

放射線像研究

VOL 10. No. 1. (通巻 62 号) 1980年 2月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1 頁
特別講演資料	
胸部 X 線像のパターン認識における最近の動向	
名大工学部 長谷川純一, 福村晃夫	
豊橋技科大 鳥脇純一郎	
論 文	
63-1 診断領域における X 線スペクトルの検討	16 頁
— Scole - Birch の理論による照射野内スペクトルの計算 —	
愛知医大 小林嘉雄, 宮田伸樹, 綾川良雄	
名大医学部 西沢邦秀, 前越 久, 小原 健	
63-2 X 線減弱データからのスペクトル分布の推定	23 頁
大阪電通大 富永昌治	
63-3 希土類増感紙—オルソフィルムシステムの相反則不軌特性	30 頁
岐阜高専 藤田広志	
西濃健保 横山三吉	
岐阜大工学部 内田 勝	
63-4 エントロピー法による反転 X 線フィルム粒状性の評価	38 頁
岐阜高専 藤田広志, 石井健裕, 宮田伸二	
岐阜大工学部 福井政次, 内田 勝	
西濃健保 横山三吉	
63-5 第 3 世代 CT 装置での散乱線含有率	46 頁
京大工繊大 中森伸行, 川上 肇, 金森仁志	
東大医学部 竹中榮一	
63-7 放射線像の空間周波数スペクトルについて	53 頁
東大医学部 竹中榮一	
62-1 ウィナースペクトルの数値計算法の信頼性	63 頁
岐阜大工学部 阿部 宏, 内田 勝	
清恵会第二医専 蔡 篤儀	
62-4 ネガおよび反転フィルムにおける X 線写真モトルの比較	66 頁
岐阜大工学部 森 秀夫, 内田 勝	
岐阜高専 藤田広志	
西濃健保 横山三吉	

—放射線イメージ・インフォメーション研究会—

第 6 3 回 研 究 会 記 事

第 6 3 回 R I I 研究会は下記のように開催されました。

日 時 昭和 5 5 年 2 月 1 6 日 (土) 1 0 : 3 0 ~

場 所 名古屋大学医学部附属病院共済会館 2 階会議室

出席者 4 4 名

プログラム (* 印のものは本誌に論文が掲載されています。)

特別講演

- * 胸部 X 線像のパターン認識における最近の動向
名大工学部 鳥脇純一郎氏

研究発表

- * 1) 診断領域における X 線スペクトルの検討
—— Soole - Birch の理論による照射野内スペクトルの計算 ——
愛知医大 小林嘉雄, 宮田伸樹, 綾川良雄
名大医学部 西沢邦秀, 前越 久, 小原 健
- * 2) X 線減衰データからのスペクトル分布の推定
大阪電通大 富永昌治
- * 3) 希土類増感紙 - オルソフィルムシステムの相反則不軌特性
岐阜高専 藤田広志
西濃健保 横山三吉
岐阜大工学部 内田 勝
- * 4) エントロピー法による反転 X 線フィルム粒状性の評価
岐阜高専 藤田広志, 石井健裕, 宮田伸二
岐阜大工学部 福井政次, 内田 勝
西濃健保 横山三吉
- * 5) X 線 C T 像におよぼす散乱線の影響
京都工繊大 川上 肇, 中森伸行, 金森仁志
- 6) C T 用検出器の比較
東大医学部 竹中榮一
三井記念病院 木下幸次郎
応用光研 松本義一
- * 7) 放射線像の空間周波数スペクトル
東大医学部 竹中榮一

会 告

—— 第64回研究会について ——

第64回研究会は下記のように開催いたします。

日 時 昭和55年6月21日(土)

場 所 信州大学

—— 新 入 会 員 ——

下記の方々を会員として迎えました。

賛助会員

トムソンCSFジャパン(株) 〒102 東京都千代田区麹町5-7 TBRビル TEL 03-264-6346

一般会員

氏 名	〒	勤務先および所在地	T E L
阿 部 宏	504	岐阜大学工学部電気工学科 各務原市那加門前町3-1	0583-82-1201
高 木 博	277	日立メディコ柏工場CTグループ 柏市新十余二2-1	0471-31-4151
西 沢 邦 秀	466	名古屋大学医学部RIセンター 名古屋市昭和区鶴舞町65	052-741-3017
前 越 久	466	名古屋大学医学部附属放射線技師学校 名古屋市昭和区鶴舞町65	052-741-3017
小 林 嘉 雄	480 -11	愛知医科大学放射線医学教室 愛知県愛知郡長久手町大字岩作字雁又21	05616-2-3311 内線2740~6
倉 田 富 雄	416	市立富士中央病院放射線科 富士市本市場441-1	
小 野 陽 司	802	小倉記念病院放射線科 北九州市小倉北区貴船町1-1	093-921-2231
湯 田 逸 雄		同 上	
太 田 正 治	811 -31	国立療養所福岡東病院放射線科 福岡県粕屋郡古賀町大字久保1612	09294-3-2331
関 口 昌 道	305	筑波大学大学院修士課程医科学研究科 茨城県新治郡桜村	0298-53-3205

中澤靖夫	142	昭和大学病院放射線部 東京都品川区旗の台1-5-8	03-748-1151 内線 356
塙政利	329 -26	東芝医用機器研究開発部新技術開発担当 栃木県大田原市下石上1385-1	02872-9-6206

—— 住 所 変 更 等 ——

氏 名	〒	新勤務先および所在地	T E L
安西都	563	巽外科病院 池田市天神1-5-22	0727-61-8024
蔡篤儀	590	清恵会第二医療専門学院放射線科 堺市向陵西町4-214	
鳥脇純一郎	440	豊橋技術科学大学情報工学系 豊橋市天伯町字雲雀ヶ丘1-1	0532-47-0111
坂本妙子 (旧姓脇方)	650	博愛会安田病院 神戸市生田区中山手通り1-39	

委 員 会 議 事 録

日 時 昭和55年2月16日(土) 16:30 ~

場 所 名古屋大学医学部

出席者 金森仁志, 佐々木常雄, 鈴木(津田元久代), 長谷川伸

議 事 ① 次回は6月東京又は松本で行うこととした。
② 昭和55年度は印刷代等の値上げが予想されるため会費を2,000円に改訂することを次回総会にはかることとした。

Canon

キヤノン株式会社
光学機器事業部
(〒211)川崎市中原区今井上町53番地
☎ 044-733-6111

情報化時代をになう感材製品



小西六写真互業株式会社

東京都中央区日本橋室町3-1 電(270)5311 大代表
〈営業所〉 大阪(252)5246 名古屋(231)6241 福岡(29)5731
札幌(261)0261 広島(91)5246 仙台(21)1651

医療用機器

シーメンスメディカルシステムズ株式会社

本社 東京都品川区西五反田2-11-20(五反田藤倉ビル)
〒141 電話(03)490-2181(大代表)

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)

胸部X線像のパターン認識における最近の動向

長谷川 純一* 鳥脇 純一郎** 福村 晃夫***

* 名古屋大学工学部電子工学科

** 豊橋技術科学大学情報工学系

*** 名古屋大学工学部情報工学科

1. ま え が き

胸部X線写真は医用画像の中で最も広く用いられ、かつ、診断上も貴重な情報を数多く提供する。それだけに、とくに定期健康診断などにおいては、大量の写真を短期間に診断するという厳しい作業を専門医に要求することになる。そのため、それらの作業の自動化は早くから期待され、今日までに、その基礎となる濃淡画像処理の手法の開発をはじめとして、胸部X線像の自動計測、定量診断に関する研究が活発に行われてきた（詳細は表1を参照のこと）。最近では、我々のグループによるものも含めて、胸部X線像の総合的な自動診断システムを構成する試みもいくつか見られる。^{45・62)}

本文では、まず初めに、胸部X線像のパターン認識とその応用に関する初期の試みがなされてから今日までの過去15年にわたる研究の流れを概観する。次いで、胸部X線像のパターン認識の現状を示すための具体例として、我々のグループで開発された間接撮影胸部X線像自動スクリーニングシステムAISCR-V3を紹介する。最後にこれからの研究の方向として、画像処理研究におけるデータベースの話題を取り上げる。

2. 胸部X線像パターン認識の研究の流れ

本章では、まず胸部X線像のパターン認識とその応用に関するこれまでの研究を概観する。また、

とくに一節を割いて、我々のグループにおける胸部X線像パターン認識システムの開発経過をやや詳しく説明する。

2.1 胸部X線像パターン認識に関する研究概観

胸部X線像のパターン認識を応用上の目的からみた場合、

(1) 自動分類 (automated classification) : 鑑別診断 (限定された種類の疾患の分類)、および、スクリーニング (正常・異常の分類) を含む。

(2) 自動計測 (automated measurement) : 診断に有用な情報の定量計測。

に分けられる。しかしながら、これらのいずれを実行するにしても、複雑な構造をもつ胸部X線像を解釈し、計測診断対象を抽出するための“成分図形のパターン認識の過程が実現されねばならない。一方、ある目的をもったパターン認識システムの開発の過程をみると、まず、(a)パターン認識の方法の基礎研究から出発し、(b)電算機上でのソフトウェアシステムの実現と基礎実験の段階を経て、(c)ハードウェアを含む専用システムの実現へ至るのが普通である。この(a)、または(b)で数例の画像の処理程度にとどまるもの、および、上記成分図形のパターン認識の段階にあるものを、

表1 胸部X線像の自動計測, 診断に関する研究

年度	パターン認識	計測	分類
1964		Becker 他: 心胸比 (S) ¹⁾	
1967	鳥脇他: 肋骨, 病巣識別基礎(S) ^{2) 3)}		
1969		Bechenbach 他: 心室容積(A) ⁵⁾	
1970	鳥脇他: 異常陰影検出基礎(S) ⁶⁾		
1971		Chow 他: 心室容積(A) ⁸⁾	Dwyer, III 他: rheumatic heart disease (S) ⁹⁾
1972	Chow 他: 可変しきい値(A) ⁷⁾ Harlow 他: グラフ表現(S) ¹⁰⁾ Hall 他: texture (S) ¹¹⁾ 鳥脇他: 肋骨, 異常陰影, 各種フィルタ, 細線化, 輪郭検出(P) ^{12, 13)}		
1973	Harlow 他: 輪郭のフーリエ解析 ¹⁵⁾ Fu 他: flexible template match(S) ¹⁶⁾ Sklansky 他: 異常腫瘍影 (S) ¹⁷⁾ 鳥脇他: 心陰影(P) ²⁰⁾	鳥脇他: 心陰影特徴(P) ²⁰⁾ 瀬崎他: 心胸比(P) ²²⁾	Hall 他: 塵肺(S) ¹⁸⁾ Dwyer 他: 先天性心疾患(S) ¹⁹⁾ 鳥脇他: 異常陰影検出(P) ²¹⁾
1974	Harlow 他: 心輪郭(S) ²³⁾ Sklansky 他: tree 構造システム(S) ²⁴⁾ Griffith 他: 心尖, 弁検出(A) ²⁵⁾ 鳥脇他: 標本点数削減(P) ²⁹⁾	Levine 他: 肺容積(S) ²⁶⁾ Tasto: 心室容積(A) ²⁷⁾	Kruger 他: 塵肺(S) ²⁸⁾
1975	Sklansky 他: 肋骨像(S), 乳癌(X) ⁶³⁾ Levine 他: 脊椎(S) ³³⁾ Paton 他: Legendre 多項式記述(S) ³⁴⁾ Persoon: 肋骨像, 境界検出(S) ³⁵⁾ 斉藤他: 多項式モデル(S) ³⁶⁾ 鳥脇他: 肺尖部処理(P) ⁴¹⁾	木村他: 心体積(S) ³⁷⁾	Hall 他: 塵肺(S) ³⁸⁾ Dwyer 他: 先天性心疾患(S) ³⁹⁾ Paton 他: 塵肺(S) ⁴⁰⁾ 鳥脇他: スクリーニング(P) ⁴²⁾
1976	Kulick 他: スクリーニング基礎(S) ⁴³⁾ 桑原他: 心輪郭(A) ⁴⁴⁾ 鳥脇他: 濃度値レベル数削減, ⁴⁷⁾ 画像比較, ⁴⁸⁾ 帯域制限, ⁴⁹⁾ 血管影(P) ⁵⁰⁾		Hall 他: 塵肺(装置化)(S) ⁴⁵⁾ Stark 他: 塵肺(S) ⁴⁶⁾
1977	Fu 他: システム(S) ⁵¹⁾ Preston 他: 異常陰影(S) ⁵²⁾ 桑原他: 非線形フィルタ(A) ⁵³⁾		鳥脇他: 先天性心疾患(S) ⁵⁴⁾
1978	鳥脇他: 特徴点抽出(P) ⁵⁶⁾		
1979	鳥脇他: SLIP, ⁵⁹⁾ データベース ⁶⁰⁾ 画像理解・知識 ⁶¹⁾		鳥脇他: スクリーニング(P) ⁶²⁾

注1) ()内の英字は対象画像の略記号; S = 直接撮影胸部X線像, P = 間接撮影胸部X線像, A = 心血管造影像, X = ゼララジオグラム

注2) 発表者名は論文の先頭著者ではなく, なるべく同一名でその研究グループを代表する者を選んだ。また, 年度は原則として論文発表年度とするが, かなりまとまった学会研究会資料等が確認された場合にはそれによった。

以下では簡単にパターン認識と呼んでおく。

このような観点から、これまでに報告されたおもな研究成果を表1に示す。対象となる画像は、直接撮影(標準型)胸部正面像(Standard chest radiogram)、間接撮影胸部正面像(Chest photofluorogram)がある。現在のところ、後者はわが国独自のものである。その他、心臓病診断に関連が深いものとして、ここでは心血管造影像(Angiocardiogram)の処理も含めておく。

まず、最初に手がけられたのは心胸比の自動計測¹⁾であり、心血管造影像からの心室容積の計測がこれに続く⁵⁾。以後も、計測はほとんどこの2種の特徴量に限られ、心胸比に関しては専用装置²⁾もつくられた。これらの研究では、成分図形のパターン認識は、心輪郭の検出を除いては、ほとんど意識されていない。

一方、パターン認識としては、肺の限局性病巣影(結核、腫瘍、癌等)の検出が早くから手がけられた。^{2・3)}これは筆者らのグループによって世界に先がけて行われ、そこでは、初めから成分図形(とくに、心陰影と肋骨像)の識別が明確に意識されていた。数年を経た1971年頃からは、この考え方が次第に広がり、成分図形の識別自体がパターン認識の研究対象として関心をもたれはじめた。とくに、心陰影や肋骨像の識別には種々の試みがみられるようになったが、まだ完全と言えるものはない。その他の像としては、心血管造影像における心室輪郭、ごく最近になって血管影の識別が行われた⁵⁰⁾。また、同一被検者の写真の変化の自動検出も意図されはじめていた⁴⁸⁾。これらは、画像の性質が複雑であるだけに、濃淡画像処理の多様な基本手法(各種線形、非線形フィルタ、^{31・32)}

可変閾値処理、細線化、texture処理、flexible template matching、グラフ表現、tree探索、最適化手法等を含み、濃淡画像処理のほぼ全域にわたる)の開発をもたらした。

さらに、このようなパターン認識のためには、入力画像にはどの程度の情報が必要かという観点に立ち、空間周波数帯域⁴⁹⁾、標本点数²⁹⁾、濃度値レベル⁵⁵⁾数をどこまで減少できるかの検討がなされている。これは他の分野の画像処理では(とくに画像パターン認識の観点からは)、ほとんど調べられていないユニークなものであろう。

自動分類は問題が難しいだけに、成果は1970年以後に限られる。現在までに、rheumatic heart disease⁹⁾、塵肺^{28・38・40)}、先天性心疾患の鑑別診断^{39・54)}および、間接撮影正面像のスクリーニング^{30・42・62)}が報告されている。塵肺の分類は専用装置も試作され、現在、米国の病院において試験的に使用されている⁴⁵⁾。その他のものも約30例以上、鑑別診断の多くは200例以上の症例で実験されている。

胸部X線像のパターン認識や自動分類も、現在では、少なくとも数十例の試料写真で実験されるべき時期にきており、当然、すぐれたデータベースを準備することが必要となる。この方面のいくつかの試みもみられる。⁶⁰⁾

2.2 筆者の研究グループにおける胸部X線像パターン認識システムの開発経過概要

我々のグループは、1968年以来、医師の読影労力の軽減と診断精度の向上を主目的として、胸部X線写真のパターン認識に関する研究を進めてきた。ここでは、その初期の基礎的な実験から、現在の胸部X線像自動スクリーニングシステムの

開発へと至る研究の経過を概観する。

まず、その基礎研究の段階として、簡単な機能をもつソフトウェアシステムを構成し、種々の実験を試みた。^{2,4,6)}このシステムを AISCR-V1 (Automated Interpretation System of Chest Radiograms - Version 1) と呼ぶ。このシステムは、直接撮影胸部X線写真の肺野中央部のごく限られた領域のみを対象とし、肋骨像および限局性異常陰影を識別することができたに過ぎない。

しかし、画像処理と言えはまず2値画像処理を意味した当時に、複雑な濃淡画像の処理における問題点を明らかにし、その後必要となる基本手法を開発する上で重要な役割を果たした。実際、肺の腫瘍像の検出を試みる Sklansky らの第一報 (1973年)¹⁷⁾が、まったく同様の規模の実験であることは興味深い。

この経験に基づいて、濃淡画像処理の基本手法、とくにフィルタリングと細線化、に関する多くの研究成果^{14,31,32)}を得た後、差分型線形フィルタ (Bridge-filter), 細線化のための Wave Propagation Method (WPM), および、線図形処理を中心として、新システム AISCR-V2³⁰⁾を開発した。このシステムは、胸部X線像の全域を一応の処理対象とし、心陰影、肋骨像の識別に基づく構造解析によって、肺の主要部分 (肺尖部、内側および外側肺領域を除く領域) における限局性異常陰影を検出する機能をもつ最初のシステムであり、胸部X線像の自動診断への最初の突破口として、海外でも高く評価された。

次に、このシステムに入力すべき入力画像はどの程度の情報をもつべきか、言いかえれば、どの程度の精度でデジタル化すべきか、を調べるた

めに、入力画像の標本点数を縦、横とも2分の1にした縮小画像を扱う縮小システム MINISCR-V2⁴²⁾がつくられている。MINISCR-V2の機能はAISCR-V2と同じであるが、複雑な濃淡画像のパターン認識システムにおける入力画像の画像劣化の影響に関するほとんど唯一の実験データを提供し得た点で、極めて有用なものであった。

さて、上述のごとく、システムAISCR-V2はある程度の能力をもち、かつ、研究の発展の上では画期的なものであったが、その報告³⁰⁾の最後にも述べられているように、この種のシステムが実用化されるために解決すべき多くの問題が表面化した。例えば、肺結核の病巣が最も多く現われるといわれる肺尖部の処理、心陰影や肋骨像とならび主要成分図形と考えられる血管影の処理、および、システム能力評価のための試料数の増加、等は最低限不可欠なものであった。これらの問題を解決すべく、AISCR-V2に続く新しいシステムの開発が1978年頃から始まった。これが、次章で述べる胸部X線像の総合的なパターン認識システム AISCR-V3⁶²⁾の実現へとつながる。

3. パターン認識システムAISCR-V3の現状

先にも述べたように、我々のグループは約10年前から、胸部X線像のパターン認識とその応用に関する研究を進めてきた。現在、これまでの経験を土台にして、自動スクリーニングを行うソフトウェアシステムAISCR-V3⁶²⁾が開発されている。ここでは、このシステムの概要を述べる。

まず、我々が対象とする胸部X線写真の大まかなスケッチを図1に示す。一般に、このような複雑な濃淡画像を認識するためのシステムを設計す

る場合、その処理手順にある階層的な構造をもたせることはほぼ必然的な要請となる。ここで言う階層的とは、画像の特徴を“大局的なものから局所的なものへ”と順に抽出、認識していく過程を意味し、そこでは当然、“前段の結果を後段の処理で利用する”という基本的な姿勢がある。これは、AISC R-V3においても例外ではなく、図2からもわかるように、本システムを構成する各処理(ブロック(図中の各ブロックで、それぞれ、胸部X線像中のある特定の成分を識別する)の間には、かなり緊密な階層構造がみられる。本システムの

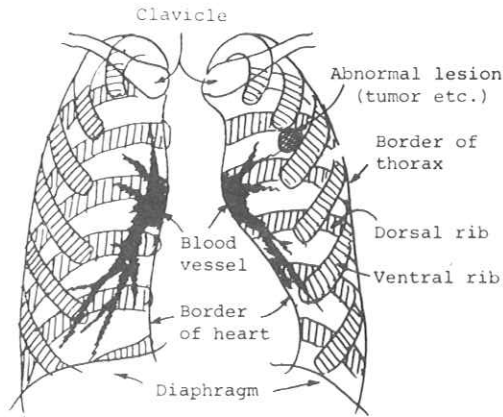


図1. 胸部X線像のスケッチ

最終目的であるスクリーニングそのものの実行は、図2における最後のブロック“SR”で行われるが、もちろんそこでは、その段階へ至る各処理ブロックで抽出された胸部X線像中の種々の構造情報(図1における成分図形や輪郭線など)が有効に利用される。図2にも示すように、AISC R-V3の処理は、大きく4つのサブシステム：肺領域の切り出し(サブシステムI)、肺輪郭線の抽出(サブシステムII)、肋骨像と血管影の識別(サブシステムIII)、および、異常陰影の検出(サブシステムIV)に分けられる。以下、このサブシステム単位で、その処理内容のやや詳しい説明をしよう。

サブシステムI - 画質のチェックおよび肺領域の切り出し ここでは、まず初めに、入力画像に対する簡単な閾値処理から得られた左右肺の概形を比較することによって、明らかに異常と思われるフィルムをチェックする。次に、画像の水平および垂直方向への濃度値の射影(signature)に基づいて、処理されるべき肺領域を囲む最小の長方形領域が定められる。最後に、得られた長方形領域の情報を探索の手がかりとして、肺の輪郭を特

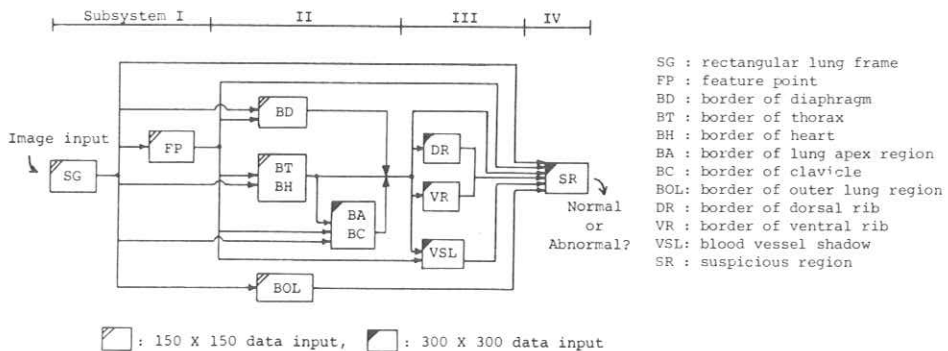


図2. AISC R-V3のブロック図

徴づける画像上の点の組(特徴点(FP)と呼ぶ)が決められる。ここで特徴点とは、肺の輪郭を多角形近似した場合の各頂点に相当するもので、その抽出手順は次のようである。(i)局所テンプレートマッチングによる特徴点候補の抽出、(ii)特徴点候補の大局的良さの評価、および、(iii)特徴点の決定。とくに、(ii)では特徴点候補の妥当性を評価する量として、良好指数(goodness index)と呼ばれる尺度を定義した。さらに、個々の特徴点のもつ良好指数の総和をその特徴点全体に対する一つの目的関数とみなすことにより、特徴点抽出問題をその目的関数の最適化問題へと定式化した。実際にこの問題を解く場合には、“総当り”的解法を避けるため、逐次の手順を用いて近似的に解いている。⁵⁶⁾以上の方法で得られる長方形領域と特徴点の情報は、以下の各処理の大きな手がかりとなる。

サブシステムⅡ-肺輪郭線の抽出 ここでは、サブシステムⅠで得られた結果をもとに、胸郭輪郭線(BT)、心陰影境界線(BH)、横隔膜境界線(BD)、鎖骨境界線(BC)、肺尖部境界線(BA)等の肺の輪郭線が識別される。ただし、これらの名称は正式な医学用語ではなく、筆者らが便宜的に付けたものである。これらの抽出手順は、前半では画像に対する差分操作および閾値処理による連結成分の抽出、後半では、細線化およびそれぞれの境界線に固有な線図形処理を基本として構成されている。ここで得られる各境界線は、次のサブシステムⅢ、Ⅳでの処理を円滑に進めるためのガイドラインとして重要な役割を果たす。

サブシステムⅢ-肋骨像と血管影の識別 ここで抽出される肋骨像と血管影の情報は、次のサブ

システムⅣで行われる異常陰影検出に直接用いられるため、その抽出結果がシステム全体に与える影響は大きい。しかしながら、肋骨と肋骨、あるいは肋骨と血管等の写真上での交差が複雑な濃度値構造を生じるため、それらの抽出は、前サブシステムの肺輪郭線抽出の場合に比べてかなり困難になる。

まず、肋骨像の抽出手順は次のようである。(i)二次差分操作および閾値処理により肋骨を含む領域を粗く推定し、次に、(ii)得られた連結成分の中心線と境界を放物線で近似することにより、それぞれ肋骨芯線と肋骨境界線を得る。最後に、(iii)肋骨の大局的な位置関係に基づいて芯線の修正を行った後、その結果を用いて境界線を修正する。

一方、血管影の抽出においては、大血管影およびその付近のやや小さい血管影を含む領域の抽出に重点を置き、その抽出は次のようにする。まず、(i)二次差分操作と閾値処理により血管影の候補領域を抽出し、次に、(ii)得られた連結成分の特徴から、論理判定で大血管影を、統計的判定で小血管影成分を識別する。⁵⁷⁾

サブシステムⅣ-異常陰影の検出 ここでは、上に述べたサブシステムⅠ、Ⅱ、Ⅲのすべての結果を利用して異常陰影の検出が行われる。その手順は、大きく次の2つのステップからなる。

(i)異常陰影候補領域の抽出- まず、画像に対して二次差分処理を施した後、閾値処理により異常陰影候補領域(SR:図3参照)と呼ばれる連結成分図形を求め、それぞれの位置と大きさの特徴量を計算する。

(ii)異常陰影候補領域のテスト- このステップでは、各SRが種々のテストにより詳細に調べら

れ、テストの結果の少なくとも1つが異常と判断されたSRは異常と判定される。そして、その中に少なくとも1個の異常SRが発見された写真は異常と判定される。

なお、ステップ(ii)で行われるテストには、サブシステムⅢで得られた肋骨像および血管影の情報を用いるテストが含まれ、肋骨像を用いるテストは、さらに、肋骨像の内部、外部を考慮した面積テストや肋骨像に沿った濃度値テスト等の詳細なテストからなる。⁶²⁾

(実験結果) 本システムを用いて、正常例48、異常例73、計121枚の間接撮影像に対する自動スクリーニングの実験を行った結果を、図3および表2に示す。表2より、本システムの現在のスクリーニング能力は、false negative (見落とし誤り)の割合を約20%に抑えながら、正常フィルムのおよそ半分を正しく正常としてスクリーニングできる程度であると言える。今後のおもな課題として、画像処理技術の面では、肋骨像および

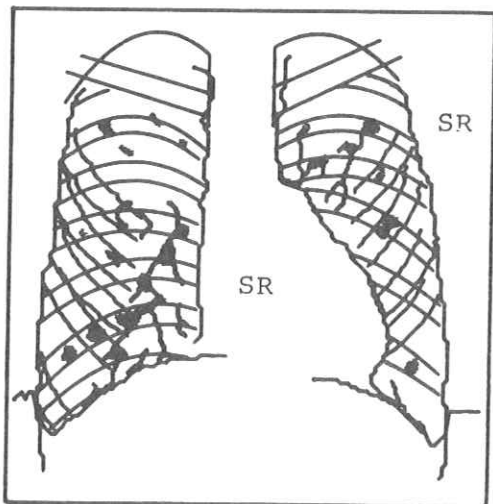


図3. 胸部X線像中の各種輪郭線と異常陰影候補領域(SR)の抽出例

表2. フィルム・スクリーニングの実験結果

C \ T	N	Ab	Total	R(%)
N	4	12	16	25.0
Ab	1	23	24	95.8
Total			40	67.5

T : True class
C : Computer decision
N : Normal
Ab : Abnormal
R : Recognition rate

C \ T	N	Ab	Total	R(%)
N	18	14	32	56.3
Ab	14	35	49	71.4
Total			81	65.4

C \ T	N	Ab	Total	R(%)
N	22	26	48	45.8
Ab	15	58	73	79.5
Total			121	66.1

心輪郭抽出手順の強化と改善、また、スクリーニング手順自体については、フィルムの異常度に応じたスクリーニング能力の評価法、あるいは、人工知能的立場からみたシステム内の知識利用状況の再検討⁶⁵⁾等が考えられる。

4. 画像処理研究用データベース

2, 3章では、胸部X線像のパターン認識に関するこれまでの研究の流れと現状を述べてきた。本章では、これらの研究の今後の方向の一つとして、とくに、画像処理研究用データベースの話題を取り上げる。

胸部X線像も含めて画像情報処理に関する研究の急速な進歩は前述した通りであるが、これまでの研究成果を踏まえてより一層の発展を計るためには、今後は画像処理研究用データベースの充実が不可欠であると思われる。ここでは、データベースとして大きく次の3種類が考えられる。

- (1) 画像処理研究に関する文献データベース
- (2) 画像処理アルゴリズムデータベース
- (3) 画像データベース

まず、(1)は、言うまでもなく画像処理研究者に

対して基礎情報、資料あるいはこれまでの研究成果を提供し、今後の研究の方向の手がかりを与える重要なデータベースである。表1の胸部X線画像の処理に限ってみても、その文献の数は1972年頃から急速に増加し始め、今日もなお、増加の一途をたどっている。これには、処理方法あるいは処理対象等に関してかなり体系的に網羅され、かつ、すぐれた検索機能をもつ高度な文献データベースシステムの実現が望まれる。

次に、(2)は、画像処理研究の道具として、比較的汎用な画像処理ソフトウェアで構成されるデータベースである。ただし、これまで開発されてきた処理アルゴリズムの多くは、それぞれの研究グループで個別に実現、蓄積されていたため、その利用は散発的であった。広く一般の画像処理研究者の便宜を計るべく、プログラムライブラリー、あるいは、サブルーチンパッケージの形で、画像処理アルゴリズムデータベースの開発が明確に意識されてきたのは最近である。その形態は、単にプログラムの集りで構成されるものから、専用言語とインタプリタをもつ高度な画像処理システム（会話的なものも含む）に組み込まれたものまでいろいろ考えられるが、我々のグループによって開発・蓄積され、最近名古屋大学大型計算機センターに登録されたSLIP (Subroutine Library for Image Processing⁵⁹⁾)などは前者の一例である。

最後に、(3)は、画像処理研究用試料としての画像そのもののデータベースである。これまでは、各研究者が個々の研究に必要な画像データのみを収集・蓄積し利用する場合がほとんどであったが、画像データおよびその収集機能の多様化、あるいは、

多数の試料による処理実験の必要性から、画像データの管理および検索の機能を備えた画像データベースシステムの実現が望まれるようになった。また、データベース自体の互換性や同一画像データの共通利用の便宜のために、データ形式の標準化も進められている。⁶⁶⁾一方、画像データを検索する場合、通常のディレクトリあるいはヘッダを用いる方法の他に、画像データそのものの特徴を用いて検索を行うことが考えられる。例えば、文献(60)では、胸部X線像データベースに対し、(i)人間の視察による検索、および、(ii)画像パターン認識的手法による自動検索、の両方が効果的に行えることを目的として、原データ(300×300:256レベル)から主要な特徴のみを取り出した“スケッチ”と呼ぶ情報圧縮画像(150×150:4レベル)の利用が提案されている。

5. あとがき

本文では、胸部X線像のパターン認識に関するこれまでの研究の流れと現状を、我々の開発したパターン認識システムAISCR-V3の紹介を通して概観し、さらに、今後の研究の方向に関連して、データベースに関する話題を取上げた。

画像処理あるいは図形パターン認識に関する研究が、特定の分野のごく限られた範囲での興味でしかない時代は過ぎ去り、いまや、あらゆる分野に共通した研究対象になるとともに、一方では、その目的や方法は著しく多様化している。今後、胸部X線像に限らず、一般の画像処理システムの開発では、画像生成、画質改善、蓄積、検索、表示、計測および認識等のあらゆる機能を含む総合的なシステム化が望まれるであろう。

最後に、日頃御指導賜る名古屋大学本多波雄教授、医学的な立場から御協力賜る東名古屋病院高木良雄博士、並びに、熱心な御討論を頂く研究室諸氏に感謝する。

文 献

- 1) H.C.Becker, W.J.Nettleton, P.H.Meyers, J.W.Sweence and C.M.Nice: IEEE Trans., BME-11, 3, pp.67-72 (July 1964)
- 2) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: ME誌, 5, 3, PP182-191(1967)
- 3) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: 信学会BEM研資, MBE67-13(1967)
- 4) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: ME誌, 6, 3, PP207-214(1968)
- 5) E.S.Beckenbach and D.T.Desilets: Pattern Recognition Studies Seminar Proceedings, pp.173-192(1969)
- 6) 鳥脇, 福村, 小池, 高木: ME誌, 8, 3, PP220-228(1970)
- 7) C.K.Chow and T.Kaneko: IBM Research Report, RC3203(1970)
- 8) C.K.Chow and T.Kaneko: Society of Photooptical Instrumentation Engineers, Quantitative Imagery in the Bio-Medical Sciences Seminar in DEPTH, pp.1-7(1971)
- 9) D.L.Hall, G.S.Lodwick, R.P.Kruger, S.J.Dwyer, III and J.R.Townes: Radiology, 101, 3, pp.497-509(1971)
- 10) S.J.Dwyer, III, C.A.Harlow, D.A.Ausherman and G.S.Lodwick: Proc. AFIPS, 40, pp.1027-1041(1972)
- 11) R.N.Sutton and E.L.Hall: IEEE Trans. C, C-21, 7, pp.667-676(1972)
- 12) 根来, 末永, 鳥脇, 福村: 信学会IT研資, IT 72-24(1972)
- 13) 末永, 鳥脇, 福村: 信学会IT研資, IT 72-25(1972)
- 14) 鹿野, 鳥脇, 福村: 信学論D, 55-D, 10, PP65-72(1972)
- 15) F.X.Roellinger, Jr., A.E.Kahveci, J.K.Chang and C.A.Harlow: Computer Graphics and Image Processing, 2, 3/4, pp.232-251(1973)
- 16) Y.P.Chien and K.S.Fu: Technical Report of School of Engineering, TR-EE 73-6, Purdue Univ. (1973)
- 17) D.Ballard and J.Sklansky: Computer and Biomedical Research, 6, pp.299-321(1973)
- 18) E.L.Hall, W.O.Crawford, Jr., K.Preston, Jr. and F.E.Roberts: Proc. of the 1st International Joint Conf. on Pattern Recognition, pp.77-87(1973)
- 19) R.C.Brooks, S.J.Dwyer, III and G.S.Lodwick: Technical Report IAL TR 25-73, Univ. of Missouri-Columbia (1973)
- 20) 鳥脇, 大野, 福村: 信学会IT研資, IT 72-37(1973)
- 21) J.Toriwaki, Y.Suenaga, T.Negoro and T.Fukumura: Proc. of the 1st International Joint Conf. on Pattern Recognition, pp.125-137(1973)
- 22) N.Sezaki and K.Ukena: IEEE Trans. on BME, BME-20, 4, pp.248-253(1973)
- 23) P.P.Tsiang, C.A.Harlow, G.S.Lodwick and S.J.Dwyer, III: Technical Report IAL-TR 39-74, Image Analysis Laboratory, Dep. of Electrical Engineering, Univ. of Missouri-Columbia (1974)
- 24) D.H.Ballard: School of Engineering, Univ. of California, Irvine, TP-74-4(1974)
- 25) R.L.Griffith, C.Grant and H.Kaufman: IEEE Trans., BME-21, 5, pp.345-349(1974)
- 26) J.L.Paul, M.D.Levine, R.C.Fraser and C.A.Laszlo: IEEE Trans. BME, BME-21, 6, pp.444-451(1974)
- 27) M.Tasto: IEEE Trans., BME-21, 3, pp.207-213(1974)
- 28) R.P.Kruger, W.B.Thompson and A.F.Turner: IEEE Trans., SMC-4, 1, pp.1-8(1974)

- 29) 輿水, 鳥脇, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 74-30 (1974)
- 30) 鳥脇, 末永, 根来, 福村, 小池, 高木: ME
誌, PP8-15 (1974)
- 31) 末永, 鳥脇, 福村: 信学論 D, 57-D, 1,
PP23-30 (1974)
- 32) 末永, 鳥脇, 福村: 信学論 D, 57-D, 3,
PP119-126 (1974)
- 33) M.D.Levine and J.Leemet: Pattern
Recognition, 7, pp.177-185 (1975)
- 34) K.Paton: Computer Graphics and Image
Processing, 4, pp.40-54 (1975)
- 35) E.Person: TR-EE 75-38, School of
Engineering, Purdue Univ., West
Lafayette, Indiana (1975)
- 36) A.Ueyama, M.Saito, I.Yamaguchi and E.
Kimura: JJMEBE, 13, 2, pp.78-84 (1975)
- 37) E.Kimura: Heart, 7, 9, pp.1118-1121
(1975)
- 38) E.L.Hall, W.O.Grawford, Jr. and F.E.
Roberts: IEEE Trans., BME-22, 6, pp.
518-527 (1975)
- 39) J.K.Chang, S.J.Dwyer, III and G.S.
Lodwick: Technical Report of Image
Analysis Laboratory, Univ. of
Missouri-Columbia, IAL-TR 42-75
(1975)
- 40) J.R.Jagoe and K.Paton: British J. of
Industrial Medicine, 32, pp.267-272
(1975)
- 41) 柳本, 鳥脇, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 74-68 (1975)
- 42) 輿水, 鳥脇, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 75-1 (1975)
- 43) J.H.Kulick, T.W.Challis, C.Brace, S.
Chirstodoulakis, I.Merritt and
P.Neelands: Proc. of the 3rd Inter-
national Joint Conf. on Pattern
Recognition, pp.233-237 (1976)
- 44) K.Hachimura, S.Eiho, M.Kuwahara and
M.Kinoshita: JJMEBE, 14, 6, pp.425-
458 (1976)
- 45) E.L.Hall: "Automated chest x-ray
analysis, vol.I-IV", Electrical
Engineering Dep., Univ. of Tennessee
(1976, Rev. 1977)
- 46) H.Stark and D.Lee: IEEE Trans. SMC,
SMC-6, 11, pp.788-793 (1976)
- 47) 鳥脇, 福村: 信学会 IE 研資, IE75-100
(1976)
- 48) 壁谷, 鳥脇, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 75-89 (1976)
- 49) 輿水, 鳥脇, 福村: 信学論 D, 59-D, 6,
PP422-429 (1976)
- 50) J.Toriwaki, J.Hasegawa and T.Fukumura:
Proc. of the Symposium on Computer
Aided Diagnosis of Medical Images, pp.
1-8 (1976)
- 51) H.Wechsler and K.S.Fu: D.B.Shires and
H.Wolf (eds.), MEDINFO 77, pp.1029-
1033 (1977)
- 52) A.M.Savol, C.C.Li, T.W.Sze, K.Preston,
Jr. and D.Sashin: Proc. of IEEE Com.
Soc. Conf. on Pattern Recognition and
Image Processing, pp.70-75 (1977)
- 53) K.Hachimura, S.Eiho, M.Kuwahara and
K.Kinoshita: JJMEBE, 15, 5, pp.327-
333 (1977)
- 54) 春田, 鳥脇, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 76-71 (1977)
- 55) 鳥脇, 福村: 信学論 D, 60-D, 6,
PP403-410 (1977)
- 56) 長谷川, 鳥脇, 福村, 高木: ME 誌, 16,
3, PP184-190 (1978)
- 57) 長谷川, 鳥脇, 福村, 高木: ME 誌, 16,
5, PP352-359 (1978)
- 58) J.Hasegawa, J.Toriwaki, T.Fukumura
and Y.Takagi: Proc. of the 4th Inter-
national Joint Conf. on Pattern
Recognition, pp.925-927 (1978)
- 59) 鳥脇, 塩見, 福村: 信学会 PRL 研資,
PRL 78-69 (1979)

- 60) 柴田, 鳥脇, 福村: 信学会PRL研資,
PRL78-70(1979)
- 61) 鳥脇: 第10画像工学コンファレンス論文集,
PP133-138(1979)
- 62) 鳥脇, 福村, 安井, 横井: 昭和53年度科研
費報告書, No.285072(1979)
- 63) H.Wechsler and J.Sklansky: Technical
Report TP-75-1, School of Engineering,
Univ. of California, Irvine (1975)
- 64) C.Kimme, B.J.O'Loughlin and J.Sklansky:
Technical Report TP-75-2, School of
Engineering, Univ. of California,
Irvine (1975)
- 65) 長谷川, 鳥脇, 福村: 信学会PRL研資,
PRL79-65(1979)
- 66) M.Onoe, M.Sakauchi and Y.Inamoto:
Technical Report 79-1, Multidimensional
Image Processing Center, Institute of
Industrial Science, Univ. of Tokyo
(1979)

表題の入った文献表を筆者から頂いております。入用の方は編集担当(長谷川)まで御請求下さい。

診断領域における X 線スペクトルの検討

— Soole - Birch の理論による照射野内スペクトルの計算 —

愛知医大 小林嘉雄, 宮田伸樹, 綾川良雄
名大医学部 西沢邦秀, 前越 久, 小原 健

1. 緒 言

X 線スペクトルと情報量, 被曝線量とは密接な関係があり, この関係が X 線撮影系において, よく応用されている。¹⁾

情報量, 被曝線量を考える時, X 線スペクトルを正確に表わす計算式が必要になる。計算式として, 一般に最もよく使われているものに Kramers²⁾ の式がある。しかし, これでは, そのままではターゲット内での吸収の補正がなく, スペクトル分布が低エネルギー側にずれる傾向にある。吸収の補正を行ったものに Storm³⁾ の式もあるが, 無条件の補正の項が入っている。

最近, Birch⁴⁾ が Soole^{5,6)} の考え方を元にして X 線スペクトルの計算式を導出して, 実験値との良い一致をみている。今回, この方法を用い, 照射野内の X 線スペクトル, 照射線量率及び, 半価層の分布を計算し, 一定条件のもとでの測定値と比較検討を行った。

2. 計算方法

Birch によると, 照射野中心の光子のエネルギー強度 I_ν は次式で表わされる。

$$I_\nu = \frac{\rho N}{A} \int_{T_0}^{T_\nu} \left(1 + \frac{T}{m_0 c^2}\right) Q \left(\frac{dT}{dx}\right)^{-1} \exp\left(-\frac{\mu_\nu}{\rho C} (T_0 - T^2) \cot \theta\right) dT \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここで, N は Avogadro 数, ρ と A はターゲット物質の密度と質量数, T_0 は電子の初期エネルギー (管圧に等しいとする), T_ν は発生する光子のエネルギーに等しい電子のエネルギー, $m_0 c^2$ は電子の静止エネルギー, Q は, differential energy intensity, (dT/dx) は, 阻止能 (Bethe⁷⁾ の式を用いた) μ_ν は発生する光子のそのエネルギーでの吸収係数, C は Thomson - Whiddington 定数, θ はターゲット角度である。

今, ターゲットを $(\pi - 2\theta)$ の拡がりを持つ円錐形と考える。照射野内の点 (X, Y) に照射されるが, ターゲット内を通過する距離を $y(x, X, Y, \theta, r)$, (r は焦点軌道半径) とすると, 光子のエネルギー強度 I_ν と粒子フルエンス n_ν は次式で表わされる。

$$I_\nu = \frac{\rho N}{A} \int_{T_0}^{T_\nu} \left(1 + \frac{T}{m_0 c^2}\right) Q \left(\frac{dT}{dx}\right)^{-1} \exp\{-\mu_\nu \cdot y(x, X, Y, \theta, r)\} dT \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$n_{\nu} = \frac{I_{\nu}}{h\nu} \dots\dots\dots (3)$$

この2, 3式の計算及び照射線量率への換算はHITAC10-II・Fortranを用いて, 光子エネルギー ($h\nu$) を最低5 keVから T_0 まで1 keVきざみで計算した。この計算で用いた共通する定数, 条件及び実験に使用した装置は下記の通りである。

- ・吸収係数はW, Alについては, 放射線基礎定数表⁸⁾, 空気については, Hubbell⁹⁾の数値を用いた。
- ・Thomson-Whiddingtonの定数は管電圧50, 60, 70 kVpに対して5.40, 5.79, 6.10×10^5 keV² · cm² · g⁻¹である。

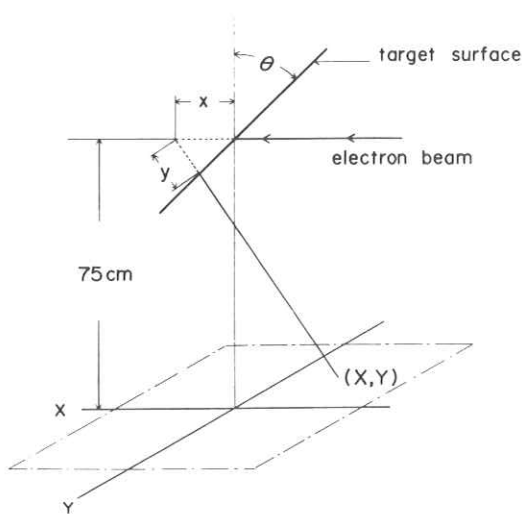


図1. Schematic diagram of calculation

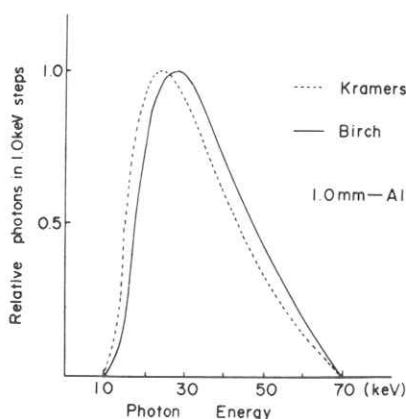


図2. Comparison of normalized spectra between Kramers' and Birch's theory

- ・幾何学的条件は焦点-フィルム間距離を1 mとし, 人体入射面でのX線スペクトルを考える為に, 焦点目的面間距離を75 cm, 照射野を30 × 30 cmとし, 電子は拡がりを持たない直線と考え, 電子がターゲットに入射する真下の点を照射野中心とする。(図1)。
- ・制動放射の角度分布は照射野内で全て一定とする。
- ・特性X線に対する補正は, 今回は, 管電圧を70 kVp以下を対象とし, K, L線とも考慮しなかった。
- ・X線管での吸収の補正は, ガラス, 油, 放射窓等個々の物質について行わず, 一括してAl当量に換算して行った。
- ・測定に使用した管球は東芝DRX-190A (固有透過を1.2 mm Al), 日立UHG-6G-30T (総透過2 mm Al), 総量計はIone × 2500 / 3, 0.3 cc, 半導体検出器は高純度Ge型である。

3. 結 果

図2にKramersとBirchの式 ($\theta = 18^\circ$ $r = 20$ mm)での計算結果を示す。各々1 mm Al透過後のスペクトルを最大値で規格化して比較した。

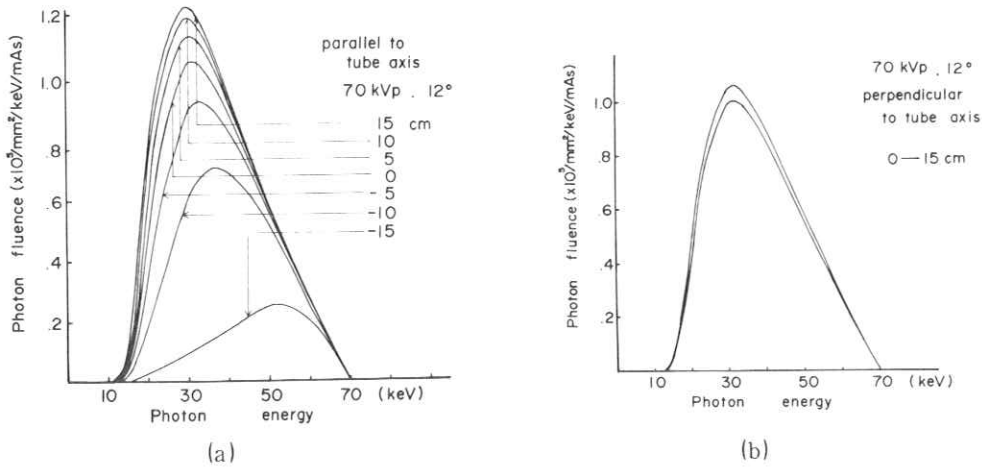


図3. Spectral distribution, (a) parallel to tube axis (on X-axis), and (b) perpendicular to tube axis (on Y-axis)

Kramersのものに比べてBirchの式による値は、全体に高エネルギー側にずれており、ピーク位置で4 keVの差がある。

図3 a, bに管電圧70 kVp, $\theta = 12^\circ$, $r = 42\text{mm}$, 総透過1.5mm Alで計算した時の、X軸上、Y軸上でのスペクトル変化の例を示す。図3 aでは+方向(cathode側)から-方向(anode側)へ行くに従い、出力が低下し、線質が硬くなっているのがわかる。図3 bでは、+, -方向で対称で中心から15 cm離れた所でも変化はわずかであった。

図4にターゲット角度を変化させた時に照射野中心でスペクトルがどのように変化するかを示す。 θ が減少するに従い出力も低下している。

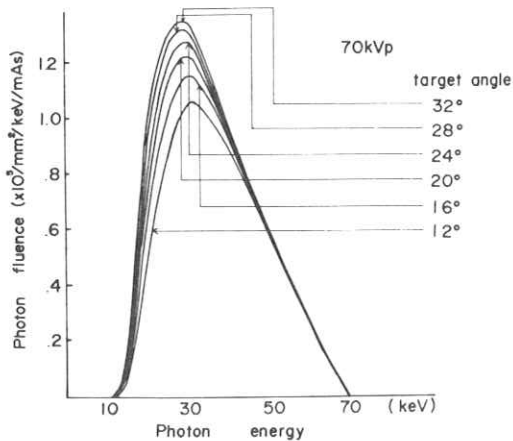


図4. Changes of central ray spectra

図5 aに照射線量率のX軸上での変化を中心で規格化して示す。図5 bにH.V.L.のX軸上での変化を示す。図5 a, bから分かる様に θ の大きいもの程、照射野内で照射線量率、H.V.L.共に均一になる。

図6 a, bにスペクトルの測定値と計算値の比較を示す。測定値は検出器の効率等の補正を行っていない。20~70 keVの範囲では測定値と計算値とはよく一致している。しかし低エネルギー側で計算値の方が低い結果になっている。

図7 aにDRX-190Aを用いて、管電圧50kVp

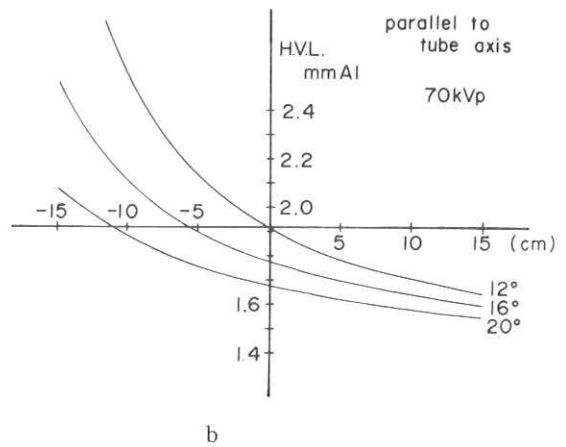
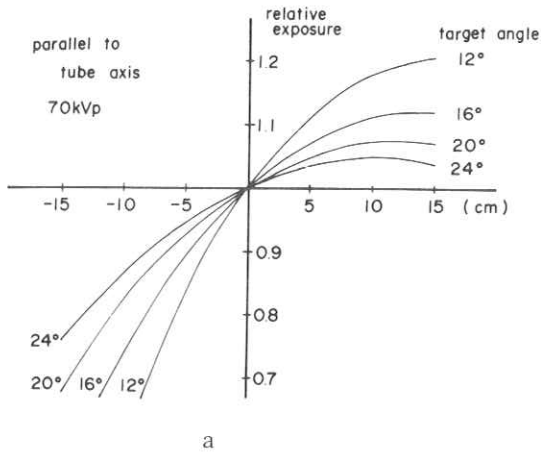


図5. Changes of (a) relative exposure, (b) H.V.L. on X-axis for various target angles.

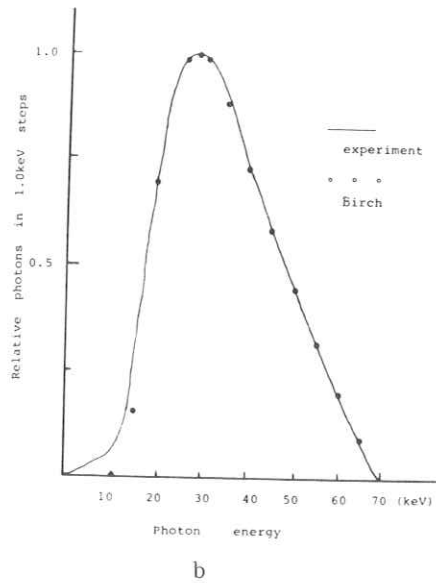
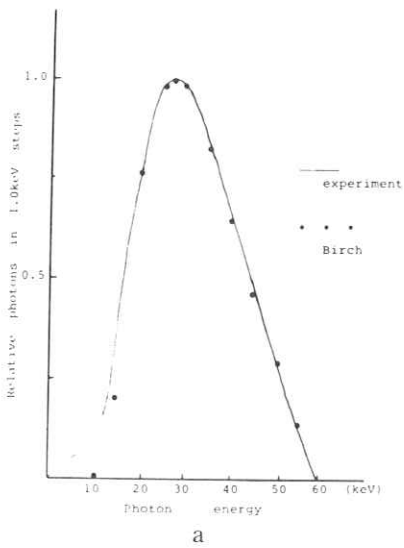


図6. Comparison of measured and calculated spectrum, (a) tube potential 60kVp, and (b)70kVp

において、X軸上で、中心で規格化した線量率、図7 bにはH.V.L. の測定値(○印)と計算値(実線)の比較を示す。

図8 a, bに図7と同様の比較を管電圧70kVpで行ったものを示す。+側で線量率は測定値と計算値は大きくずれている。

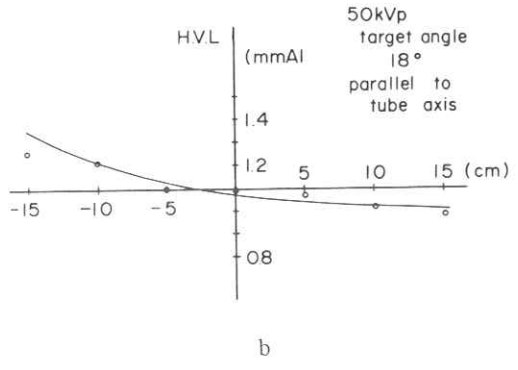
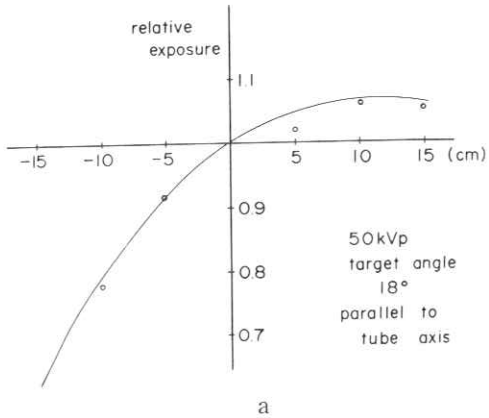


图7. Distribution of (a) relative exposure, (b) H. V. L. on X-axis (DRX-190A, 50 kVp)

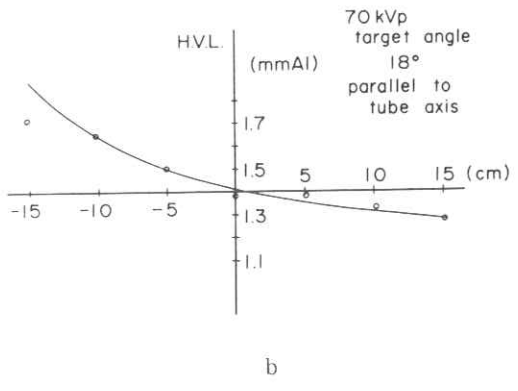
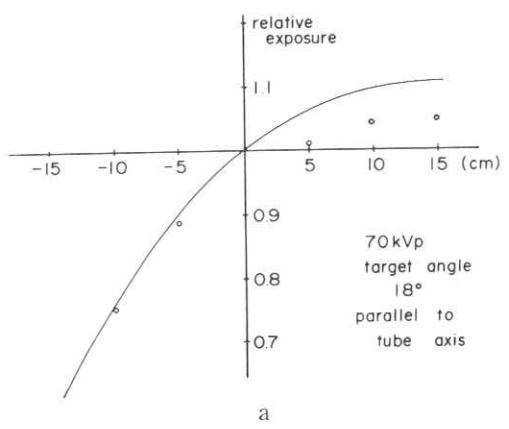


图8. Distribution of (a) relative exposure, (b) H. V. L. on X-axis (DRX-190A, 70 kVp)

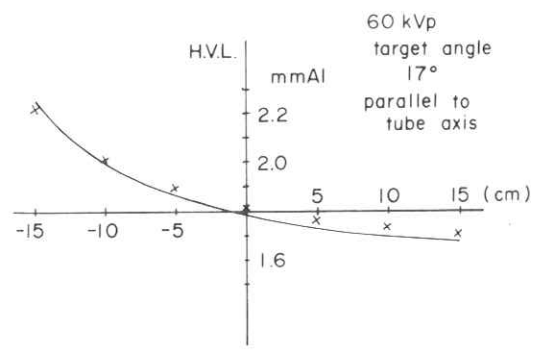
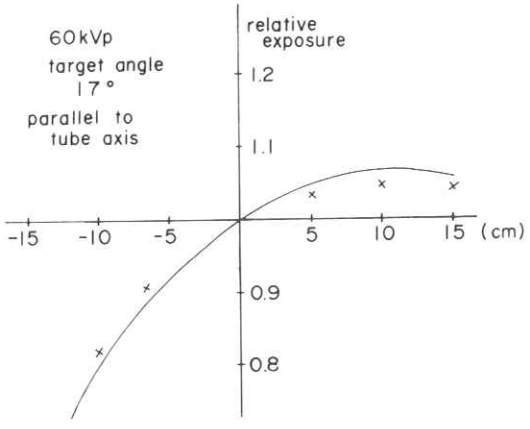


图9. Distribution of (a) relative exposure, (b) H. V. L. on X-axis (UHG-6G-30T, 60 kVp)

図9 a, bに, 管球を(UHG-6G-30T)に変えて図7, 8と同様の比較を行ったものを示す。

4. 考 察

Birchの方法の計算結果はKramersの方法の結果に較べて, 全体に高エネルギー側へずれKramers の欠点を改善している。スペクトルの形は20~70keVの範囲で測定値と良い一致を見ている。低エネルギー側での差はコリメーターからの散乱線, 測定系のノイズ, L特性線の影響等が考えられる。線量計を用いた測定では表1に示す様に, H.V.L. では良い一致が見られた。しかし照射線量率では傾向は似ているが, 測定値に対して, 計算値の方が30%程, ほぼ一定の値で高い値を示している。この30%の差について, Birchも述べているが, 計算では全てのものを理想的に考えている。しかし実際にはターゲット表面が滑らかでないかもしれないし, 電子は拡がりを持ってターゲットに入る。管球壁にWが蒸着されている可能性もある。管電圧, 電流のリップル, 管電流がターゲットに入る電子の数を正確に示しているかと云う問題もある。これらの事項を考慮する事でこの30%の差を補正する事ができると考える。 θ の値の再検討も必要がある。

図8 aに大きく現れているが+側での大きな差はまず測定と計算の幾何学的条件の一致 照射野(利用線維)の中心の決定方法, ターゲットとフィラメントの位置関係, 管球が容器にどの様に装置されているか が一番の問題になる。それに制動放射の角度分布^{10・11・12})も考える必要がある。

表1. Comparison of calculated exposure rates and H.V.L. with experimental data.

cm	Exposure (mR)		H.V.L. (mmAl)	
	calculation	experiment	calculation	experiment
	15	26.12	19.86	1.02
10	26.21	20.13	1.03	1.02
5	25.70	19.23	1.06	1.08
0	24.51	18.76	1.08	1.10
- 5	22.53	17.26	1.14	1.10
-10	19.63	14.74	1.22	1.22
-15	15.52	11.68	1.36	1.27

cm	Exposure (mR)		H.V.L. (mmAl)	
	calculation	experiment	calculation	experiment
	15	45.08	33.01	1.29
10	44.63	32.83	1.32	1.33
5	43.11	31.89	1.36	1.38
0	40.39	31.51	1.42	1.38
- 5	36.36	28.04	1.50	1.50
-10	30.88	24.09	1.64	1.65
-15	23.67	19.46	1.89	1.73

今後、これらの問題を含めて70 keV 以上のエネルギー領域において、特性線をも含めて検討してゆきたい。

5. 結 論

Birchの方法を実際の診断用X線装置を透視条件で使用する場合を考えて、X線スペクトル、H.V.L. 照射線量率に関して、測定値と比較検討した。

スペクトルの形、H.V.L. は実験と良く一致した。照射線量率は30%程度のほぼ一定の誤差で一致した。

まだまだ検討を加える必要があるが、理論的にX線撮影系を考える時、Birchの方法が使えるのではないかと考える。

文 献

- 1) 内田 勝, 山下一也, 稲津 博: 放射線技術者のための画像工学, (1978), 通商産業研究社 東京
- 2) Kramers, H.A., Phil. Mag., 46, 836(1923)
- 3) Storm, E., Phys. Rev., 5, 2328(1972)
- 4) Birch, R., Marshall, M., Phys. Med. Biol., 3, 505(1979)
- 5) Soole, B.W., Phys. Med. Biol., 3, 369(1976)
- 6) Soole, B.W., Phys. Med. Biol., 2, 187(1977)
- 7) Bichsel, H., ^{with Roessch, Tobias} Radiation Dosimetry, Vol. 1, (1968), Academic Press, New York P157
- 8) 杉山治男: 放射線基礎定数表1., 電子技術総合研究所調査報告 第170号
- 9) Habbell, J.H., Radiat. Res., 70, 58(1977)
- 10) ICRU Report 10b Physical Aspects of Irradiation (1962)
- 11) Evans, R.D., The Atomic Nucleus, (1955), McGraw-Hill, New York
- 12) Koch, H.W., Motz, J.W., Rev. Mod. Phys., 31, 920(1959)

X線減弱データからのスペクトル分布の推定

大阪電気通信大学工学部

富永昌治

1. はじめに

X線発生装置から放射されるX線のスペクトル分布(光子スペクトル分布, 照射線量スペクトル分布等)の測定および推定の方法は, (1)種々の金属フィルタを用いて測定した減弱データに基づいて解析する方法,¹⁻³⁾(2)シンチレーション・カウンタあるいは半導体検出器を用いる直接的な方法,⁴⁾(3)X線管球の構造と動作条件を調べKramers等の理論式を用いて数値計算する方法⁵⁻⁶⁾の三つに分類することができる。

実測データに基づいた(1)と(2)の方法のうち, 実用されているような強いX線ビームに対して, (2)は検出系の時間分解能や計数効率の点で直接測定が困難となる場合が多い。他方, (1)はスペクトル分布を直接求めるのではなく, 金属フィルタを挿入して減弱されたX線の線量だけを測定する方式であるため, 実験方法が簡便である。物質中でのX線の減弱係数は光子エネルギーの関数で, これについて多くの表が発表されている。これと実測した減弱データから, 入射X線スペクトル分布を推定することができる。

上記の原理に基づいた推定法については, かなり古くから減弱データに対してラプラス変換を用いてスペクトル分布を決定する研究がなされてきた。¹⁾この方式では, 実測して得られた各フィルタ厚さに対する減弱データを, あらかじめ仮定した減衰曲線に適合させるため, 一般性をもつものではない。その後, 計算機の汎用化およびその演算速度の高速化により, ラプラス変換などの解析的方法をとらずに, 直接各種フィルタに対する減弱データから反復数値計算法により, X線のスペクトル分布に関する近似解を求める方式が採用されてきた。²⁻³⁾

ここでは, 反復計算法における問題点を解消するために, 一般的な定式化に基づいて, スペクトル分布を反復修正計算式で求める方法を展開し, 解を得るための理論的根拠を明確にする。また, この計算式を使用するにあたって, 留意すべき処理手順について述べ, 実測データに適用して方法の有用性を例示する。

2. 測定データの定式化

対象とするX線照射線量スペクトル分布 $X(E)$ と厚さ t のフィルタで減弱されたX線の照射線量(率) $I(t)$ との関係は, 細いビームの条件のもとでは,

$$I(t) = \int_0^{E_{\max}} X(E) \exp\{-\mu(E) \rho t\} dE \quad \dots\dots\dots (1)$$

である。ここで, E_{\max} はX線管電圧に相当する最大光子エネルギー, $\mu(E)$ はエネルギー E でのフィ

ルターの質量減弱係数、 ρ は密度である。一般に2 MeV以下のエネルギーに対しては、すべての物質の減弱係数はエネルギーの増加とともに単調に減少する。したがって原理的には、フィルターの厚さ t を変えて測定した $I(t)$ の値と $\mu(E)$ の値がわかれば、フィルターを挿入しない元のスペクトル分布 $X(E)$ を見出すことができる。しかし、(1)式は照射線量とスペクトル分布との関係を示す理論式であり、実際の線量の値には、測定に伴う誤差が含まれる。ここでは、この誤差を $n(t)$ で表わし、線量の測定値 $y(t)$ と理論値 $I(t)$ の関係をつぎのようにかく。

$$y(t) = I(t) + n(t) \quad \dots\dots\dots (2)$$

さて、計算機でスペクトル分布の推定を行うには、連続分布を離散的に表現する必要がある。このため、分布 $X(E)$ を分割して幅 ΔE_j ($j=1, \dots, n$)、高さ $x(E_j)$ の n 個のセルを有するヒストグラムで近似する。このとき、 m 種類のフィルター (厚さ t_i , $i=1, \dots, m$) を挿入したときの線量の測定値 $y(t_i)$ はつぎのようにかける。

$$y(t_i) = \sum_{j=1}^n x(E_j) \exp \{-\mu(E_j) \rho t_i\} \Delta E_j + \epsilon(t_i) \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、右辺第1項は $I(t_i)$ の近似表現で、第2項 $\epsilon(t_i)$ は近似による誤差と測定に伴う誤差 $n(t_i)$ の合計を表わし、測定誤差と呼ぶことにする。上式を行列で表現すれば、

$$y = REx + \epsilon \quad \dots\dots\dots (4)$$

を得る。ただし、

$$\left. \begin{aligned} y &= [y(t_1), \dots, y(t_m)]^T, \quad x = [x(E_1), \dots, x(E_n)]^T, \quad \epsilon = [\epsilon(t_1), \dots, \epsilon(t_m)]^T \\ R &= \begin{bmatrix} e^{-\mu(E_1)\rho t_1} & \dots & e^{-\mu(E_n)\rho t_1} \\ \vdots & & \vdots \\ e^{-\mu(E_1)\rho t_m} & \dots & e^{-\mu(E_n)\rho t_m} \end{bmatrix}, \quad E = \begin{bmatrix} \Delta E_1 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & \Delta E_n \end{bmatrix} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (5)$$

(Tは転置行列を表わす)

である。すなわち、減弱測定データのからX線スペクトル分布を求める問題は、測定値ベクトル y と応答行列 R の情報を用いて x を推定する問題に帰着する。

3. 反復修正計算の理論

測定値に誤差が含まれている場合の推定問題に対して、最小2乗法に基づいた評価関数

$$J(\hat{x}) = [y - RE\hat{x}]^T \Lambda^{-1} [y - RE\hat{x}] \quad \dots\dots\dots (6)$$

を採用する。 Λ は評価の重みを表わす $m \times m$ 行列で、理論的には ϵ の統計的な性質をもとにして定められる。しかし、普通、その要素 $\epsilon(t_1), \dots, \epsilon(t_m)$ は互いに独立で、かつ、その大きさは測定値に比例すると考えられるため、 Λ を $y(t_i)^2$ を対角要素とする対角行列と設定した。 $J(\hat{x})$ を最小に

するベクトル x の推定値 \hat{x} は、正規方程式

$$E^T R^T \Lambda^{-1} R E \hat{x} = E^T R^T \Lambda^{-1} y \quad \dots\dots\dots (7)$$

の解として、

$$\hat{x} = [E^T R^T \Lambda^{-1} R E]^{-1} E^T R^T \Lambda^{-1} y \quad \dots\dots\dots (8)$$

の形になる。応答行列 R の要素は、減弱係数 $\mu(E)$ と厚さ t をパラメータとする指数関数である。また $\mu(E)$ はエネルギー E をパラメータとする指数関数で近似できることを考慮すれば、 R の要素の値は、 E の減少、 t の増大とともに急激に減少する。現実の X 線スペクトルの推定では、 $[E^T R^T \Lambda^{-1} R E]$ の行列式の値が非常に小さくなる特徴がある。この逆行列が(8)式の右辺にあるので、直接(7)式の正規方程式を(8)式のように解くことは、極めて条件の悪い方程式を解くことになる。したがって、たとえ解が実際に求められたとしても、データに存在していた誤差と、解いている間に生じた電子計算機特有の丸め誤差が計算結果に著しく拡大されて入ってしまう。

上記の直接解を得る代りに、逐次近似的な繰り返し修正計算を行って、(7)式を満たす最適推定値 \hat{x} に近づける方法を導入する。この推定値修正の方式として傾斜法を用いる。すなわち初期推定値から出発して最終の最適値にいたる経路を、評価関数 $J(\hat{x})$ の傾斜を使って探索するものである。 r ステップ目の推定値 \hat{x}_r の修正量 $\Delta \hat{x}_r$ として、

$$\Delta \hat{x}_r = -\alpha E^{-1} \frac{\partial J(\hat{x}_r)}{\partial \hat{x}_r} \quad (\alpha > 0) \quad \dots\dots\dots (9)$$

を使用する。上式は、 $J(\hat{x}_r)$ の最大減少方向から E^{-1} だけずれた方向に、傾斜の大きさに比例して、 \hat{x}_r を $\Delta \hat{x}_r$ だけ改善することを意味している。(9)式で αE^{-1} を $\alpha \Pi$ (Π は $n \times n$ 単位行列) で置き換えると、最大傾斜法⁷⁾ による探索法になる。しかし、最大傾斜法を使用した反復修正計算式³⁾ では、セル幅 $\Delta E_1, \dots, \Delta E_n$ が異なる場合、求めた推定分布曲線でしばしば不連続性が現われることが指摘された⁸⁾。(9)式の探索法はこの改善を目的としている。 $J(\hat{x}_r)$ の傾斜が最大となる方向だけでなく、修正量がセル幅に関係なく一様になるよう探索する方式である。なお、セル幅が等しい場合、この探索法は最大傾斜法に一致する。(6)式を(9)式に代入することにより、推定値 \hat{x}_r と修正後の \hat{x}_{r+1} との関係を表わす反復修正計算式はつぎのようになる。

$$\begin{aligned} \hat{x}_{r+1} &= \hat{x}_r + \Delta \hat{x}_r \\ &= \hat{x}_r + 2\alpha R^T \Lambda^{-1} (y - R E \hat{x}_r) \end{aligned} \quad \dots\dots\dots (10)$$

つぎに、推定値 \hat{x}_r が最適値 \hat{x} に収束するための条件を調べる。各ステップにおける \hat{x}_r と \hat{x} との差を $\tilde{x}_r \triangleq \hat{x} - \hat{x}_r$ ($r=1, 2, \dots$) とおくと、(7)、(10)式から \tilde{x}_r の繰り返し関係式

$$\tilde{x}_{r+1} = (I - 2\alpha R^T \Lambda^{-1} R E) \tilde{x}_r \quad \dots\dots\dots (11)$$

を導くことができる。ここで、変換 $\tilde{z}_r = E^{1/2} \tilde{x}_r$ ($r=1, 2, \dots$) を行えば、

$$\tilde{z}_{r+1} = (I - 2\alpha E^{1/2} R^T \Lambda^{-1} R E^{1/2}) \tilde{z}_r \quad \dots\dots\dots (12)$$

を得る。行列 $[E^{\frac{1}{2}} R^T \Lambda^{-1} R E^{\frac{1}{2}}]$ は正定行列であるから $T T^T = I$ となる直交行列 T が存在して、

$$T E^{\frac{1}{2}} R^T \Lambda^{-1} R E^{\frac{1}{2}} T^T = \begin{bmatrix} \lambda_1 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & \lambda_n \end{bmatrix} \dots\dots\dots (13)$$

と対角化できる。ただし、 $\lambda_i (i=1, \dots, n)$ は $[E^{\frac{1}{2}} R^T \Lambda^{-1} R E^{\frac{1}{2}}]$ の固有値で $\lambda_i > 0$ をみだす。したがって、この直交行列 T を用いて、 $Z_r^* = T \tilde{Z}_r (r=1, 2, \dots)$ で、さらに変換すれば、つぎのような Z_r^* の関係式が成立する。

$$Z_{r+1}^* = \begin{bmatrix} 1 - 2\alpha\lambda_1 & & 0 \\ & \ddots & \\ 0 & & 1 - 2\alpha\lambda_n \end{bmatrix} Z_r^* \dots\dots\dots (14)$$

さて、 \hat{x}_r が \hat{x} に収束することは、(11) 式の \tilde{x}_r が 0 に収束することを意味する。また、 $E^{\frac{1}{2}}$ と T は正定行列であるから、 \tilde{x}_r の収束条件は、(13)、(14) 式で示される \tilde{Z}_r 、 Z_r^* の収束条件と等価である。(14) から Z_r^* が収束するためには、不等式 $|1 - 2\alpha\lambda_i| < 1$ が満足されねばならない。行列 $[E^{\frac{1}{2}} R^T \Lambda^{-1} R E^{\frac{1}{2}}]$ の最大固有値をとくに λ_{max} で表わせば、結局、(10) 式の推定値 \hat{x}_r の収束条件は、 α に対する不等式

$$0 < \alpha < 1/\lambda_{max} \dots\dots\dots (15)$$

であることがわかる。

4. 推定計算の手順と演算打ち切りの目安

本推定方式には、非常に単純な繰り返し計算で推定値が得られるという利点があり、高精度の演算機能をもたない計算機でも処理は可能である。処理手順を以下に述べる。① X線管球の管電圧から、そのスペクトル分布の上限を設定し、近似するヒストグラムセル幅 ΔE_i と個数 n を決める。ただし $n \leq m$ 。②各セルの中心エネルギーにあたるフィルターの質量減弱係数 $\mu(E_i)$ を求め、この値と厚さ t から応答行列 R を作成する。③行列 $[E^{\frac{1}{2}} R^T \Lambda^{-1} R E^{\frac{1}{2}}]$ の最大固有値を求めて、(15) 式の範囲で係数 α を決める。④適当な初期値 \hat{x}_0 を設定し、(10) 式の反復修正計算式を用いて \hat{x}_r を逐次修正する。初期値は理論的には任意の値をとるけれども、 $\hat{x}_0 = 0$ が最も適切であった。

さて、①～④の手順でスペクトル分布の推定値が得られるが、反復修正計算による解法は、一般に解の収束には時間がかかる。前述のように X線スペクトル推定の問題では、解を求める条件が悪い。したがって、単に繰り返し演算の回数を増大しても、大幅な改善が得られなかったり、逆に、スペクトル理論から予想した分布とは食い違った分布へずれてしまう場合もある。すなわち、理論では、繰り返し回数を増大すれば、評価関数 $J(\hat{x}_r)$ が減少して最適な推定値に収束する。しかし、現実に計算機で修正計算を有限回実行する場合、 $J(\hat{x}_r)$ が減少しても、その分だけ推定値が改善するとは常に期待でき

ない。演算打ち切りの目安を知ることは、処理の能率化だけでなく推定精度向上の見地からも重要である。実際の測定では真値がわからないので、シミュレーションを行って、推定精度と繰り返し演算の回数との関係を調べ、打ち切りの目安を設定した。

以下に、この具体例を挙げて説明する。まず、推定しようとするスペクトル分布として、Kramersの理論から測定条件に対応した連続X線分布を作成した。ただし、管電圧140kVp、管電流10mA、管球の固有吸収Al 当量2mm、固定フィルターAl 1mmとCu 1.3mm、測定距離1.5m、と想定した。つぎに、これを対象スペクトル分布 $X(E)$ として、0mm~6.2mmの範囲で厚さ t_i が等間隔になるように34種類のCuフィルターを付加し、(1)式より減弱後の線量 $I(t_i)$ を求めた。これに、測定に伴う誤差 $n(t_i)$ として、正規乱数(平均0, 分散 $(0.01 I(t_i))^2$)を重畳させて、測定値 $y(t_i)$ とした。このようにして得た34個のデータから、(10)式を用いて元の分布 $X(E)$ を推定した。ただし、 $\Delta E_i = 6$ ($i = 1, \dots, 20$), $\hat{x}_0 = 0$, $\alpha = 9.6 \times 10^{-5}$ と設定した。

演算回数 r と評価関数 $J(\hat{x}_r)$ 、推定誤差 $Q(\hat{x}_r)$ の関係をそれぞれ図1(A), (B)に示す。 $Q(\hat{x}_r)$ は真値との間の2乗誤差で、 $Q(\hat{x}_r) = [x - \hat{x}_r]^T [x - \hat{x}_r]$ と定義する。 $J(\hat{x}_r)$ の値は、初め、 r の増大とともに急激に減少するが、ある所からほとんど減少しなくなる。他方、誤差 $Q(\hat{x}_r)$ については、初めは同様に急激に改善されるが、ある所から r とともに増大する事に注目せねばならない。すなわち、これは、演算回数を増しても、推定分布は改善されずに、逆に真の分布から遠ざかることを意味している。

現実の問題では、推定の評価基準は $J(\hat{x}_r)$ だけであるから、演算打ち切りの目安を $J(\hat{x}_r)$ に基づいて定めねばならない。図1(A)と(B)を比較すれば $Q(\hat{x}_r)$ が最小となる領域は、 $J(\hat{x}_r)$ の値が落ち着き始める領域とほぼ対応していることがわかる。すなわち初期値から出発して $J(\hat{x}_r)$ を逐次計算し、これが落ち着き始めたときの \hat{x}_r を解とすればよい。

普通、 $J(\hat{x}_r)$ の減少の様子は図1(A)と同様であり、このような打ち切り方は、セル数 n が多くとれる場合に妥当であることをいくつかのシミュレーションで確認した。

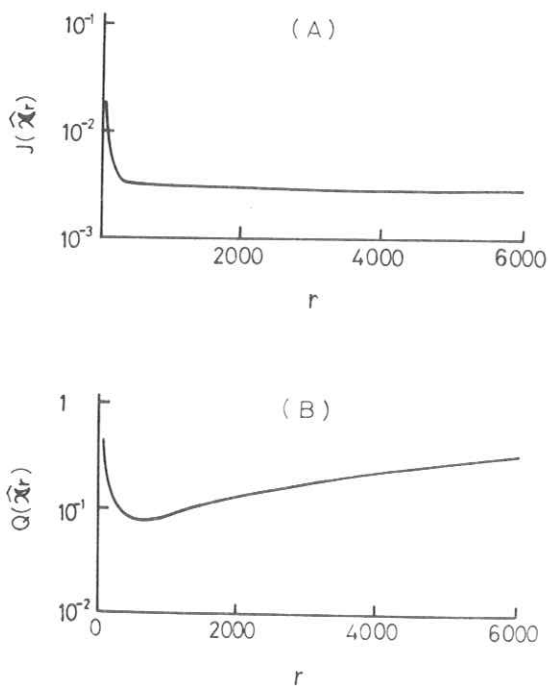


図1. 評価関数と推定誤差の r に関する変動 (Kramersの理論に基づいたシミュレーション結果の一例)

5. 適用結果

連続X線の照射線量スペクトル分布の推定には、X線管電圧140kVp、管電流10mAの動作条件のもとに、28種類の厚さのAlフィルターで減弱測定を行って得られた実測データ³⁾を使用した。X線発生装置としては治療用(定電圧、200kVp、25mA)が用いられ、管球から2mの距離に自由空気電離箱が配置された。さて、Al付加フィルターを挿入しない状態の分布を求めるため、エネルギー範囲10~140keVのヒストグラムで26個のセルに分割して推定した。セル幅は $\Delta E_j = 5$ ($j = 1, \dots, 26$)で、各セルの中心エネルギーでのAlの質量減弱係数の値としてはNBS29⁹⁾の公表値を用いた。まず、 28×26 応答行列 R を作成し、行列 $[E^{1/2} R^T \Lambda^{-1} R E^{1/2}]$ の最大固有値を求めた。つぎに、28個のセルに対する初期推定値 \hat{x}_0 と修正係数 α をそれぞれ、 $\hat{x}_0 = 0$ 、 $\alpha = 7.8 \times 10^{-2}$ と設定し、(10)式を用いて繰り返し修正を行った。

評価関数の値を逐次計算し、前節で述べた打ち切りの目安に従って、 $J(\hat{x}_r)$ が落ち着き始める所として $r=2000$ を採用した。このようにして求めた推定分布を図2に示す。なお、推定分布曲線では、X線管のタングステン陽極からの特性X線の影響を示す隆起は明確に出ていない。

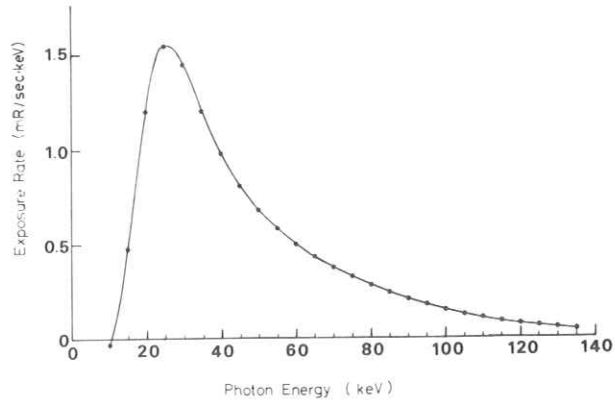


図2. 推定スペクトル分布
(管電圧140kVp、管電流10mA、距離2m)

6. おわりに

フィルターによるX線減弱測定により得られた減弱データから反復修正計算によって、スペクトル分布を求める方法について、一般的な定式化に基づいて計算式を導き、その有用性を例示した。反復数値計算法に共通の問題として、演算打ち切りの目安を理論的に決定することが困難であるため、推定値が一意でないという問題がある。今後は、この問題について検討してみたい。

最後に、データを使用させていただき、また有益な御助言をいただいた電総研、茨木特別研究官、永田主任研究官に深謝する。

参 考 文 献

- 1) L.Silberstein: Spectral composition of an X-ray radiation determined from its filtration curve, Phil. Mag. Vol.34, No.15, pp.375-394 (1933).
- 2) J.W.Twidell: The determination of X-ray spectra using attenuation measurements

- and a computer program, *Phys. Med. Biol.*, Vol.15, No 3, pp.529-539 (1970).
- 3) 永田, 富永, 上田, 佐々木: フィルター法によるX線スペクトル分布の推定, *電総研彙*, Vol.40, No 6, pp.486-512 (1976)
 - 4) H. I. Israel, D.W. Lier and E. Storm: Comparison of detectors used in measurement of 10 to 300 keV X-ray spectra, *Nucl. Instr. Methods*. Vol. 91, pp.141-157 (1971)
 - 5) H.A. Kramers: On the theory of X-ray absorption and the continuous X-ray spectrum, *Phil. Mag.*, No 46, pp.836-871 (1923).
 - 6) 佐藤: 診断用X線管の管電圧, 管電流と波形による放射X線の特性変化(I), *直流管電圧波形*, *日放技会誌*, Vol. 29, No 5. pp.393-402 (1973)
 - 7) 宮川, 佐藤, 茅: 不規則信号論と動特性推定, p.251, *コロナ社* (1969)
 - 8) 茨木, 直井, 富永, 永田: フィルター法によるX線スペクトル分布の推定Ⅲ, 第26回応用連合予稿集, 12 (1979).
 - 9) J.H. Hubbell: *NSRDS-NBS 29* (1969)

希土類増感紙 - オルソフィルムシステムの 相反則不軌特性

藤田広志*・横山三吉**・内田 勝***

* 岐阜工業高等専門学校電気工学科

** 西濃運輸健康管理センター

*** 岐阜大学工学部電気工学科

1. はじめに

X線フィルムの写真効果の中で代表的なものに、相反則不軌 (reciprocity-law failure) の現象がある。これは、同一露光量であっても、露光強度が大きすぎたり、逆に小さすぎたりすると得られる写真濃度が一定にならず感度が低下する、という現象であり、高照度相反則不軌と低照度相反則不軌とに分けられる。X線診断に用いる増感紙-フィルム系では、黒化の約98%は増感紙の発光する光によって行なわれ、わずかに約2%だけが直接のX線によるものであるから、相反則不軌の現象が起こり得る(ノンスクリーンシステムのように、X線による直接曝射ではこの現象は生じない)¹⁾。そしてこの現象は、相対感度の低下による患者被曝線量の増大をもたらし、かつX線写真の画質にも影響を及ぼす。

一般に、相反則不軌測定には2通りあり、増感紙から発する光のシュミレート露光による方法と、X線曝射による実際的方法である。前者は模擬的であり、後者が理想的ではあるが、特殊なセントメータを製作する必要がある。²⁻⁴⁾ これに対して、われわれは実際に使用するX線装置のシステムを用いて現場で容易に測定できる手法を報告し、この手法によって、通常のCaWO₄増感紙-フィルム系では、約0.3秒以上の曝射時間で低照度不軌が問題になることを確認した⁵⁾。また、反転X線フィルムの場合の相反則不軌についても報告した。^{6,7)} 今回はこれらに引き続き、システムの高感度化に伴ない高照度相反則不軌が起こると考えられる希土類増感紙-オルソフィルムシステムの相反則不軌について調査した。まず、X線管電圧が80kVpのとき、X線強度がFFD(焦点-フィルム間距離)に対してどのような関係にあるかを調べた。つぎに、2種類の相反則不軌曲線の簡単な作成法を示し、相反則不軌と感度(被曝線量)あるいは濃度、また相反則不軌と写真の特性曲線(H-D曲線)などについて検討した。

2. 実験方法と結果

2.1 相反則不軌測定法

相反則不軌の現象を調べるために必要な相反則不軌曲線の測定法については、すでに文献5と6で詳しく述べた。ただし、本研究では希土類-オルソシステムを使用するために、80kVpの管電圧を用いるので、その時のX線曝射量が曝射時間 t とFFD(焦点-フィルム間距離)に関してどのような関係

にあるかを新たに実験的に求める必要がある。

フィルムにX線を直接曝射するとき、ブンゼン・ロスコーの相反法則が成立し¹⁾、フィルムを受光測定器として使用できる。ノンスクリーン状態で、FFDを0.4 mから5.68 m間で8段階に変化させ、各々のFFDにおいてタイムスケール法によって作成した特性曲線を図1に示す。X線管条件は、管電圧80 kVp、管電流50 mAで、附加フィルターは0.2 mm Cu + 0.5 mm Alである。フィルムは両面乳剤の標準感度のもの(六切)を使用し、現像処理は3分30秒(30°C)自現機処理である。X線装置に設定されたタイマーは1パルス(1/120秒)から5秒までであるが、それ以上のタイムに対しては間欠曝射を行なった(フィルムにX線を直接曝射する時、間欠効果は起こらない、という報告がある)¹⁾。

図1から、0.4 mから5.68 mのFFDに対して特性曲線が形状に変化なく、横軸(時間軸)に沿って平行移動していることは簡単に確認できる。つぎにこの図で、濃度が一定のときのFFDとtとの関係は、露光量が一定のときのそれらの関係に等しいので、この図から、D=0.6, 1.0, 1.6および2.0に対して、FFDとtとの関係をプロットしたのが図2である。これらの直線の傾きから、次式が近似的に求められる。

$$E = k \frac{t}{d^{2.12}} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、EはX線曝射量、dはFFD、kは比例定数である。逆2乗の法則が成立しない原因として、

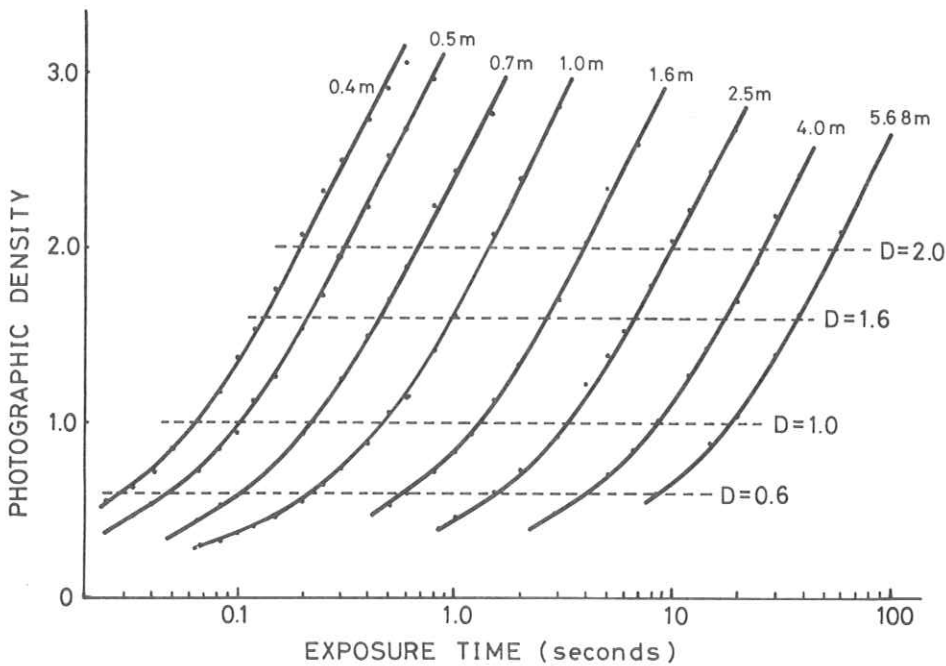


図1. ノンスクリーンで、タイムスケール法によってつくられた特性曲線

焦点が点源ではない ($1.0 \times 1.0 \text{ mm}$) ことや、空気中での X 線の吸収・散乱効果などが考えられる。相反則不軌効果は、式(1)を利用して、次項のように相反則不軌曲線を作成することによって調べられる。

2.2 相反則不軌曲線

相反則不軌現象に影響する代表的な因子に四つあり、⁸⁾ それらを図3に示した。各因子に対してそれぞれ図中に表記した条件で実験を行なった。X線フィルムは国内で使用されている代表的な2社(A社・B社)のものを用いた。

図4は、A社の希土類-オルソシステムについて実験を行なったもので、破線は各FFDでタイムスケール法によって作成した特性曲線である。この特性曲線から2種類の相反則不軌曲線が作成できる。第一に、式(1)に従って $E = \text{一定}$ になるように t と D の組み合わせを計算し、その結果を図4上にプロットし実線で結ぶ。これは、 $E = \text{一定}$ のときの、濃度と時間に関する相反則不軌曲線である。一定の E として、 $D = 3.0, 2.0, 1.0$, および 0.6 付近になる値を選んだ。第二に、 $D = \text{一定}$ になるときの FFD と t によって式(1)を利用して E を計算し、プロットしたのが図5である。これは、 $D = \text{一定}$ のときの、相対露光量と時間に関する相反則不軌曲線である。一定の D として、 $D = 0.4, 0.6, 1.0, 2.0$ および

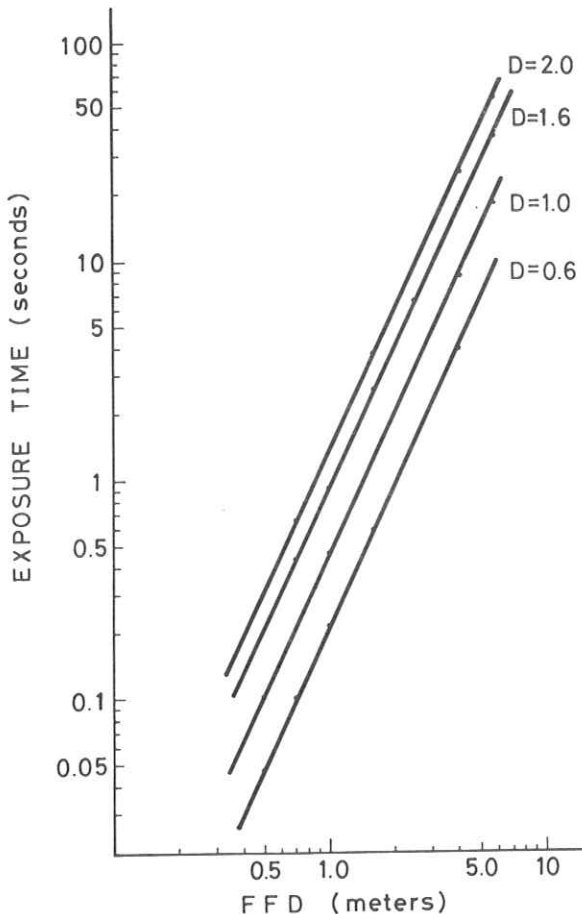


図2. 図1の特性曲線から作成した $\log t - \log \text{FFD}$ 曲線

PRACTICAL VARIABLES AFFECTING R.L.F.

- 1) Development
 - Automatic processor
 - 3.5 minutes at 30°C
- 2) Emulsion Variables
 - Two brands of green-sensitive films
- 3) Wavelength of Exposure
 - X-ray exposures at 80kVp & 50mA
 - 0.2mm Cu & 0.5mm Al filtration
 - Green light-emitting rare-earth screens
- 4) Temperature of Exposure
 - Room Temperature: 28.9°C & 21.0°C

図3. 相反則不軌特性に影響を及ぼす代表的な四つの因子と、実験条件。

3.0を選んだ。

B社のシステムについても同様な実験を行なった。図6に、各FFDにおけるタイムスケール法による特性曲線を破線で、濃度と時間に関する相反則不軌曲線を実線で示す。相対露光量と時間に関する相反則不軌曲線を図7に示す。

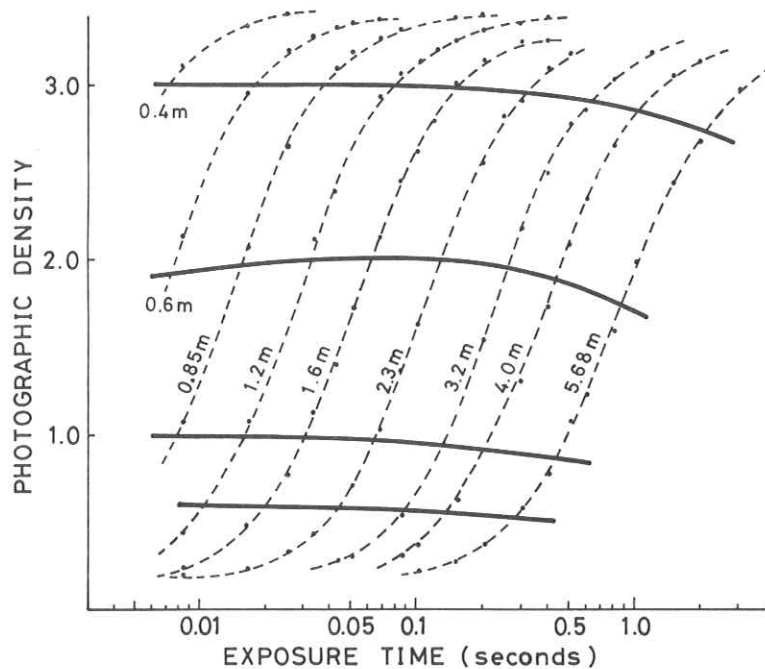


図4. A社のシステムに対するタイムスケール法による特性曲線 ($D-\log t$)と $D-\log t$ 相反則不軌曲線

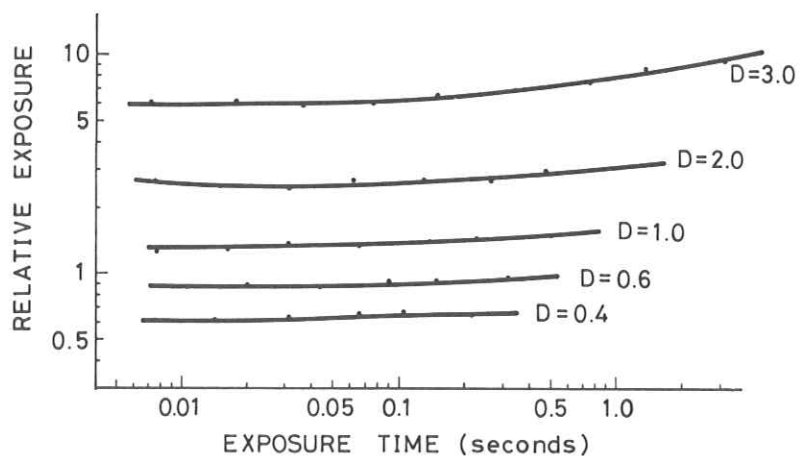


図5. A社のシステムに対する $\log \text{rel. } E-\log t$ 相反則不軌曲線

3. 考 察

本実験で、図4や図6の破線に示す特性曲線から、簡単な計算によって、図4や図6の実線に示す濃度一時間に関する相反則不軌曲線、および図5や図7に示す相対露光量一時間に関する相反則不軌曲線が得られることを示した。反転X線フィルムの相反則不軌の実験では、これら2種の不軌曲線を別々の

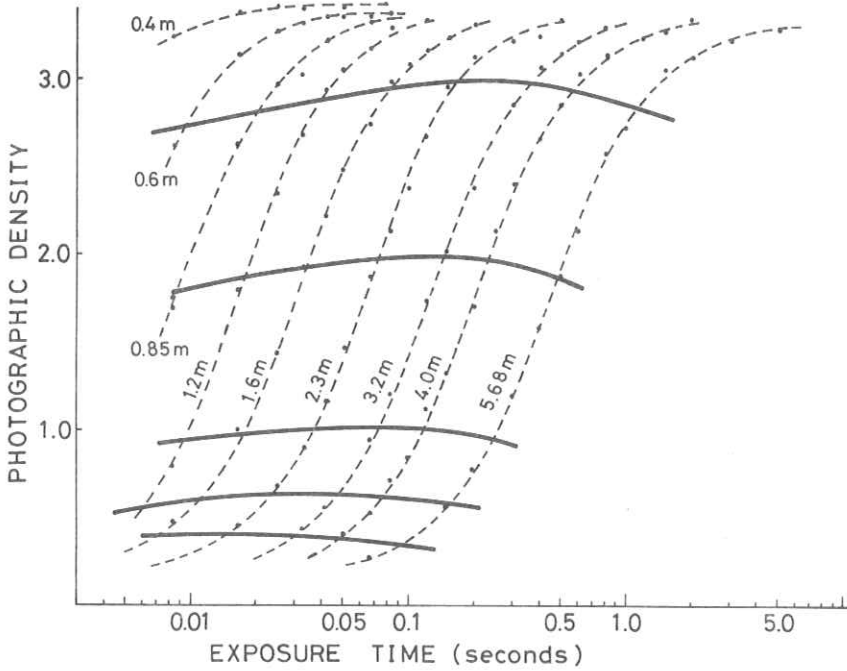


図6. B社のシステムに対するタイムスケール法による特性曲線 ($D-\log t$) と $D-\log t$ 相反則不軌曲線

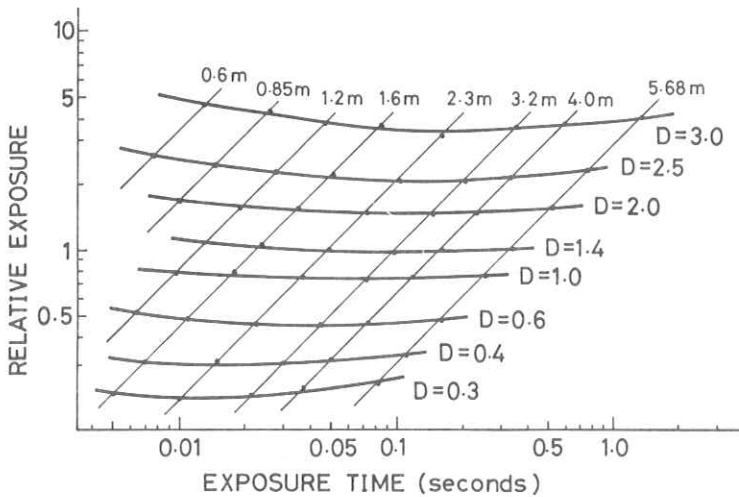


図7. B社のシステムに対する $\log \text{rel. } E-\log t$ 相反則不軌曲線

実験によって求めていた。^{6,7)} 一般フィルムの相反則不軌曲線は、横軸に光の強度をとるが、医療用X線フィルムの場合には、X線強度が相対値になり、また曝射時間は被曝量に関連して重要なファクターとなるので、横軸を曝射時間で表わした方がよい。このとき、高照度相反則不軌を短時間相反則不軌、低照度相反則不軌を長時間相反則不軌とここではよぶことにする。

図4のA社のシステムでは、長時間相反則不軌が0.1～0.2秒以上のタイムでみられ、この現象によって、同一露光量にもかかわらず、曝射時間の増加とともに濃度がおちてくるのがわかる。これに対して、短時間相反則不軌はみられない。 $D=2.0$ 付近でわずかに濃度がおちているが、有意な差とはいえない。よって、このA社のシステムでは、0.1～0.2秒以下の曝射時間で撮影を行なう限り、相反則不軌の現象は問題にならない。

このA社のシステムで、相反則不軌によってフィルムの感度がどの程度低下するか、あるいは、患者被曝線量がどれだけ増加するかを示したのが図5である。たとえば、0.2秒で撮影した場合と0.01秒で撮影した場合では、同一濃度を得るのに、長時間相反則不軌によって、約7～10%の線量の増加が必要であることが計算される。

図6から明らかなように、B社のシステムの特性はA社のそれとは異なっている。すなわち、長時間相反則不軌の他に、短時間相反則不軌もみられる。希土類-オルソシステムでは短時間曝射が多くなるので、短時間相反則不軌の存在は大きな問題となる。また、曝射時間に対してオプティマムが存在しておらず、2.3～3.2 mのFFDに相当するX線強度に対してオプティマムが存在している。

図7で45°の傾きの直線は、それぞれ同一FFDすなわち同一強度を示す直線である。0.01秒と0.1秒で撮影したときの線量を比較してみる。たとえば、 $D=0.6$ ではオプティマム(2.3～3.2 mのFFD)に対して、0.01秒では約9%の線量増加、0.1秒では約2%の増加である。また、 $D=2.0$ では、オプティマムに対して、0.01秒では約17%の線量増加となる。すべての濃度に対して最適な曝射時間は存在せず、撮影の際に必要な濃度に対してグラフから最適な曝射時間を選ぶ必要があり、このようなB社のシステムは望ましくない。

ここで、相反則不軌が特性曲線($D - \log \text{rel. } E$)に与える影響を調べてみる。図7で2.3 mの強度軸および5.68 mの強度軸に対して、それぞれ濃度と相対露光量の値をプロットすれば、図8の左側に示すタイムスケール法(時間目盛法)による2本の特性曲線ができる。また図7で、0.01秒および0.1秒のときのそれぞれの濃度と相対露光量の値をプロットすれば、図8の右側に示すインテンスィティスケール法(強度目盛法)による2本の特性曲線ができる。相反則不軌が起こらないときには、それぞれのグラフで特性曲線は一本に重なる。また、タイムスケール法でもインテンスィティスケール法でも同じ結果が得られるはずである。図7からも明らかであるように、これらの中でFFDが2.3 mにおいてタイムスケール法によって得られた特性曲線が相反則不軌の影響がない最適なものである。図8から、タイムスケール法およびインテンスィティスケール法によって得られたそれぞれの特性曲線に相反

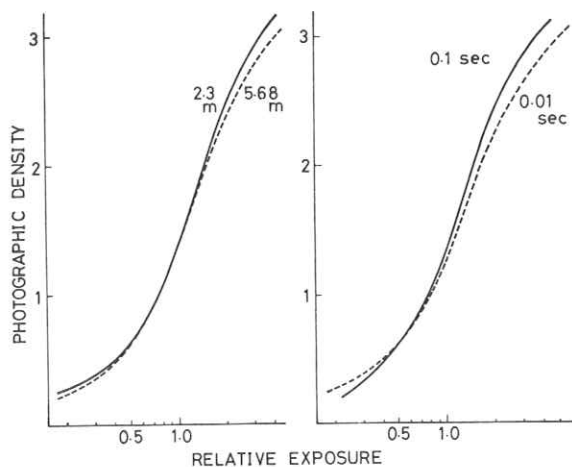


図 8. 相反則不軌の特性曲線への影響。左側はタイムスケールによるもので、右側はインテンシティスケールによるものである（それぞれ図 7 から求めた）。

相反則不軌の影響があらわれ、形状に変化を与えていることがわかり、このことは、MTF 測定時などで露光量変換の際に問題となり注意を要する。

4. 結 論

今回実験を行なった 2 社のシステムの中で、A 社のシステムでは 0.1 ～ 0.2 秒以上の曝射時間で低照度（長時間）相反則不軌のみがみられた。しかし、実用に際して 0.1 秒以下を用いるのがほとんどだとすれば、問題にはならないようである。これに対して、B 社のシステムでは、オプティマムが FFD の 2.3 ～ 3.2 m 付近に相当する X 線強度に存在しており、低照度（長時間）相反則不軌のみならず高照度（短時間）相反則不軌もみられた。この高照度不軌は希土類-オルソシステムでは特に望ましくない現象である。結論的には、いずれのシステムに対しても、このような相反則不軌特性を実測した上で、撮影の最適な条件を求めそのシステムを使用する必要がある、といえる。

また、相反則不軌は、タイムスケール法およびインテンシティスケール法によるそれぞれの特性曲線の形状などに影響を及ぼすので、特性曲線によって露光量変換等を有する実験に際して注意を要する。

文 献

- 1) B.E.Bell : Br. J. Radiol. 9 (1936) 578.
- 2) R.H.Morgan : Am. J. Roentgenol. 48 (1942) 88.
- 3) R.H.Morgan : Radiology 42 (1944) 471.

- 4) B.A.Arnold, H.Eisenberg and B.E.Bjarngard : Radiology 126(1978)493.
- 5) S.Uchida and H.Fujita : Jpn.J.Appl.Phys. 18(1979)501.
- 6) 藤田広志, 安田 満, 横山三吉, 内田 勝 : 放射線像研究 9(1979)42.
- 7) S.Uchida and H.Fujita : Jpn.J.Appl.Phys. 18(1979)1641.
- 8) T.H. James : The Theory of the Photographic Process (Macmillan, New York, 1977) 4th ed., p.139.

エントロピー法による反転X線フィルムの粒状性の評価

藤田広志* 石井健裕* 宮田伸二*
 福井政次*** 横山三吉** 内田 勝***
 * 岐阜工業高等専門学校電気工学科
 ** 西濃運輸健康管理センター
 *** 岐阜大学工学部電気工学科

1. はじめに

増感紙-フィルム系のX線写真における像雑音は、X線写真モトル(radiographic mottle)あるいはX線写真の粒状性(radiographic granularity)とよばれ、X線量子の統計的ゆらぎ(量子モトル)、増感紙の構造モトルおよびフィルムの粒状性の三つの因子で構成されている¹⁾。X線写真モトルを定量的に評価する代表的な方法は、ウィナースペクトルの測定であり、粒状パターンマイクロフォトメータ走査によって得られる濃度ゆらぎのフーリエ解析である。ウィナースペクトルは総合的ではあるがあまりにも分析的であるため、総合的な単一評価が困難な欠点がある。一方、代表的な粒状性の単一評価法にRMS粒状度があり、これはマイクロフォトメータ走査によって得られる濃度ゆらぎの標準偏差である。粒状性の評価には分析的評価と総合単一評価の両者がそろって完全といえる。しかしながら、分析的評価はウィナースペクトルで代表されるにしても、総合的単一評価はRMS粒状度では十分とはいえない。なぜなら、解像力がMTF(レスポンス関数)の総合特性の1点だけを表示する単一評価にすぎないように、RMS粒状度はウィナースペクトルの面積の平方にすぎないからである²⁾。

昨年筆者らは、エントロピーによる手法³⁾を増感紙-フィルム系の粒状性の総合単一的評価に適用した⁴⁾。この手法は、測定値のばらつき(精密さ)に基づいた評価法であり、MTFの信頼性の計算⁵⁾、CT画像の評価、TLD素子の性能評価、さらに知覚系を含んだ画像評価など、多方面で最近適用されている⁶⁾。この手法を増感紙-フィルム系の画質評価に適用する場合、測定値のばらつきは直接的にX線写真の粒状性に関する⁴⁾。本研究では、このエントロピー法の一部の解析を試みるとともに、ネガX線フィルムと反転現像処理した反転X線フィルムの粒状性をエントロピー法で総合単一的に評価した。

2. 理 論

2.1 エントロピー

離散的情報源のエントロピー(entropy)は、C. E. Shannonによって次式で定義された⁷⁾。

$$H(X) = - \sum_{j=1}^n p_j \log_2 p_j \text{ [ビット]} \dots\dots (1)$$

ここで、事象 $X_1, X_2, \dots, X_i, \dots, X_n$ が起こる確率が $R_1, R_2, \dots, R_i, \dots, R_n$ である。エントロピーは平均情報量を表わすと同時に、事象発生の不確定度(uncertainty)を表わしている。すなわち、問題にしている事象が確定的であるほどエントロ

ピーの値は小さくなり、不確定的であるほど値は大きくなる。

ある確率過程の特性を(1式で定義したような情報測度 (informational measure) を用いて表現することは、多数の個体から成る集合を分散 (variance) のような統計的示標を用いて記述することに類似している。ここで、ある事象の生起確率が正規分布 (ガウス分布) である場合を考えてみる。そのときのエントロピーは、次の式で示される。⁸⁾

$$H(X) = \log_2(\sqrt{2\pi e\sigma^2}) - \log_2 d \dots\dots (2)$$

$$= \log_2 \sigma + \log_2(\sqrt{2\pi e}/d)$$

ここで、 σ は標準偏差、 d は連続的確率分布を離散的分布として分割したときの間隔である。標準偏差 σ が増せばエントロピー $H(X)$ も大きくなることからわかる。

いま、フィルムの粒状による濃度のゆらぎ (ばらつき) の程度を、(1式) によってエントロピー表示することを考え、これをエントロピー粒状度 (entropy granularity) とよぶことにする。一様露光されたフィルムの濃度分布はガウス分布⁹⁾、この分布の標準偏差、あるいはその千倍したものが RMS 粒状度である。すなわち、エントロピー粒状度と RMS 粒状度との関係は(2式) で説明される。図1に、エントロピー粒状度と RMS 粒状度の測定結果を示す。

2.2 2変量情報解析

入力が x 、出力が y の2変量を取り扱った系について考えてみる。(図2) 入力および出力のエントロピーが $H(x)$ 、 $H(y)$ であるとき、系に雑音のないときには、 $H(x) = H(y)$ である。雑音が存在するとき、二つの条件つきエントロピー

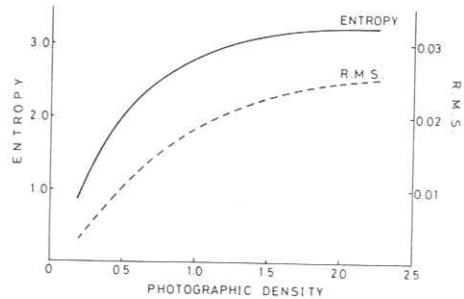


図1. エントロピー粒状度とRMS粒状度

増感紙-フィルム: GTS-AO
 サンプル間隔: 600 μm
 スリット面積: 500 \times 500 μm^2
 サンプル点数: 100点
 $\alpha = 0.01$ (濃度の測定最小値)

$H_y(x)$ と $H_x(y)$ があり、これらは出力がわかっているときの入力のエントロピー (散失情報量, equivocation) と、入力わかっているときの出力のエントロピー (付加情報量, ambiguity) である。このとき、同時エントロピー (joint entropy) $H(x, y)$ は、

$$H(x, y) = H(x) + H_x(y) = H(y) + H_y(x) \dots\dots (3)$$

となる。そして、入力から出力へどれだけ情報が伝達されたかを表わす量は伝達情報量 (transmitted information)、あるいは相互情報量 (mutual



図2. 系と入出力

information) とよばれ、次式で計算される。

$$T(x; y) = H(x) + H(y) - H(x, y) \quad \dots\dots (4)$$

$$= H(x) - H_y(x) = H(y) - H_x(y) \quad \dots\dots (5)$$

以上の各エントロピーの関係を図示すると、図3のようなベン図式になる。

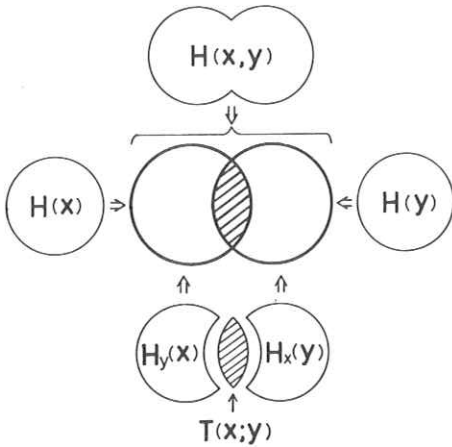


図3. 各エントロピーの関係を表わすベン図式

		Input x						
		x_1	x_2	...	x_i	...	X	Σ
Output y	y_1	n_{11}	n_{21}	...	n_{i1}	...	n_{X1}	$n_{\cdot 1}$
	y_2	n_{12}	n_{22}	...	n_{i2}	...	n_{X2}	$n_{\cdot 2}$

	y_j	n_{1j}	n_{2j}	...	n_{ij}	...	n_{Xj}	$n_{\cdot j}$

	Y	n_{1Y}	n_{2Y}	...	n_{iY}	...	n_{XY}	$n_{\cdot Y}$
Σ		$n_{\cdot 1}$	$n_{\cdot 2}$...	$n_{\cdot i}$...	$n_{\cdot X}$	n

表1. 入力 x と出力 y の相関表

離散の入力 x_i と離散の出力 y_j があるとき、伝達情報量は表1に示す相関表で計算できる。¹⁰⁾ 表の縦の列は選択可能な入力を表わし、表の横の行は同じく出力を表わす。大文字の X と Y はそれぞ

れカテゴリの数を示している。入力 x_i が示される回数は $n_{i\cdot}$ 、出力 y_j の頻度は $n_{\cdot j}$ で表わす。また、入力 x_i が出力 y_j を引き起こす頻度は n_{ij} である。表1からつぎのことが明らかである。

$$\left. \begin{aligned} \sum_j n_{ij} &= n_{i\cdot} \\ \sum_i n_{ij} &= n_{\cdot j} \\ \sum_i n_{i\cdot} &= \sum_j n_{\cdot j} = \sum_{ij} n_{ij} = n \end{aligned} \right\} \dots\dots (6)$$

これらを単に n で割ることによって周辺確率 $P_{i\cdot}$ 、および $P_{\cdot j}$ 、同時確率 P_{ij} が求まり、表1の頻度相関表は確率相関表に変換できる。

$$\left. \begin{aligned} \frac{n_{i\cdot}}{n} &= P_{i\cdot} \\ \frac{n_{\cdot j}}{n} &= P_{\cdot j} \\ \frac{n_{ij}}{n} &= P_{ij} \end{aligned} \right\} \dots\dots (7)$$

以上の結果から、(1)式によってつぎの三つのエントロピーが計算できる。

$$\left. \begin{aligned} H(x) &= -\sum_i P_{i\cdot} \log_2 P_{i\cdot} \\ H(y) &= -\sum_j P_{\cdot j} \log_2 P_{\cdot j} \\ H(x, y) &= -\sum_{ij} P_{ij} \log_2 P_{ij} \end{aligned} \right\} \dots\dots (8)$$

実際には、(7)式を(8)式に代入して、頻度でエントロピー計算することが便利な場合が多い。

$$\left. \begin{aligned} H(x) &= \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_i n_{i\cdot} \log_2 n_{i\cdot} \\ \log_2 X &= (\text{入力}が\text{等}\text{頻}\text{数}\text{の}\text{場合}\text{は}) \\ H(y) &= \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_j n_{\cdot j} \log_2 n_{\cdot j} \dots\dots (9) \\ H(x, y) &= \log_2 n - \frac{1}{n} \sum_{ij} n_{ij} \log_2 n_{ij} \end{aligned} \right\}$$

伝達情報量は、(8)式あるいは(9)式を(4)式に代入することによって求められる。また、次項に示す条件つきエントロピーを計算しても、(5)式から $T(x; y)$ は求められる。入力情報が出力としてどの程度伝達されたかを表わす量として、伝達効率 η

を次式で定義しておく。

$$\eta = \frac{T(x; y)}{H(x)} \times 100 \text{ [\%]} \quad \dots\dots (10)$$

2.3 付加情報量

入力 x_i であるとき、出力 y_j である条件つき確率を $P_{i|j}$ とすれば、

$$P_{i|j} = \frac{P_{ij}}{P_i} \quad \dots (11)$$

が成立し、入力 x_i が示されたときの出力の情報量 $H_{x=x_i}(y)$ は、

$$H_{x=x_i}(y) = - \sum_j P_{i|j} \log_2 P_{i|j} \quad \dots (12)$$

である。これは入力を x_i に固定したとき出力がどれくらい不確定的であるかを示す量である。 $H_{x=x_i}(y)$ の期待値が付加情報量 $H_x(y)$ であるから、

$$\left. \begin{aligned} H_x(y) &= \sum_i P_i \cdot H_{x=x_i}(y) \\ &= - \sum_{i,j} P_i \cdot P_{i|j} \log_2 P_{i|j} \\ &= - \sum_{i,j} P_{ij} \log_2 P_{i|j} \end{aligned} \right\} \dots\dots (13)$$

となる。もう一つの条件つきエントロピーである

散失情報量 $H_y(x)$ も同様にして求めることができる。

ここで、図4に示すような三つの情報伝達モデルを考えてみる。(a)は全く理想的な伝送器である。(b)では、 y_2 または y_3 が出力されたとき、 x_1 が入力されたと判定できる。また、 y_7, y_8 あるいは y_9 が出力されれば、 x_3 が入力されたと判別でき、(b)のような系では誤りなしに情報が伝達される。これに対して、(c)ではそれぞれの入力は雑音のために出力として分散し、かつ隣接する出力と交わっている。たとえば、出力 y_3 は入力 x_1 の結果なのか、それとも入力 x_2 の結果なのか確定的でなく、単に確率的に決定されるにすぎない。ここで付加情報量(雑音成分)が問題となり、情報散失が生ずる。本研究や文献4の研究のように、入力がわずかに異なる数段階に変化するX線量、出力としてフィルムの濃度分布をとるとき、ある入力に対する出力濃度ばらつきが $H_{x=x_i}(y)$ として示されている。すなわち、これはエントロピー粒状度であり、 $H_x(y)$ は各入力に対するその平均値である。よって、 $T(x; y)$ は系の伝達情報能

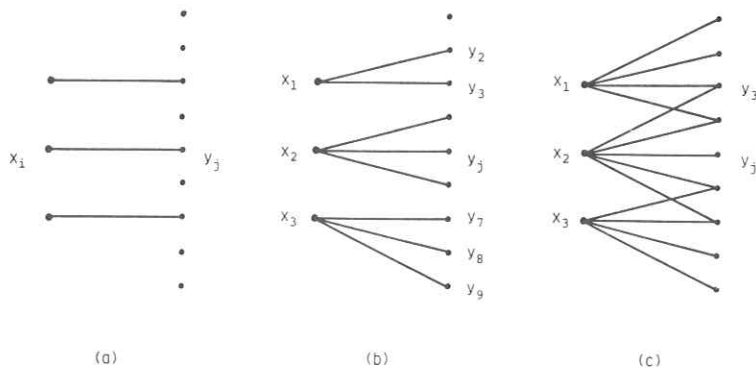


図4. (a)は系に雑音が存在せず、情報が100%伝達される場合。(b)は雑音が存在するが、情報が100%伝達される場合。(c)は系の雑音情報が情報伝達に影響を及ぼし、伝達情報の一部が失われる場合。

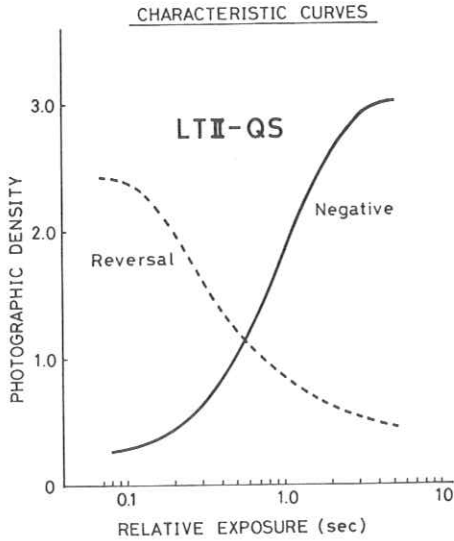
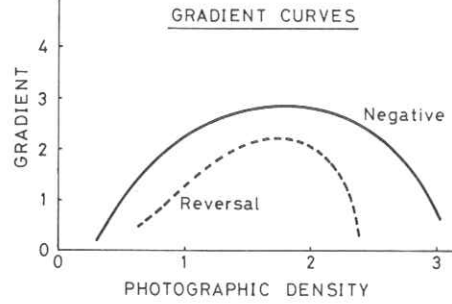


図5. (a) 特性曲線



(b) グラジエント曲線

力を表わしており、一方 $H_x(y)$ は系の雑音のみをうまく表現している。

4. 実験方法と結果

離散の入力として厚さの異なるアクリル板(0 ~ 5 mmまで厚さが1 mm厚に6段階に変化するステップ階段)によって変化させられたX線量, 離散的输出としてそれぞれの入力に対するフィルム濃度をとる。増感紙-フィルム系としてLTII-QSを用い、ネガは自現機(30°C, 3.5分)処理し、反転はタンク(20°C, 4分)処理した。このときのタイムスケール法による特性曲線を図5(a)に、そのグラジエント曲線を図5(b)に示す。曝射条件は、FFDが150 cmで、管電圧が40 kVp, 管電流が12 mAである。ここで、濃度0.5および1.0付近のネガフィルムと反転フィルムの粒状性を評価する。図6は、試料フィルム作成のための実験配置である。

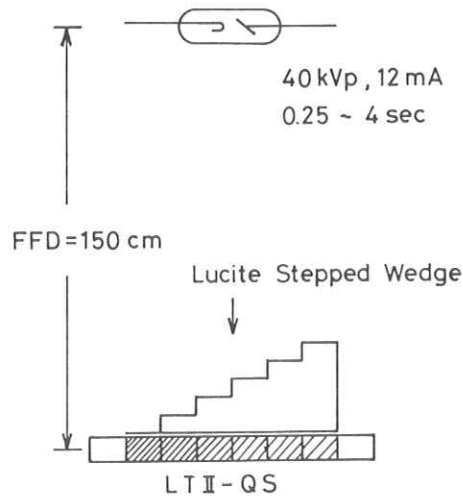


図6. 実験配置図

出力の離散的濃度値は、各入力ステップに対応するフィルム上の濃度ゆらぎを、マイクロフォトメータで走査して得られる。走査条件は、スリット面積が $8 \times 720 \mu\text{m}^2$, サンプル間隔が $30 \mu\text{m}^2$, サンプル点数が1000点である。

濃度 0.5 付近についての測定結果をまとめた頻度による相関数を、ネガについては表 2(a)に、反転については表 2(b)に示す。この表で出力として示した濃度値は、マイクロフォトメータによる平行光濃度で表示してあり、拡散光濃度ではもっと低い値を示す。表の下欄には、各エントロピーの計算結果を示す。

同様に、濃度 1.0 付近についての相関表を、ネガについては表 3(a)に、反転については表 3(b)に示す。

図 7 に、それぞれの試料のウィナーズスペクトルを示した。測定条件は、スリット面積が $8 \times 720 \mu\text{m}^2$ 、サンプリング間隔が $12 \mu\text{m}$ 、サンプリング点数が 1500 点である。そして、MEM 法 (最大エントロピー法) ¹¹⁾ によって計算し、3 回の平

均をとった。

4. 考 察

濃度 0.5 付近および濃度 1.0 付近において、ネガフィルムより反転フィルムの方が情報伝達能力がすぐれていることが、表 2 と表 3 の $T(x:y)$ あるいは η の値を比較することによって明らかである。では、情報伝達を妨げているのは何であろうか考えてみる必要がある。

2 変量を取り扱うエントロピー法では、相関表に示した各入力に対する出力データ分布の重なり程度が情報測度によって比較されている。出力データ分布の重なり程度は、入力に対する出力データの不確実度に関係している。本研究における粒状性の評価では、この重なり程度は、出力

(a) Negative X-ray film

		Input X					
Density		5	4	3	2	1	0 [mm] I
0.91							1
0.90							0
0.89							0
0.88							1
0.87							1
0.86						2	3
0.85						9	11
0.84						1	18
0.83						9	59
0.82						14	65
0.81						5	84
0.80						4	30
0.79						3	132
0.78						3	153
0.77						9	32
0.76						18	82
0.75						64	102
0.74						97	134
0.73						116	140
0.72						146	143
0.71						160	143
0.70						160	141
0.69						130	99
0.68						102	99
0.67						89	51
0.66						5	4
0.65						2	436
0.64						0	5
0.63						0	469
0.62						2	404
0.61						1	385
I		1000	1000	1000	1000	1000	6000
Mean		0.691	0.714	0.733	0.755	0.769	0.798
SD		0.025	0.027	0.027	0.025	0.028	0.027

$$H(x)=2.585 \text{ bits}, H(y)=4.170 \text{ bits}$$

$$H(x,y)=6.036 \text{ bits}, T(x,y)=0.719 \text{ bit}$$

$$H_y(x)=1.866 \text{ bits}, H_x(y)=3.451 \text{ bits}$$

$$\eta = \frac{T(x,y)}{H(x)} \times 100 = 27.8\%$$

(b) Reversal X-ray film

		Input X					
Density		5	4	3	2	1	0 [mm] I
0.98							1
0.97							2
0.96							0
0.95							14
0.94							27
0.93							105
0.92							281
0.91							392
0.90							502
0.89							471
0.88							443
0.87							456
0.86							533
0.85							400
0.84							282
0.83							112
0.82							149
0.81							274
0.80							359
0.79							452
0.78							373
0.77							227
0.76							105
0.75							33
0.74							6
0.73							1
I		1000	1000	1000	1000	1000	6000
Mean		0.906	0.896	0.868	0.851	0.802	0.779
SD		0.015	0.017	0.013	0.013	0.013	0.013

$$H(x)=2.585 \text{ bits}, H(y)=4.104 \text{ bits}$$

$$H(x,y)=5.144 \text{ bits}, T(x,y)=1.545 \text{ bits}$$

$$H_y(x)=1.040 \text{ bits}, H_x(y)=2.559 \text{ bits}$$

$$\eta = \frac{T(x,y)}{H(x)} \times 100 = 59.8\%$$

表 2. (a)ネガの頻度相関表 (D = 0.5 付近)

(b)反転の頻度相関表 (D = 0.5 付近)

Output Y	Input X						
	Density	5	4	3	2	1	0 [mm] I
1.53							1
1.52							4
1.51							3
1.50							5
1.49							8
1.48							12
1.47							16
1.46							32
1.45							22
1.44							46
1.43							59
1.42							89
1.41							136
1.40							169
1.39							98
1.38							177
1.37							191
1.36							221
1.35							234
1.34							274
1.33							248
1.32							256
1.31							229
1.30							264
1.29							6
1.28							2
1.27							2
1.26							2
1.25							2
1.24							1
1.23							1
1.22							1
1.21							1
1.20							2
1.19							2
1.18							3
1.17							3
1.16							1
1.15							1
1.14							4
1.13							4
1.12							1
1.11							1
I	1000	1000	1000	1000	1000	1000	6000
Mean	1.219	1.260	1.291	1.329	1.374	1.404	
SD	0.034	0.034	0.036	0.038	0.038	0.038	

H(x)=2.585 bits, H(y)=4.882 bits, H(x,y)=6.480 bits
 T(x;y)=0.988 bit, H_y(x)=1.597 bits, H_x(y)=3.894 bits
 $\eta = [T(x;y)/H(x)] \times 100 = 38.2\%$

(b) Reversal X-ray film

Output Y	Input X						
	Density	5	4	3	2	1	0 [mm] I
1.65							1
1.64							0
1.63							0
1.62							5
1.61							12
1.60							37
1.59							37
1.58							79
1.57							132
1.56							189
1.55							214
1.54							305
1.53							337
1.52							375
1.51							373
1.50							411
1.49							352
1.48							362
1.47							317
1.46							251
1.45							195
1.44							213
1.43							237
1.42							350
1.41							342
1.40							286
1.39							261
1.38							176
1.37							103
1.36							49
1.35							5
1.34							5
1.33							1
1.32							0
1.31							1
I	1000	1000	1000	1000	1000	1000	6000
Mean	1.548	1.515	1.497	1.473	1.415	1.401	
SD	0.026	0.026	0.025	0.025	0.023	0.023	

H(x)=2.585 bits, H(y)=4.484 bits, H(x,y)=5.929 bits
 T(x;y)=1.140 bits, H_y(x)=1.445 bits, H_x(y)=3.344 bits
 $\eta = [T(x;y)/H(x)] \times 100 = 44.1\%$

表3. (a)ネガの頻度相関表 (D = 1.0 付近)

(b)反転の頻度相関表 (D = 1.0 付近)

濃度のばらつき的大小と、X線写真のコントラスト (radiographic contrast) の大小の二つのファクターによって決定される。前者は、表中のSD (標準偏差) で表わされ、RMS粒状度と関連したファクターである。また、 $H_x(y)$ として、エントロピー粒状度として表示されているものである。後者は、被写体のコントラストとフィルムのコントラストに分けられるが、被写体として同一のアクリルステップを使用しているので被写体のコントラストは同一であり、結局、フィルムのコントラスト (グラジエント) に関連している。

すなわち、 η の値はある系のシステムに対して特有なコントラストの条件下で、入力情報が粒状性によって損われずに伝達された割合を示してい

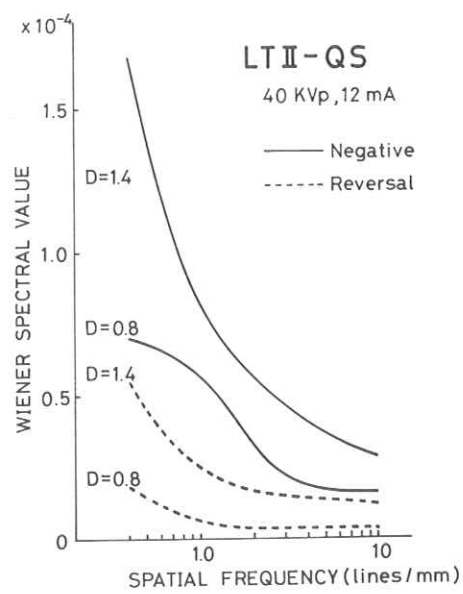


図7. 各濃度のフィルムのウィナースペクトル

る。たとえば、 $\eta = 60\%$ ならば、 60% の情報が伝達されるが、残りの 40% は粒状性による出力データ（濃度値）分布の重なりによって、情報伝達が妨げられた割合を示している、といえる。

エントロピー法で評価した結果は、図7のウィナースペクトルの結果とも一致しており、RMS粒状度とは異なった観点から粒状性の総合単一的評価として有用であると考ええる。

文 献

- 1) K. Rossmann : Amer. J. Roentgenology 90 (1963) 863.
- 2) J. C. Dainty and R. Shaw : Image Science (Academic Press, London, 1974)
Chap. 6, p. 222.
- 3) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 17 (1978) 2029.
- 4) 藤田広志・横山三吉・内田 勝 他 : 放射線像研究 9 (1979) 49.
- 5) S. Uchida and D. Y. Tsai : Jpn. J. Appl. Phys. 18 (1979) 1571.
- 6) 日本放射線技術学会, 第6回画像分科会 (岡山, 1979) 研究発表会.
- 7) シャノン : コミュニケーションの数学的理論 (明治図書, 1969) 長谷川・井上訳
- 8) C. E. Shannon : Bell Syst : Tech. J. 27 (1948) 379-423, 623-656.
- 9) J. C. Dainty and R. Shaw : Image Science (Academic Press, London, 1974)
Chap. 6, p. 219.
- 10) F. Attneave : Application of Information Theory to Psychology (Holt, Rinehart and
Winston, New York, 1959).
- 11) 日野幹雄 : スペクトル解析 (朝倉書店, S. 52) p. 86.

第3世代のX線CT装置での散乱線含有率

京都工芸繊維大学工学部
中森 伸行 川上 肇 金森仁志
東京大学医学部
竹中 榮一

1. 目 的

X線コンピュータ断層装置(以下CT装置と略す)では、被検体を通過したX線強度を計測して一次元の投影データを作り、多数の投影データから吸収係数の二次元分布というかたちで被検体の断層像を再構成している。

被検体を通過したX線強度は、X線が通過する経路にある物質とX線光子の相互作用の大きさに関係している。しかし、その相互作用には、X線光子の吸収だけでなく、散乱の過程も存在する。散乱X線光子の一部も検出器に入るので、計測値が本来の値よりも増加する。計測値から散乱線分を除去することは一般に困難である。散乱線が投影データに加わると、吸収係数の再構成値は、真の値より小さくなる。散乱線を零にすることができれば理想的である。しかし、全身用CT装置のように高速化を必要とする機種では、ファン角の広いビームを使用したり、検出器を多数個配列して短時間に多数のデータをとっている。したがって、このような機種では、再生像の画質とくに低コントラスト解像力に散乱線が影響をおよぼしていると考えてよい。

我々は、散乱線が再生像におよぼす影響を調べる前段階として、各検出器にどの程度散乱線が混入するかをモンテカルロ法で計算した。その結果の一部を報告する。

2. シミュレーションに用いたモデル

今回、第3世代のCT装置をモデルとして、計算機シミュレーションを行なった。

実際の第3世代のCT装置では、X線管と検出器が一体となって被検体の周りを360°回転する。その回転の間にビームのファン角度25~50°、スライス厚5~10mmの扇状のパルスX線を一定角度ごとに曝射する。X線源に対向し稠密に配列した数百個の検出器で被検体を通過したX線の強度を数百回にわたって計測し、被検体に関し多方向からの投影データを作って撮影を終了する。検出器として高圧Xeガス検出器をよく使用し、X線管の焦点に向かってタングステン板をならべて、各検出素子を区分するとともに散乱線を阻止する

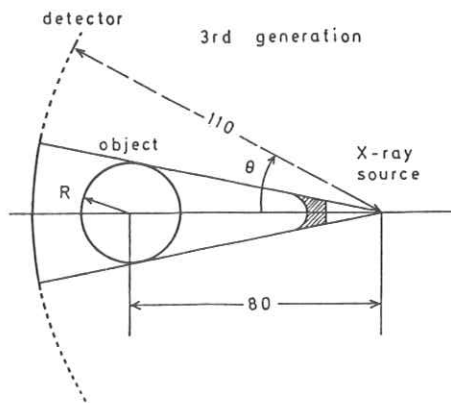


図1. 計算モデルの幾何学的配置図

効果もある。

計算では一回の曝射での一次線と散乱線の割合を求める。

シミュレーションを上記のような実際のシステムにしたがって実行すると、実際の一回曝射で使用する程度の多くのX線光子について、シミュレーションを行なう必要がある。X線光子数が少ないと、被検体内で吸収されるX線光子の割合が大きいため、各検出器に入るX線光子数がひじょうに少なくなる。たとえば、入射光子数を10万個、検出素子数500個、光子エネルギーを100keV、被検体を厚さ20cmの水とすると、被検体を通過

した後、各検出素子に入る光子数は平均7個程度である。このような条件では使用している乱数の統計変動のバラツキが大きくなり、正しい結果を出すことが困難である。

現在我々のプログラムで実際の一回曝射で使用する程度の光子数を取り扱うことは、計算時間等の面から制限がある。

以上の点から、今回のシミュレーションでは図1のような第3世代をモデルとした幾何学的配置としたが、つぎに述べるようにビームの形状や検出器の配列などは、実際のシステムとは異なっている。

被検体を通過しないX線光子はそのまま検出器に入るだけであり、検出光子数はシミュレーションを行なわなくても求まる。計算では計算時間を短縮し角度当りの光子数を多くするため、X線光子は必ず被検体を通過するとした。したがって、計算上のファン角は、X線焦点から被検体に引いた2本の接線が作る角度であり、被検体の大きさにしたがって変えた。スライス厚は実際には5～

10mm程度であるが、計算では0とした。また、実際の装置では、ファン角度内の検出器に達したX線光子数がほぼ一定になるようにフィルタ(たとえば図1の斜線のような形)を入れているものがある。計算でも上記の条件を満すように、被検体の中心に向う光子数が多く端に行くほど少なくなるような分布でX線光子を被検体に入射した。

検出器を2°間隔で60個配列した。このとき、Xeガス検出器の奥行きを考慮して、1cm×3.84cm× l cm(l :奥行き, 0.48cm)の直方体の管(以後コリメータと云う)をX線管に対向しておき、その側面に当たったX線光子は吸収されるとき、側面で吸収されずに後面まで達した光子を計数した。

X線源からコリメータ前面までの距離および被検体中心までの距離を、それぞれ、110および80cmとした。また人体を考えると、X線ビームのスライス厚(≈10mm)に対して人体の体軸方向が長いので、被検体を半径5, 10, 15cmで無限長の円柱の水ファントムとした。

3. 計算方法

計算方法は、下記の点を除いて文献1)と同じである。

被検体内での相互作用で、X線光子は吸収あるいは散乱される。今回の我々の計算の目的が散乱線含有量を求めることであるから、被検体内で吸収されるX線光子をシミュレーションで追跡することは、計算時間を浪費するだけである。計算時間を有効に利用するため、X線光子は被検体外に出るまで散乱だけをくり返すと考えた、(ただし、散乱過程を何回もくり返すおそれがあるため、X

線光子エネルギーが10 keV以下になった時、その位置が被検体内であっても吸収されたものとして追跡を終了し、つぎのX線光子を入射する。) この場合、被検体内での光電吸収を考慮するため、各相互作用でつぎのような補正を行なった。

被検体内に入射した1個のX線光子が、 $k-1$ 回の相互作用後、 ρ_{k-1} 個 ($0 < \rho_{k-1} \leq 1$)分だけ散乱分に寄与しており、その時の光子エネルギーが E_{k-1} keVであるとする。つづく k 回目の相互作用が起った時

$$\rho_k = \rho_{k-1} \frac{M_{\text{scatter}}(E_{k-1})}{M_{\text{total}}(E_{k-1})} \quad \dots\dots (1)$$

と確率的に重みがかかって散乱されるものとし、この散乱光子の追跡を続ける。(ただし、 $\rho_0 = 1$)ここで、 $M_{\text{total}}(E_{k-1})$ 、 $M_{\text{scatter}}(E_{k-1})$ は光子エネルギー E_{k-1} keVのときの全減弱係数、および、干渉性散乱と非干渉性散乱との減弱係数の和である。散乱過程として、その時の光子エネルギーでの散乱断面積の値の比に応じて、どちらか一方を選択した。散乱後の光子エネルギーは、干渉性散乱ならば散乱前の光子エネルギーと、非干渉性散乱ならばクライナー仁科の式で計算した値となる。

X線光子が被写体外に出るまでに N 回相互作用したとき、1個の入射X線光子に重みがかかって

$$\rho_N = \prod_{k=1}^N \frac{M_{\text{scatter}}(E_{k-1})}{M_{\text{total}}(E_{k-1})} \quad \dots\dots (2)$$

個が被検体外に出てくるとした。

1回のシミュレーションに使用した入射光子数は、10万個で、そのエネルギーを70, 100, 130 keVの単色線とした。

4. 結 果

4.1 X線光子数スペクトルの放出角度依存性

最初に少しCT装置から離れ、X線光子が被検体からどのように散乱されるかを特定の位置での散乱および透過X線光子の光子数スペクトルを示し、それについて考察する。

図2~4は、エネルギー100keVのX線光子のうち半径10cmの被検体から、X線源からの距離110cm、図1の θ 方向 $2\sim 4^\circ$ 、 $90\sim 92^\circ$ 、 $176\sim 178^\circ$ の位置へ散乱または透過した光子のスペクトルを示している。

光子エネルギーが100keVのとき、被検体内

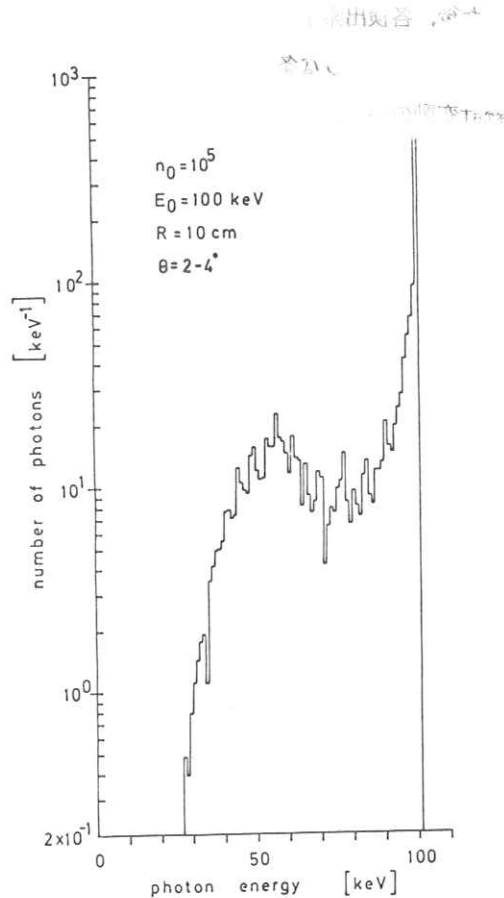


図2. 角度 $2\sim 4^\circ$ 方向の光子数スペクトル

子との相互作用は主として、非干渉性散乱(コンプトン効果)である。

今、上記の3つの位置への散乱角は、 $\approx 3^\circ$ (前

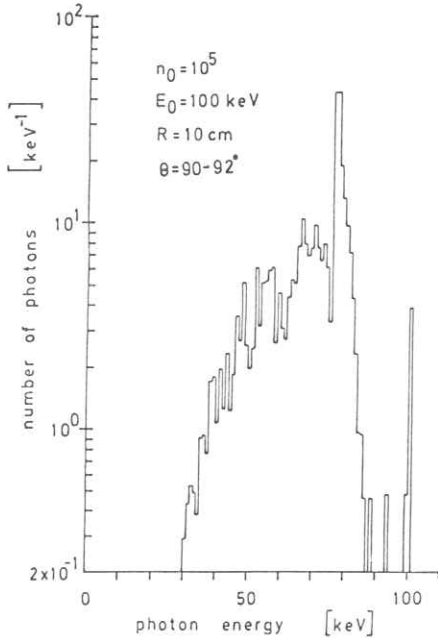


図3. 角度90~92°方向の光子数スペクトル

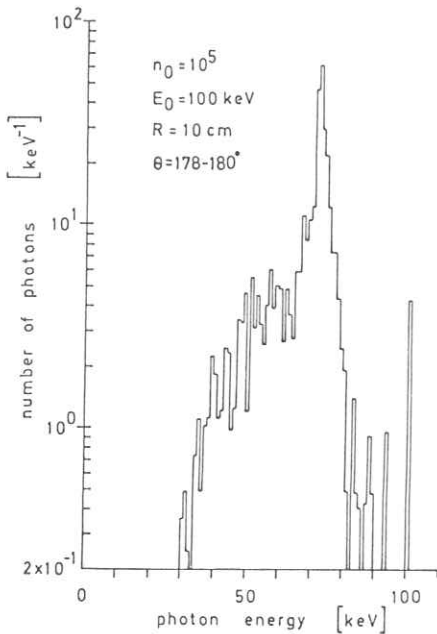


図4. 角度178~180°方向の光子数スペクトル

方散乱), $\approx 126^\circ, \approx 180^\circ$ (後方散乱)である。

被検体から上記の3方向へ1個のコンプトン効果で散乱した光子のエネルギーは、クライン-仁科の式から、それぞれ、98.8, 76.3, 71.9 keVとなる。これらの値は、各グラフで最大光子数となるエネルギー値に一致している。(ただし、2~4°のグラフでは一次線を含んでいるため、100 keVで最大光子数となっている)

また、各グラフとも上記の光子エネルギー値より低い領域にもX線光子が分布している。これは多重散乱した光子である。

4.2 コリメータの散乱線除去の効果

コリメータの奥行きが深いほど、検出面から被検体を見る領域が小さくなる。第3世代のCT装

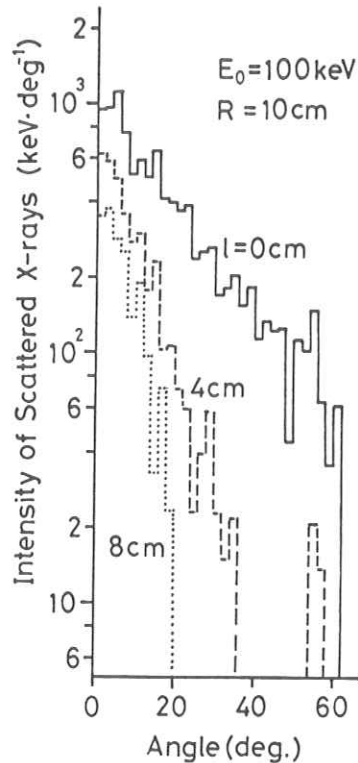


図5. コリメータの散乱線除去の効果

置では、検出器がX線源と対向しているため、コリメータの奥行きを深くすると(たとえば、ガス検出器の奥行きを深くすること), 一次線を減少することなく、検出面に向って大きな角度で入ってくる散乱線を除去する効果がある。

図5は、被検体の半径10cm, 光子エネルギー100keVに対し、コリメータの奥行きを0, 4, 8cmと変えたとき、各検出面での散乱線の強度がどのように変るかを示したものである。散乱線の分布は $\theta = 0^\circ$ に対して対称であるから両側を平均して、 0° から 60° の範囲について示した。

図から分るように、奥行きが深くなると散乱線が減少しており、その散乱線除去の割合は、角度 θ が大きいほど大きい。これは検出器がX線源に向いているため、角度 θ が大きい位置の検出器は

表1. 散乱線含有率(被検体半径=10cm)

Depth of Collimator	Incident Photon Energy (keV)		
	70	100	130
0cm	2.71	2.64	2.28
4cm	1.44	1.53	1.29
8cm	1.05	0.96	0.85

ど、被検体を見る領域が小さくなるためである。

被検体の半径が10cmのときに一次線と散乱線とともに検出する検出器での散乱線含有率の平均を入射光子エネルギーが70, 100, 130keVの場合について表1に示す。

コリメータがないとき($l=0cm$), 散乱線の含有率は、2.3~2.8%である。 $l=4cm$ にすると、その割合は1.3~1.5%となり、約45%散乱線が減少している。また、 $l=8cm$ にすると、その割合は、0.9~1.1%となり、約60%散乱線が減少している。

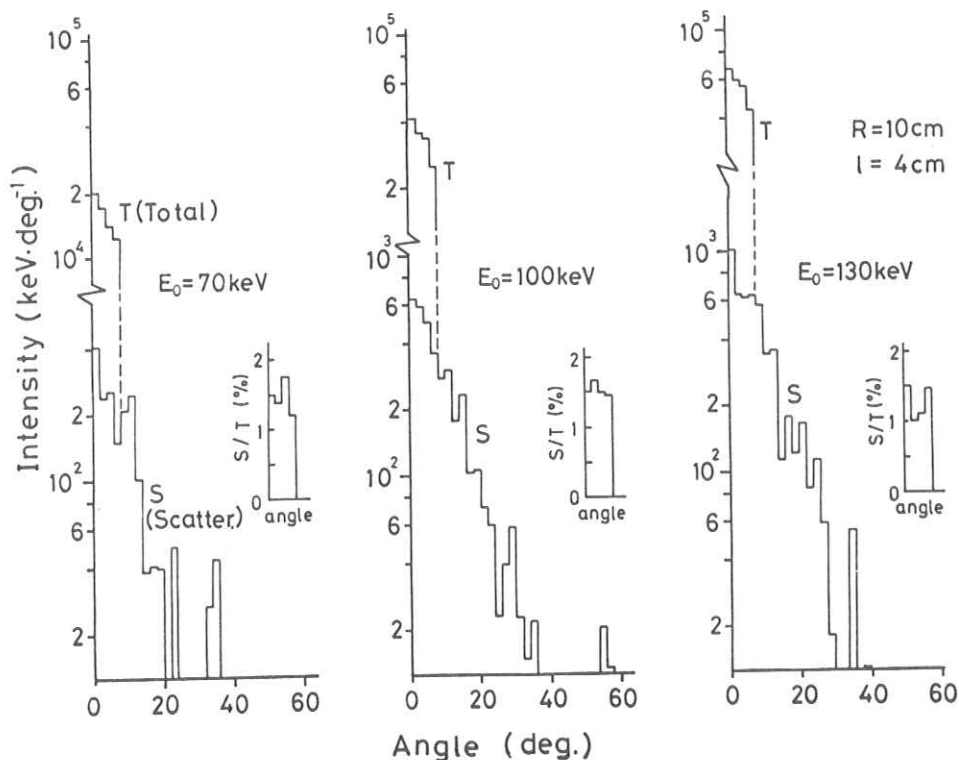


図6. 検出X線強度の角度分布-入射X線光子エネルギー依存性

4.3 検出X線強度の角度分布

—入射X線光子エネルギー依存性—

図6は、被検体の半径10cmに対し、入射X線光子エネルギーを70, 100, 130 keVと変えたとき、奥行き4cmのコリメータ後面の検出面で検出したX線強度を示したものである。幾何学的配置から中心線($\theta = 0^\circ$)に対しX線の強度分布は対称であるので角度 θ の正負の位置の強度を平均し、 0° から 60° の範囲で示した。図中のSは各検出器に入る散乱線のみ強度である。また、被検体の半径10cmのとき、中心から片側4個、角度にして 8° 以内の検出器には一次線が入るので、散乱線と一次線の総和をTで示した。また、各グラフの右上の小さいグラフは、上記の片側4個の検出器での散乱線含有率を示したものである。

入射X線光子エネルギーが大きくなると、水の吸収係数が小さくなり、透過する一次線の強度が大きくなる。しかし、散乱の確率も大きくなり、かつ、被検体内での散乱線の吸収が小さくなるため、被検体外に出る散乱線の強度も大きくなる。そのため、散乱線含有率は、入射光子エネルギーを70, 100, 130keVと変えても顕著な差がなく、その値はほぼ1.5%である。

また、検出面に達する散乱線強度と検出位置の関係にも、光子エネルギーを変えても差があまりない。3つの光子エネルギーとも検出角度が 36° 以上になるとほとんど散乱線が検出されない。これはコリメータの効果であろう。

4.4 検出X線強度の角度分布

—被検体半径依存性—

図7は、光子エネルギー100keVに対し、被検

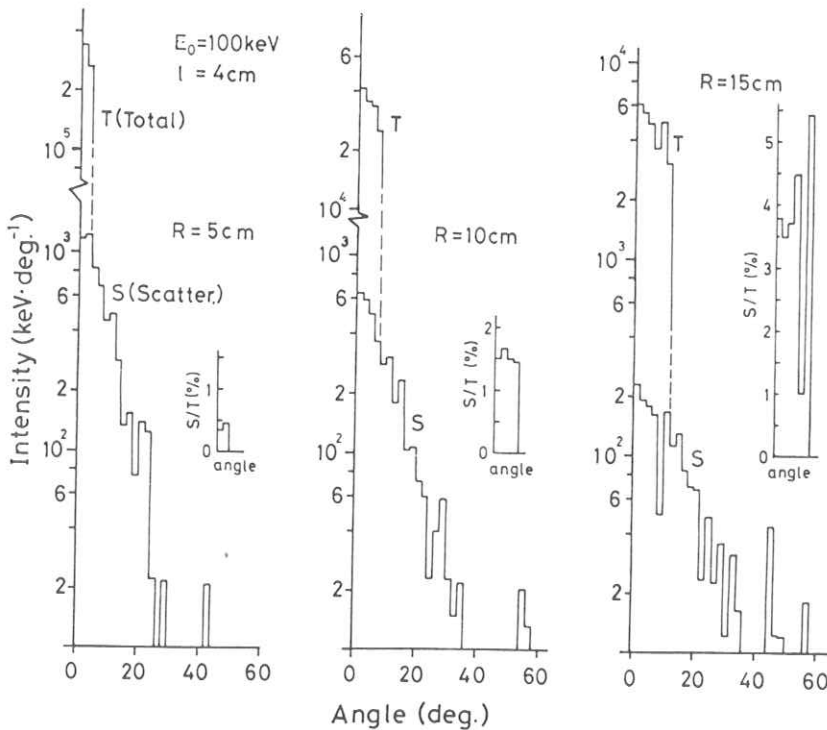


図7. 検出X線強度の角度分布—被検体半径依存性

体の半径を5, 10, 15cmと変えたとき、図6と同様に奥行き4cmのコリメータ後面の検出面でのX線強度を検出角度 θ を横軸にとって示したものである。図のS, Tは図6と同じ意味で使用しているが、2で述べたモデルを考えているため、被検体の半径を5, 10, 15cmと変えたとき、一次線の入る検出器の数は、片側、2個(4°), 4個(8°), 6個(12°)と変る。また、各グラフの右上の小グラフは、図6と同様、一次線の入る検出器での散乱線含有率である。

今回の計算では、被検体の半径が違っても入射光子数を一定の10万個としている。このため、被検体の半径が大きくなるとファン角が広がり、単位角度当りの入射光子数が減少する。また、被検体内での吸収のため、被検体の半径が大きくなると透過する一次線の強度は減少する。

図7から分るように、散乱線も被検体内での吸収のため一次線と同様に減少している。しかし、両者の減少の割合は、散乱線成分より一次線成分の方が大きく、被検体の半径を5, 10, 15cmと増加したとき、散乱線含有率は、0.5, 1.5, 4.0%と大きく増加している。

また、検出面に達する散乱線強度と検出位置の関係は、被検体の半径が大きくなると、角度の大きい位置の検出面から被検体を見る領域が増加するため、角度の大きい位置の検出面でも散乱線を検出している。

5. まとめ

我々は、計算機シミュレーションを行なって、CT装置で断層像を再構成するのに必要な投影データの中にどの程度散乱線を含んでいるかを調べた。

今回の計算では、散乱X線含有率は、入射光子エネルギーを変えてもあまり差がなく、被検体半径10cm, コリメータの奥行き4cmの条件で約1.5%であった。しかし、被検体の半径を5cmから15cmに変えたとき、光子エネルギー100keV, コリメータの奥行き4cmの条件で散乱線含有率は、0.5%から4%に大きく増加した。

実際のCT装置では、検出器を数百配置していて今回のモデルと比べると検出面の寸法が小さく、散乱X線の含有率は今回求めた値より小さいものと考えてよい。しかし、上に述べたように被検体が大きくなると散乱線を見逃すことにはならないかと考える。

また、計算で断層像を再構成するのに必要な透過一次線は、光子エネルギー100keV, 被検体の半径15cmの条件で、入射全X線光子数のわずか0.5%であった。

なお本研究を遂行するにあたり文部省科学研究費(総合A, 竹中班)の援助を受けたことを記し、謝意を表す。

文 献

- 1) 中森, 金森: 日放技学誌, 36(1), 1(1980)

放射線像の空間周波数スペクトルについて

竹 中 榮 一

東京大学医学部放射線医学教室

1. はしがき

ラジオアイソトープ (R I) の映像法では十数年前からデジタル的に被写体の情報を取扱っているのに伴い X 線診断の領域でも定量診断という言葉が使用されるようになってきた。フィルムの濃度測定や大きさの測定は昔からあるが、近年コンピュータ断層の普及に伴い、従来のアナログ的な X 線フィルムの主観的診断が見直され、画像工学やエレクトロニクスの発達により、複雑な計測診断が行われるようになった。R I 映像機器のシンチカメラではアナログ的に X, Y 座標を定めて CRT に提示していた。ミニコンが装着されるようになってからはデジタル画像として収録し、量子雑音を減らすための平滑化、コリメータの M T F 補正を兼ねてデジタルフィルタをかけるなどボケとノイズの多い R I 画像からより真の分布に近い像をうるように努力している。さらに心臓などの R I 造影検査では心室房の輪郭を連続提示したり、リアルタイムに延長、縮小して提示でき、先天性疾患、心筋硬塞の部位疾患に役立っている。

こゝ数年、コンピュータ断層の使用により病変部について C T 数 (吸収係数値) 表示による定量診断が使用されている。C T 数の意義に関しては種々問題があるが、X 線診断の分野でもデジタル画像になったのは画期的なことである。

これらの定量診断では 1 次元、2 次元、特定 2 次元の X 線、 γ 線などの光量子強度分布を測定し

ているがこれらに対して、構造情報である空間周波数スペクトルを測定して放射線像の特長たとえば、欠損や構造変化の情報を捕えて定量診断することを目的とし基礎的なシミュレーション実験と 2, 3 の測定を行った。

2. 放射線像の定量診断と空間周波数

放射線像は①人体透過 X 線光子数の空間分布であり、また R I の γ 線による体内 R I 分布であり、②体内情報をもたらす X 線や γ 線は量子的に発生しており、情報信号そのものが、雑音を含み (量子雑音)、③可視像とするには複雑な提示系が必要であり、④患者の被曝線量は少ないほどよく、そうすると量子雑音が増加するという難点がある。これらの X 線系や R I 系の性能評価として、即ち X 線系の X 線焦点、増感紙、フィルムの性能評価にレスポンス関数が利用されてきた。^{3,4)}

最近では C T の補正関数の空間周波数領域での特性を示すのに有用である。この空間周波数の概念を用いて入力情報としての被写体 (人体臓器や病変) の構造的性状や特長を捕えることができることが分った。^{10,14,15,16)}

表 1. 空間周波数スペクトルの測定の意義

-
- 1) パターン認識の 1 つの重要な特徴
 - 2) パターン認識の予備処理に必要
—— 雑音除去, 量子化, 規格化 ——
 - 3) 定量診断の 1 つの評価尺度
 - 4) 放射線映像系の入力情報
-

表 2 何を計測するか

- 1) 一点または線状の光子数または時間変化 $f(x, t), f(x, t)$
- 2) 平面強度分布, 1次, 2次の微分, モーメント $f(x, y), f', f'', f_x, f_y, f_x^2, f_y^2$
- 3) 立体的強度分布および任意断面強度分布 $f(x, y, z), f(x, y, z_1)$
- 4) 標準分布との変動差またはその2乗値 $\frac{1}{\Delta s} \sum \sum |f(x, y) - f_{st}(x, y)|^2 \Delta x \Delta y$
- 5) 構造因子としての空間周波数スペクトル

$$F(n_x, n_y) = \iint f(x, y) \exp\{-2\pi i(n_x x + n_y y)\} dx dy$$
- 6) 自己相関関数, 相互相関関数

$$\Phi_{ii}(\tau, \sigma) = \lim_{\substack{x \rightarrow \infty \\ y \rightarrow \infty}} \frac{1}{4XY} \iint f(x, y) f(x+\tau, y+\sigma) dx dy$$

$$\Phi_{io}(\tau, \sigma) = \lim_{\substack{x \rightarrow \infty \\ y \rightarrow \infty}} \frac{1}{4XY} \iint f(x, y) g(x+\tau, y+\sigma) dx dy$$
- 7) X線所見を因子分析し, 論理診断をする。

出力画像としての放射線像の空間周波数スペクトルの測定の意義は表1の通りである。定量診断に関しては表2のような方法があり, 1)~4)は放射線像の強度分布を対象とし, 位置情報と不可分である。自己相関関数ではさらにフーリエ変換するとパワースペクトルになり周波数成分が分りやすくなり, 一次元では脳波や心電図の解析に用いられている。

これに対して空間周波数スペクトルは全く異なった観点から放射線像を見ることができ, 後述するごとく, いくつかの利点がある。映像系の因子評価には特定振幅の空間周波数, 特定周波数の振幅, 理想曲線からの偏位, 1次, 2次のモーメント, MTFの2乗値, エントロピー損失などを用いると比較し易い。

3)の $f(x, y, z_1)$ 以外は, 一般に原 $f(x, y, z)$ 分

布が平均的に圧縮された2次元写真を扱うことが多い。

7)最近はこの因子分析が良く用いられる。

3. 空間周波数スペクトル

3.1 レスポンス関数

今X線映像系にて

被写体の強度分布 $f(x)$ 被写体の要素 dx
 dx の像の像面での広がり $h(x'-x)$: 線像
 強度分布像の強度分布 $\psi(x')$

とすると $f(x)$ は dx から構成され, $\psi(x')$ はそれぞれの dx に対する $h(x'-x)$ の重ね合わさったものとして表わされる。すなわち

$$\psi(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) h(x'-x) dx \quad (3.1)$$

$\psi(x')$ のフーリエ変換を $\Psi(n)$ とすると

$$\Psi(n) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(x') \exp(-2\pi i n x') dx' \quad (3.2)$$

$f(x)$, $h(x)$ についても同様に取扱うと

$$\psi(n) = F(n) \cdot H(n) \quad (3.3.)$$

dx は impulse と考えてよく $h(x)$ は impulse response, そのフーリエを変換した $F(n)$ をレスポンス関数 (optical transfer function) といひ, 位相を考えないとき, MTF (modulation transfer function) という。MTF は $H(0)$ で正規化すると 1.0 以下になる。被写体 $f(x)$ のフーリエ変換を考えて被写体の空間周波数特性, 空間周波数スペクトル, フーリエスペクトルといわれる。被写体の 2 次元周波数特性も各要素の計算と同一で, つぎの点に注意すべきである。

- 1) $\int_{-\infty}^{\infty} |f(x)|^2 dx$ の収束性
- 2) 不規則関数を規則関数として計算しているための誤差,
- 3) 積分方式と端効果
- 4) サンプリング間隔, 積分区間 (一定範囲の空間周波数内の標本点できめられる。サンプリング間隔で最高周波数が定まり, 積分区間でスペクトルの最小周波数間隔が定まる)

空間周波数スペクトルでは構造面から被写体の特長を捕えることができる。強度分布の領域では位置 (x, y) における強度を示すが空間周波数領域では位置 (x, y) を示さず, ある大きさのものが存在するか否かを示す。大きいものは原点の近くに小さいものは原点から離れて示され, その数が大か, 強度が大なら振巾が大となる。小さなものを大きく, 大きいものを小さく示すが, 表示系の単位の大きさを変えると, 原像と同一の大きさとなる。

単位は $[L]$ から $[L^{-1}]$ に変化する。

3.2 空間周波数測定法

測定法にはデジタル, アナログ, 光学的の方法などが行われる。それぞれ一長一短がある。⁶⁾

1) デジタル空間周波数測定方法

入力方法には各種あるが, 簡単には図 1 ㉔のように示される。

- ① X線フィルムまたは RI フィルム → 縮少 → 微速濃度計で 2 次元スキャン → 紙テープ収録 → (補正) → MT 収録 → 2 次元 FFT 計算
- ② X線フィルム, RI フィルム → TV スキャン → サンプルホールド → カセットテープ → MT 変換 → 2 次元 FFT 変換
- ③ RI シンチカメラ → MT 収録 → MT 変換 → 2 次元 FFT 変換
- ④ CT の MT → MT 変換 → 2 次元 FFT 変換

現在メカニカルスキャナを用いれば最も精度が高いが, 一般には低速である。ビデオンを使用するものは, X線フィルムの濃度分解能の高さを生かせぬが, 最も簡単で安価である。従来①を使用していたが, 最近 RI 像では③の方法が可能になった。CT 像でも①, ②と同様であり, ④の方法を計画中である。TV 方式を使用するものにはビデオンとフライングスポットスキャナーを使用する方式がある。

2) アナログ空間周波数測定方法⁷⁾

既に FSS を使用する方法を報告したが, 2 次元の空間周波数測定はむづかしく, 制限された被写体情報に使用できる。x 方向に 1 ~ 数本の走査線について計算でき, 増感紙やフィルムなどの周波数特性の方向性のないものに良い。

3) 光学的空間周波数測定法^{1・12・13・14)}

詳細は略するが, 一般にフラウンホーファ回折

装置を使用する。その回折像が振巾透過率の2次元フーリエ変換と対応する。

点光源Sからの単色光をコリメーターレンズ(L₁)により平行光線となしそのビーム中におかれたX線写真像や、ラジオアイソトープ像(その光の振巾透過率 $g(x, y)$ とする)に入る光線が銀粒子分布で回折され、回折レンズの像側焦点面上に被測定像のフラウンホーフェ回折像の振巾分布 $\psi(p, q)$ をうるることができる。これは $g(x, y)$ のフーリエ変換 $G(n_x, n_y)$ に比例し、フーリエスペクトル、X線写真透過率分布の空間周波数スペクトルといわれる。

$$\varphi(p, q) = \text{const} \iint_{-\infty}^{\infty} g(x, y) \exp\left\{-\frac{2\pi i}{\lambda}(xp + yq)\right\} dx dy$$

$$= \text{const} G(n_x, n_y),$$

$$n_x = \frac{p}{\lambda F}, \quad n_y = \frac{q}{\lambda F}$$

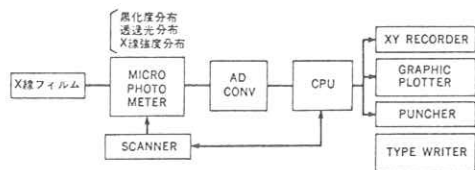
(x, y) , (p, q) は物体および回折像の座標で、 λ は使用光の波長、 F は回折レンズL₂の焦点距離である。

フラウンホーフェ回折では次の考慮が要る。

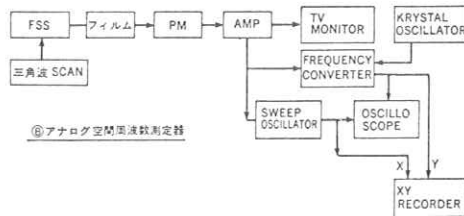
(1) 測定像が m 倍になると、回折像の形状が不変で大きさが $1/m$ になる。サンプルを小さくすると回折像を大きくできるが、サンプルキャリアの情報で制限されるので、レンズ系で拡大する方がよい。

(2) 被回折線が平行光と直角方向に移動しても位相項が加わるが回折像の強度分布は平行移動しても形は変わらない。同じく回転しても被回折像が回転するがその形は不変である。 λ , F が大なるほど回折像が大きくなり低周波領域が分り易くなる。

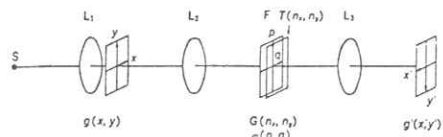
次に回折スペクトル面に振巾透過率 $T(n_x, n_y)$ で表わされる空間周波数フィルターをおくとこれを通過した空間周波数スペクトルは $G(n_x, n_y) \times T(n_x, n_y)$ となり、つぎにこれをレンズL₃の物体側焦点面におくとレンズL₂でさらに光学変換され、その像側焦点面に $g(x, y)$ の像 $g(x', y')$ が得られる。



④ デジタル空間周波数測定器



⑥ アナログ空間周波数測定器



③ 光学的空間周波数測定器
 $g(x, y)$: 資料, $T(n_x, n_y)$: 空間フィルター, $g'(x', y')$: 修正像,
 $\psi(p, q)$: 回折像; $G(n_x, n_y) \propto \varphi(p, q)$

図1. X線フィルム像処理(空間周波数測定)

$$g(x', y') = \text{const} \iint_{-\infty}^{\infty} G(n_x, n_y) T(n_x, n_y) \times \exp\left\{-\frac{2\pi i}{\lambda}(x'n_x + y'n_y)\right\} dn_x dn_y$$

$g(x', y')$ の空間周波数スペクトルを $G'(n_x, n_y)$ とすると、

$$G'(n_x, n_y) = G(n_x, n_y) T(n_x, n_y)$$

4) フラウンホーファー回折装置および方法^{8・9)}

4. 簡単な被写体の空間周波数スペクトル

人体の透過 X 線強度分布の空間周波数スペクトルは一般に複雑であるので簡単なモデルで一応考えることにする。

$2x_0 \times 2y_0$ の矩形分布の空間周波数スペクトルは矩形形状の開口を考えればよくその振幅分布は¹⁾

$$\begin{aligned} F(l, m) &= \text{const} \int_{-x_0}^{x_0} \int_{-y_0}^{y_0} \exp(-2\pi i(xl + ym)) dx dy \\ &= \text{const} \frac{\sin 2\pi x_0 l}{2\pi x_0 l} \cdot \frac{\sin 2\pi y_0 m}{2\pi y_0 m} \end{aligned} \quad (4.1)$$

となる。このフーリエ変換像の強度分布は $F(l, m)$ の絶対値の 2 乗であって中心の強度を I_0 とすると

$$I = I_0 \left(\frac{\sin 2\pi x_0 l}{2\pi x_0 l} \right)^2 \left(\frac{\sin 2\pi y_0 m}{2\pi y_0 m} \right)^2 \quad (4.2)$$

この変換像は次の点で \sin の値が 0 になる

$$l_n = n \frac{1}{2x_0}, \quad m_n = n \frac{1}{2y_0}$$

フラウンホーファー回折ではつぎの点で暗くなる。

$$l_n = n \frac{\lambda F}{2x_0}, \quad m_n = n \frac{\lambda F}{2y_0}$$

F は回折レンズの焦点距離、 λ は使用光源の波長

である。

またフラウンホーファー回折では回折像の複素振幅分布は物体の振幅分布のフーリエ変換に比例しているが、フーリエ変換では光軸を中心として正負の 4 象限に入力分布し、フーリエ変換の変数も正負の空間周波数領域に分布しているのに対して、FFT では変数が 1 から n までの正の数として扱っているのでつぎのように取扱われる。²⁾

デジタル像の 2 次元フーリエ変換では

$$F_{l,m} = \sum_{p=0}^{N-1} \sum_{q=0}^{N-1} f_{pq} \exp\{-2\pi i(lp + mq)/N\}$$

となる。標本点を $N/2, -N/2$ に変換すると、 N が 4 の整数倍のときつぎようになる。

$$F_{l,m} = (-1)^{l+m} \sum_{p=0}^{N-1} \sum_{q=0}^{N-1} (-1)^{p+q} f_{pq} \exp\{-2\pi i(lp + mq)/N\}$$

実際の計算では入力 f_{pq} の符号を 1 つおきに反転して FFT を求め、求められた FFT の値を 1 つおきに反転すると光学変換と一致する。

計算結果はラインプリンターで 1 桁表示、2 桁表示マップとしたが、縦横比が異なるので、カーブプロッターを使用した。 x, y 軸のマトリックスの 4 点の分解能を上げるため、中心を近接 4 点の相加平均で補間し、さらに格子点間の 1 次補間で曲線を追跡している。

計算結果および考察 図 2, 3, 4, 5, 6, 7 では強さ 10 の入力でマトリックス 32×32 で矩形波入力の空間周波数スペクトルを (4.3) 式のように計算し、カーブプロッターで 20 区分の等高線表示をしている。入力が幅があるのは 0 と 10 の間を補間で 20 区分しているからである。

図2は32×32の中24点を偏心させたものである。x軸上 x_0 移動しているとき、一次元で考えると、

$$f(x-x_0)=f(x)$$

フーリエ変換すると

$$F(n) \exp\{-2\pi n x_0 i\} = F'(n) \quad (4.5)$$

すなわちスペクトルの形状は全く同一で位相だけが、変位項 x_0 と周波数 n に比例した角度だけましている。 $f(x)$ と $f(x-x_0)$ は同形であるが、 $f(n)$ と $f'(n)$ とでは変位 x_0 に比例しただけ振れている(ラセン振れ)⁵⁾。図では分らない。

$I=13, 16 : J=3.26$ と $I=15, 18 : J=5.28$ とはスペクトルの絶対値は同一で図からは変位は不明であり位相のズレを見なければならぬ。図4についても同様である。これに対して斜交するような図の入力のスペクトルが図3(上)である。図2(上)と図3(上)(強度560+240)、図4と図3(強度480+240)の

ように2つの入力被写体が積分領域内にあるときはそのスペクトル分布図は図2(下)、図3(下)の加法したものすなわち図5(下)であり、図3(下)、図4(下)の加法したもの、すなわち図

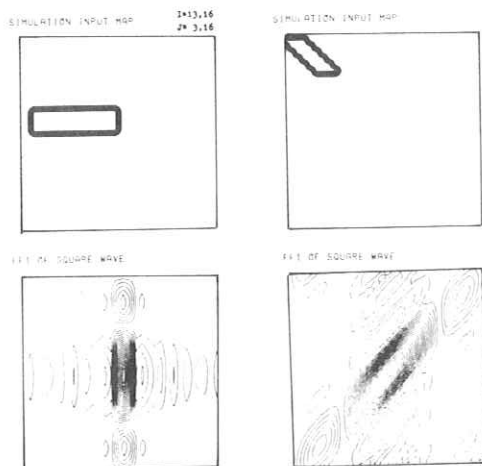


図2.

図3.

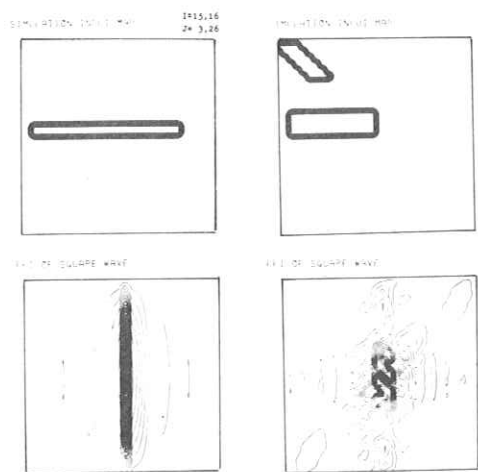


図4.

図5.

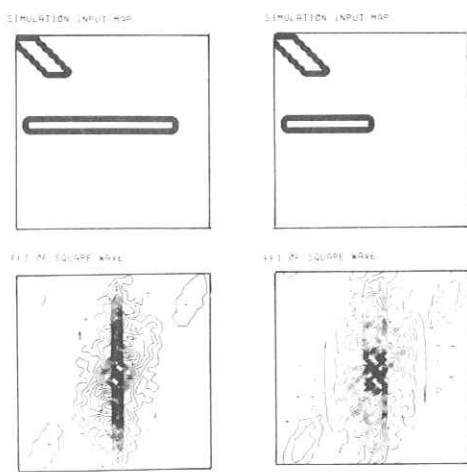


図6.

図7.

6 (下)となる。臨床的には大切なことで目的とする被写体の近傍に他の被写体があるとスペクトルは合成したものとなる。単純被写体のときは分りやすいといえないが(図5, 6, 7), 不規則被写体のときは、障害スペクトルとなるので測定範囲を選ばねばならないことを示す。どこに障害入力があるかは、このスペクトル図は示さないが、障害入力の存在を示す。

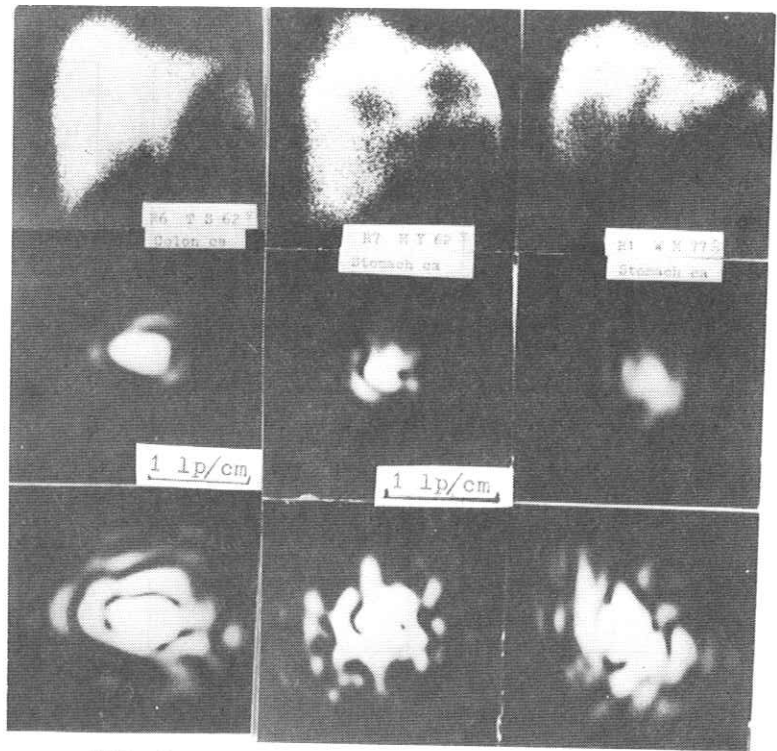


図8. 肝シンチカメラ像とその空間周波数スペクトル (左:正常, 中央と右:多発性転移)

5. 肝 RI 像の二次元空間周波数スペクトル

5.1 方法

①光学変換 詳細は前述の通り

②デジタル変換は RI データを MT に収め、2次元FFTを行い、カーブプロッターで 20~30 レベルに表示した。原点が異常に高いので中央5点を0, その近傍の値を max として 128×128 の画像の中の 64×64 を内捜して表示した。

5.2 結果

図8 (左) の正常と思われるものではきれいな形状を示し、2次スペクトルの断裂はない。

図8 (中) の多発性転移と思われる例では基本形の0次スペクトルが変形著しく1次2

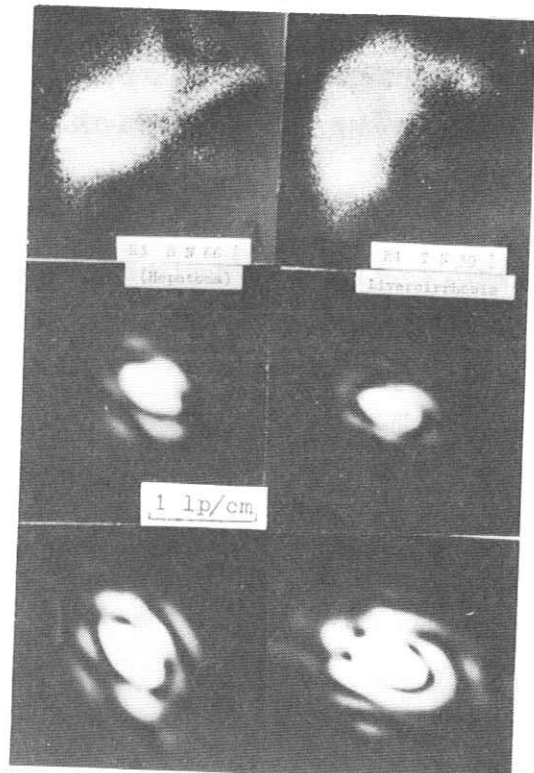


図9. 肝シンチカメラ像と空間周波数スペクトル (左右とも多発性転移の疑い)

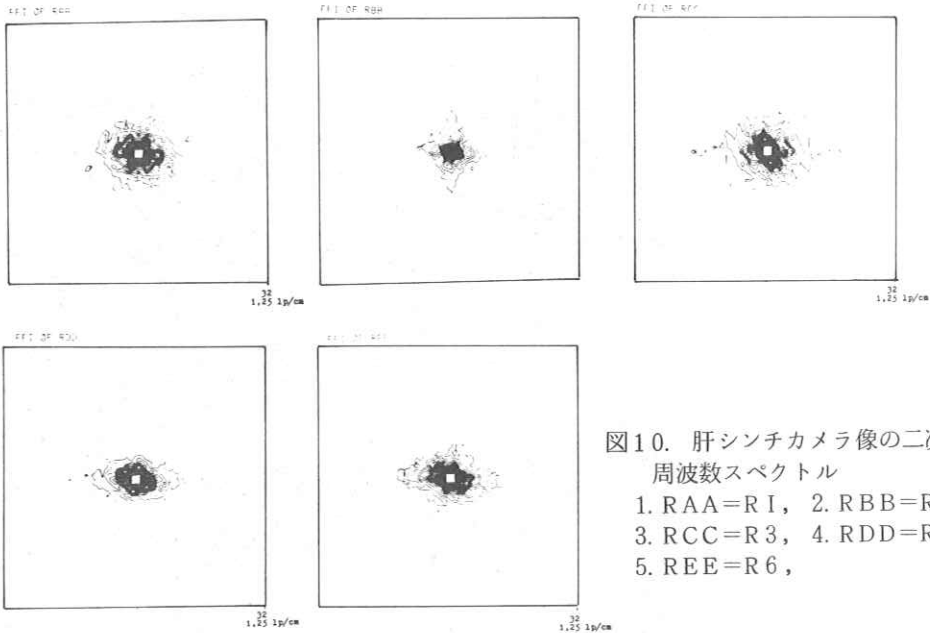


図10. 肝シンチカメラ像の二次元周波数スペクトル
 1. RAA=R I, 2. RBB=R3,
 3. RCC=R3, 4. RDD=R4,
 5. REE=R6,

次スペクトルの断裂が著しい。同じく図8(中, 右)では基本形は辛うじて保っているが、肝内の多発性転移は多くないと思われた。

デジタル画像からのFFTの等高線図では原点の直流成分が異常に高いので、中央5点を0として30レベルに分割表示しても低振幅領域の表示が十分といえない。

多発性転移(図10-1, 10-3)は光学変換と同様なスペクトルパターンを示したが、正常例と多発転移の疑いは余り差がでなかった。

5.3 結 論

R I像の空間周波数スペクトルはつぎの2つに分れる。

(1)障害スペクトル

- ・シンチグラム 打点スペクトル, 走査間隔スペクトル, 量子雑音スペクトル, その他の雑音スペクトル。
- ・シンチカメラ 量子雑音スペクトル, CRTの輝点スペクトル

(2)R I像の2次元空間周波数スペクトル

内部構造と輪郭形状を示すがつぎのように分れる。

- | | |
|-----------------------|---------------|
| 1.形状スペクトル(基本形)0次スペクトル | |
| 2.内部構造スペクトル | 1, 2次スペクトル |
| 内部欠損スペクトル | 1, 2次スペクトル |
| 輪郭欠損スペクトル | 0, 1, 2次スペクトル |
| 不均等分布スペクトル | 1, 2次スペクトルの断裂 |

多発欠損スペクトル

内部欠損や多発欠損が多くなると基本形が変化する(図9, 10)

6. 放射線像の二次元空間周波数測定上の問題点

要約するとつぎのようになる。

1. R I核種化合物の臓器特異性がよいと臓器分布のみ測定可能である。

2. X線像ではX線通過長が部位により異なるので補正が必要である。

3. X線像では空間周波数が有用な測定範囲は制限されている。

a. スペクトル精度を上げるには測定範囲を広くすること。

b. Sampling を細かくすると高周波領域へスペクトルが広がるのみである。

c. 周辺臓器や部位の影響が大きい。

4. CT像では3)像と同様の点が問題である。つぎに放射線像の空間周波数測定が臨床上有用と思われる部位は(ある範囲内であるが)次のようである。

① 単純X線写真像

- a. 肺野の末梢, 一問質性, 実質性変化
- b. 長管骨, 腸骨-骨梁変化

② 血管撮影像

- a. 末梢分布-ランダム分布
- b. 臓器への栄養血管分布-肝, 腎, 脳

③ CT像-吸収係数均一性分布-肝, 肺, 脳

④ RI像-R I分布-肝, 肺, 腎

7. 結 論

放射線画像(X線, RI像, CT)の診断精度を向上させ, 診断の客観化を目的として, それらの2次元空間周波数スペクトルの意義およびそれによる特徴抽出について, 光学変換とデジタル変換について報告した。

① 単純入力¹⁾の2次元空間周波数について考察し主陰影の近傍の陰影による障害スペクトルについて調べた。

② 肝RI像の周波数スペクトルを分析し, 有用

な被写体スペクトルを基本形スペクトル, 輪郭欠損スペクトル, 多発転移スペクトルに分類した。

謝辞 本研究に, 文部省科学研究費, 一般研究Bの補助をうけた。等高線図プログラムは大型センターのJ6/TC/CONT3(吉沢, 佐久間)を使用したので付記して感謝する。

文 献

1) 辻内順平: 光学変換, 印字工学I(井上, 佐柳編)共立出版(1970)

2) 一岡芳樹: 電子計算機の光学情報処理への応用, 光学情報処理, 朝倉書店(1974)

3) レンズ性能研究委員会: 写真レンズとレスポンス関数, カメラ工業技術研究組合(1961)

4) 内田 勝, 佐々木常雄, 竹中榮一編: 放射線像の研究I, レスポンス関数, (1967), 同上II, 解析と評価(1969)

5) Duffieux, P.M, (辻内順平訳): フーリエ変換とその光学への応用, 共立出版(1979)

6) 竹中榮一: 放射線像の空間周波数スペクトルと像処理, 日医放誌 31, 607, (1971)

7) 竹中榮一, 木下幸次郎: 被写体の空間周波数スペクトル—アナログコンピュータによる—放射線イメージ・インフォメーション研究会記事 27, 24, (1971)

8) 竹中榮一, 福井 裕, 高野正雄: 被写体の空間周波数スペクトル(V)—Fraunhofer回折法による—放射線イメージインフォメーション研究会記事 28, 13, (1971)

9) 田坂 皓, 竹中榮一: 生体におけるX線計測とラジオアイソトープ計測 東京医学 82,

- 37, (1974)
- 10) 竹中榮一, 福田 覚: 放射線像の特長とその光学変換による空間周波数スペクトル, 映像情報 7, 23, (1975)
- 11) 竹中榮一: CTの粒状性について 断層研究会雑誌 7, 39, (1979)
- 12) Tylor, C.A. & Lipson, H. : Optical Transforms, Cornell Univ.Press, N.Y. (1964)
- 13) Preston, K. : Coherent Optical Computers Mc Graw-Hill, (1972)
- 14) Kinoshita, K. : Image transmission Carrier and Image Spectrum in Generalized Photographic System, NHK Technical Monograph 3, 1, (1964)
- 15) Takenaka, E. : Signal - to - noise Ratio and Spatial Frequency Spectra of Radiographic Images of the Bone-obtained by Optical and Digital Simulation, Nippon Acta Radiol. 32, 159, (1972)
- 16) Takenaka, E. : Filtering and Spatial Frequency Spectra of Radioisotope Images, Medical Radioisotope Scintigraphy, IAEA (1973)

ウィナースペクトルの数値計算法の信頼性

岐阜大工学部 阿部 宏
内田 勝
清恵会第二医専 蔡 篤儀

1. はじめに

一般に、評価法は、正確さと精密さに関係している。正確さは、誤差の大小から、また、精密さは、ばらつきの程度からあらわされる。ウィナースペクトルを用いて画質を評価する場合、ウィナースペクトルがばらつきをもつため、このばらつきに関連しているスペクトルの信頼性について考慮しなければならない。

本研究では、3種類のスペクトル推定法(BTM, FFT, MEM¹⁾)から得られる、それぞれのウィナースペクトルの信頼性を、エントロピーによる評価法^{2,3)}を用いて求めた。

2. 実験方法と結果

中感度増感紙と高感度フィルムを組み合わせた系を一樣曝射した後、そのフィルムを現像した。このフィルムをマイクロフォトメーターで走査した。この濃度をデータとして、BTM, FFT, MEMの3

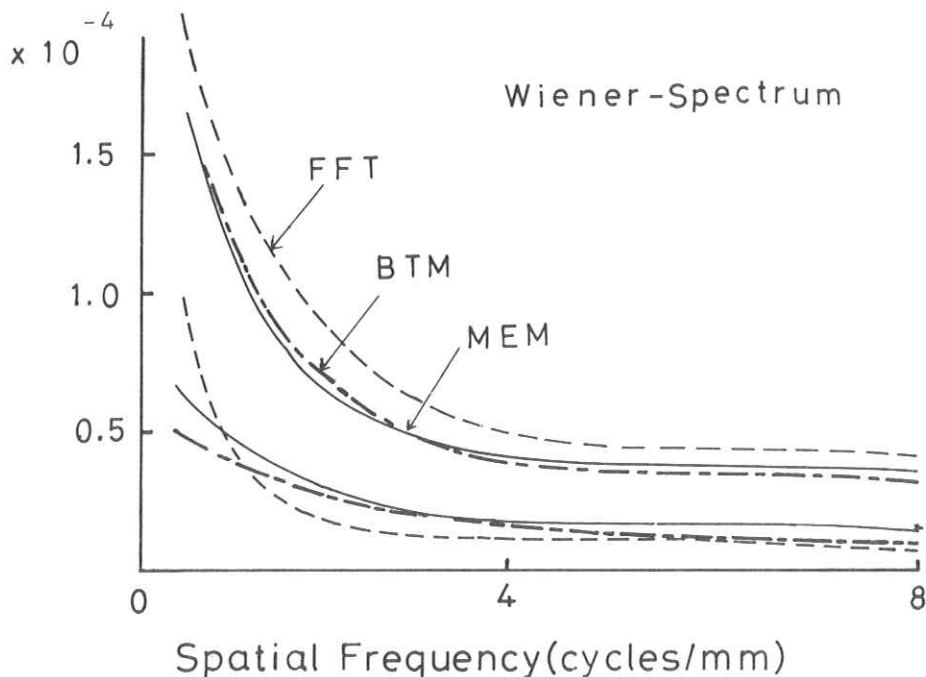


図1. ウィナースペクトルのばらつきの幅

種類のスペクトル測定法を用い、ウィナースペクトルをそれぞれ20本ずつ計算した。ウィナースペクトルを計算するためのデータは、スペクトル1本あたり、BTMが6,000点、FFTが4,096点、そしてMEMが1,500点である。図1は、それぞれ20本ずつのスペクトルから、各空間周波数ごとに最大値と最小値をさがして結んだ、スペクトルの幅をあらわす図である。

表1に計算結果を示す。空間周波数の離散幅 $\Delta\omega$ は、 $\Delta\omega = 0.07 \text{ cycles/mm}$ ならば標本化定理をみたす。表で、 $\Delta\omega = 0.07 \text{ cycles/mm}$ 以下の $\Delta\omega$ では、相対信頼性は高い順に、BTM, MEM, FFTである。

	$\Delta\omega=0.01 \text{ c/mm}$		$\Delta\omega=0.05 \text{ c/mm}$		$\Delta\omega=0.10 \text{ c/mm}$		$\Delta\omega=0.15 \text{ c/mm}$	
	No. of inputs= 751		No. of inputs= 151		No. of inputs= 101		No. of inputs= 68	
	T.I. (bits)	R.R. (%)	T.I. (bits)	R.R. (%)	T.I. (bits)	R.R. (%)	T.I. (bits)	R.R. (%)
MEM	1.40	14.7	1.41	19.5	1.42	22.7	1.42	25.1
BTM	1.48	15.4	1.41	19.5	1.40	22.4	1.40	25.4
FFT	1.36	14.3	1.35	18.6	1.35	21.7	1.37	24.1

T.I.: Transmitted Information

R.R.: Relative Reliability = T.I./H(x)

表1. 空間周波数 0.5 ~ 8.0 cycles/mm の範囲での伝達情報量と相対信頼性の計算結果

3. 結 語

MEMによるウィナースペクトル推定は、BTMによるものと同程度の信頼性をもつことがわかった。BTMとくらべ、MEMは、少ないデータからでも安定した、分解能の高いスペクトル計算ができるため、ウィナースペクトルの数値計算にMEMを用いる事は有利である。

文 献

- 1) 日高幹雄：スペクトル解析 朝倉書店、(1977)
- 2) S.Uchida and D.Y.Tsai :Evaluation of Radiographic Images by Entropy—Application to Development Process. Jpn. J. Appl. Phys. 17, 2029 (1978)

- 3) S.Uchida and D.Y.Tsai : Reliability of the Modulation Transfer Function of Radiographic Screen film systems measured by the Slit method. Jan.J.Appl. Phys.18, 1571(1979)

ネガおよび反転フィルムにおけるX線写真モトルの比較

岐阜大工学部	森 秀 夫
	内 田 勝
岐阜工 専	藤 田 広 志
西濃運輸健康管理センター	横 山 三 吉

1. はじめに

X線写真の粒状性(X線写真モトル)は、X線量子の統計的ゆらぎ(量子モトル)、増感紙の構造モトル(増感紙蛍光物質の構造モトル)および写真フィルムの粒状性に分類される¹⁾。土井・大頭は、個々の粒状性の占める割合を調べ、粒状性を支配する因子はX線量子の統計的ゆらぎであり、その影響は90%前後におよぶことを報告した²⁾。最近この問題が再検討され、X線量子の影響がそれほど大きくはなく、高々60%であるという結果がでている^{3,4)}。本研究では、ネガX線フィルムと反転X線フィルム⁵⁻⁹⁾の写真モトルを、スクリーンモトル(量子モトルと増感紙の構造モトルの和)と、フィルムの粒状性に分離した。そしてX線写真モトルおよびその構成要素が、反転現象によりどのような変化を受けるかを調査した。

2. 実験方法・結果

3つのスクリーン・フィルム・システム(高感度希土類システム:GTS-AO, 中感度タングステン酸カルシウムシステム:LTII-A, 低感度同システム:FS-A)の特性曲線を、80kVp, 50mA, 付加フィルターAl 3mm+Cu 0.8mmのX線管条件でタイムスケール法によりネガおよび反転フィルムについて作製した。その結果を図1に示す。現像処理は、X線フィルム用液体現像剤エースドール、液体定着剤エースフィックスを使用し、現像液温20℃、現像時間4分、タンク現像を行なった。反転現像における漂白液は、重クロム酸カリウムと硫酸の水溶液である。

本実験では、この特性曲線上で各システムのネガと反転の交点における濃度について粒状性を比較する。特性曲線から得られた三つのシステムの曝射条件を表1に示す。X線写真モトルを示すフィルムは、表1の条件で同様曝射されたフィルムを2分割し、一方をネガ現像、他方を反転現像して得られる。フィルム粒状性のみを示すフィルムは、スクリーンとフィルムを密着不良の状態(各15mmの間隔)で曝射して^{1,2)}、同様に得られる。

粒状性は、ウィナーспекトルにより評価しており、その測定方法は、つぎのとおりである。

フィルムをマイクロフォトメーター(対物レンズの倍率:4X, 走査速度:6 μ /S, スリット面積:8 \times 700 μ m²)で走査し、その濃度変動を標本点1,500点、標本間隔12 μ mでAD変換する。

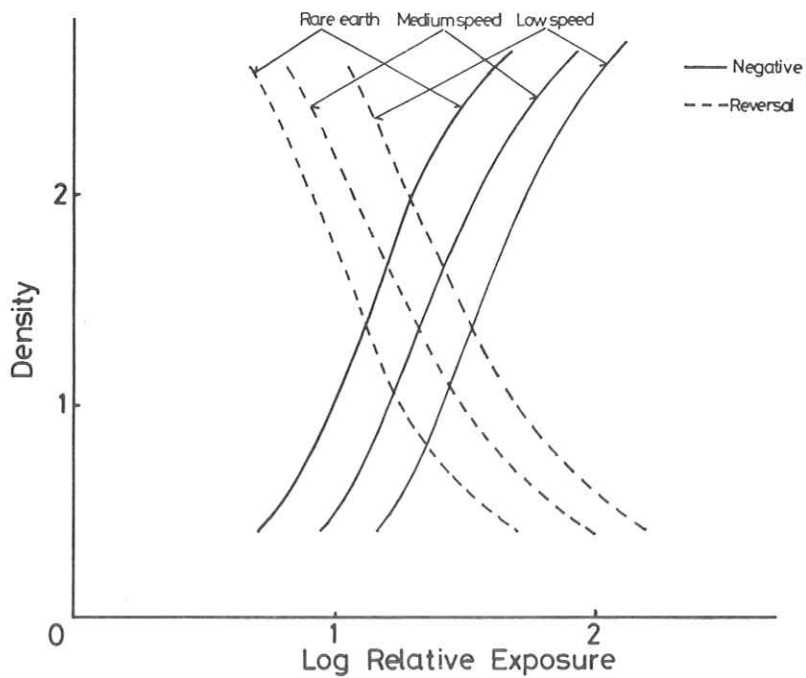


図1. GTS-AO, LTII-A, FS-Aの特性曲線

Screen-film systems	Negative Reversal	0.5 ~ 5.0 lines/mm					
		Radiographic m.		Screen m.		Film graininess	
Rare earth	N	1.08	100%	0.81	100%	0.27	100%
GTS-AO	R	1.06	98%	0.89	110%	0.17	63%
Medium speed	N	1.66	100%	1.01	100%	0.65	100%
LTII-A	R	1.30	78%	0.89	88%	0.41	63%
Low speed	N	1.44	100%	0.79	100%	0.65	100%
FS-A	R	1.15	80%	0.74	94%	0.41	63%

表1. 曝射条件

そしてMEM¹⁰⁾ (Maximum Entropy Method) と呼ばれるスペクトル推定法で計算し、3回の平均を行った。その結果を図2に示す。

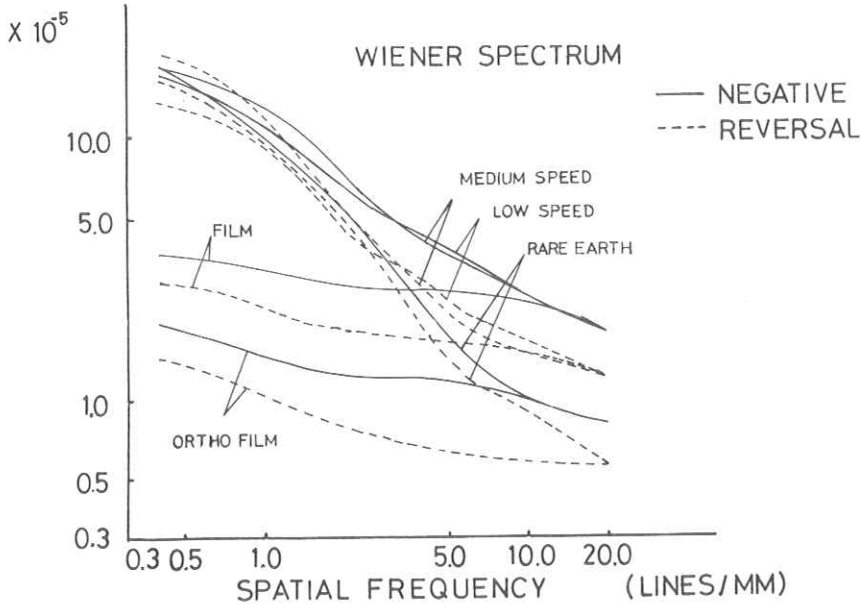


図2. GTS-AO, LTII-A, FS-Aのウィナースペクトル

3. 考 察

測定したウィナースペクトルから明らかなように、いずれのシステムも反転現象により粒状性が改善されていることがわかる。中感度システムLTII-Aの反転の粒状性が低空間周波数で大きくなっているのは、現像むらによるものと思われる。ほぼ同一濃度のフィルムを比較しているにもかかわらず、3つのシステムにおいて最も感度の高い希土類システムの粒状性が良い原因としてつぎの二点が考えられる。

- ① オルソフィルムの粒状性が、中感度フィルムより良くなっている。
- ② X線量子数の減少よりも希土類システムのMTFの低下の方が大きく影響しており、全体としてΦ量子モトルが小さくなっている。これは次式で説明される。

$$\text{量子モトル} = K(G^2 / \bar{n}_x) | \text{MTF} |^2 \dots\dots\dots (1)$$

ここで、Kは比例定数、Gは階調度、 \bar{n}_x は平均入射量子数である¹⁾

本研究では、目のレスポンス関数を考慮して粒状性をウィナースペクトルの空間周波数 0.5本/mm～5本/mmでの面積で評価する。表2は、3つのシステムにおけるウィナースペクトルの面積の大きさへ、ネガフィルムの粒状性に対する反転フィルムの粒状性の割合を示している。ここでスクリー

ンモトルは、X線写真モトルからフィルム粒状性をひいて求めている。

80kVp, 50mA, filter: 0.8mmCu+3mmAl

Screen-film system	FFD(cm)	Exposure time(sec)	Density*	
			N	R
Rare-earth (GTS-AO)	160	10/120	1.35	1.40
Medium speed (LTII-A)	90	5/120	1.38	1.38
Low speed (FS-A)	90	8/120	1.40	1.35

* Diffuse density

表2. X線写真モトルに対する各粒状性の占める割り合い

表2に示したウィナーспекトルの面積による結果から以下の事がわかる。

1. フィルム粒状性 (film graininess) は、反転することによってネガに対して、いずれのシステムも約37%の減少が見られ、明らかに大きく改善されている。
2. スクリーンモトル (Screen m.) は、GTS-AOでは約10%の増加、LTII-Aでは約12%の減少、FS-Aでは約7%の減少がみられる。

この原因は1)式に明らかなように、 G^2 , \bar{n}_x , $1MTF^2$ の3つのファクターに影響され、GTS-AOに対しては特に $1MTF^2$ の効果が大きく、LTII-AおよびFS-Aに対しては特に G^2 の効果が大きいものと考えられる。(図1参照)

3. X線量子モトル (radiographic m.) は、GTS-AOでは約2%の減少、LTII-Aでは約22%の減少、FS-Aでは約20%の減少が見られ、全体的に、反転処理によって粒状性が改善されることがわかる。これは上記のように、フィルム粒状性が改善されることになる。

本研究を行なうにあたり、有益な御討論、御激励いただいた岐阜大学工学部仁田昌二助教授、嶋川晃一助教授、田中嘉津夫博士、佐竹俊彦氏および研究室諸氏に感謝いたします。

文 献

- 1) K. Rossmann: Amer. J. Roentgenology, 90(1963)863.
- 2) 土井邦雄, 大頭 仁: 応用物理, 35(1966)804.
- 3) 高野正雄: 日本放射線技術学会, 11(1975)355.
- 4) 御前博澄, 内田 勝他: 日本放射線技術学会, 第4回画像分科会, 名古屋(1978).
- 5) S. Uchida, H. Inatsu and Y. Kodera: Jpn. J. Appl. Phys., 14(1975)1827.

- 6) 内田 勝, 稲津 博, 小寺吉衛: 応用物理, 45(1976)417.
- 7) 御前博澄, 稲津 博, 内田 勝他: 放射線像研究, 7(1977)13.
- 8) S.Uchida and H.Fujita: Jpn.J.Appl.Phys. 18(1979)1641.
- 9) S.Uchida, Y.Kodera and H.Inatsu: Jpn.J.Appl. Phys.18(1979)1951.
- 10) 日野幹雄: スペクトル解析 朝倉書店.(1977)

R. I. I. 研究会

会 長	高 橋 信 次				
顧 問	立 入 弘				
常任委員	佐々木 常雄	竹 中 榮 一	津 田 元 久	長谷川 伸	
委 員	飯 沼 武	一 岡 芳 樹	内 田 勝	梅 垣 洋一郎	
	金 森 仁 志	木 下 幸次郎	佐 柳 和 男	佐々木 常雄	
	竹 中 榮 一	高 野 正 雄	滝 沢 正 臣	津 田 元 久	
	杉 本 博	長谷川 伸	松 田 一	三 浦 典 夫	
	矢 仲 重 信				

編 集 後 記

恒例により冬の研究会は名古屋で開きました。特別講演は名大工 鳥脇先生の胸部X線像の異常の自動認識の現状紹介をお願いしました。同先生はこのテーマで10年余携っておられる由で、当会にも2度御出講頂きましたが、前回にくらべ進展著しく、実用もあと一息と思われました。同先生には4月から豊橋技術科学大学院へ転勤なさいましたが名大での御仕事は今後も続けられる由で、一層の御発展をお祈り申し上げます。

今回は滝沢先生のお世話で見学会を兼ね信大で開きます。松本に一泊を前提として早朝に会を始め、早目に切り上げて土曜日中には東京・大阪へ帰れるよう計画しますので多勢お越し下さいますよう。

気候不順の折御自愛のほど祈ります。

(H)

放 射 線 像 研 究

発行日 昭和五十五年二月

編集責任者 長谷川 伸

〒182 調布市調布ヶ丘一―五―一

電気通信大学電子工学科内

電話 ○四二四―八三―二一六―

内線 四二〇

発行所 R I I 研究会

発行所 竹 中 榮 一

〒113 東京都文京区本郷七―三―一

東京大学医学部放射線

医学教室内

電話 ○三一八―一五―四一―

内線 八六七六

印刷所 東京都文京区湯島二―一―七

株式会社 コスモス

電話 ○三一八―三一―〇九五五