範囲である。

資料として用いたフィルムと露光時間を表3.1 に示す。現像は自動現像機を用いた。

上述のようにして作製した資料の濃度の均一な部分を選び、図3.1 に示す①～⑤の5箇所をマイ

表3.1 資料として用いたフィルム

会社名	フィルム名	特 性	拡散濃度 0.60 を得るための照射時間[S]
富士	RX	青感性	0.25
	RXO-H	緑感性, 高感度	0.30
	RXO-G	緑感性, 低感度	1.0
サクラ	A	青感性,	0.30
	AO	緑感性, 高感度	0.40
	AOG	緑感性, 低感度	0.80

クロフォトメータで2次的に走査し、濃度分布を測定した。一つの測定箇所の大さは 3×3 [mm^2]である。この部分を 100 [μm]ごとにサンプリングし、 30×30 個の測定値を得た。マイクロフォトメータのスリット面積は 100×100 [μm^2]である。

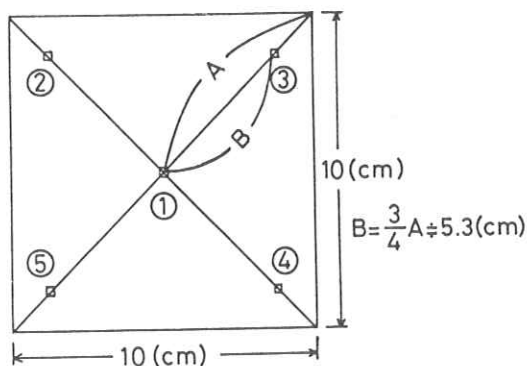


図 3.1 系列依存性を計算するためマイクロフォトメータで2次元走査した位置

資料としたフィルムのウィーナースペクトルを図 3.2 に示す。これらは Maximum Entropy Method (MEM) で計算した結果である。図 3.2(a) (富士のフィルム) では、粒状性についてRXとRXO-Hは同程度であり、RXO-Gが他の二つよりもよい。また、図 3.2(b) (サクラのフィルム) については、A、AO、AOGの順に粒状性がよくなっている。どちらも感度が低くなると粒状性がよくなるという傾向を示している。

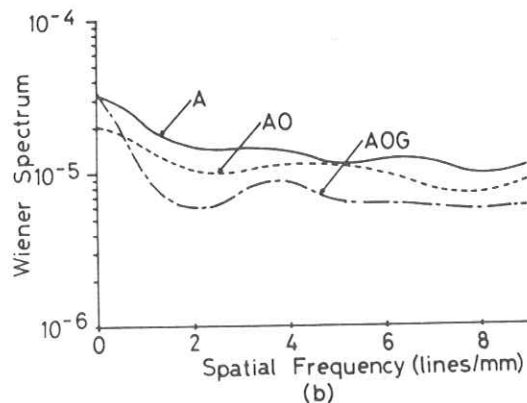
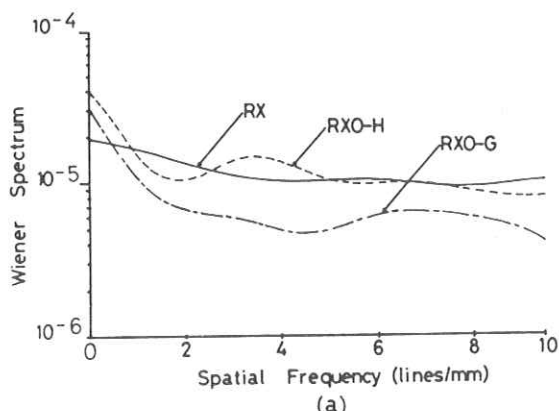


図 3.2 フィルムだけのウィーナースペクトル (MEM法)。

3.2.2 系列依存性

§ 2.で述べた方法 (2次元に拡張した系列依存性の計算) を用いて求めた定常画像の系列依存性を図 3.3 に示す。これは図 3.1 に示す5箇所のそれぞれの系列依存性の計算結果の平均値である。濃度は 0.01 で量子化している。これらの系列依存性と粒状性および鮮鋭度との関係をつぎに述べる。

(a) 粒状性との関係

図 3.3において、0次の推定値 H_0 は式(2.1)の計算結果である。すなわち、量子化した濃度の種類 m の2を底とした対数である。したがって、濃度の種類が多いほど H_0 の値は大きくなる。濃度

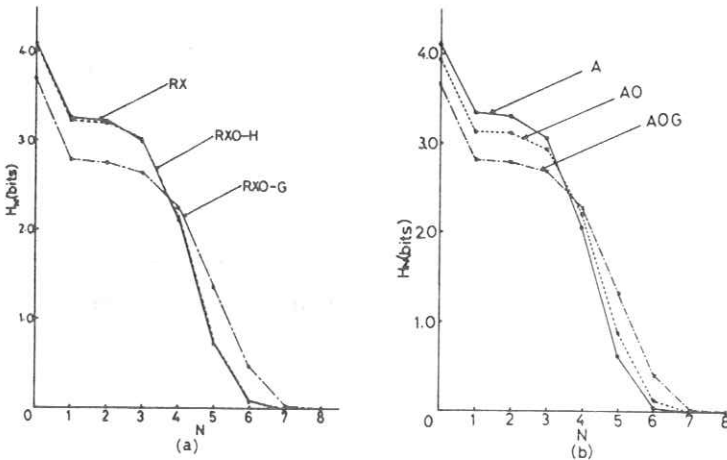


図 3.3 フィルムだけの系列依存性

の種類が多いということは粒状性がわるいことであり、 H_0 の大きさは粒状性に関係した量と考えることができる。図 3.2 のウィーナスペクトルの関係と比較すると粒状性について同様の傾向を示している。図 3.2(b) と図 3.3(b) において、A と AO に注目すると、図 3.2(b) のウィーナスペクトルよりも図 3.3(b) の系列依存性の H_0 の値のほうが粒状性の違いがはっきりわかる。このように、系列依存性を用いて感度よく粒状性を 1 元評価できる。

1 次の推定値 H_1 は異なる濃度の出現確率によるエントロピーを示している。

§ 2 で述べたように、 H_1 から推定値 H_N が 0 となるまでの和は等しい。したがって、少くとも一つの交点ができる。交点から次数の低い部分の H_N は粒状性のランダムネスに関係した量である。

(b) 鮮鋭度との関係

§ 2. ですでに出てきたが、 H_N は N 番目の記号が占める新しい情報をあらわす (図 2.1 参照)。

この新しく付け加わる情報が何であるかをつきに述べる。

図 3.4(a) (線像濃度分布) において実線 A は O 点における一定の n 次外挿曲線であるとする。この直線からはずれ、すなわち外挿曲線からずれるほど付け加わる情報は大きいと考える。したがって O 点近傍において、実線 B よりも破線 C の方が外挿曲線からのずれが大きく、付け加わる情報が大きい。このように B、

C 曲線の各位置における一定の n 次外挿曲線からのずれが新しく付け加わる情報であるとする。¹⁾ したがって、実線 B の α 以下の部分のように外挿曲線に乗ったと考えられる場合は付け加わる情報がなく、 H_N は 0 となる。これは図 3.4(b) におけ

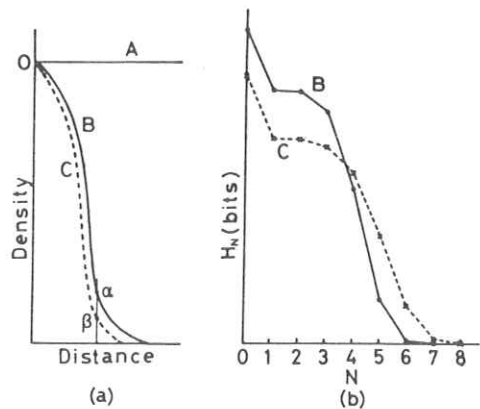


図 3.4 系列依存性と線像濃度分布 (鮮鋭度) との関係。

る実線Bが7次で0になっていることに相当する。このとき、破線Cの β 以下は0点近傍の情報の大小からまだ外挿曲線に乗っているとは考えられないで、 H_N は0とはならない。これは図3.4(b)における破線Cが7次で0にならず、8次で0になることに相当する。以上のように、図3.4(a)の実線Bに対応する系列依存性が図3.4(b)の実線Bである。破線Cについても同様である。外挿曲線からのずれが大きいほど、すなわち、線像濃度分布が狭いほど鮮鋭となり高い次数で H_N が0となる。このことから、図3.4(b)において交点から次数の高い部分、とくに H_N が0となる次数が鮮鋭度に関係した量であると考えることができ、鮮鋭度を1元評価できる。

図3.3に示すフィルムだけの系列依存性において、 H_0 が小さくなるほど、すなわち、粒状

性がよくなるほど高い次数で H_N の値が0となっている。必ずしも一般的なことではないが、フィルムだけの場合には、粒状性のよいものは鮮鋭度もよく、粒状性のわるいものは鮮鋭度もわるい。したがって、これらの結果は上述した外挿曲線からのずれが新しく付け加わる情報であるという考えに矛盾しない。

また別につきのような理由を考えることもできる。

系列依存性の強い文章は間違えることが少なく、理解しやすい。これは画像の認知についてもいえることである。

定常画像においては、系列依存性が強いということは濃度分布の図柄がわかりやすいことであり、弱いというのはわかりにくいことである。すなわち、濃度分布が荒くてあるいは不均等で認知しやすいときは、その図柄はわかりやすい。それがわるい鮮鋭度に結果すると考えられる。一方、濃度分布が細かくてあるいは均等で認知しにくいときは、その図柄はわかりにくい。すなわち、結果としてよい鮮鋭度を意味するものと思われる。

3.3 フィルムと増感紙を組み合わせたときの系列依存性

つぎにフィルムと増感紙を組み合わせたときの

表3.2 増感紙と組み合わせたフィルム

会社名	フィルム名	特 性
サクラ	AOG	緑感性、低感度
コダック	XS	青感性、高感度
	OH	緑感性、高感度
デュボン	CRONEX4	青感度、普通感度

表3.3 増感性

会社名	増感紙名	FSを100とした相対感度
極光	LT-II	160
	LH-II	240
サクラ*	KS	400
	KH	800

* 希土類増感紙

表3.4 フィルムと増感紙の組み合わせ

増感紙/フィルム	拡散度	照射時間〔S〕
LT-II/XS	0.61	0.0032
LH-II/CRONEX4	0.62	0.005
KS/OH	1.02	0.0064
KH/AOG	1.05	0.0066

系列依存性について述べる。用いたフィルムを表 3.2 に、増感紙を表 3.3 に示す。また、これらを組み合わせたときの照射時間を表 3.4 に示す。照射条件は、

管電圧：70 [kVp]，管電流：50 [mA]，

X線管焦点とフィルムの距離：198 [cm]，

である。

LT-II/XSとLH-II/CRONEX4 の組み合わせでは、H-D曲線は同一の形をしており、LT-II/XSのほうがLH-II/CRONEX4 よりも約1.6倍感度が高い。KS/OHとKH/AOGの

組み合わせは濃度が1のとき同一の感度である。

これらのウィーナスペクトルを図 3.5 に示す。このウィーナスペクトルは Fast Fourier Transform (FFT) で計算した。LT-II/XSとLH-II/CRONEX4 (図 3.5(a)) とはウィーナスペクトルはほぼ同一であり、粒状性に関して差はないと考えることができる。KS/OHとKH/AOG (図 3.5(b)) とではKH/AOGのほうがわずかにウィーナスペクトルの値が小さく、粒状性がよいとみなすことができる。

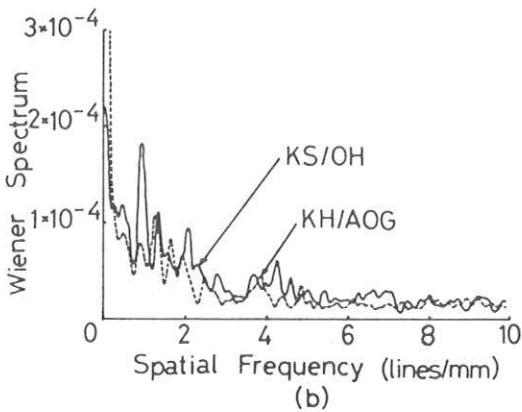
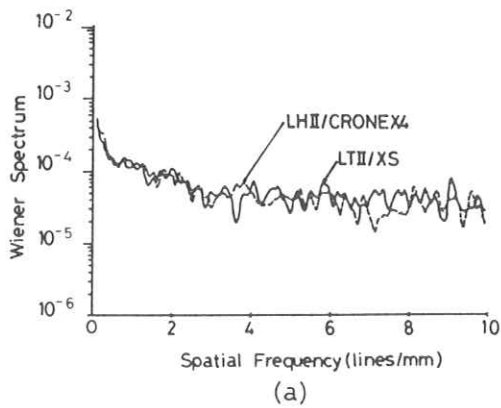


図 3.5 フィルムと増感紙を組み合わせたときのウィーナスペクトル (FFT法)。

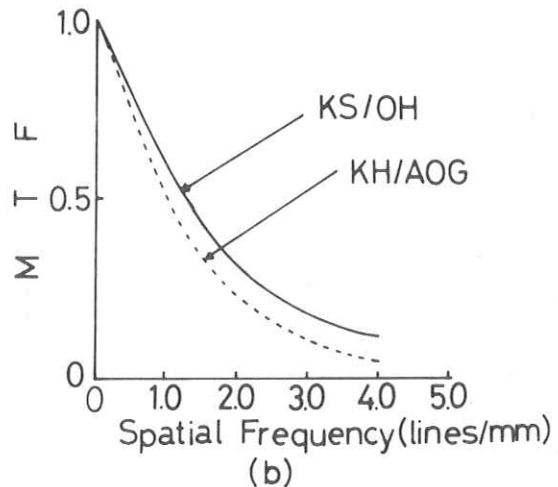
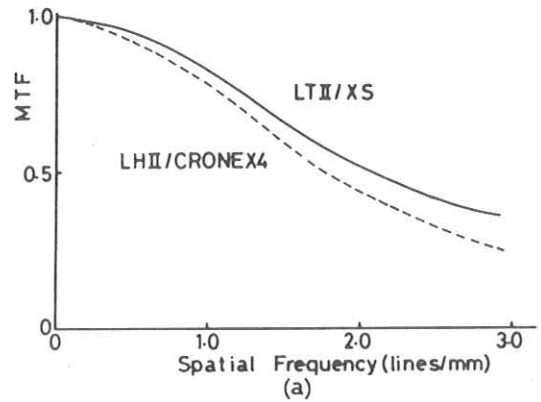


図 3.6 フィルムと増感紙を組み合わせたときの MTF (従来のチャート法)。

MTFを図3.6に示す。これらのMTFは従来
のチャート法で測定した結果である。図3.6(a)の
ように、MTFはLT-II/XSがLH-II/CRONE
X4よりよい。KS/OHとKH/AOG(図3.6(b))
ではKS/OHのほうが、KH/AOGよりもよい。

これらの組み合わせの系列依存性を図3.7に示
す。系列依存性の計算方法はフィルムだけのとき
と同様である。粒状性については、LT-II/XS
とLH-II/CRONEX4(図3.7(a))は H_0 の値が
同一であり、図3.5(a)のウィーナスペクトルと
同じ結果である。KS/OHとKH/AOG(図3.7
(b))では H_0 の値の差が大きく出ており、図3.5
(b)のウィーナスペクトルよりも粒状性の良否が
よくわかる。粒状性に関してはウィーナスペク
トルよりも系列依存性のほうが1元的にはよくわ
かる。

鮮鋭度についてはLT-II/XSのほうが、LH
-II/CRONEX4よりもわずかによい(図3.7

(a))。図3.6(a)のMTFと同様の結果であるが、
MTFでわかるほどの大きい差は出ていない。
KS/OHとKH/AOGについても、MTFでは
違いがわかるが(図3.6(b))、系列依存性では差
が出てこない(図3.7(b))。いままでの例では、
鮮鋭度に関して系列依存性はMTFほど1元的に
もその差がよく出ていない。

3.4 おわりに

フィルムだけおよびフィルムと増感紙を組み合
わせたときの系列依存性を求め、ウィーナスペ
クトルおよびMTFとの関係について考察した。

系列依存性の0次の推定値 H_0 の値が粒状性に
関係した量であると考えられる。そして、ウィー
ナスペクトルよりもよい感度で粒状性をあらわ
している。

系列依存性の推定値 H_N が0となる次数が鮮
鋭度に関係した値であると推定される。しかし、
鮮鋭度に関してはMTFほどには明確な差が出て

こない。このことについても、
もっと違いのよくわかるフィ
ルムと増感紙の組み合わせを
捜しているところである。
MTFの差が大きくなると系
列依存性の交点が二つ以上存
在し、 H_0 と H_1 の大きさの
関係が逆になると予想してい
る。

なお、鮮鋭度について、そ
の差がはっきりしない理由を
調べているが、その一つとし
てつぎのようなことを考える
ことができる。すなわち、こ

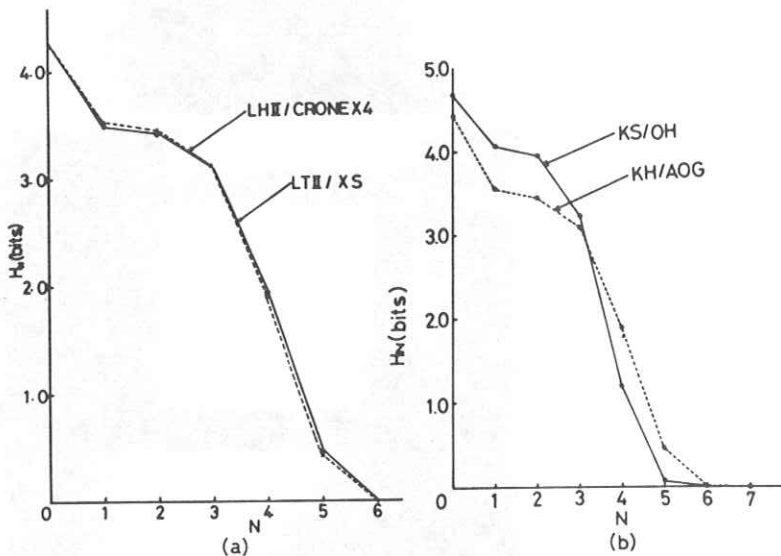


図3.7 フィルムと増感紙を組み合わせたときの系列依存性

のMTFは従来の入力チャートコントラストを1とした計算法で出し、コルトマン補正したものである。これは正しくない方法で、§ 6.で述べるように入力チャートコントラストで出力コントラストを除算する必要がある。このようにして求めたMTFが系列依存性とどのような関係になるかはまだわかっていない。

しかし、一つの図面で粒状性と鮮鋭度をあらわして1元評価できそうである。さらに多くの資料について系列依存性とウィーナスペクトルおよびMTFの関係を検討中である。

文 献

- 1) N. Wiener, *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series* (The Technology Press of the Massachusetts Institute of Technology and John Wiley & Sons, Inc., New York, 1950).

§ 4. 非定常画像の解析

4.1 はじめに

実画像を評価するための準備として、§ 2では種々のパターンの系列依存性^{1,2)}を検討した。ここでは、被写体を含んだ非定常画像の系列依存性による解析について述べる。

ただし、実際の被写体といっても、非常に異なるパターンが広範囲に含まれるものであっては好ましくない。なぜなら、それはエルゴード性を無視することになるからである。

ここでは、非定常画像の資料として、医学的な画像と無機質的な画像の二つのタイプを取り上げた。前者は系列依存性の医学的診断への適用の検

討のためであり、後者は系列依存性の性質の検討のためのものである。

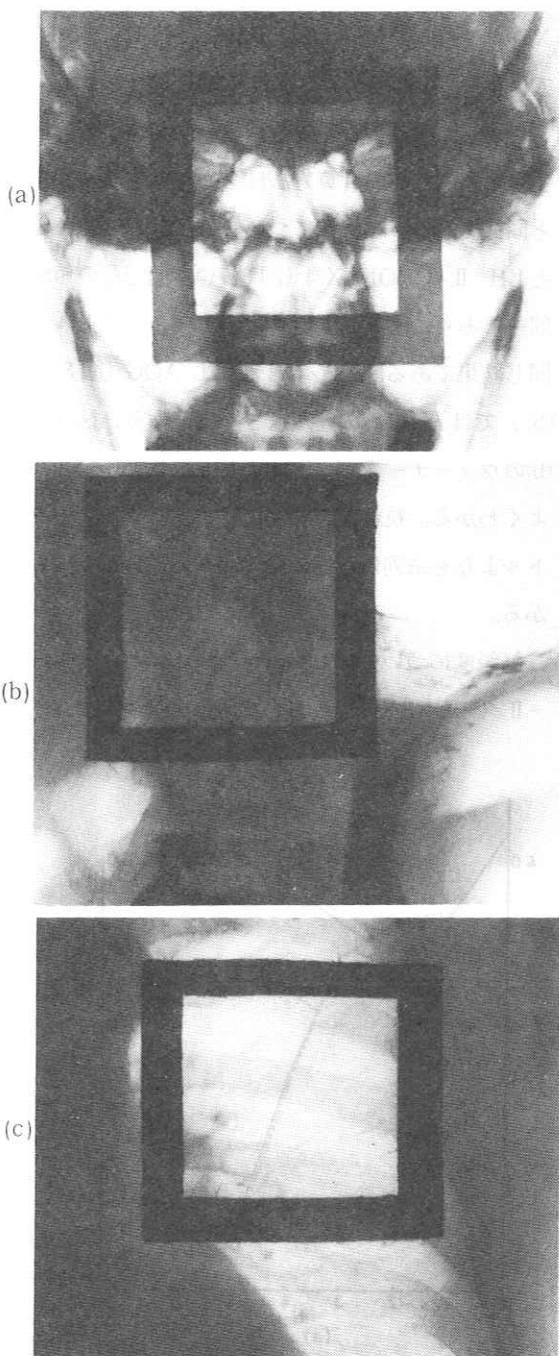


図 4.1 (a)頭部、(b)胸椎、(c)胸部の X線写真

4.2 頭部・胸椎・胸部の系列依存性

まず、頭部、胸椎、胸部の3枚のX線写真を、35ミリネガフィルムに複写した(図4.1)。それらのごく一部(7mm×7mm)の濃度分布をマイクロデンシトメーターで測定し、0.2で量子化して計算の資料とした。なお、その部分は図に四角枠で示しておく。マイクロデンシトメーターのスリットは100 μ m×100 μ mで、サンプリング間隔は100 μ mである。

結果は図4.2のとおりである。10次のところに注目すると、頭部に強い系列依存性があること

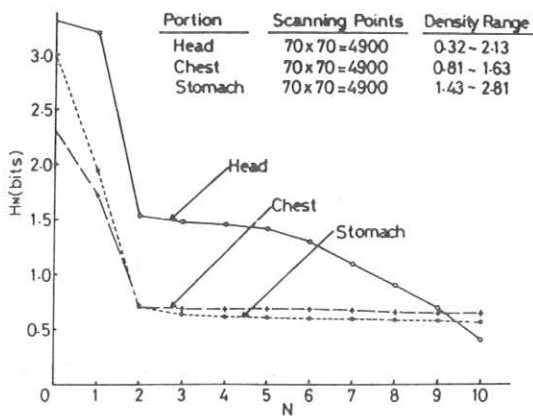


図4.2 頭部(Head)、胸椎(Stomach)、胸部(Chest)のそれぞれの系列依存性

がわかる。これは、頭部の対称性によるものだと思われる。また、胸椎は胸部より対称性があるので系列依存性もわずかに胸椎の方が強いようである。X線写真から見て、もっと大きな差が出そうであるが、計算の簡略のため0.2で量子化して選択枝の数を減らしている(頭部10、胸椎8、胸部5)、この図形の真の情報を十分取り出していないようである。

4.3 早期癌の系列依存性

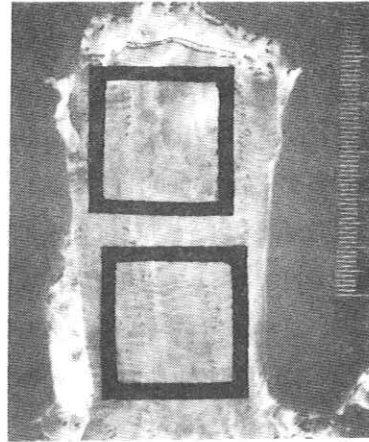


図4.3 食道の早期癌の切除標本写真

つぎに、食道の早期癌の切除標本写真を取り上げた(図4.3)。その35ミリネガフィルムの一部(3mm×3mm)での濃度分布をマイクロデンシトメーターで測定し0.02で量子化し計算資料とした。ただしデンシトメーターでの測定条件は4.2と同じである。図4.3には枠が2箇所あるが、上の枠は早期癌の異常組織、下は正常組織の場所を示しており、それぞれについて測定し、計算した。また、測定面積を小さくしてエルゴード性を高めたこと、量子化の濃度幅を0.02と小さくしたことで精度を高めた。その結果は図4.4のとおりであった。

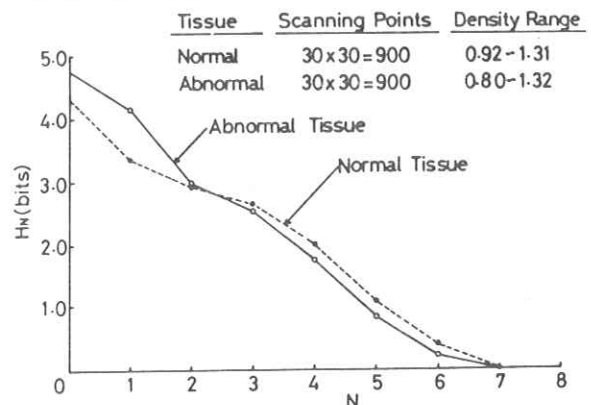


図4.4 食道の早期癌の異常組織と正常組織の系列依存性

図 4.4 の結果に対応する記号系列が § 2. のシミュレーションの中にある。それは、00000111110000... と 000002121200000... の二つの記号系列である。図 4.5 にそれを示しておく。つまり、正常組織の濃度分布は 0000011111 のように規則正しく、異常組織の場合は 0000021212 のように脈動した記号列に対応していると考えられる。このことから、正常組織はきれいな規則性を持っており、異常組織は周期は同じであるが表面が崩れたものであると予想できる。

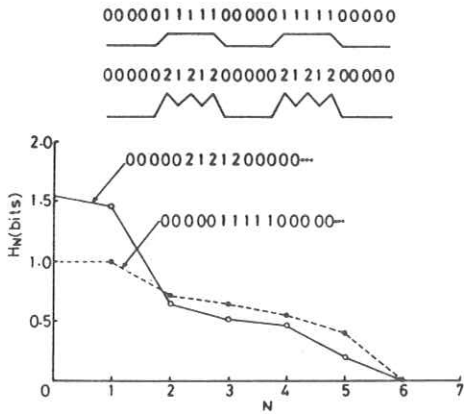


図 4.5 図 4.4 の系列依存性と対応する記号列

4.4 無機質的な像の系列依存性

もう少し一般的なことを見るために、つぎの3枚の像(図 4.6)について検討した。

資料は 35 ミリネガフィルムであり、18 mm × 18 mm の範囲(図 4.6 のそれぞれのほぼいっばいの大きさ)の濃度分布を測定した。マイクロデンストメーターのスリットは 600 μm × 600 μm でサンプリング間隔は 600 μm である。また、量子化は 0.02 である。

§ 2. においてのシミュレーションの n 連に立ち戻ってみる。n 連の n が小さいほど低い次数で H

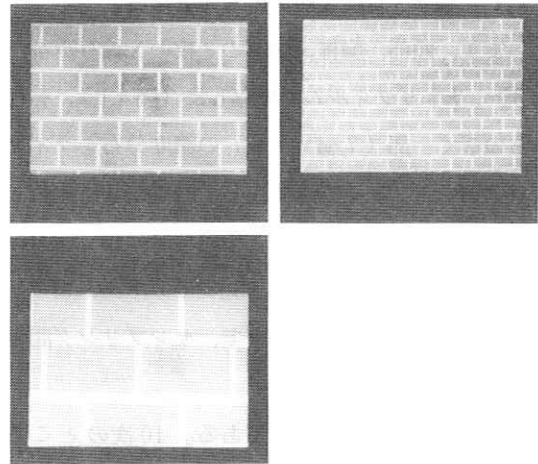


図 4.6 距離を変えて撮影したブロックの写真

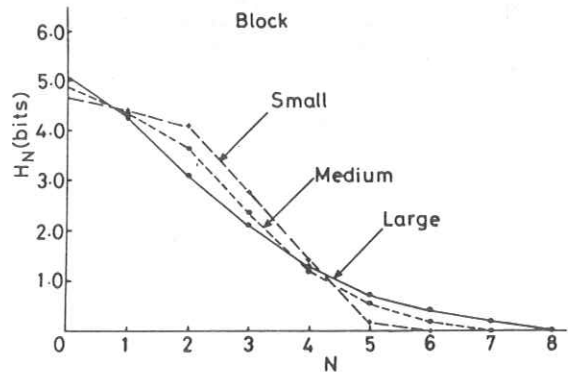


図 4.7 ブロックの大きさの違いによるそれぞれの系列依存性

が 0 になることがわかっている。これと同じ結果が図 4.7 にみられることから、像のパターンが細かいほど、 H が早く 0 になるようである。もう一つ水玉模様(図 4.8)について同様のことを行ない、結果を(図 4.9)に示しておく。

水玉模様も細かいほど落ちる特性となっている。

この二つの結果から、細かいパターンをもつものほど系列依存性は強く、全体として細かい像が認知しやすいようである。

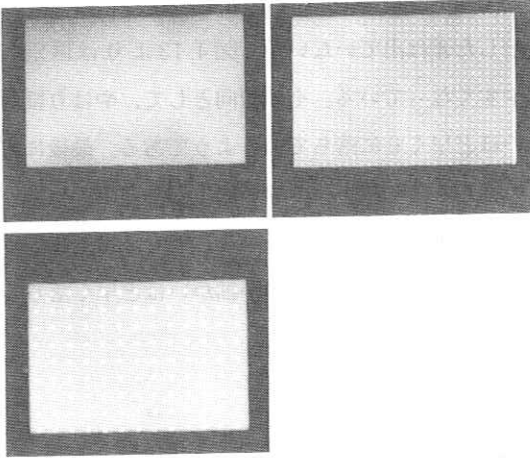


図 4.8 距離を変えて撮影した水玉模様の写真

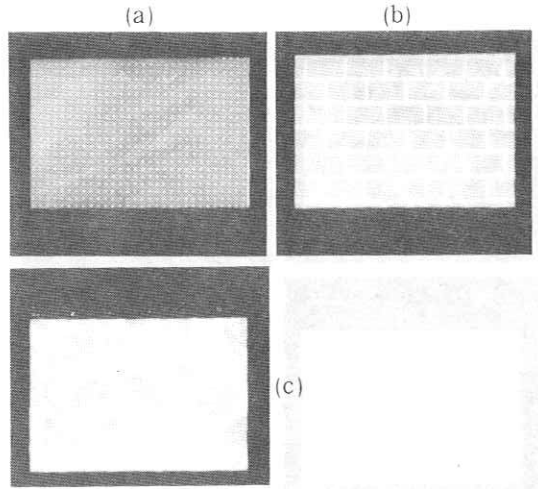


図 4.10 (a) 水玉模様, (b) ブロック, (c) 岩

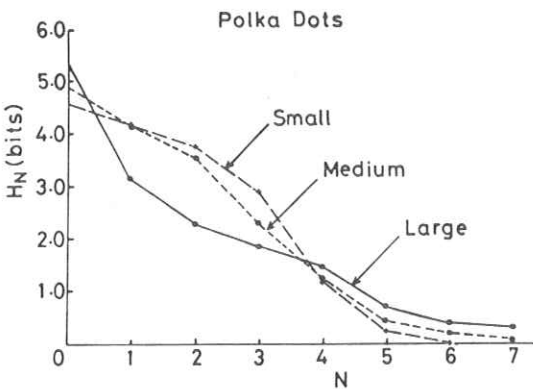


図 4.9 水玉模様の大きさの違いによるそれぞれの系列依存性

つぎに形状の違う像(図 4.10)について検討してみた。

図 4.11 から、最も系列依存性が強いのは岩となっている。一見すると最も細かいパターンは水玉であるように見え、前の結果と矛盾するように思われる。しかし、よく見ると岩やブロックの濃度の高い部分が一樣でなく、かなりバラついているのがわかる。そのために水玉よりも細かいパターンが存在し、岩とブロックを比べれば、岩の方

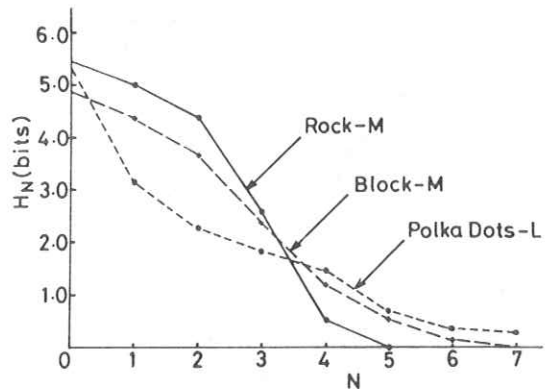


図 4.11 図 4.10 のそれぞれの系列依存性

がより細かいのであろう。つまり形状が変わっても像の細かさがかなり大きく影響しているようである。

岩についても大きさをかえて調べてみた(図 4.12)。その結果は図 4.13 のとおりである。

図 4.13 では差がほとんどみられない。これも像が一樣な濃度分布でないためだと思われる。つまり、細かさがどれも同じようになっていて、特性が同じになってしまったようである。そこで、量子化の幅を 0.10 としてみた。

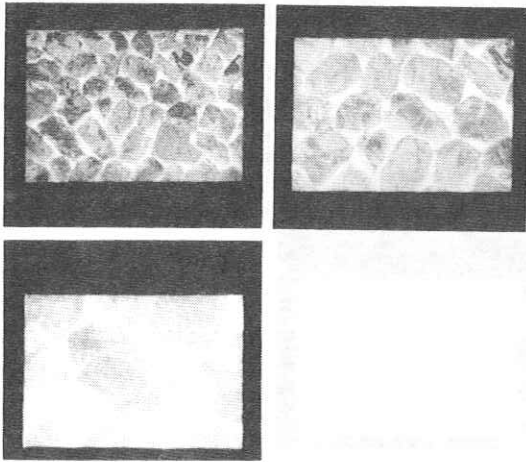


図 4.12 距離を変えて撮影した岩の写真

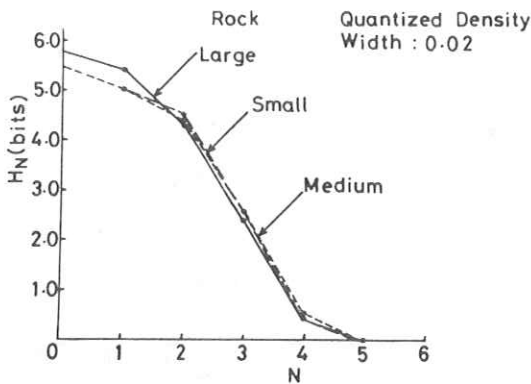


図 4.13 図 4.12 のそれぞれの系列依存性

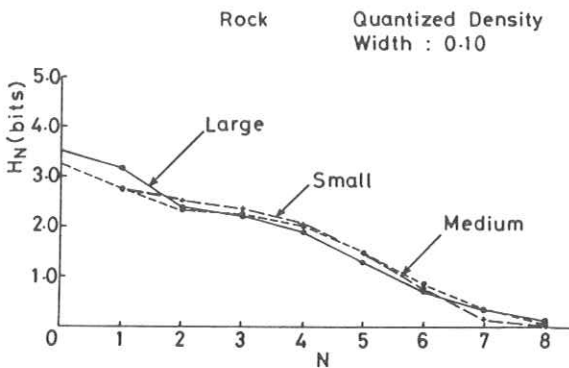


図 4.14 量子化 0.1 のときの岩の大きさの違いによる系列依存性

図 4.14 は、図 4.7 や図 4.9 のようにはっきりとした差は出ていないが、図 4.13 よりは区別しやすくなっている。その傾向として、やはり細かいほど早く 0 に落ちているようである。最後に岩の例をとって量子化の違いによる系列依存の違いを図 4.15 に示しておく。ここでも、量子化の幅が小さいほど、つまり像が細かいほど早く落ちていることがわかる。

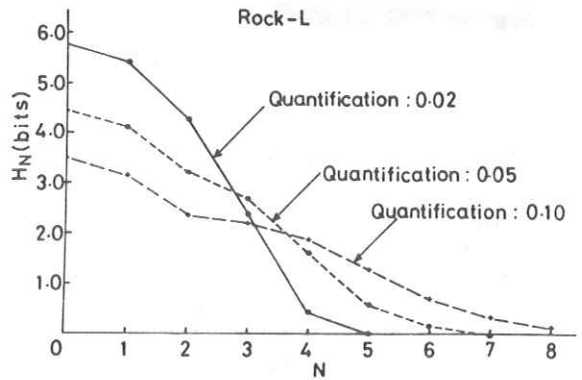


図 4.15 岩の場合の量子化の違いによる系列依存性

4.5 胃癌・胃かいよう・胃炎の系列依存性

系列依存性が医療への適用の可能性をもつ、という二つの例をあげておく。

一つは胃癌と胃かいようとの比較である (図 4.16)。それらを 35 ミリポジフィルムに複写した。

それぞれの正常部と異常部の $3\text{ mm} \times 3\text{ mm}$ の範囲の濃度分布を、スリット $100\ \mu\text{m} \times 100\ \mu\text{m}$ のマイクロデンシトメータでサンプリング間隔 $100\ \mu\text{m}$ で測定し、量子化 0.02 で資料を作った。

胃癌と胃かいようの系列依存性の特性はよく似ている (図 4.17)。これは癌もかいようも表面上は非常によく似ているという医学的事実と一致し



図 4.16 (a) 胃癌。中央の四角枠が異常部，左上の四角枠が正常部

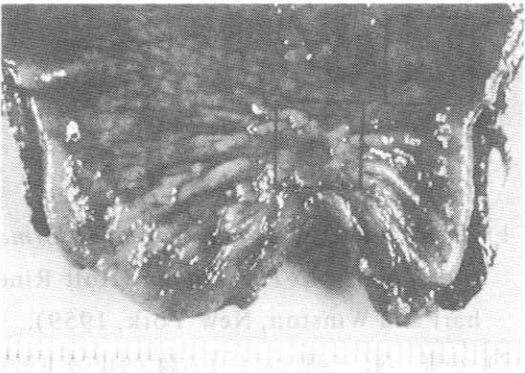


図 4.16 (b) 胃かいよう。中央の四角枠が異常部，右上の四角枠が正常部

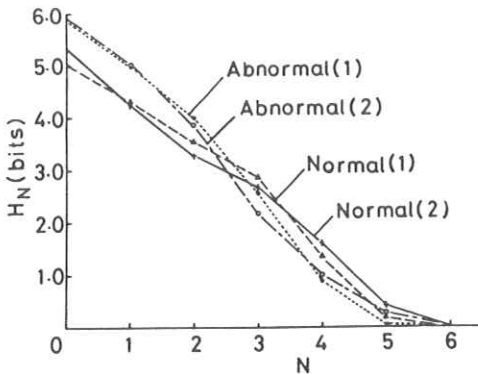


図 4.17 胃かいよう(1)と胃癌(2)の系列依存性

ている。

つぎの例として、二つの胃炎のX線写真像をとり上げた(図4.18)。それぞれの正常部，異常部の計4ヶ所をはじめの例と同じ測定条件で測定した。

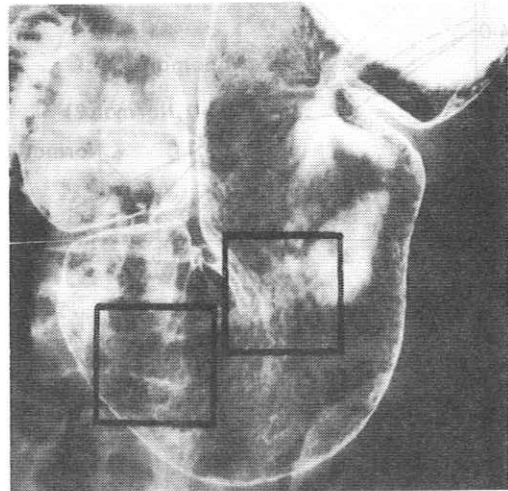


図 4.18 (a) 胃炎 (1)
左の四角枠は異常部，右の四角枠は正常部

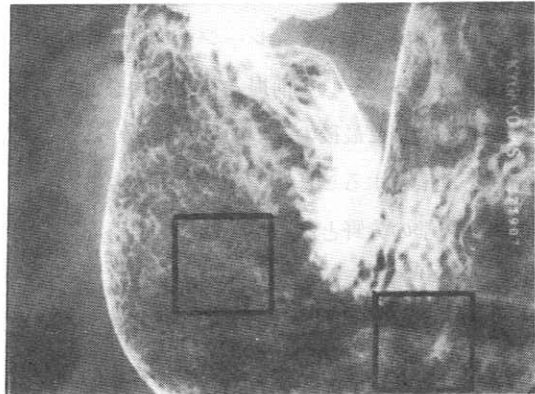


図 4.18 (b) 胃炎 (2)
左の四角枠は異常部，右の四角枠は正常部

図 4.18 の結果を図 4.19 に示しておく。図 4.19 から、正常部と考えたところの二つの系列依存性の特性はよく一致していて、異常部の特性は大き

く異なっている。これは胃炎の程度の差によるものだと考えられる。

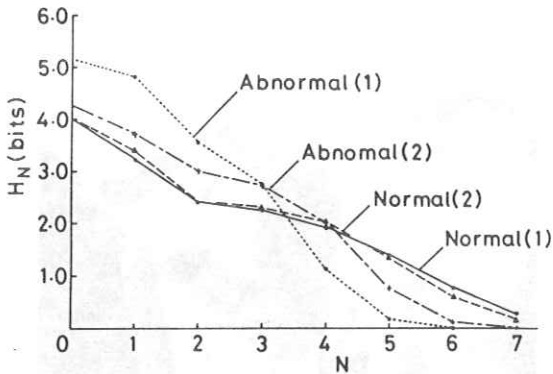


図 4.19 胃炎(1), (2)の系列依存性

4.6 おわりに

系列依存性による解析の最終的な目的は、X線医療写真像の解析であり、診断への適用である。ここでは、像の細かさについての性質は確かめられた。しかしながら、系列依存の他の性質を知るためには、多くのシミュレーションについて調べる必要がある。それを前提として適用を進めるべきである。また最後の二つの例からわかるように、画像を定量化することができると思われるが、解析には医学の分野と深くかかわることから、ドクターとの共同研究が必要である。

最近の Digital Radiography の評価について一言のべておく。写真像の S/N 比は空間周波数処理あるいは階調処理をしてもほとんど変化しない。それにもかかわらず、処理しない写真よりも階調処理をした方が見やすく、空間周波数強調処理した方が微細部が見やすくなる。これは従来の物理的評価法では説明がつかない。

低空間周波数強調をした胸部写真は、強調しな

いものにくらべて雑音は多くなるが、認知しやすい写真になることはよく知られている。すなわち、粒状性はわるくなくても信号がはっきりすることの方が認知しやすいということである。これは知覚系を通した人間のパターン認識のしわざであるが、ここにもパターンの系列依存性が定量化の道具として役立つのではなからうか。それは系列依存性はもともと人間心理において大きな役割りをした手法だからである。系列依存性の強い文章は間違えることが少なく理解しやすい。これは画像の認知についてもいえることである。非常常画像においては、系列依存性の強いパターンは認知しやすい画像であろう。それに対して弱いパターンは認知しにくい画像ということができそうである。今後の問題として期待をもっている。

文 献

- 1) F. Atteneave, *Application of Information Theory to Psychology* (Holt Rinehart and Winston, New York, 1959).
- 2) 小野 茂, 心理学における数学的方法 (培風館, 東京, 1976)。

§ 5. 拡張されたランダムドットモデル

5.1 はじめに

ランダムドットモデル(Random-dot model, 略して RDM) は、1955年に Picinboro¹⁾ および Savelli²⁾ によって提案されて以来、写真粒状が関連する多くの分野で利用されて来た。^{3,4)} しかしながら、このモデルにおいて、モデル銀粒子はフィルム面上に一様な密度で分布するものと仮定しており、したがって、量子モトル⁵⁾ やプリントモトル⁶⁾ 等のいわゆるモトルを含むような写真粒

状の解析には適用することができない。本章では、RDMに二重Poisson確率過程を適用して構成された、モトルを含むような写真粒状にも適用できるRDMについて述べる。ここでは、このモデルを拡張されたランダムドットモデル (Extended random-dot model, 略してERDM) と呼び⁷⁾これについて述べる。

5.2 モデルの構成

図5.1に示すように、 $x-y$ 平面上に、任意形

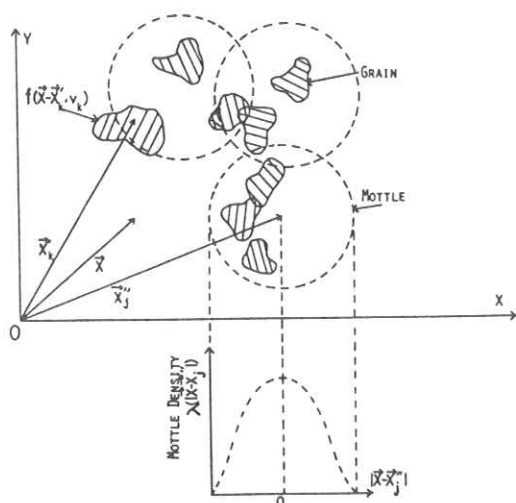


図5.1 モデルの構成

状をもつモデル粒子が、ランダムに分布しているものを考える。 $x-y$ 平面はフィルム面を、粒子はフィルムの黒化銀粒子をモデル化したものである。粒子は以下に述べる規則にしたがって、分布するものとする。まず、モデル化されたモトルを表わすものとして、関数 $\lambda(|\mathbf{x}|)$ を考える。モデル化された粒子は、モトルの中において、平均粒子密度が $\lambda(|\mathbf{x}|)$ で表わされるような不均質な密度をもつ。Poisson分布にしたがって、 $x-y$ 平

面上にランダムに分布するものとする。いい換えると、モトルの中心が、 $x-y$ 平面上 $\mathbf{x}=\mathbf{x}_j'$ に1個あるとき、粒子は、 $x-y$ 平面上において $\lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|)$ の粒子密度をもつPoisson分布にしたがって分布する。図5.1に示すように、関数 $\lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|)$ は、モトルの中心 $\mathbf{x}=\mathbf{x}_j'$ に対し回転対称と仮定する。さらに、モトルの中心 $\mathbf{x}=\mathbf{x}_j'$ は、 $x-y$ 平面上において、平均密度 Q のPoisson分布にしたがって分布するものとする。すなわち、 $x-y$ 平面上、与えられた面積 S にモトルの中心が N 個ある確率は、

$$P(N:QS) = e^{-QS} (QS)^N / N! \quad (5.1)$$

で与えられる。

つぎに、関数 $f(\mathbf{x}-\mathbf{x}_k')$ を考え、これを、 \mathbf{x}_k' に参照点をもつ粒子の位置 \mathbf{x} における点透過率を表わす。粒子は任意形状をもつものと仮定しているので、 $f(\mathbf{x}-\mathbf{x}_k')$ は確率変数となる。参照点 \mathbf{x}_k' は、円形粒子の場合の粒子の中心を一般化したものである。

いま、 $x-y$ 平面上に m 個のモトルが分布しているものとする。このとき、粒子の透過率分布を表わす $f(\mathbf{x}-\mathbf{x}_k')$ の参照点 \mathbf{x}_k' は、不均一な粒子密度分布 $\sum_{j=1}^m \lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|)$ をもつPoisson分布にしたがって分布する。すなわち、 $x-y$ 平面上、与えられた面積 s に参照点が n 個ある確率は

$$\begin{aligned} & P\left[n: \int_s \sum_{j=1}^m \lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|) d\mathbf{x}\right] \\ &= \exp\left[-\int_s \sum_{j=1}^m \lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|) d\mathbf{x}\right] \cdot \\ & \quad \left[\int_s \sum_{j=1}^m \lambda(|\mathbf{x}-\mathbf{x}_j'|) d\mathbf{x}\right]^n / n! \quad (5.2) \end{aligned}$$

となる。

ただし、 $d\mathbf{x} = dx dy$ を表わす。多少複雑な記述であるが、上記のような規則にしたがって分布

する粒子が、モトルをもつRDMを表わすことは容易に理解できる(図5.1参照)。

5.3 平均透過率の計算

まず、このモデルの平均透過率を求める。図5.2

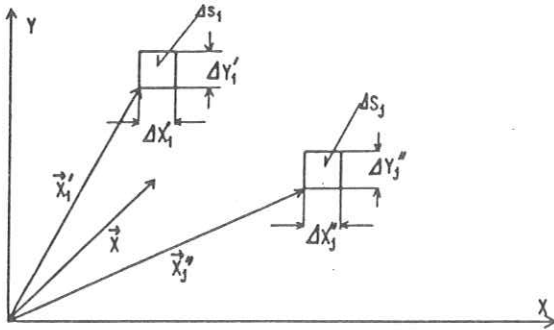


図5.2 x-y平面の分割

に示すように、x-y平面を小さな面積をもつ小細胞 $\Delta s_i = \Delta x_i \Delta y_i$

$$\Delta s_j = \Delta x_j \Delta y_j \quad (5.3)$$

に分割する。最初に、小細胞 Δs_j の中に、N個のモトルの中心がある場合の平均透過率 $\overline{t_N(\mathbf{x}, \mathbf{x}'')}$ を考える。 Δs_j の中にN個のモトルの中心がある確率は(5.1)から

$$\begin{aligned} P_N(\Delta s_j) &= P(N:Q\Delta s_j) \\ &= \exp(-Q\Delta s_j)(Q\Delta s_j)^N / N! \end{aligned} \quad (5.4)$$

で与えられる。 Δs_j の中にN個のモトルの中心がある場合、 Δs_i の中にn個の粒子の参照点がn個ある確率は、(5.2)から

$$\begin{aligned} P_n(\Delta s_i) &= \exp[-N \int_{\Delta s_i} \lambda(|\mathbf{x}''' - \mathbf{x}_j''|) d\mathbf{x}'''] \\ &\quad \times [N \int_{\Delta s_i} \lambda(|\mathbf{x}''' - \mathbf{x}_j''|) d\mathbf{x}''']^n / n! \\ &= P[n:N\sigma(\mathbf{x}'_i, \mathbf{x}_j'')] \end{aligned} \quad (5.5)$$

となる。ただし

$$\sigma(\mathbf{x}'_i, \mathbf{x}_j'') = \int_{\Delta s_i} \lambda(|\mathbf{x}''' - \mathbf{x}_j''|) d\mathbf{x}''' \quad (5.6)$$

を表わし、また(5.5)においては、Poisson分布の加法性を用いた。このとき、小細胞 Δs_i の中に粒子の参照点がn個あれば、この粒子による \mathbf{x} における点透過率 $t_n(\mathbf{x})$ は、

$$t_n(\mathbf{x}) = \prod_{k=1}^n \underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k) \quad (5.7)$$

となる。

したがって、参照点を小細胞 Δs_i にもつ粒子の寄与による点透過率 $t_n(\mathbf{x})$ の平均値 $\overline{t_n(\mathbf{x})}$ は

$$\overline{t_n(\mathbf{x})} = \sum_{n=0}^{\infty} \{ P_n(\Delta s_i) \prod_{k=1}^n [\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k)] \} \quad (5.8)$$

となることわかる。それぞれの小細胞に参照点をもつ粒子が、平均透過率 $\overline{t_N(\mathbf{x}, \mathbf{x}'')}$ におよぼす寄与は、独立事象と考えられる。したがって、次式

$$\begin{aligned} \overline{t_N(\mathbf{x}, \mathbf{x}'')} &= E_v \left\{ \lim_{\Delta s_i \rightarrow 0} \left[\prod_{i=1}^{\infty} \left(\sum_{n=0}^{\infty} \{ P_n(\Delta s_i) \times \right. \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \left. \left[\prod_{k=1}^n \underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k) \right] \right) \right] \right\} \end{aligned} \quad (5.9)$$

を得る。ただし、 E_v は、確率変数 $\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k)$ に関する平均をとる操作を表わす。(5.9)において、粒子の透過率を表わす確率変数 $\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k)$ は、それぞれ独立と仮定すると、(5.9)において E_v の操作を先に実行することができる。すなわち、

$$\begin{aligned} E_v \left\{ \prod_{k=1}^n [\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k)] \right\} &= \prod_{k=1}^n \{ E_v[\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_k)] \} \\ &= [\overline{f(|\mathbf{x} - \mathbf{x}'_i|)}]^n \end{aligned} \quad (5.10)$$

となる。ここで、 $\overline{f(|\mathbf{x} - \mathbf{x}'_i|)}$ は、 $\underline{f}(\mathbf{x} - \mathbf{x}'_i)$ の集合平均を表わし、 \mathbf{x}'_i に関し回転対称と仮定した。また、 Δs_i の面積が非常に小さいので、 $\mathbf{x}'_k = \mathbf{x}'_i$ が成立することをを用いた。(5.10)を(5.9)に代入し、次式の関係

$$\sum_{n=0}^{\infty} P_n(\Delta S_j) \overline{[f(|x-x'_i|)]^n} = \exp[-N\sigma(x'_i, x''_j)] \times \{1 + N\sigma(x'_i, x''_j) \overline{f(|x-x'_i|)} + [N\sigma(x'_i, x''_j) \overline{f(|x-x'_i|)}]^2 / 2! + [N\sigma(x'_i, x''_j) \overline{f(|x-x'_i|)}]^3 / 3! \dots\} \quad (5.11)$$

および

$$\lim_{\Delta S_j \rightarrow 0} \left[\prod_{i=1}^{\infty} \left\{ \exp(-[1 - \overline{f(|x-x'_i|)}]) \times N\sigma(x'_i, x''_j) \right\} \right] = \exp \left\{ -\int N [1 - \overline{f(|x-x''|)}] \times \lambda(|x' - x''|) dx' \right\} \quad (5.12)$$

を用いると、平均透過率 $\overline{t_N(x, x''_j)}$ として、

$$\overline{t_N(x, x''_j)} = \exp \left\{ -\int N [1 - \overline{f(|x-x''|)}] \times \lambda(|x' - x''|) dx' \right\} \quad (5.13)$$

を得る。さて、中心を小細胞 ΔS_j にもつモトルからの寄与にもとづく透過率の平均値 $\overline{t(x, x''_j)}$ は、次式のように表わすことができる。

$$\overline{t(x, x''_j)} = \sum_{N=0}^{\infty} [P_N(\Delta S_j) \overline{t_N(x, x''_j)}] \quad (5.14)$$

(5.14) を (5.13) に代入し、(5.11) と全く同様の関係式を用いると、 $\overline{t(x, x''_j)}$ は結局

$$\overline{t(x, x''_j)} = \exp[-Q \Delta S_j \int_{(1-e^{-\int \{ -f[1-f(|x-x''|)] \lambda(|x'-x''|) dx' \}} \times dx'')] \quad (5.15)$$

となる。各小細胞 ΔS_j が平均透過率 T におよぼす寄与は、それぞれ独立事象と考えられるので、このモデルの平均透過率 T は

$$T = \lim_{\Delta S_j \rightarrow 0} \left\{ \prod_{j=1}^{\infty} \overline{t(x, x''_j)} \right\} = \exp[-Q \int_{(1-e^{-\int \{ -f[1-f(|x-x''|)] \lambda(|x'-x''|) dx' \}} \times dx'')] \quad (5.16)$$

となる。(5.16) は ERDM の平均透過率の厳密な表現である。

5.4 透過率の自己相関関数

用いた仮定から、透過率の自己相関関数が回転対称の性質をもつことは明らかである。自己相関関数は、距離 l 離れた 2 点における透過率の積として表わすことができる。

$$\Phi(l) = E[t(x) t^*(x+l)] = \overline{t(x) t^*(x+l)} \quad (5.17)$$

ここで、* は複素共役を示す。平均透過率を求めたときと全く同じように考えれば、(5.17) は次式のように書き表わすことができる。

$$\Phi(l) = \lim_{\Delta S_j \rightarrow 0} \left[\prod_{j=1}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} \{ P_n(\Delta S_j) E_v(F) \} \right] \quad (5.18)$$

ただし、

$$F = \lim_{\Delta S_j \rightarrow 0} \left\{ \prod_{i=1}^{\infty} \sum_{n=0}^{\infty} (P_n(\Delta S_j) \times \left\{ \prod_{k=1}^n [\overline{f(x-x'_k)} \overline{f^*(x+l-x'_k)}] \right\}) \right\} \quad (5.19)$$

である。(5.11) (5.12) と同じような関係式を用いれば、(5.18) は結局

$$\Phi(l) = [-Q \int_{(1-e^{-\int \{ -f[1-f(x-x'') \overline{f^*(x+l-x'')} \lambda(|x'-x''|) dx' \}} \times dx'')] \quad (5.20)$$

となる。(5.20) は ERDM の透過率の自己相関関数の厳密な表現である。また、透過率ゆらぎの自己相関関数 $\phi(l)$ は

$$\phi(l) = \Phi(l) - T^2 \quad (5.21)$$

として求めることができる。

5.5 近似表現

(5.16) および (5.20) で求めた、ERDM の平均透過率および自己相関関数の厳密な表現は、

積分を含んでおり、とくに自己相関関数の値を求めるには、面積分を2回実行する必要がある、容易ではない。ここでは、適当な条件のもとでは、使いやすい近似表現について述べる。まず、モトルの中において、粒子は平均密度 q で一様に分布するものとする。すなわち

$$\lambda(|x-x'_j|) = \begin{cases} q, & |x-x'_j| \leq R \\ 0, & |x-x'_j| > R \end{cases} \quad (5.22)$$

とする。さらに粒子はすべて円形で同じ大きさとし、透過率も一定とする。すなわち

$$\underline{f}(x-x'_k) = \overline{f(|x-x'_k|)} = \begin{cases} f, & |x-x'_k| \leq r \\ 1, & |x-x'_k| > r \end{cases} \quad (5.23)$$

とする。(5.22)(5.23)において、 R および r は、それぞれ、モトルおよび粒子の半径を表わす。さらに、モトルの大きさは粒子のそれに比で十分大きいものとする。すなわち

$$r/R \ll 1 \quad (5.24)$$

上記の条件のもとでは、(5.16)(5.20)の積分は近似的に簡単な関数で表わすことができ、平均透過率および自己相関関数は次式のように近似表現することができる。(詳しくは、文献(7)(8)参照)

$$T = \exp(-QA \{1 - e^{-(1-f)qa}\}) \quad (5.25)$$

$$\begin{aligned} \Phi(\ell) = & \exp(-2QA \{1 - \alpha[1/(2R)]\}) \\ & \times [1 - e^{-(1-f)qa} \{1 - \alpha[1/(2r)]\} \\ & - (1-f^2)qa\alpha[1/(2r)]] \\ & \times \exp(-QA\alpha[1/(2R)]) \\ & \times [1 - e^{-2(1-f)qa} \{1 - \alpha[1/(2r)]\} \\ & - (1-f^2)qa\alpha[1/(2r)]] \end{aligned} \quad (5.26)$$

ただし、

$$A = \pi R^2, \quad a = \pi r^2 \quad (5.27)$$

および

$$\alpha(x) = \begin{cases} \frac{2}{\pi} [\cos^{-1}(x) - x(1-x^2)^{1/2}] \\ 0 \end{cases} \quad (5.28)$$

である。(5.25)および(5.26)は、それぞれ平均透過率および透過率の自己相関関数の近似表現である。

5.6 RDMとの比較

ERDMの近似表現(5.25)(5.26)を従来のRDMの結果と比べてみる。RDMの平均透過率および透過率の自己相関関数は、それぞれ

$$T_R = \exp[-(1-h)d\pi r^2] \quad (5.29)$$

および

$$\begin{aligned} \Phi_R(\ell) = & T_R T_R^* \times \\ & \exp\{(1-h)(1-h^*)d\pi r^2 \alpha[1/(2r)]\} \end{aligned} \quad (5.30)$$

で表わされる。ここで、 h は粒子の透過率、 d は平均粒子密度、 r は粒子の半径を表わす。

(5.25)と(5.29)を比べると、ERDMの平均透過率は、RDMにおいて、パラメータを

$$\pi r^2 = A, \quad d = Q, \quad h = \exp[-(1-f)qa] \quad (5.31)$$

としたものに一致することがわかる。すなわち、(5.31)のような大きな粒子がランダムに分布した場合の結果に等しくなる。また、粒子の密度が非常に小さい場合、すなわち $qa \ll 1$ のとき、(5.25)は近似的に

$$T \approx T_a = \exp[-(1-f)QAqa] \quad (5.32)$$

となる。この場合は、粒子密度 $d = QAq$ 、粒子の透過率 f のRDMの結果と同じになる。つぎに、自己相関関数について考える。まず、相関長 ℓ が

粒子の直径に比べ小さいとき、(5.28)より、 $\alpha[1/(2R)] \approx 1$ とすることができる。このとき(5.26)は、近似的に

$$\begin{aligned} \Phi(\ell) = & T_a T_a^* \exp \{ (1-f)(1-f^*) \\ & \times QAqa\alpha[\ell/(2r)] \}, \\ & \ell/(2r) \ll 1 \quad (5.33) \end{aligned}$$

と書くことができる。また、 ℓ が粒子の直径に比べ大きいとき、 $\alpha[\ell/(2r)] \approx 0$ とすることができるから、(5.26)は近似的に

$$\begin{aligned} \Phi(\ell) = & T_a T_a^* \exp \{ [1 - e^{-(1-f)qa}] \times \\ & [1 - e^{-(1-f^*)qa}] QA\alpha[1/(2R)] \} \\ & \ell/(2R) \gg 1 \quad (5.34) \end{aligned}$$

となる。(5.33)および(5.34)を(5.30)と比べると、相関長が粒子の直径に比べ十分小さいとき、ERDMの自己相関関数は、粒子密度QAq、粒子の面積a、粒子の透過率fをもつRDMの自己相関関数と似ている。相関長が粒子の直径に比べ十分大きい時、ERDMの自己相関関数は、粒子密度Q、粒子の面積A、粒子の透過率 $\exp[-(1-f)qa]$ をもつRDMのそれと似ていることがわかる。

5.7 数値計算例

(5.22)(5.23)の条件のもとでのERDMの数値計算例を示す。ここで、モトルの強さ(集落の強さ)を表わす指標としてモトル係数 M_C 、およびモトルの大きさを表わす指標としてモトルサイズ M_S を

$$M_C = q/Q, \quad M_S = R/r \quad (5.35)$$

として定義する。 $M_C = 0$ 、 $M_S = \infty$ の場合が従来のRDMに対応する。図5.3に、平均透過率 $T = 0.5$ 、 $M_S = 10$ とし、 M_C をパラメータとした

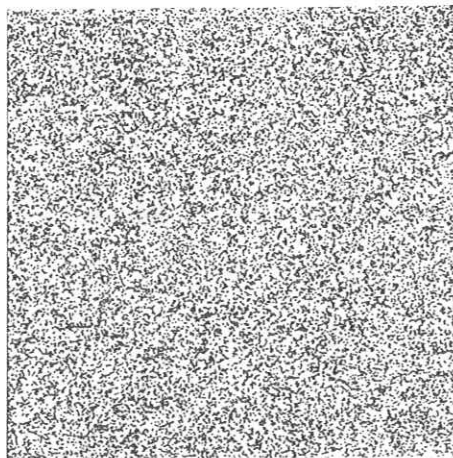


図 5.3 (a) ERDMのパターン ($M_C=0, M_S=\infty$)

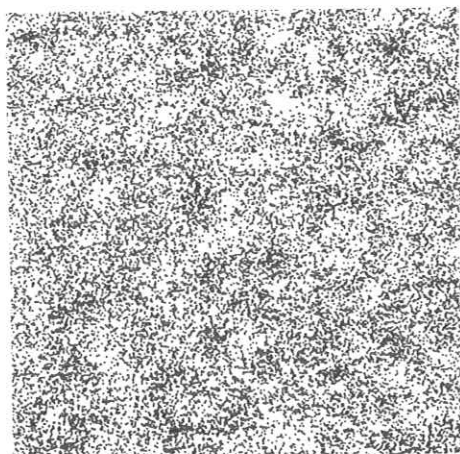


図 5.3 (b) $M_C = 1, M_S = 10$

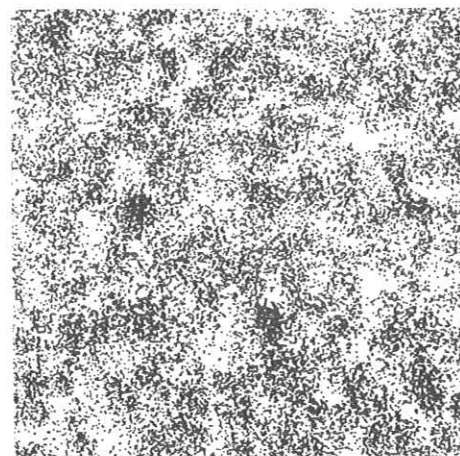


図 5.3 (c) $M_C = 5, M_S = 10$

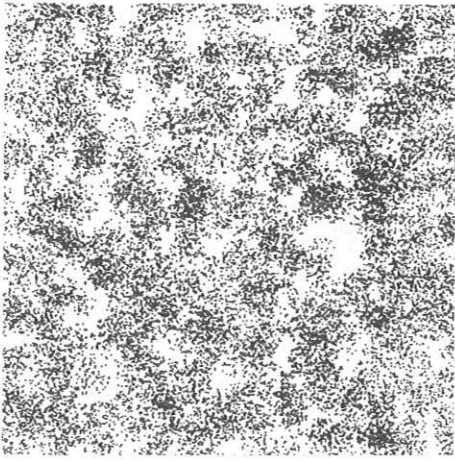


図 5.3(d) $M_C = 10, M_S = 10$

ERDMの計算機による作成結果を示す。図 5.3 (a)がRDMと一致する。ERDMの平均透過率の数値計算例を図 5.4 に示す。実線は、(5.16) を数値積分した値を表わし、破線は(5.25) の近似表現の値を表わす。図からわかるように、 M_C が増加しても平均透過率の値はあまり変わらず、また、 $M_S > 5$ であれば、近似表現(5.25)は、ほと

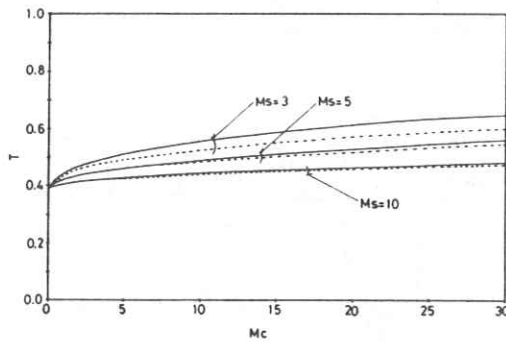


図 5.4 平均透過率 \bar{T}

んど厳密表現に一致することがわかる。同じく透過率ゆらぎの自己相関関数 $\phi(\ell)$ の数値計算例を図 5.5 に示す。白丸印は(5.15)(5.16) を数値積分し

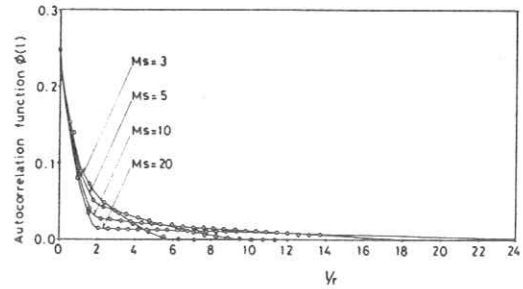


図 5.5 透過率ゆらぎの自己相関関数 $\phi(\ell)$

て求めた値を、実線は(5.25)(5.26) の近似表現の値を示している。図からわかるように $M_S > 5$ であれば、近似表現の値は、厳密な表現にほとんど一致することがわかる。近似表現の値を用いて、次式

$$W_t(\omega) = 2\pi \int_0^{\infty} \phi(\ell) J_0(2\pi\omega\ell) d\ell \quad (5.36)$$

によって求めた、Wiener スペクトルの数値計算例を、 M_S をパラメータとして図 5.6 に、 M_C をパラメータとして図 5.7 に示す。ただし、 $J_0(x)$

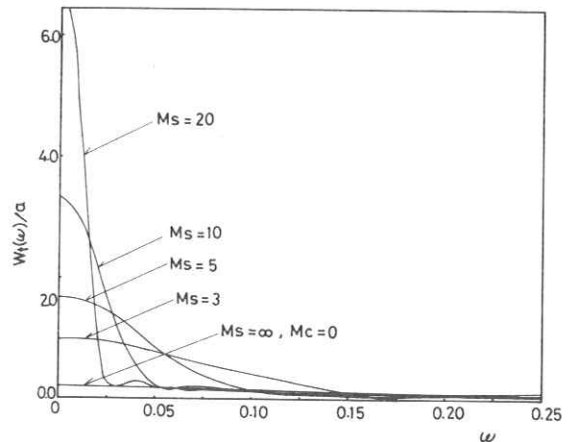


図 5.6 Wiener スペクトル

は零次の Bessel 関数, ω は空間周波数を表わす。図からわかるように, M_S および M_C の増加にしたがって, 高空間周波数領域の値はあまり変わらないが, 低空間周波数領域の値は大きく増加することがわかる。

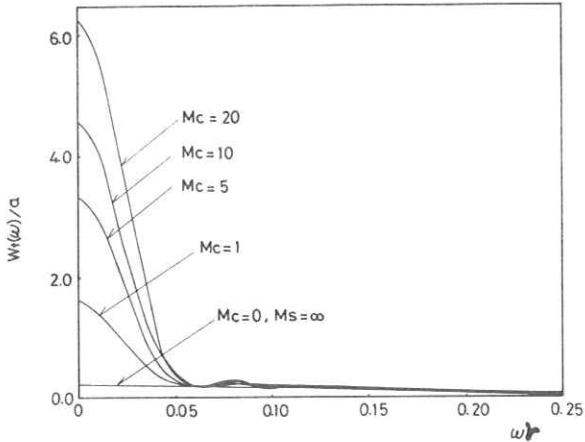


図 5.7 Wiener スペクトル

5.8 おわりに

モトルを含むようなフィルム粒状の解析に適用できる拡張されたランダムドットモデルについて述べた。実際のフィルムの測定結果との比較については文献(8)を参照されたい。

文 献

- 1) B. Picinboro, *Compt. Rend.* **240**, 2206 (1955).
- 2) M. Savelli, *Compt. Rend.* **244**, 3605 (1958).
- 3) L. Celaya and S. Mallick, *J. Opt. Soc. Am.* **69**, 278 (1979).
- 4) J. W. Goodman, *J. Opt. Soc. Am.* **57**, 493 (1967).
- 5) K. Rossmann, *Am. J. Roent.* **90**, 863 (1963).

- 6) K. F. Stults and H. J. Zweig, *J. Opt. Soc. Am.* **49**, 639 (1959).
- 7) K. Tanaka and S. Uchida, *J. Opt. Soc. Am.* **73**, 1312 (1983).
- 8) 田中嘉津夫, 内田 勝, *応用物理*, **52**, 260 (1983)

§ 6. 濃度一有効露光量変換の新しい方法と MTF

6.1 はじめに

撮像系の評価法の一つに MTF がある。MTF は鮮鋭度を評価するものであり, その基礎をフーリエ解析においている。現在ではこの方法が広く用いられ, 多くの成果を上げてきている¹⁾。しかし, 放射線領域においては MTF の測定法に種々の問題が存在する。

MTF の測定法のうち, スリット法には濃度依存性の問題点が, チャート法には結果がスリット法のものよりかなり小さいという問題点が存在する。これらについての原因と解決法について述べる。

6.2 スリット法

6.2.1 スリット法の問題点

スリット法は別名フーリエ変換法ともよばれるように, MTF をインパルス応答のフーリエ変換から求めるものであり, 次式で示される。

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp(-j2\pi\omega x) dx \quad (6.1)$$

ここで, $f(x)$ は線像強度分布 (Line Spread Function, 以下 LSF と書く) であり, $F(\omega)$ はレスポンス関数である。 $F(\omega)$ の絶対値をとったものが MTF である。

実際の測定では線像濃度分布が得られる。濃度

は非線形であり、フーリエ変換を行なうために、特性曲線を用いて線形なLSFに変換しなければならない。

このスリット法には、MTFがスリット像のピーク濃度によって異なるという問題があり、これをMTFの濃度依存性と呼ぶ。この問題については、すでにK. Strublerらによって濃度依存性はないという論文が出されている²⁾が、後述するように、今回の実験では濃度依存性がみられた。

MTFの逆フーリエ変換がLSFであるから、LSFの濃度依存性について考えれば十分である。LSFの濃度依存性の原因を濃度-有効露光量変換にあるとして、新しい濃度-有効露光量変換の方法を開発し、これらの濃度依存性について実験を行なった。

6.2.2 H-D曲線とU曲線

濃度-有効露光量変換は特性曲線を用いて行なう。

従来から用いられている特性曲線はH-D

(Hurter-Driffield) 曲線であり、今回新たに開発した特性曲線はU (Uchida) 曲線とよぶ。これらの関係を図6.1に示す。

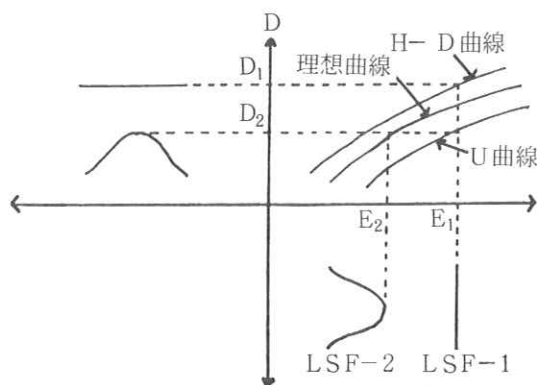


図6.1 特性曲線

図6.1において、X線管の曝射量を E_1 とする。フィルム系とX線管の間に何もおらずにX線 E_1 を曝射したとき、フィルムの濃度を D_1 とする。同じ E_1 に対して、フィルム系上にスリットをおいてX線を曝射したとき、フィルムのスリット像のピーク濃度を D_2 とする。ある一定の範囲内では D_2 は D_1 より小である。このことから線像濃度分布に対応するLSFは、ピークが E_1 より小さいと考えられる。これを真のLSFとし、LSF-2で表わす。

H-D曲線は E_1 と D_1 の交点をプロットし、これを種々の E_1 について行なうことから得られる³⁾。これに対し、U曲線は D_1 の代わりに D_2 を用いる。すなわち、スリット像のピーク濃度をプロットするのである。理想的な特性曲線を図6.1に示してあるが、これは D_2 と E_2 の交点から得られるものである。しかし E_2 を知ることは困難なので、露光量が線形であることを利用して、 E_2 の代わりに E_1 を用いたものがU曲線である。理想曲線とU曲線は、一方の目盛の尺度を変化させれば他方と一致する。すなわち、理想曲線とU曲線は、露光量に関して定数倍の違いだけである。したがって、線像濃度分布を理想曲線で変換したLSF-2と、U曲線で変換したLSF-1も露光量に関して定数倍だけの違いだけである。MTFを求めるときには正規化が行なわれるのでLSF-1とLSF-2の定数倍の違いは相殺され、結果には影響しない。

スリット濃度-有効露光量変換にH-D曲線が適用できなくてU曲線を用いる理由はつぎの通りである。それはX線入力と受光系出力の間の伝達系がH-D曲線では単に空間であるに反し、U曲

線では $10\ \mu\text{m}$, $30\ \mu\text{m}$ などのスリットであるということである。したがって X 線伝達系をスリットとする U 曲線が必要となる。

6.2.3 実験方法

実験は、H-D 曲線、U 曲線の作成および線像濃度分布測定について行なった。また、対象を増感紙-フィルム系とし、増感紙は LT II, フィルムは RX を用いた。

H-D 曲線および U 曲線の作成については 6.2.2 H-D 曲線と U 曲線にしたがう。露光量の変化には曝射時間を変化させる Time-scale 法と FFD (Focus-Film Distance) を変化させる Intensity scale 法があるが、増感紙の時間特性の問題から、曝射時間を一定として FFD を変化させる Intensity scale 法を用いた。ここで、露光量 E と FFD の関係は

$$E \propto (\text{FFD})^{2.12} \quad (6.2)$$

とした。⁴⁾ また、後述するように U 曲線には基礎露光がされている。

線像濃度分布測定についてはピーク濃度 1.0, 1.5, 2.0 のものをマイクロデンシトメーターを用いて、X-T ペンレコーダーに記録した。記録紙の読みとりは $18\ \mu\text{m}$ 毎に行なった。また、truncation error をさけるために基礎露光法を用いた。基礎露光法は、あらかじめカブリより多少高い濃度になるような一様露光 (基礎露光) を与えて、カブリの影響をなくすものである。基礎露光分は露光量の領域で除去される。すなわち、ベース濃度を変換した露光量が LSF の零値となる。H-D 曲線による変換ではこの方法を用いた。別の方法として、基礎露光を特性曲線作成時にも行なっておけば、濃度-有効露光量変換のときに基

礎露光分を除去できる。U 曲線による変換ではこの方法を用いた。この基礎露光法を用いるについて、濃度の間けつ効果をたしかめたが、その影響は認められなかった。

6.2.4 結果および考察

特性曲線について、H-D 曲線を図 6.2 に、U 曲線を図 6.3 に示す。これらの露光量は実スケ-

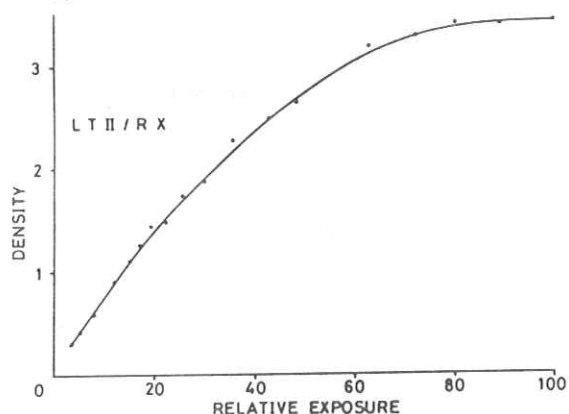


図 6.2 H-D 曲線 (LT II / RX)

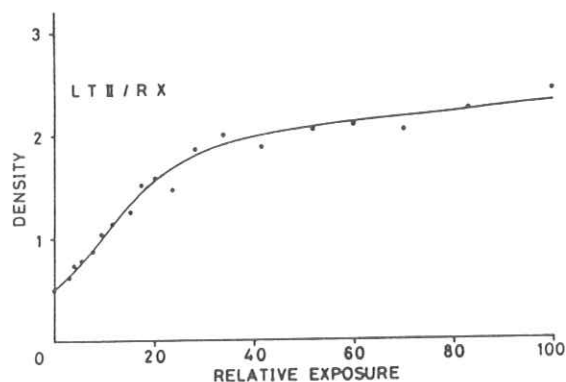


図 6.3 U 曲線 (LT II / RX)

ルで表わされている。また、露光量は相対値であり、基準となる FFD および曝射時間が両者で異なるので、絶対値は異なる。そこで、露光量の絶対値を考慮したものを図 6.4 に示す。

図 6.4 からは同じ露光量であっても、一様曝射

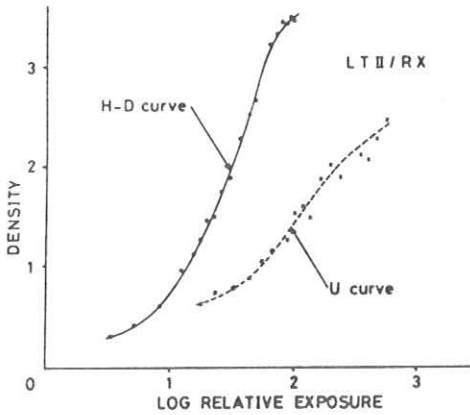


図 6.4 H-D 曲線と U 曲線

とスリットを用いた曝射ではフィルム濃度が異なることがわかる。スリットの方はかなり濃度が低くなっている。また、H-D 曲線と U 曲線を比較すると、基礎露光の有無を考慮しても、単に平行移動して重なるものではないことがわかる。このことは図 6.2 と図 6.3 から明らかである。図 6.2 の H-D 曲線は、濃度 2 まではほぼ直線であり、それ以後も濃度 3 を越えるまでは大きな曲がりは見られない。これに対し、図 6.3 の U 曲線からは、濃度 1.4 まではほぼ直線であるが、以後は濃度 2 まで大きな曲がり方を示している。このことは、明らかに H-D 曲線と U 曲線が異質のものであることを示している。

線像濃度分布を測定し、H-D 曲線によって L S F に変換したものを図 6.5 に示し、U 曲線によって L S F に変換したものを図 6.6 に示す。また、これらの半値幅を表 6.1 に、代表点における L S F 値を表 6.2 に示す。これらの L S F はピーク露光量で正規化されている。

図 6.5 からは、線像のピーク濃度が上昇すると、L S F のふくれ方が大きくなるのがわかる。とく

にピーク濃度 2.0 のものは他のものよりふくれ方が大きい。これによって、ピーク濃度 2.0 前後の特性曲線の特性に問題があることがわかり、このことは H-D 曲線と U 曲線の考察とも一致する。図 6.6 からは L S F がほぼ一致していて、濃度依

表 6.1 半 値 幅

ピーク濃度	H-D 曲線変換	U 曲線 変換
1.0	117 μm	135 μm
1.5	124 μm	130 μm
2.0	188 μm	130 μm

表 6.2 L S F の 値

H-D 曲線変換

距 離	濃度 1.0	濃度 1.5	濃度 2.0
54 μm	0.495	0.544	0.782
108 μm	0.234	0.265	0.446
162 μm	0.092	0.132	0.249

U 曲線変換

距 離	濃度 1.0	濃度 1.5	濃度 2.0
54 μm	0.573	0.560	0.598
108 μm	0.285	0.305	0.310
162 μm	0.117	0.160	0.101

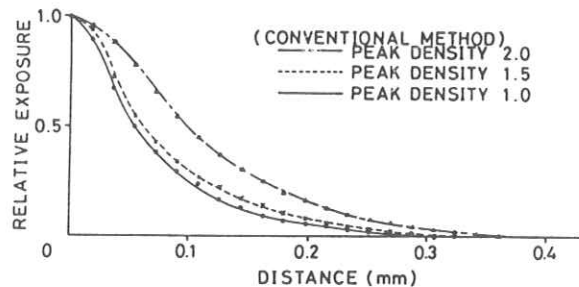


図 6.5 H-D 曲線変換による L S F

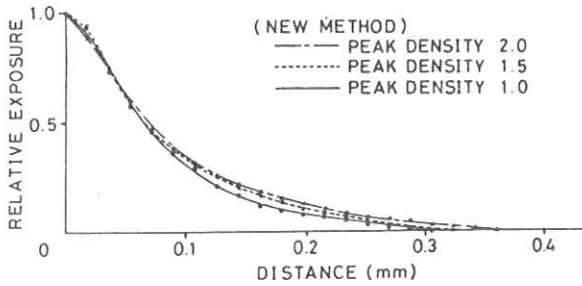


図 6.6 U 曲線変換による L S F

存性がみられないことがわかる。

つぎに、L S F をフーリエ変換して M T F を求めたものを図 6.7 に示す。U 曲線を用いて得られ

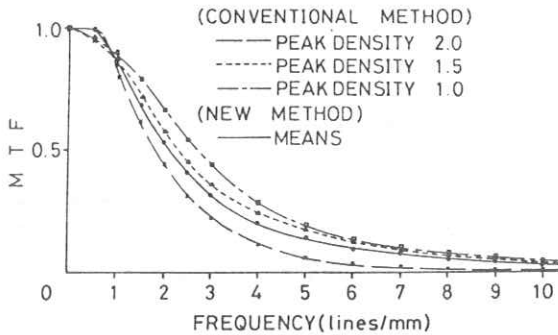


図 6.7 スリット法による M T F

た L S F は、その差がほとんどないので、平均してからフーリエ変換を行なった。U 曲線を用いる方法は H-D 曲線を用いる方法とまったくかけはなれた値が得られるわけではないことがわかる。

6.2.5 まとめ

U 曲線を用いる濃度-有効露光量変換は、スリット法における M T F の濃度依存性の除去に関して有効である。

6.3 チャート法

6.3.1 チャート法の問題

コントラスト C は

$$C = \frac{\frac{1}{2}(a-b)}{\frac{1}{2}(a+b)} = \frac{B}{A} \quad (6.3)$$

で定義される。ただし、チャートの最も明るい部分を a、最も暗い部分を b とする。また、A は直流分、B は交流分と呼ばれる。

入力コントラストを C、出力コントラストを C' とするとレスポンス R は

$$R = \frac{C'}{C} \quad (6.4)$$

で定義される。

チャート法は、各空間周波数毎の明暗のチャートを用いて、式 (6.4) の定義によって M T F を求める方法である。測定には矩形波チャートが用いられ、得られる矩形波レスポンスは Coltman の式を用いて正弦波レスポンスに変換される⁵⁾。

チャート法には、結果がスリット法のものよりかなり小さいという問題点がある。

この原因は、光学の直輸入から考えて、入力コントラスト C = 1 としているからであると考えられる。ここでは入力コントラストをフィルムによって求め、入力で割る場合と入力を 1 とする場合、スリット法による M T F との比較を行なった。

6.3.2 入力コントラスト

入力コントラストを求めるためには、理想的には写真乾板を用いるのがよい。しかし、写真感度が低いため条件が困難であること、フィルムの M T F がチャートの空間周波数範囲ではほぼ 1 であることなどから乾板のかわりに X 線フィルムを用いる。X 線フィルムで得たチャートのコントラストを入力コントラスト C とする。

また、チャート法においても濃度を有効露光量に変換しなければならないが、U 曲線は横軸の距離方向だけを補正するものであり、縦軸の露光量方向への補正は行なわれない。コントラストは振幅

の上限值と下限値だけが意味をもつので、U曲線を用いる必要はない。

6.3.3 実験方法

まずRXフィルムのH-D曲線をIntensity scale法によって作成した。LT II/RXのH-D曲線については6.2.4チャート法の項で作成したものを使用した。

つぎに、最低空間周波数のチャート像のピーク濃度が1.0, 1.5, 2.0, 2.5になるようにRX LT II/RXのそれぞれについて撮影した。除算を行なうときは、入力と出力でピーク濃度が同じものについて行なった。これは、濃度依存性を調べるためである。

6.3.4 結果および考察

RXのH-D曲線を図6.8に示す。また、入力コントラスト $C=1$ としたときのMTFを図6.9に、入力コントラスト C で出力コントラスト C' を割ったものを図6.10に示す。

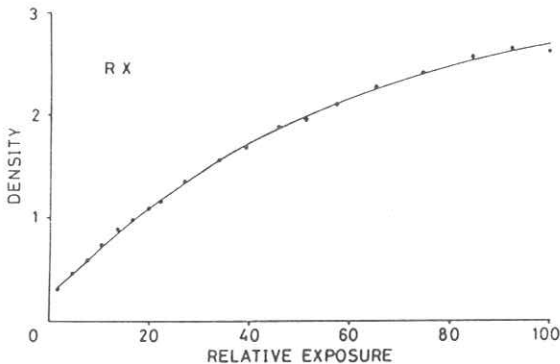


図6.8 H-D曲線 (RX)

図6.9, 6.10 からわかるように、チャート法では濃度依存性はみられない。

チャート法およびスリット法によるMTFを図6.11に示す。

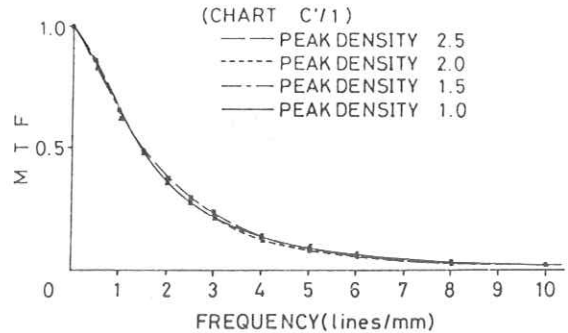


図6.9 $C'/1$ によるMTF

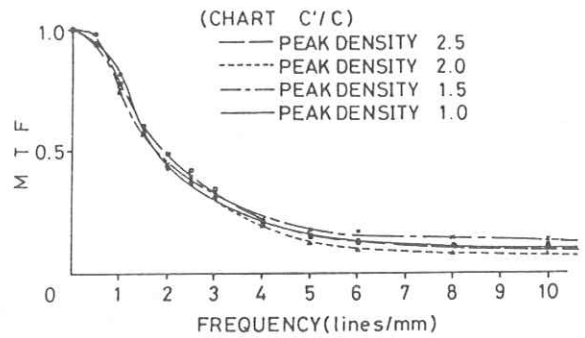


図6.10 C'/C によるMTF

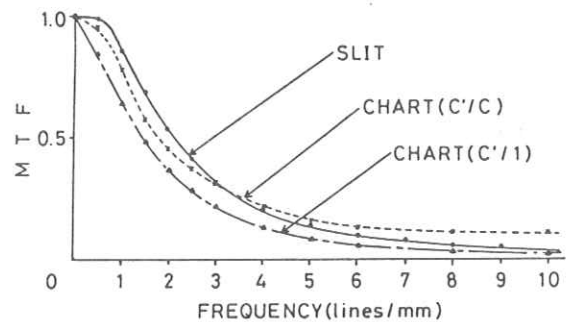


図6.11 チャート法・スリット法によるMTF

入力を考慮したチャート法によるMTFは、入力を1としたものにくらべてかなり改善され、スリット法によるものと近い値を示している。しかし、一致しているとはいえない。これは、高周波部においては、コルトマン補正が第1項だけしか

文 献

とれないので補正できていないこと、低周波部においては散乱線の影響が除去されていないことが理由としてあげられる。これらの影響を取り除けば、入力を考慮したチャート法とスリット法で結果が一致するものと考えられる。

6.3.4 まとめ

チャート法においては入力コントラストを考慮することによってスリット法に近い結果が得られる。散乱線等の影響等を除くことおよび矩形波レスポンスの波尾を指数関数で外挿し、これにColtmanの補正を十分適用すれば、両者は一致するものと考えられる。

6.4 おわりに

スリット法、チャート法のそれぞれについて問題点をあげ、その解決法を示した。今後は濃度一有効露光量変換の統一的な解釈と適用が重要となるであろう。

- 1) K. Strubler, K. Doi and K. Rossmann, *Phys. Med. Biol.* **18**, 219 (1973).
- 2) 画像分科会常任委員会, 日本放射線技術学会雑誌, **39**, 240 (1983).
- 3) A. G. Haus and K. Rossmann, *Radiology* **94**, 673 (1970).
- 4) H. Fujita and S. Uchida, *Jpn. A. Appl. Phys.* **20**, 227 (1981).
- 5) J. W. Coltman, *J. Opt. Soc. Am.* **44**, 468 (1954).



総合医用画像診断の未来へ挑戦する
サクラ医療用製品

○ 小西六写真工業株式会社

本社/160 東京都新宿区西新宿1 26 2 ☎03(348)8111(大代)
関西支社 542 大阪市南区周防町28 1 ☎06(252)5246(大代)
名古屋営業所☎052(231)6241代/福岡営業所☎092(451)4811代
札幌営業所☎011(261)0261代/仙台営業所☎0222(21)1651代
広島営業所☎082(244)5246代/高松営業所☎0878(22)8366代

R. I. I. 研究会

会 長 内田 勝
顧 問 立入 弘, 高橋信次
常任委員 金森仁志, 佐々木常雄, 竹中栄一, 津田元久, 長谷川 伸, 山下一也
委 員 飯沼 武, 木下幸次郎, 佐藤孝司, 佐柳和男, 杉本 博, 高野正雄
滝沢正臣, 中森伸行, 三浦典夫, 矢仲重信, 山崎 武
監 事 速水昭宗, 光田秀雄

編 集 後 記

異常寒波, 異常降雪の冬も終わり, おくれて新緑の季節となりました。この研究会も, おそまきながら, いよいよ学会に名称変更することを総会に提案することになりました。今後の発展のために, 会員の皆様方の御協力をお願いします。(K)

放射線像研究

発行 昭和五十九年六月

編集者 金森 仁志

〒606

京都市左京区松ヶ崎
京都工芸繊維大学電気工学科内

電話 ○七五―七九一―三三二一
内線 五八五

発行所 R I I 研究会

発行者 山 下 一 也

〒560

豊中市兼山町一―一
大阪大学医療技術短期大学部
電話 ○六一八五五―二二八一

印刷所

京都市左京区下鴨高木町
株式会社 北斗プリント社
電話 ○七五―七九一―六二二五