MEMを用いた医療用X線フィルムの超低空間周波数成分の計測に関する研究

An Analysis Method of Measurement of Noise Spectrum in the Ultra Low Space Frequencies of a Radiographic Film by MEM

小水 満[†], 正会員 柳原 圭雄^{††}, 野間 和夫[†],
松尾 悟^{†††}, 正会員 濱 裕光^{††}

Mitsuru Komizu[†], Yoshio Yanagihara^{††}, Kazuo Noma[†], Satoru Matsuo^{†††} and Hiromitsu Hama^{††}

Abstract The noise power spectra of radiographic film have been used to analyze the graininess of radiography. Furthermore, it has recently become clear that graininess analysis, especially at low space frequencies, is needed for quantitative evaluation of a radiographic screen/film system. This paper describes a method for analysis of film at low space frequencies that is based on the maximum entropy method (MEM). This method can determine the basic order of MEM to maximize the ratio of the order to the power spectrum at low space frequencies. Experimental results confirmed that the noise power to express the radiographic influence on films can be precisely measured at ultralow space frequencies.

キーワード: MEM, 超低空間周波数解析, トレンド処理, X線フィルム雑音, 画像診断

1. ま え が き

胸部や腹部などの医用画像診断に用いられるX線写真フィルム(X線写真)は、X線発生から増感紙/フィルム系による増感・感光を経て現像までの過程で様々な影響を受ける¹⁾。増感紙/フィルム系とは、増感紙が一旦X線を吸収した後、光強度に変換されフィルムを感光させる過程であり、最もX線写真への影響が大きい。この系に対する評価基準として、X線強度と写真濃度の間の階調特性、鮮鋭さなどを表す伝達特性、X線量子モトルや増感紙構造モトルやフィルム粒状などのX線写真モトル²⁾が表すノイズ特性、などが用いられている。

近年、胸部X線写真では、間質性肺炎や早期肺ガンなど

において大きさが1cm程度の低コントラスト病変の検出能が問題になっている³⁾。このような淡い病変は一見して気付かないか、現像ムラのようにも見えることから見落としが多い。また、0.5cycle/mm近傍の低空間周波数領域にも診断に有用な情報があることが指摘され⁴⁾、この周波数付近でのS/Nを改善した新しい増感紙/フィルム系が開発されるようになった。筆者らは、淡い病変の検出能を向上させるために、さらに0.1cycle/mm以下の極低空間周波数領域のノイズ解析が重要と考える。しかしながら、低空間周波数領域には、フィルムの現像によるムラがX線写真になだらかな背景変動をもたらす現象(トレンド)⁵⁾が観察される。ノイズ解析のためにはトレンドの除去が必要となる。

X線フィルムのノイズ解析の計測では、一様照射で撮影したX線フィルムを直線上にサンプリングして得た濃度変動分布データに高速フーリエ変換(FFT)を適用して空間周波数成分を計算する方法⁶⁾が用いられる。この方法の欠点は、サンプリングの区間(セグメント)の長さで周波数分解能が決定されるため、低空間周波数領域の解析に制限が生じる⁷⁾。主な原因は、サンプリングに使用しているマイクロデンシトメータの機械的な制約によるものである。マイクロデンシトメータのレンズ系の代わりに細長いスリット部品を取り付けることによりサンプリング間隔を大きくして0.05cycle/mm近傍の空間周波数域を計測した研究⁸⁾がある。しかし、この場合サンプリングが粗くなることからノ

2002年5月8日受付, 2002年8月6日最終受付, 2002年9月6日採録

† 滋賀医科大学医学部附属病院 放射線部

(〒520-2192 大津市瀬田月輪, TEL 077-548-2652)

†† 大阪市立大学大学院 工学研究科 電子情報系専攻

(〒558-8585 大阪市住吉区杉本3-3-138, TEL 06-6605-2773)

††† 京都大学医学部附属病院 放射線部

(〒606-8397 京都市左京区聖護院川原町54, TEL 075-751-3522)

† Department of Radiology, Shiga University of Medical Science

(Seta-tsukinowa, Ohtsu, Shiga, 520-2192, Japan)

†† Department of Physical Electronics and Informatics, Graduate School of

Engineering, Osaka City University

(3-3-138, Sugimoto, Sumiyoshi, Osaka, 558-8585, Japan)

††† Department of Radiology, Kyoto University Hospital

(54, Kawahara-Shogoin, Sakyo, Kyoto, 606-8397, Japan)

イズ解析を充分に行えているとはいえない。

空間周波数を計算する別の方法として、線形予測法(MEM)^{9) 10)}がある。MEMは、データ数によらず任意の周波数成分が計算できるため、低空間周波数成分の計算に有用である。過去にX線フィルムにMEMを適用した研究¹¹⁾は見られるが、低空間周波数領域に適用するには至っていない。本研究では、MEMの中のBurg法^{9) 10)}に基づいて、増感紙/フィルム系における0.1cycle/mm以下の低空間周波数領域でのノイズ解析をするための方法を開発し、その領域でのノイズ評価の有用性を示す。

2. 方 法

2.1 データ組の作成

X線を一樣照射したX線フィルムをマイクロデンシトメータ(開口面積:幅10 μ m, 高さ1,000 μ m, 走査速度100 μ m/sec)により1次元にサンプリングして原データを作成する。このときサンプリング間隔10 μ m, データ数10,000個とする。図1に原データの例を示す。細かな変動成分と位置によって異なる大まかな変動成分であるトレンドが重畳している。

トレンドを推定するため、原データ上で少しずつ位置をずらしながら同じ要素数のセグメントを複数作成する。これらを合わせてデータ組と呼ぶ。さらに要素数の異なるデータ組を複数作成する。実験では、ずらし量を256とし、要素数を $n=256, 512, 1,024, 2,048, 4,096, 8,192$ とする。

図2に処理全体の流れを示す。まず、データ組ごとに、MEMの予測次数を決定する。次に、複数のデータ組からトレンドを推定する。その後に、トレンドを除去した処理データから目的とする低空間周波数成分を求める。

2.2 予測次数の決定

MEMのパワースペクトル $X_p(f)$ は次式で求める。 p は予測次数である。

$$X_p(f) = \left| \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^p a_{pk} e^{-j2\pi k f \Delta t}} \right|^2 \sigma_p^2 \Delta t \quad (1)$$

ここで、 Δt はサンプリング間隔、 a_{pk} は予測次数 p のときの予測係数、 σ_p^2 は予測誤差の分散である。

予測次数の決定のための基準として最終予測誤差(FPE)¹⁰⁾や赤池情報量基準(AIC)⁹⁾が提案されている。図3には、原データに対するそれらの計算結果を示す。この図では明確な極小値を示さないため、今回の目的である増感紙/フィルム系を用いたX線写真には適用できない。

図4に図1の原データに対する $X_p(f)$ を示す。ここでデータ組の要素数を256、予測次数を10, 33, 100とした。予測次数が大きいほど雑音が多い。約0.25cycle/mm以上の高空間周波数域では全体に同じ減少傾向を示している。それ以下ではほぼ一定値に近づいているが、その値は予測次数によって異なる。そのため、予測次数 p を適切に選ばなければ

図1 原データのノイズ濃度分布
The noise density distribution the original data.

図2 原データに対する処理全体のブロック図
The block diagram for original data processing.

図3 最終予測誤差FPEと赤池情報量基準AICによる最適予測次数決定方法

The decision method of the optimized prediction order by FPE and AIC.

図4 予測次数による周波数成分の影響
Influence of spatial frequency components by the prediction order.

図5 予測次数基準曲線
Standard curve for decision of the prediction order.

図7 要素数の違いによる次数曲線への影響
Influence of order curves by difference of the segment number.

図6 予測次数の決定処理のブロック図
The block diagram for decision processing of the prediction order.

ばならない。図から、予測次数の値を変えると低空間周波数域における成分値に明瞭な差が現れることが示されており、その成分値はある予測次数で最大値が得られることが示唆されている。その値が最大になることは、雑音が最も多くなることを意味しているのので、そのときの予測次数の値をもって最適の予測次数とする。そこで、予測次数を決定するための評価値として、式(1)において周波数を0としたときの値を用いる。

$$X_p(0) = \frac{\sigma_p^2 \Delta t}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_{pk} \right|^2} \quad (2)$$

これを予測次数基準と呼ぶことにする。この値は予測係数の次数和 $\sum_{k=1}^p a_{pk}$ と予測誤差の分散 σ_p^2 と予測次数 p の大きさから求められる。

図1の原データに対する予測次数基準値の例を図5に示す。最も雑音成分が大きいことを表わす最大値となる予測次数を最適予測次数と決定する。もし、最大値をとる予測次数が現れないときには、データ数 n に対して $2\sqrt{n} \sim 3\sqrt{n}$ とする経験的な事実⁹⁾ から $3\sqrt{n}$ を適用して最適予測次数とする。図6に、各データ組における予測次数の決定処理の流れを示す。実験では、予測次数決定のための基準として、基本周波数をほぼゼロ周波数に近い超低空間周波数領域の 0.0015 cycle/mm に設定し、1~300の予測次数の範囲内で求

めるものとする。これを次数曲線と呼ぶ。ただし、300の近傍で最大値をとる場合は、最大値をとる予測次数が現れないものとして $3\sqrt{n}$ を予測次数とする。図7に原データに対する各データ組の次数曲線を示す。丸印が選択された最大値をもつ雑音成分である。要素数4,096, 8,192ではそれらが得られていない。

2.3 トレンド除去処理

原データにトレンドの影響があるため、データ組ごとの空間周波数成分は異なる。図8に図1の原データに対するデータ組ごとの周波数成分を示す。約0.2 cycle/mm以下の低空間周波数成分の差が大きくなっている。また、要素数が多いほど低空間周波数成分値が大きくなっているのは、本来の周波数成分に、フィルム現像のムラによる広域のうねりをあらわすトレンド成分が重畳されているものと考えられる。

図9に処理の流れを示す。トレンドを除去する基本的な方法として、原データに移動平均を施した結果を原データから減ずる方法を用いる。これは統計学で一般に用いられている方法である。適切な移動平均の幅は、データ組ごとに得られる最適予測次数が表す最大値を互いに比べて、それらの分散が最小となるときの移動平均の幅と決定する。実験では移動平均の幅は50間隔で変化させる。

図8 原データでのデータ組6種類の周波数成分
Six kinds of frequency components of the original data groups.

図9 トレンド除去処理のための移動平均の幅の決定処理のブロック図
The block diagram for decision processing of the moving average width for trend removal processing.

図10 移動平均の幅600での次数曲線
Order curve by the moving average of 600.

図10には、図1の原データに移動平均の幅600としてトレンドを除去した結果に対して要素数が512、2,048、8,196における次数曲線を示す。図7では得られなかった最大値(●)が得られている。これらの予測次数はほぼ同じである。

2.4 低空間周波数成分の計算

計算方法は図2に示したように、原データに対して2.2で得られる予測次数を用いて、式(1)より低空間周波数成分を求める。低空間周波数成分の差によって移動平均の幅によりトレンドを除去したデータに対して、同様に2.2での処理から低空間周波数成分を求める。図11は、トレンド除去後の図1の原データに対する結果を示す。図8に比べて、低空間周波数領域での成分値が各要素数で互いに近い値になる。図12では、要素数ごとの周波数成分を平均して求めた結果である。本来、同一データであれば要素数を変えても同一周波数成分になるはずである。今回は、算出された周波数成分の統計変動を減ずるための平均処理を行った。

図13は、図1の原データにトレンド除去を行った結果の

図11 トレンド除去処理後のデータ組6種類の周波数成分
Six kinds of frequency components of the data groups after trend removal processing.

図12 全処理後の周波数成分
Frequency components after whole processing.

図13 トレンド除去処理後のノイズ濃度分布
The noise density distribution after trend removal processing.

データ分布である。図1と比べてトレンドの影響がほぼなくなっている。

3. 実験および結果

増感紙/フィルム系にはME200/IEF(コダック社)を用いた。X線管球電圧を80kV、電流を100mA、撮影時間を0.1秒、X線管球からフィルムまでの距離を200cm、照射面積20×20cm²に設定した。フィルム濃度が1.00±0.05(全拡散

図14 原データの違いによる周波数成分の影響

Influence of frequency components by difference of the original data.

図15 原データ2での各データ組の周波数成分

Four kinds of frequency components of the original data groups.

図16 トレンド除去処理後のデータ組6種類の周波数成分

Six kinds of frequency components of the data groups after trend removal processing.

図17 トレンド除去処理データの違いによる周波数成分

Frequency components by difference of the trend removal processing data.

光濃度)となるように一様にX線照射した。この後、X線フィルムをマイクロデンシトメータでサンプリングして原データを収集した。このとき、データを収集した位置のばらつきを考慮し、X線フィルム上で3ヶ所の異なる場所でサンプリングした原データ1、原データ2、原データ3を用意した。

各原データに対してデータ組の要素数512のとき、各周波数成分を図14に示す。図中の p は、提案する方法で求めた予測次数で、各々21、115、5と互いに大きく異なる値となった。約0.5cycle/mm以下の低空間周波数領域では大きく異なる周波数成分値を示した。

図15に原データ2に対して要素数256、512、2048、8192の各データ組の周波数成分を示す。約0.2cycle/mm以下の低空間周波数成分の差が大きく、要素数の増加にしたがって高い成分値を示す。

図16には原データ2に対するトレンド除去後の結果を示す。図15に比べて要素数間で低空間周波数領域での成分値が互いに近い値になる。図15および図16で、全空間周波数域の平均的な変動係数は各々0.116と0.012となった。ここで変動係数とは、標準偏差を平均値で割った量である。

図17は、各原データにトレンド除去を施した後の各処理

図18 増感紙/フィルム系のノイズパワースペクトル

Noise power spectrum by screen/film systems.

データ(処理データ1、処理データ2、処理データ3)ごとに異なる要素数のデータ組の結果を平均した周波数成分を示す。移動平均の幅は処理で求められた最適な移動平均の幅である。各処理データで得られた予測次数は、7、7、5とほぼ近い値となった。図が示すように、全空間周波数域の平均的な変動係数は0.119であり、ほぼ同じ形状を示す。0.1cycle/mm以下の低空間周波数では、ほぼ一定の平坦な周波数成分を示している。さらに、この低空間周波数域

での変動係数は約0.058 (5.8%) であった。

図18は、同様にして求めた別の増感紙/フィルム系との比較を示す。およそ0.1cycle/mm以下の低空間周波数では明確な差が得られている。この2つの系での全体的な変動係数は0.314であり、これを図17と比較すると測定位置のばらつき以上の変動となり、有意な差を示している。

4. 考 察

MEMでは予測次数の決定が重要である。今回、低周波数領域での解析を目的とすることから、ゼロ周波数での成分値を評価基準値として適用した結果、低周波数成分値は一定に近づくことから安定した評価値と考える。

図15および図16が示すように、トレンド除去前では予測次数がサンプリングするX線写真上の位置によって大きく異なるが、トレンド除去処理後では予測次数がほぼ同じとなった。このことはトレンド除去の効果を示すものである。

今までに増感紙/フィルム系を用いたX線写真でのトレンド成分を除去する有効な方法は提案されていない。今回提案したトレンド除去処理方法は、図16の結果が示すように、変動係数は0.012であり、トレンド除去をしなかった図15の場合の値0.116と比べて変動が少なく効果があることがわかった。

複数の原データに対して、決定される最適移動平均の幅の変動は±50と近い値となった。最適移動平均の幅を決定するための変化量を50 (フィルム上で1.0mm) として処理したことは、一般的に増感紙/フィルム系でのトレンド成分長を10.0mmとして処理⁶⁾ されていることから適当な変化量と考える。

ME200/IEFは、従来から使用されてきたG4/OGに対し、淡い病変部の検出能向上のために近年開発されてきたものである。実験の結果から全周波数域でノイズ特性の改善を示し、特に低空間周波数領域でその傾向が顕著となり明確に示される。従来のFFT法では得られ難かった超低空間周波数領域での正確な評価が可能となり、臨床の場での評価方法を開発することは次の課題である。

5. む す び

増感紙/フィルム系における低空間周波数成分を求める場合、トレンドの影響が大きい。予測次数を種々変えて得られる成分値を比較することにより、適切な次数を予測し、また、トレンドを減ずる方法を開発した。提案方法により、今までFFT法などでの計測では充分に行われていなかった0.1cycle/mm近傍以下の低空間周波数領域での周波数成分が、変動係数の平均で約5.8%という正確さで求められた。また、増感紙/フィルム系でのノイズ成分は、0.1cycle/mm以下ではほぼ一定の周波数成分となることが明瞭に示された。

今回提案した予測次数決定法は、増感紙/フィルム系のノイズ特性の測定に対応したものである。しかし、X線写真のあらゆるモダリティへの適用に対応した次数決定方法を今後幅広く検討する予定である。

最後に、本研究を遂行するにあたり、処理方法でご助力頂きました、秋山好一先生に深く感謝致します。

〔文 献〕

- 1) 立入, 山下, 速水: “診療放射線技術上巻”, 南江堂, 東京, pp.305-306 (1994)
- 2) K.Rossmann: “Spatial Fluctuation of X-ray Quanta and the Recording of Radiographic Mottle”, Am.J.Roentgenol., Rad.Therapy & Nuclear Med.,90, pp.863-869 (1963)
- 3) 長置 他: “胸部単純X線診断-検査法と読影の要点-”, 局所性の肺野異常影”, 画像診断, 19, 4, pp.378-388 (1999)
- 4) 小寺 他: “放射線画像系の粒状性の測定 (I)”, 日本放射線技術学誌, 43, 12, pp.1743-1769 (1987)
- 5) 日野: “スペクトル解析”, 朝倉書店, 東京, pp.186-187 (1981)
- 6) Kunio Doi, Gunnilla Holje, Leh-Nien Loo, Heang-Ping Chan, John M.Sandrik and Robert F.Wagner: “MTFs and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems”, HHS Publication FDA 82-8187, pp.25-26 (1982)
- 7) 佐川, 貴家: “高速フーリエ変換とその応用”, 昭晃堂 (2000)
- 8) 白石, 畑川: “超低周波数領域のウィナースペクトル測定”, 日本放射線技術学誌, 45, 9, pp.1561-1566 (1989)
- 9) 江原: “デジタル信号処理”, 東京電気大学出版, 東京, pp.97-132 (2000)
- 10) 森下, 小畑: “信号処理”, 計測自動制御学会, 東京, pp.122-148 (1982)
- 11) 小寺 他: “放射線画像系の粒状性の測定法 (II)”, 日本放射線技術学誌, 44, 12, pp.44-62 (1988)

小水 満 1979年, 大阪工業大学電子工学科卒業。大阪大学医学部附属病院放射線部を経て, 現在, 滋賀医科大学医学部附属病院放射線部に勤務, この間, X線画像評価などの研究に従事。

柳原 圭雄 1984年, 大阪大学大学院情報工学科博士課程修了。国立循環器病センター研究所室員を経て, 1994年, 大阪市立大学工学部情報工学科助教授。現在に至る。パターン認識, 医用画像処理, 視覚情報処理などの研究に従事。著書「人工知能の世界」, ほか。工学博士。正会員。

野間 和夫 1993年, 京都医療技術専門学校卒業。同年, 滋賀医科大学医学部附属病院放射線部に勤務。現在に至る, この間, X線画像のスペクトル評価, X線デジタル画像評価・処理など放射線画像工学の研究に従事。

松尾 悟 1985年, 京都医療技術専門学校卒業。名古屋大学医学部附属病院放射線部を経て, 1986年, 滋賀医科大学医学部附属病院放射線部。2001年, 京都大学医学部附属病院放射線部に勤務, この間, X線画像のスペクトル評価など放射線画像工学の研究に従事。

濱 裕光 1970年, 大阪大学基礎工学研究科電気工学専攻修士課程修了。大阪市立大学工学部電気工学科助手, 情報工学科助教授を経て, 現在, 同大学教授。この間, パターン認識, 学習機械, 変換群不変関数, 画像処理, 視覚情報処理などの研究に従事。工学博士。正会員。