



Title	肺X線像の空間周波数分析：ディジタルフーリエ解析とその処理による肺疾患像の類別の可能性
Author(s)	滝沢, 正臣
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1972, 32(6), p. 540-550
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19152
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

肺 X 線像の空間周波数分析

デジタルフーリエ解析とその処理による肺疾患像類別の可能性

信州大学医学部附属病院中央放射線部 (部長: 小林敏雄教授)

滝 沢 正 臣

(昭和47年5月8日受付)

Spatial Frequency Analysis of Radiographic Images of the Lung

by

Masaomi Takizawa

Division of Radiology, Shinshū University Hospital

(Director, Prof. T. Kobayashi, M.D.)

3-1-1, Asahi, Matsumoto, 390 Japan

Research Code No.: 208

Key Words: *Spatial frequency spectra, Pulmonary roentgenograms, Digital fourier transform, Computer data processings, Pattern recognition*

Spatial frequency spectra of the pulmonary roentgenograms are calculated by the digital Fourier transform with a small computer. The film density is detected by a scanning microphotometer, and scanning distance per each sampling locations on the film is 10 mm excluding the lib and clavicular shadows.

Calculations have been done by Simpson's rule, and the calculated spectrum is displayed from 0.1 to 10.0 line pair/mm. In order to find out the true image spectra, the noise spectra contained in the original spectra are suppressed by means of digital filtering. Clinical applications are tried by this method; normal cases, spontaneous pneumothorax, pulmonary emphysema, bronchial asthma, and lung cancer.

Some features of patterns are observed, and possibility of the pattern recognition by the spatial frequency spectrum analysis of the chest x-ray films is proved by this method.

はじめに

胸部X線像に記録されている、肺疾患に関する情報量は極めて多い。そのため各疾患の持つ特徴を客観的にとらえるには、高度の訓練を必要とする。各種肺疾患の情報を、工学的な手法によって検出し、分類整理すること、すなわち病像のパターン認識が出来れば、能率的であり、また経済的である。この様な意図のもとに、最近、computer

と適当なフィルム濃度検出器を用いて、胸部X線写真の自動計測、ないしは特徴抽出を試みる報告がなされ始めた。その一つに、心、胸廓の広がり自動計測し、心肺係数を求めている Mayers, Becker ら (1964) の報告¹⁾⁵⁾があり、また、医師の読影過程の simulation から、判別関数と digital filter により特徴抽出を試みている鳥脇ら (1968)¹¹⁾¹²⁾のものがある。

他方では、肺陰影を図形としてではなく、空間周波数的にとらえることによつて、特徴を抽出しようとする Schober (1969)⁸⁾, Schott (1969)⁹⁾, 竹中ら (1971)¹⁰⁾, Ziskin ら (1971)¹⁴⁾の試みが報告されている。本研究では、胸部正面X線フィルムを用いて、これを micro photometer により走査し、このデータを computer によつて解析する。デジタルフーリエ変換スペクトルに、フィルム及びX線量子ノイズの除去のための重みづけを行ない、このスペクトルが、肺疾患による病的陰影の特徴を示し得るかどうかを検討し、この面からのパターン認識への接近を試みる。

方法および材料

1. 材料及び装置

解析に使用する胸部X線写真は、呼吸、心拍連動撮影装置¹¹⁾によつて吸気位、心収縮期に撮影されたフルサイズのものを使用した。撮影は、2mm focus のX線管により、60kVp, 5~15mAs で行なわれた。増感紙は fine grain type (極光FS) を、フィルムは一般医療用 (富士KX), 自動現像機 (コダックM3) によつて現像した。micro photometer (理學電機MP-3) によりフィルム

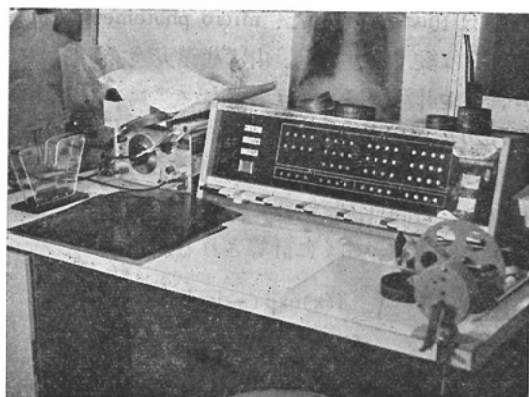


Fig. 1. A spectrum calculator (JEOL JRA-5)

を走査する、その速度は15sec/mm であり、透過率の対数を computer AD 変換器入力とする。処理装置として、メモリ 4 K語、サイクルタイム 10 μ sec で、A/D変換器内蔵型の computer (日本電子JRA-5, Fig. 1) が使用された。A/D変換器はフルスケール 8 bit 変換時間80 μ sec 逐次比較型 (精度 $\pm 0.5\%$) である。計測処理装置のブロック図を Fig. 2 に示した。

2. デジタルフーリエ変換

胸部写真上での肺血管の太さを考慮して、走査

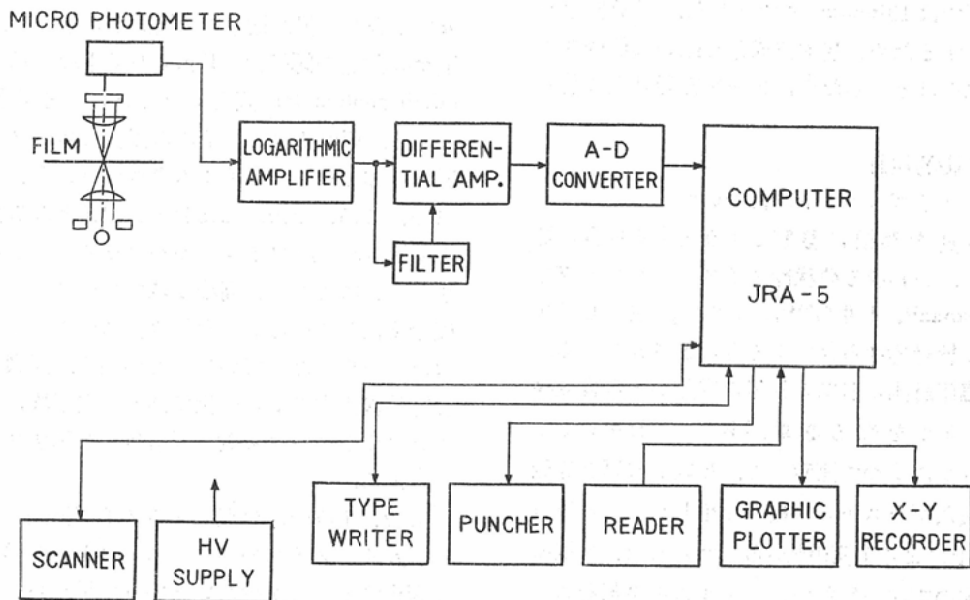


Fig. 2. Block diagram of a processing system.

距離は10mm一定とした。micro photometer のスリットは縦 500 μ 一定、巾は基礎実験で5~200 μ 、実地計測では100 μ とした。サンプリング間隔は20 μ としている。肋骨影のスペクトルへの影響をさけるために、測定は肋間についてのみ行なわれた。時間(或は距離)波形についてのフーリエ解析は次式の如くに計算される。

$$\begin{aligned} F(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \exp(-j\omega x) dx \\ &= 2 \int_0^{\infty} \{f(x) \cos \omega x - j f(x) \sin \omega x\} dx \end{aligned} \quad \dots\dots (1)$$

(1)式で

$$2 \int_0^{\infty} \{f(x) \cos \omega x\} dx = A_i,$$

$$j 2 \int_0^{\infty} \{f(x) \sin \omega x\} dx = j B_i$$

とおけばパワースペクトルは

$$F(\omega) = \sqrt{(A_i)^2 + (j B_i)^2}$$

computer では

$$A_i = \frac{2}{T} \sum_{n=0}^{500} f(x_n) \cos \omega x_n dx$$

$$B_i = \frac{2}{T} \sum_{n=0}^{500} f(x_n) \sin \omega x_n dx$$

として計算される。計算はシンプソンの方法を用いた。計算結果は、基礎実験では20lp/mmまで、実地計測では10lp/mmまでとした。計算結果を見やすくするため、基本波成分を除いて前後3点の平滑化をほどこした後にX-Y記録計上に読み出した。

3. 基礎的検討

3.1. ノイズスペクトルについて

X線写真を微細に観察しようとする場合の妨げとなる。いわゆる粒状性ノイズといわれる成分は、Rossman⁷⁾、土井ら⁸⁾⁴⁾によつて、主としてX線量子の統計的ゆらぎによるものとされている。従つて臨床計測の前にこれ等の成分がどの程度存在しているかを知る必要があり。これをシミュレーションによつて測定した。吸収が胸厚と等価的に均質なプラスチック板を使用した。この厚みは、溝上による実測値⁶⁾から12cmとした。X線撮影を既述の方法で行ない、フィルム中央部をスリット巾5 μ 、10 μ 、20 μ 、50 μ 、100 μ 、200

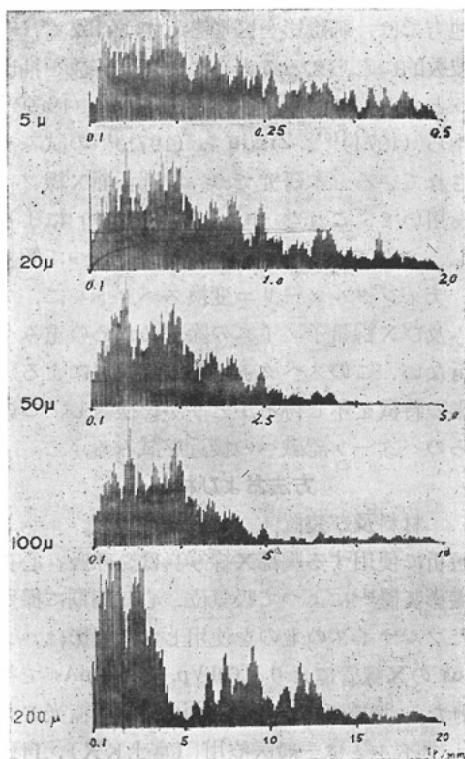


Fig. 3. Spatial frequency spectrum at several apertures of the micro photometer.

μ で走査して得た結果を Fig. 3に示した。2.4 lp/mm 附近の輝線は、Fig. 4 左最下段に示す如く micro photometer 固有のノイズによる影響とみられる。Fig. 4は、フィルム濃度とスペクトルの関係を知るため、フィルム濃度がそれぞれ 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5および 3.0となる様に撮影を行なつたフィルムのパワースペクトルを示す。これによつて、高濃度域でスペクトルの形が幾分変化していることを除き、スペクトルの形状はほぼ一様となつていくことが判る。同図右下段は計算機入力波形の一例であり、左下段は、マイクロフォトメータ装置の固有雑音を示すスペクトルである。

3.2. 重みづけ処理によるノイズ消去

Fig. 4のノイズのパワースペクトルが濃度により変化することが少ないという結果から、実際のX線写真上でのノイズスペクトルがほぼ一様と考

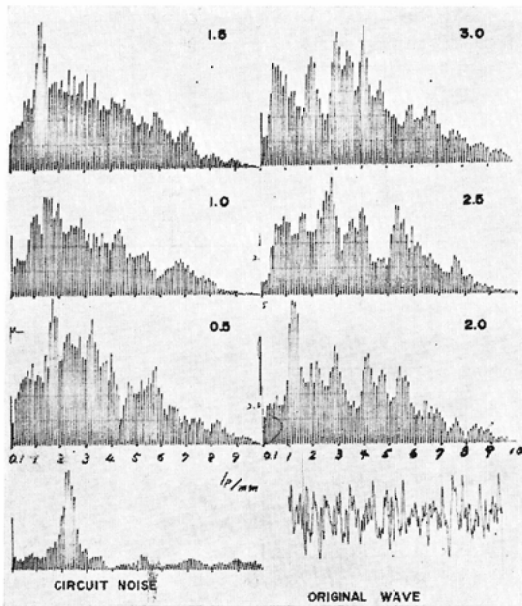


Fig. 4. Spatial frequency spectrum at each film density without image, right lowest part is a spectrum of noise in micro photometer, and left lowest part is obtained original scan data.

えれば、その真のスペクトルを求める可能性が生れる。この一つの試行として、まず標準的なノイズスペクトルを作製し、これを実際に得られた肺野のスペクトルから引き去ることによるノイズの消去を行なった。Fig. 4の0.5～3.0までの6つのスペクトルを加えてその平均値と、標準偏差を求めた。このスペクトルが5aに示すものであり、これを用いてFig. 4のスペクトルから各空間周波数毎に差引いたものがFig. 5bである。この処理に際して、1標準偏差以内のものは0とし、また結果が負となつたものについて一応0として正規化した。この結果では、低濃度（2.0まで）では良く消去されるが、高い濃度域では残留スペクトルがかなり認められることが判る。

3. 3. フーリエ変換について

本論文では $\int_{-\infty}^{+\infty} f(x)^2 dx$ は方法上収束しないため数学的に厳密なフーリエ変換とはいえない。しかし分割数を多く取つたので、周期性のないものを周期があると考へたための誤差は少ない。 $f(x)$ は不規則関数であるので、 $(Ai)^2 + (Bi)^2$ には不規

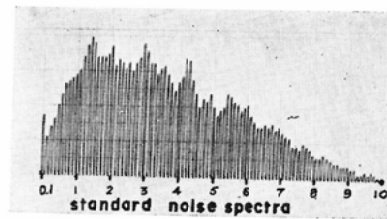


Fig. 5a. A standard noise spectrum that is processed by statistical calculation of each spectrum.

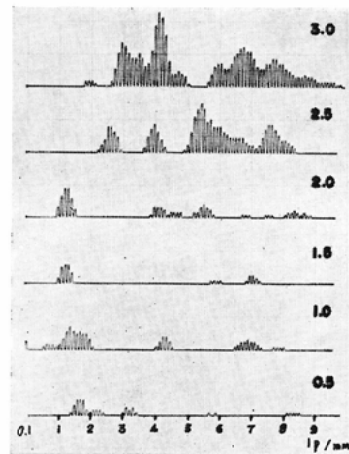


Fig. 5b. Erasure of each noise spectrum in shown Fig. 4 are processed by a digital filter made from a standard noise spectrum.

則性があるが、波形解釈にはこれを考慮している。またシンプソン則を使用したのは便宜的であるが、本例では practical にほど満足している。

結 果

正常胸部X線像のスペクトル (Fig. 6, 7)

Fig. 6 模式図で示される各点を測定点として選んだ。走査はすべて正中線に対し水平とした。結果を同図b (右肺), c (左肺) に示した。0～2 lp/mm の空間周波数成分の著しい増加が認められ、特に右肺中、下野でこの傾向が強い。これに対して左肺で振巾は比較的少ない。このようなオリジナルスペクトルでは全般的な傾向は把握できるが、個々の部位での特徴はつかみにくい。肺血管像によるスペクトル成分を強調させるため、前章で試みた重みづけ処理を行なったものがFig. 7である。ノイズスペクトルはほど消去され、低

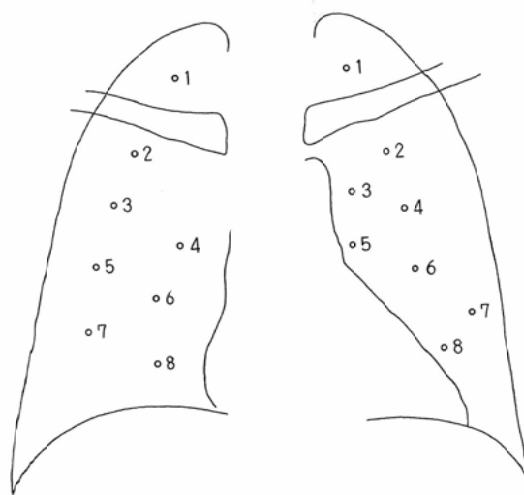
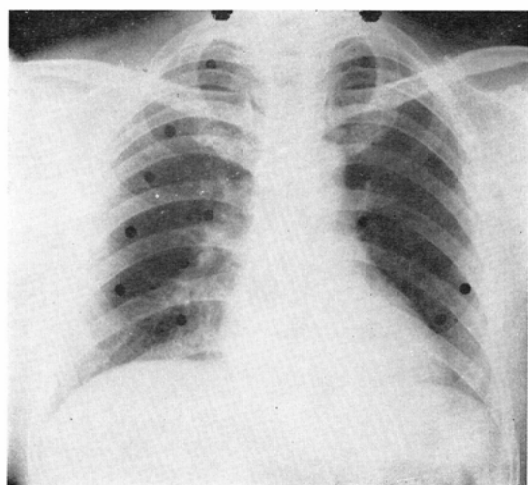


Fig. 6a. Case 1, spectra of several fields in normal lung.

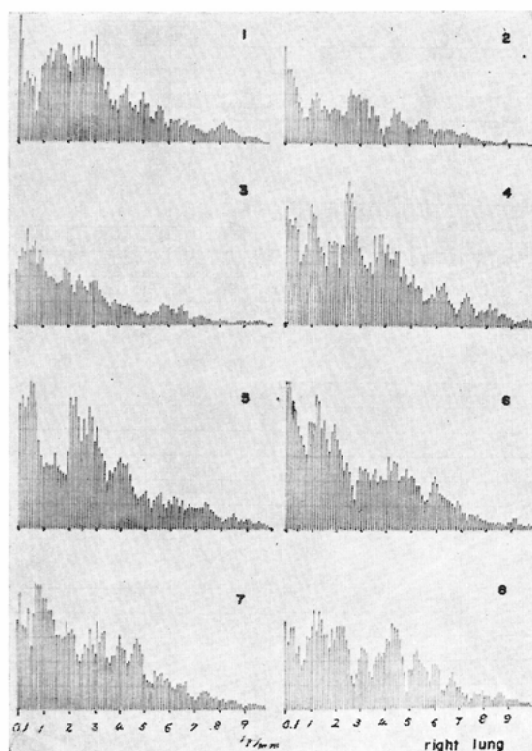


Fig. 6b. Original spectra of right lung.

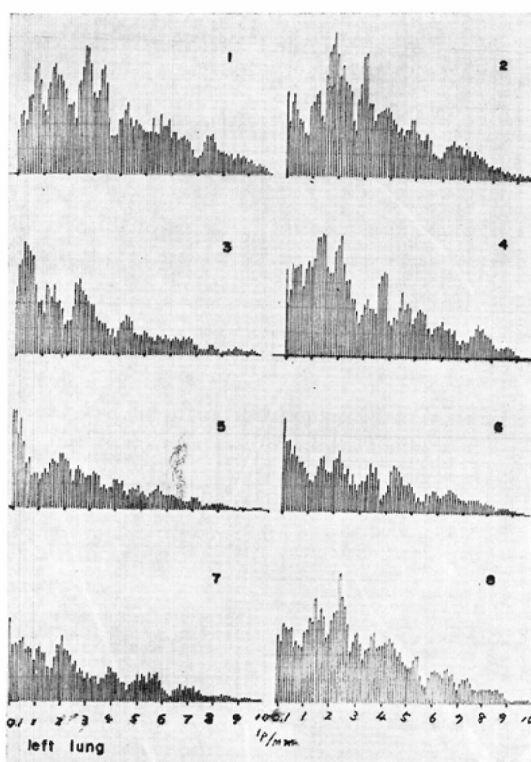


Fig. 6c. Original spectra of left lung.

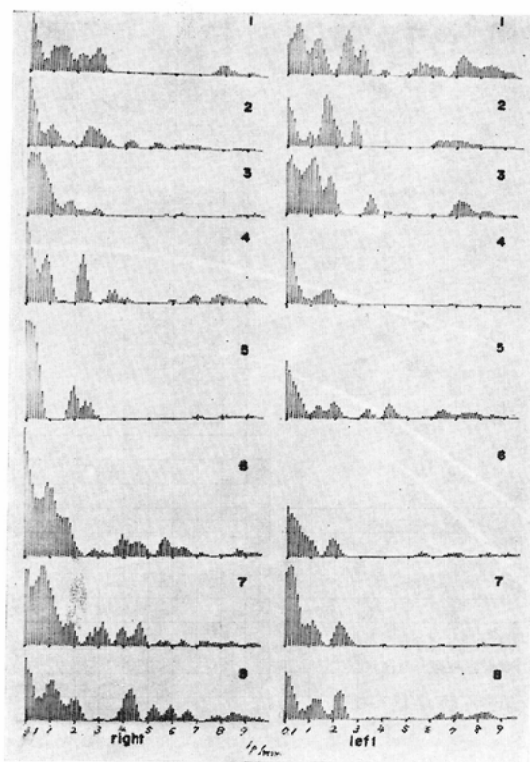


Fig. 7. Improved spectra of several fields in normal lung roentgenogram.
They are processed by a digital filter.

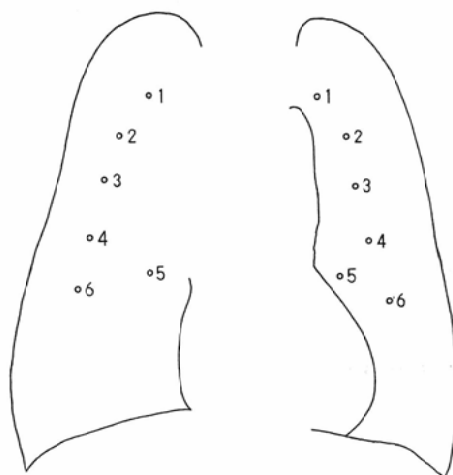
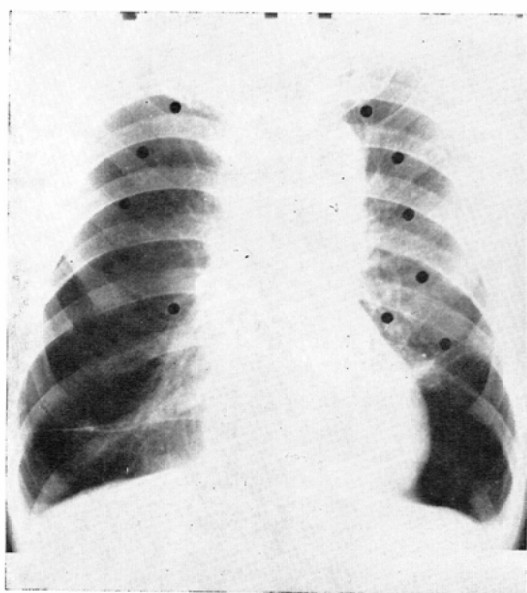


Fig. 8a. Case 2, spontaneous pneumothorax and chronic emphysema.

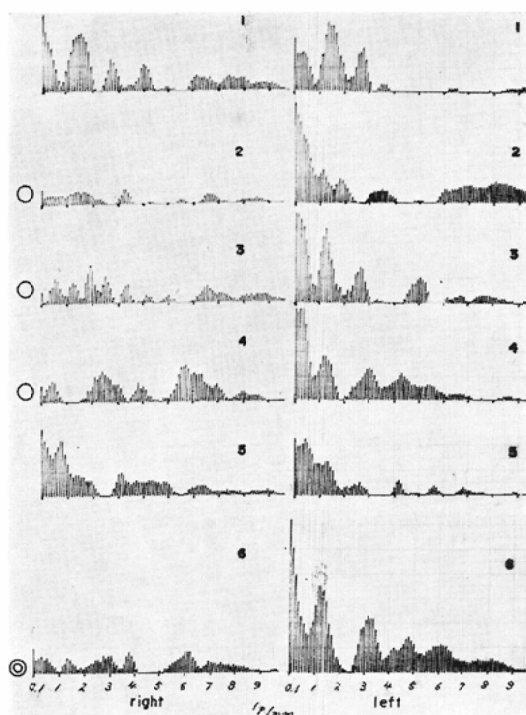


Fig. 8b. Its improved spectra. O; part of pneumo trax, ⊙; part of chronic emphysema, other; healthy parts.

周波域でのスペクトル変化が観察できる。肺血管像の空間周波数分布は $0.1 \sim 3.0 \text{ lp/mm}$ にあり、その傾向は部位によつて異なる。肺尖野では、 $\sim 1.0 \text{ lp/mm}$ の振巾はそれほど高くなく、 3.4 lp/mm まで連続的である。そしてその最大振巾は肺野中で最も小さい。各スペクトル中での最大振巾は右肺門部において得られる。また下肺野で右6, 7, 8でのスペクトルが近似的傾向を示し、同様に左6, 7, 8にもその傾向が見られる。

病的例

慢性肺気腫及び自然気胸 (Fig. 8)

Fig. 8 a に原像を、b にそのスペクトルを示した。右肺外側に広い自然気胸部があり、また両側下肺野に慢性肺気腫が認められる。結果中○印の部位は気胸部で肺組織はなく、⊙印は肺気腫の部位での結果を示している。自然気胸部では、各ス

ペクトル成分は極めて少なく、残存ノイズスペクトルがほとんどである。肺気腫の部位では同様に振巾がほとんどなく特徴的なパターンとなつてゐる。自然気胸部と違う点は $0.1 \sim 0.3 \text{ lp/mm}$ の成分が存在することである。これに対して肺血管が存在すると見られる右1.5, では $0.1 \sim 2.3 \text{ lp/mm}$ に高い振巾を持つスペクトルが観察できる。またほぼ健常と思われる左1~6では、その振巾は Fig. 7 のそれとあまり変つていない。

気管支喘息 (Fig. 9)

発作時に撮影されたフィルムを計測に用いた。測定部位は左右2点とし、Fig. 9 上に原写真を、下に結果を示した。正常例と比較して $0.1 \sim 1.2 \text{ lp/mm}$ の振巾が極めて高く、また左右の波形が近似的である。

肺癌 (Fig. 10)

右肺下部に経約4 cmの円形腫瘤影を認める例

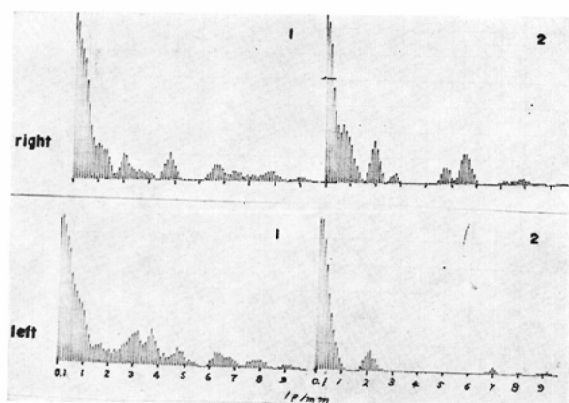
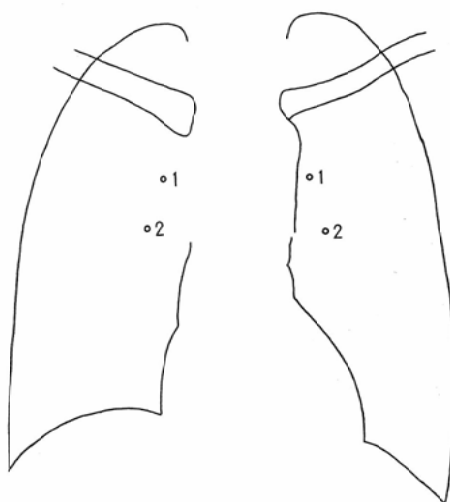
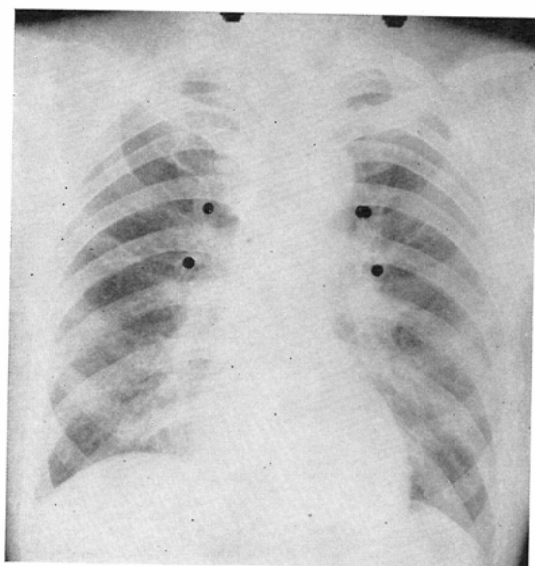


Fig. 9. Case 3, broncheal asthma, spectra seem to show hilus pulmonitis.

で、腫瘍影中と、その外側部について測定を実施した。1～4は外側、○印5～7は腫瘍影中におけるスペクトルである。1～4では正常例に近い形であるが、5～7では、これまでのパターンと合致しない特異な分布を示した。

考 按

医師のX線写真読影過程のシミュレーションから肺結核病巣の抽出を試みた鳥脇らの報告¹¹⁾¹²⁾は、computerによる病像パターン認識への優れたアプローチと考えられる。しかしこの方法では、取扱うデータ数が多量となるため大型の

computer systemを必要とし、その範囲を肺血管の微細な変化の抽出まで行なうためには非常な困難が予想される。

これに対して肺血管像の解析を情報理論的にとらえる Schober⁹⁾、竹中ら¹⁰⁾の試みは、多様な肺の病像を空間周波数的にとらえるため比較的簡易な方法で、パターン類別ができる可能性を有する。Schoberは、Spetial X-ray computerを用いて、肺血管像のスペクトルを求め、肺結核と硅肺の類別に有効であつたと報告し、竹中は光学的に、またアナログ的にスペクトル分析を試みている。こ

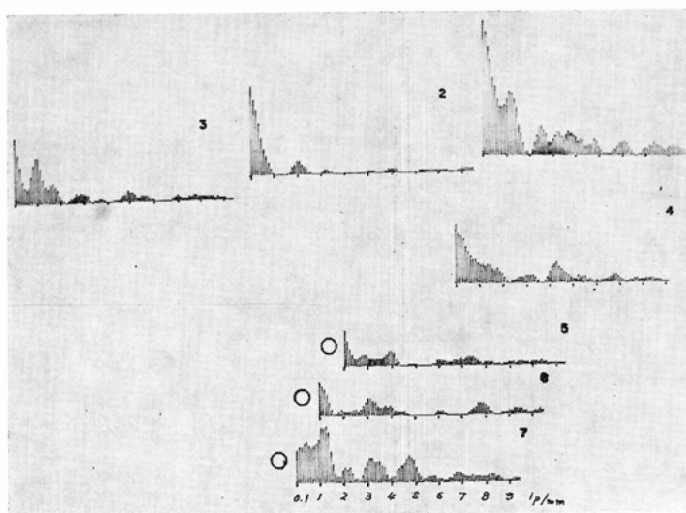
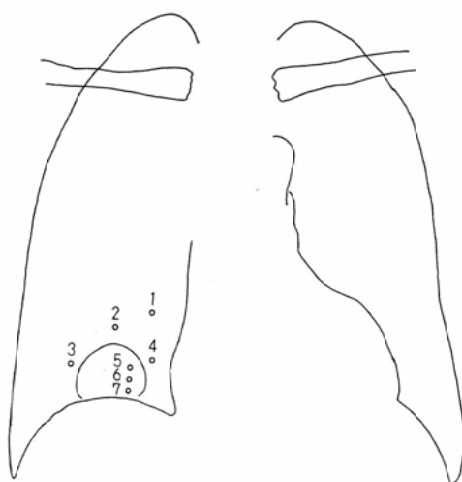
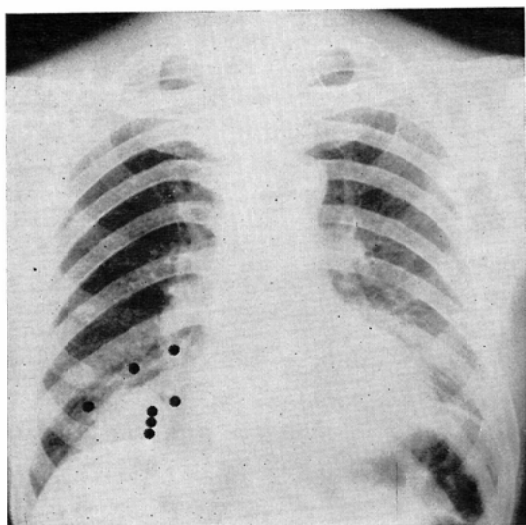


Fig. 10. Case 4. lung cancer in the right lowerlobe. No. 1-4; outside of tumor mass, mark of O are in the tumor shadows.

れ等の例では、その走査範囲が肋骨を含めた肺横断面を単位としてスペクトルを求めているので、局所的な変化の識別は難しく、またアナログ的な手法であるため、得られたパターンの類別を自動的にはなし得ない欠点を有している、また肋骨の影響による誤差も大きいと考えられる。

X線像のスペクトル解析において最初に考慮されなければならない問題は、X線撮影系の特性による粒状性の問題であつて、古くから光学的に論

議されていたものである。これらは Rossman によれば、radiographic mottle と総称されるがこれらはさらに乳剤中の銀粒子による basic な film graininess, screen の特性に基づく structure mottle, そしてX線量子の統計的ゆらぎに起因するとみられる quantum mottle とに細分される。土井らは、それぞれの mottle のX線写真に占める割合を Wiener spectra からの図式解法によつて求め、究極的にX線写真を支配するノイズの要素

は quantum mottle であり、全体の83~92%にも及ぶと結論した³⁾。これは、film graininess 及び structure mottle の持つスペクトルが、quantum mottle に比してより高域に存在すること、intensifying screen での量子変換効率が $<10^3$ と極めて高い (Cleare et al.²⁾ ため、観察に必要な density を得るのに、単位面積当りの X線量子数が少なくてもよいこと、そしてこのことは結果的に統計的ゆらぎを大きくし、粒状性の増大を招くこととなる。このような粒状性を考慮した場合、直接撮影においては S/N 比を良くするために、高域をカットできる 限界周波数を知ることができる。本研究では、この限界を一応10.0lp/mm と推論した。

胸部X線写真には、肺血管、気管支、肺胞から構成される直接的な情報に加えて、前後胸壁、肋骨、心・大血管が重畳し、またこれ等に散乱線、粒状性、測定器によるノイズが加わる。これ等のうち、前後胸壁、粒状性、散乱線によるものを、肺全域にわたり近似的に一様で平均値0、分散が σ^2 の加法的ガウス雑音とし、肺胞成分もほとんどこれに準ずるものと考えれば、肋骨影の重ならない部分では、肺血管(＋気管支)の成分は、分析可能な非周期関数として計算できるものとする。このことは、基礎実験においても、また自然気胸の例によつても或る程度裏付けされた。しかし肺血管像の重なり合いが、実際にどの程度まで抽出可能かは Ziskin のモデル実験¹⁴⁾にも示されている如く、X線撮影系のMTFや或は、動きによるMTF低下などと重要な関連をもつため、今後の検討課題であろう。また、micro photometer scan 方向と関連して、肺血管、気管支の走行が、肺血管起始部からほぼ放射状に伸びていることを考えると、走査方向によつて得られるスペクトルは当然異なる¹⁴⁾ものと考えられ、走査距離、測定部位の規格化の問題と併せ検討を急ぐ必要がある。これらの考察の上で、肺疾患の特徴抽出の初期段階としてのノイズ消去と固有スペクトル抽出を試みたが、本法では充分といえず、一層適切なフィルタの設計が望まれる。

結 論

小型 computer による胸部X線像解析を、肺血管を空間周波数的にとらえる方法によつて、試みた。得られた原スペクトルにノイズ消去のための重みづけを行ない、肺血管像の真のスペクトルを求めた。臨床的な計測を実施しそれぞれに特徴的なスペクトルが得られた。この方法によつて、肺血管像の空間周波数的把握による病像分類の可能性が示唆された。

謝辞 研究の実施にあたり、深い理解と、適切な助言をいただいた部長小林教授に深甚なる謝意を表し、また御援助いただいた放射線科諸兄、鈴木、丸山技師および中央放射線部諸兄に感謝します。さらに症例の提供を受けた本学第1内科(戸塚忠政教授)、放射線科(小林敏雄教授)、また論文に関して御指導、御校閲をたまわつた梅垣洋一郎放医研臨床研究部長、東京大学放射線医学教室竹中栄一講師に謝意を表する。本研究は1968年度文部省科学研究費、および1971年度厚生省がん研究助成金(梅垣班)の援助を受けた。また本研究の一部は第29回日本医学放射線学会総会(京都市、1970)において発表された。

文 献

- 1) Becker, H.C., Nettleton, W.J., Meyers, P.H., Sweeney, J.W. and Nice, C.M. Jr.: Digital computer determination of a medical diagnostic index directly from chest x-ray images. IEEE Trans. BME, BME-11, 3 (1964), 67—72.
- 2) Clear, H.M., Splettstosser, H.R. and Seeman, H.E.: An experimental study of the mottle produced by x-ray intensifying screens. Am. J. Roentgenol., 88 (1962), 168—174.
- 3) 土井邦夫, 大頭仁: ラジオグラフィックにおける粒状性の解析, 応用物理, 35: 805—811 (1966).
- 4) Doi, K.: Scans in measurements wiener spectra for photographic granularity. ibid., 35 (1966), 1213—1216.
- 5) Meyers, P.H. and et al.: Automated computer analysis of radiographic images. Radiology, 83 (1964), 1209—1034.
- 6) 溝上長男: X線走査キモグラフィによる肺機能の研究, 信州医誌, 12 (1963), 430—447.
- 7) Rossmann, K.: Spatial fluctuations of x-ray quanta and recording of radiographic mottle. Am. J. Roentgenol., 90 (1963), 863—869.
- 8) Schober, H.: Spatial frequency distribution of characteristic details and noise in picture.

Abstracts of XII ICR Tokyo, 121 (1969).

- 9) Schott, O.: Image improvement by processing the fourier spectrum of x-ray patterns. Abstract of XII ICR, 121 Tokyo (1969).
- 10) 竹中栄一, 木下幸次郎: 被写体の空間周波数スペクトル, R I I 研究会記事, 27 (1971), 32—41.
- 11) 滝沢正臣: 呼吸・循環同期X線撮影装置の試作, 医用電子と生体工学, 8 (1969), 19—22.

- 12) 鳥脇純一郎, 福村晃夫, 他: 電子計算機による胸部X線写真の病巣陰影識別に関する基礎的実験, 6 (1970), 207—214.
- 13) 鳥脇純一郎, 福村晃夫, 他: 胸部X線写真自動診断システムのシミュレーション, 8 (1970), 221—228.
- 14) Ziskin, M.C., Revesz, G. and et al.: Spatial frequency spectra of radiographic images. Radiology, 98 (1971), 507—517.