

X線写真解析の基礎的研究

竹井, 力
九州大学医療技術短期大学部

赤坂, 勉
九州大学医療技術短期大学部

吉本, 清一
九州大学医療技術短期大学部

<https://doi.org/10.15017/122>

出版情報 : 九州大学医療技術短期大学部紀要. 8, pp. 45-49, 1981-03-25. 九州大学医療技術短期大学部
バージョン :
権利関係 :

X線写真解析の基礎的研究

竹井 力 赤坂 勉 吉本 清一

Fundamental Study on Analysis of the Radiographic Image

Chikara Takei, Tutomu Akasaka and Seiichi Yoshimoto

I 緒 言

1960年頃からX線写真の解析に通信理論が導入され、MTF (Modulation Transfer Function) による解像力やボケなどの評価^{1), 2)}が行なわれている。MTFは入力波に対する出力波の応答特性をフーリエ変換を行なって調べるものであり、連続変動現象の解析に用いられる。

一方、不規則変動の波について、その中に含まれる各周波数成分の寄与を調べるスペクトル解析は先の応答特性とは別の観点から出力波それ自体を解析することができる。X線写真をミクロフォトメータで走査すると不規則に変動する黒化度の出力が得られるが、これにスペクトル解析が適用できるならば、スペクトルを比較することにより画像評価の有効な手段となる可能性があると考えられる。

著者らは空間周波数 (lines/mm) が既知である解像力テストチャートを用いて基礎実験を行ない、そのパワー・スペクトル³⁾をFFT (Fast Fourier Transform) とMEM (Maximum Entropy Method) で計算し分解能を調べた。また、4症例について骨稜像のスペクトル解析を実施し、若干の知見を得たので報告する。

II 方 法

II-1: 理論式

フーリエ変換の公式は次の通りである。

$$\left. \begin{aligned} X(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot e^{-i2\pi f t} dt \\ x(t) &= \int_{-\infty}^{\infty} X(f) \cdot e^{i2\pi f t} df \end{aligned} \right\} (1)$$

ここで、 $x(t)$ は観測値、 t は時間、 f は周波数である。既知 $x(t)$ から $X(f)$ を求める場合をフーリエ変換、 $X(f)$ から $x(t)$ を計算するときを逆フーリエ変換と言う。MTFに用いられる公式は(1)の上式である。

Wiener - Khintchine の公式は下記のようにある。

$$\left. \begin{aligned} P(f) &= \int_{-\infty}^{\infty} C(\tau) \cdot e^{-i2\pi f \tau} d\tau \\ C(\tau) &= \int_{-\infty}^{\infty} P(f) \cdot e^{i2\pi f \tau} df \end{aligned} \right\} (2)$$

$C(\tau)$ は自己相関関数、 $P(f)$ はパワー・スペクトルである。 $P(f)$ と $C(\tau)$ とは(1)式における $X(f)$ と $x(t)$ と同様に、互にフーリエ変換と逆フーリエ変換の関係にある。

また、 $C(\tau)$ は観測値 $x(t)$ と全区間 $2T$ より、次のように定義される。

$$C(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^T x(t) \cdot x(t+\tau) dt \quad (3)$$

τ は隔りの間隔でラグ (lag) と呼ばれている。

X線写真解析の基礎的研究

実際の計算は測定全区間を Δt 間隔に等分し、 $\tau = k \cdot \Delta t$ と行なう。

(2)式をX線画像に適用するときは、 Δt をデータ間隔mm/data、 Δf を基本周波数lines/mmと置き換えて計算せねばならない。

II-2: 実験方法

黒化度測定のブロック・ダイアグラムを図1に示す。マイクロフォトメータの出力は黒化度1.00に対して100 mVとなるように調整されていて、直接にペンレコーダで記録しモニタとして使用した。また、増幅器で約30倍に増幅し、デジタル電圧計を通して出力をデジタルプリンタで記録した。計算に用いた黒化度の値は有効数字4桁である。マイクロフォトメータの受光部スリットは $100 \mu\text{m} \times 1 \mu\text{m}$ 、フィルム走査速度は 0.2 mm/min (装置の最低速度)で測定した。また、プリンタの記録速度は 2 data/sec である。

4桁のデータをパンチカードに穿孔し、計算は九州大学共同利用大型計算機で行なった。FFTおよびMEMによるパワー・スペクトルの計算結果はグラフとして出力させた。また、MEMによるパワー・スペクトルの計算値を出力させるように別にプログラムを用意した。

図2はパワー・スペクトルの分解能を調べるのに用いた解像力テストチャートのX線写真である。X線フィルムはサクラ・タイプA、増感紙は極光-FSであり、テストチャートはカセットに直接密着させて撮影したものである。黒化度はマイクロフォトメータをテストチャートの細線に直角に走査して測定した。

III 結果および考察

解像力テストチャートに対する計算結果を図3に示す。FFTとMEMの分解能を比較するために入力データ数は1024個とした。図3の左端は入力データ100個をプロットさせたもので

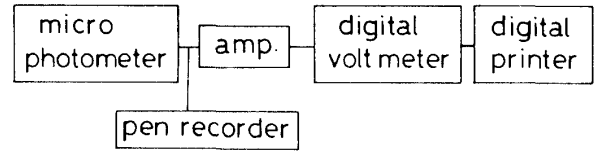


図1. 測定系のブロック・ダイアグラム

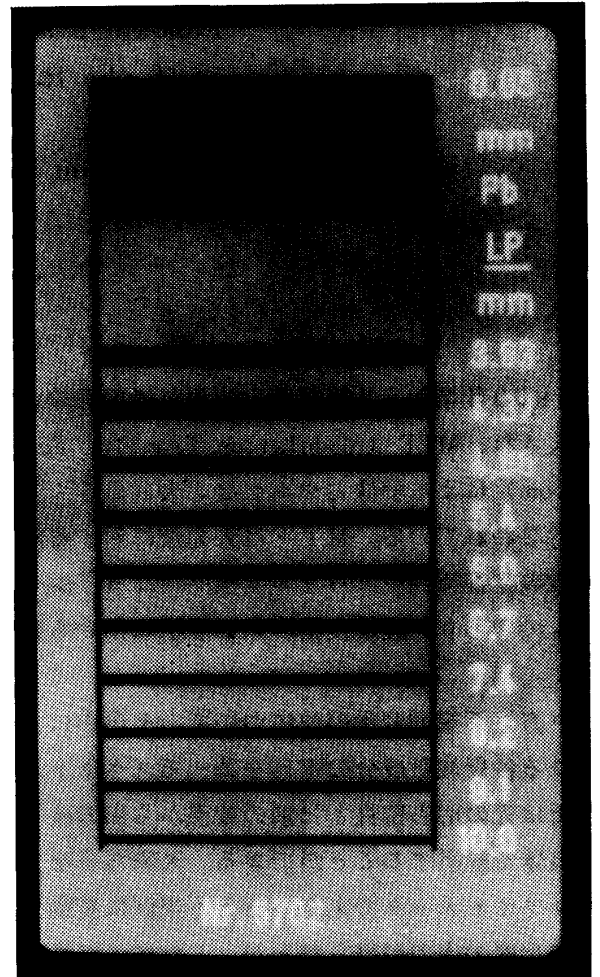


図2 解像力テストチャートのX線像

横軸はデータ番号で縦軸は黒化度に比例する入力 (ボルト単位, 最大値と最小値を目盛0から10の範囲内にプロットできるようにプログラムが作成してある) である。また、図3の中央と右端はそれぞれFFTとMEMにより計算したパワー・スペクトルである。その横軸と縦軸の目盛はそれぞれ空間周波数とパワー・スペクトルの対数値に比例するようにしてある。

図3のパワー・スペクトルの最大値 (ピーク値) に対する空間周波数が解像力テストチャート (図2) に記載されている値 (f_m) と一致するかを検討する。ピーク値の空間周波数 (f_m)

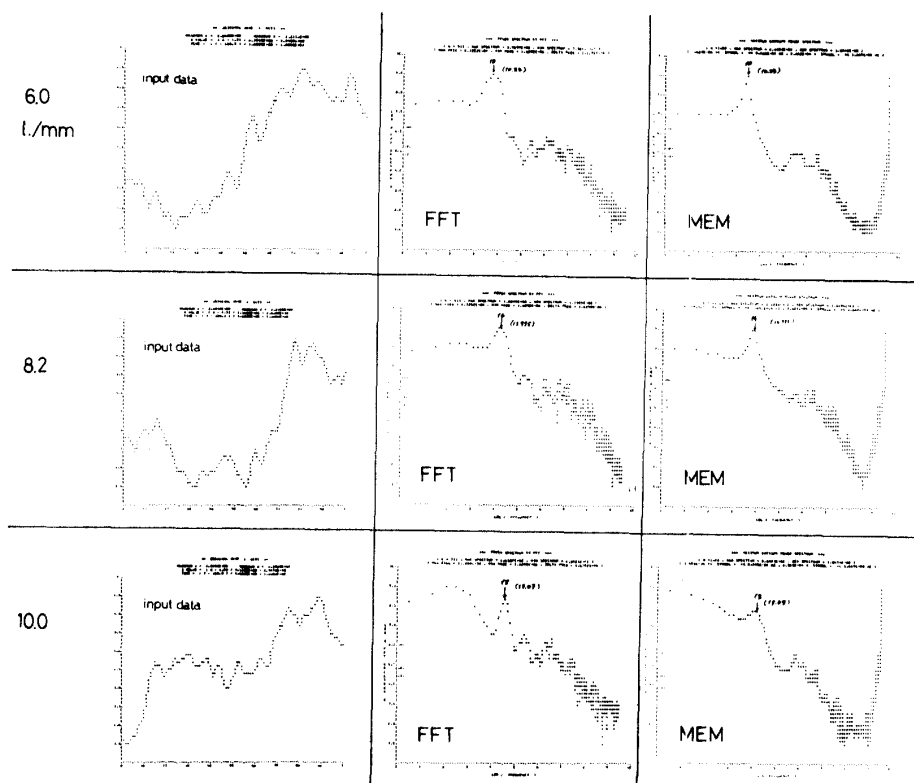


図3 解像力テストチャートX線像に対する計算結果

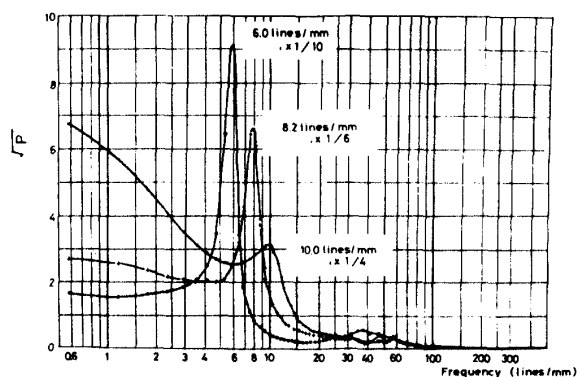


図4 MEMによる図2のパワー・スペクトル

と基本周波数 (Δf) およびデータ番号 (m) との間には $f_m = m \cdot \Delta f$ の関係がある。また、データ数を N とすれば、 Δf は $\Delta f = 1/N \cdot \Delta x$ であるから、実験条件から m を計算して表1が得られた。図4にMEMで得られたパワー・スペクトル $P(f)$ を示したが、これは縦軸を $\sqrt{P(f)}$ で目盛ってある。得られた $P(f)$ の値は $10^3 \sim 10^{-3}$ の範囲にあるので、縦軸を $\log P$ とした図3よりも図4の方が見易いようである。表1の値と図3、図4を比較するとピーク値に対する空間周波数は完全に一致した。したがって、解像力テストチャートのX線写真像

はパワー・スペクトルによって良く分解されることが判った。

表1. ピーク値の空間周波数とデータ番号

f_m	m
6.0	10.24
8.2	14.00
10.0	17.07

図3のFFTとMEMによるパワー・スペクトルを比較すると、分解能はFFTよりもMEMの方が優れている。MEMは短いデータからもスペクトル推定が可能であり、スペクトルの分解能が極めて高いと言われている³⁾。内田ら⁴⁾はX線写真の粒状性についてWiener スペクトル (パワー・スペクトル) を計算しているが、スペクトルの信頼性はMEMの方が優れていると報告している。

次に、臨床診断への利用の可能性を検討する目的で、橈骨下端のX線写真4例についてパワー・スペクトルを計算した。表2に診断名、図5にそのX線写真を掲げた。測定した部分は図5のカッコで囲んだ範囲であり、入力データ数

X線写真解析の基礎的研究

はそれぞれ 512 個である。フィルム速度は解像力テストチャートの場合と同じである。パワー・スペクトル計算を行う際に平滑化 (スムージ

ング) の問題があるが、平滑化回数とスペクトルの変化の様子を図 6 に示した。パワー・スペクトルが出来ただけ滑らかに得られる平滑化回数は T_5 の例では FFT では 3 回、MEM では 10 回であった。この条件で 4 例について計算したパワー・スペクトルを図 7 に示した。図 7 において T_5 (リウマチ性関節炎) の場合は骨稜変化を見ない T_2 , T_3 , T_4 に較べて高周波域でスペクトル値が小さくなっている。これ

表 2. 症 例

記号	年齢	診 断 名
T_2	21	正 常
T_3	74	老人性 Porose の疑
T_4	48	正 常
T_5	56	リウマチ性関節炎

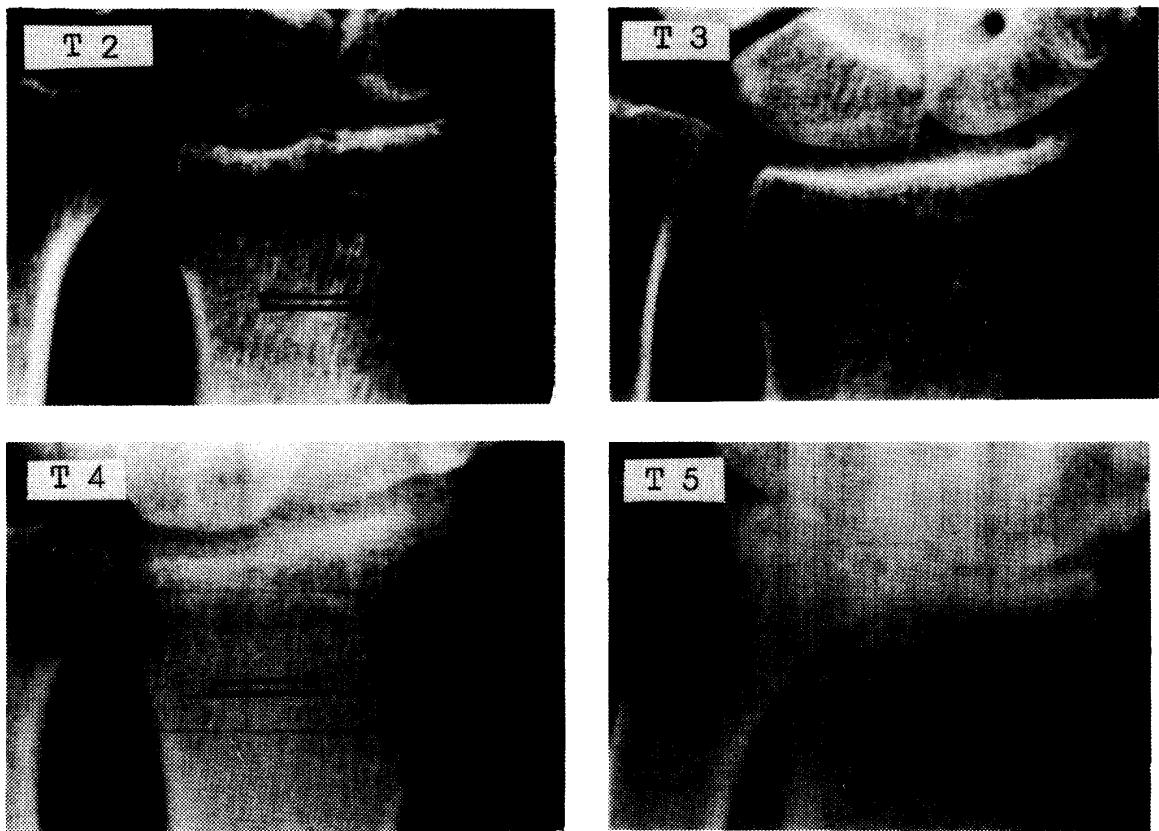


図 5. 症例の X 線写真

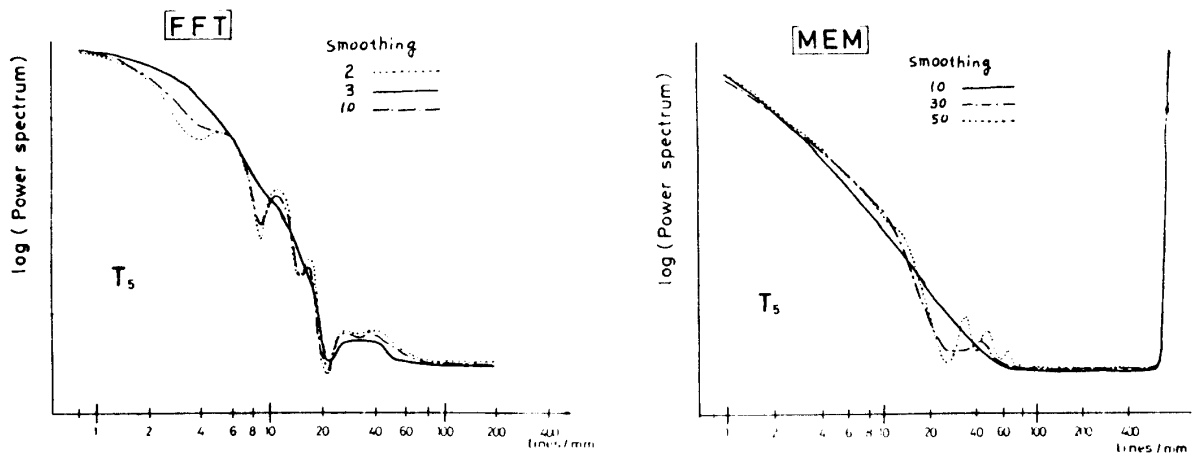


図 6. スムージングによるパワー・スペクトルの変化

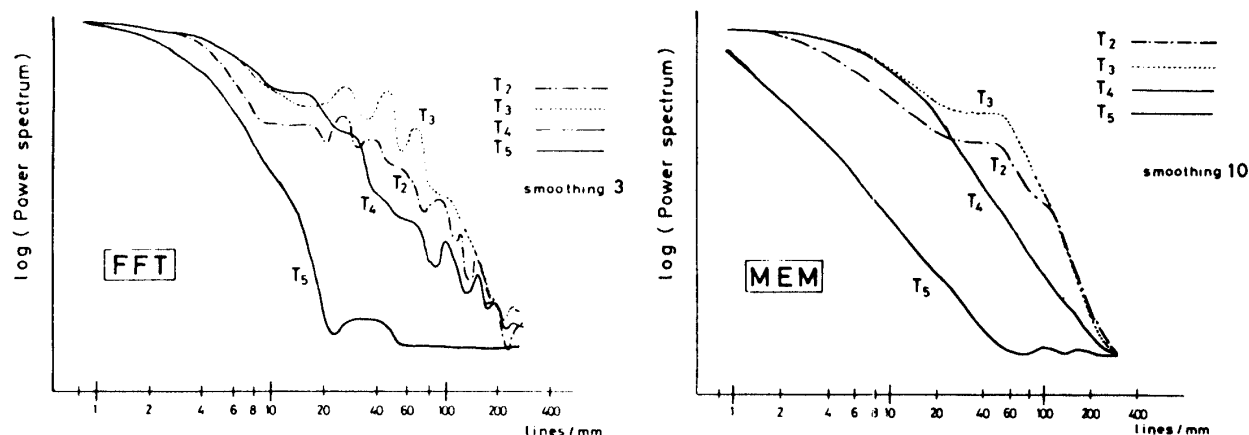


図 7. 症例のパワー・スペクトル

はリウマチ性関節炎は骨稜が消失するというX線診断と一致している。T₂, T₃では50 lines/mm附近に低いピークが見られるが、これはフィルムの粒状性が現われているのか或は他の何かを示しているのか不明である。

X線写真の読影においては2.5 lines/mm以上の空間周波数域は判読されていないと言われている。X線写真は多くの情報を記録している筈であり、眼によっては判読されない細かい情報でもパワー・スペクトルを計算することによってそれが得られるかも知れないという期待がある。そのためには、データ数や平滑化回数による誤差、測定部位、データ収集から計算結果が得られるまでの時間短縮などの多くの問題を解決せねばならない。

黒化度測定で有効桁数を何桁まで採るかの問題もある。黒化度は例えば1.35のように3桁採るのが普通であるが、この場合には測定部位の黒化度の変動は有効数字で2桁となる。パワー・スペクトルを求める際には誤差を小さくするために例えば1.357のように4桁は必要となり、変動は3桁程度は欲しいことになる。この実験ではマイクロフォトメータのフィルム移動を停止した状態で4桁まで安定した黒化度が得られた。

IV 結 語

著者らはX線写真についてパワー・スペクトルを計算し、画像評価を試みた。解像力テスト

チャートのX線像に対するスペクトルの分解能をFFTとMEMで調べ、MEMの方が優れているという結果を得た。

また、診断名の確定している4病例について橈骨下端のX線写真に対するパワー・スペクトルを求めた。リウマチ性関節炎の場合スペクトルは高周波成分の減少が顕著であったが、これはX線写真上で骨稜消失が見られるという臨床診断と一致した。

パワー・スペクトルの手法を診断に利用するためには、測定部位、データ数、計算処理時間の短縮など、多くの問題点の解決と臨床例についての経験の積み重ねが必要である。

稿を終るに当たって、計算プログラムを作成していただいた、川上弘泰助教授（九州大学温泉治療研究所）に深く感謝の意を表します。

文 献

- 1) Manford Höfert : Acta Radiologica, 1, 1111 - 1112, 1963
- 2) 放射線像の研究 — レスポンス関数 — 第1巻（1964年～1966年の発表論文集），放射線イメージ・インフォメーション研究会，1967
- 3) 日野幹雄：スペクトル解析，朝倉書店，1977
- 4) 内田勝 他：放射線像研究，10, 63 - 65, 1980