原 著

胸部X線画像のコンピュータ支援診断 —テクスチャ解析の画質依存性—

川下郁生・石田隆行・桂川茂彦¹⁾・有村秀孝²⁾・土井邦雄³⁾

論文受付
1999年11月22日

論文受理
2000年1月14日

Code No. 522

広島国際大学保健医療学部診療放射線学科

1)岩手医科大学医用工学室

2)広島国際大学保健医療学部臨床工学科

3)シカゴ大学カートロスマン放射線像研究所

緒 言

近年、医用画像工学の分野では、コンピュータ支援診断システム(computer-aided diagnosis: 以下, CAD)の開発が進んでいる^{1)~4)}。CADは、コンピュータによって定量化したデジタル画像の情報を医師に提示することによって、見落としによる誤診を減少させ、主観的判断による思い違いを防止することを目的としている。したがって、CADが放射線診断へ積極的に利用されることで、画像診断のさらなる質の向上が期待されている。

しかし、CADが実用化される際、さまざまな画像

撮像システムの使用や施設間の撮影条件の違いによる画質の異なる画像に対して、CADの結果に影響を受けることが予想される。特に、微細で淡い陰影の特徴を計測している胸部画像の間質性肺疾患検出のCADは、画質の違いによって大きな影響を受けやすい可能性がある。本研究の目的は、胸部間質性肺疾患検出のCADにおいて使用されているテクスチャ解析⁵⁾について、画質の影響を明らかにすることである。

本研究では、画質の異なる画像として、照射線量と散乱線含有率を変化させて画像を撮影した場合の、テクスチャ尺度に与える影響についてファントム実験に

Computer-aided Diagnosis in Chest Radiography: Study of the Effect Caused by Varied Image Quality on Texture Analysis

IKUO KAWASHITA, TAKAYUKI ISHIDA, SHIGEHICO KATSURAGAWA,¹⁾ HIDETAKA ARIMURA,²⁾ and KUNIO DOI³⁾

Department of Clinical Radiology, Hiroshima International University

1)Department of Radiology, Iwate Medical College

2)Department of Clinical Engineering, Hiroshima International University

3)Kurt Rossmann Laboratories for Radiologic Image Research, Department of Radiology, University of Chicago

Received Nov. 22, 1999; Revision accepted Jan. 14, 2000; Code No. 522

Summary

Computer-aided diagnosis (CAD) system has been developing in the field of medical imaging. As CAD becomes more common in diagnostic radiology, it is expected that diagnostic performance will be improved. In actual use, however, the results of CAD might be affected by the quality of images, which are obtained under different exposure conditions and/or with differing devices. In this study, we investigated the effect of varied image quality on the results of texture analysis, a method developed by Katsuragawa, et al. and used in CAD for the detection of interstitial lung disease. To provide samples of varying image quality, we obtained images using various exposure doses and scatterer thicknesses. It was found that texture analysis was affected by differences in scatterer thickness.

Key words: Computer-aided diagnosis, Texture analysis, Interstitial lung disease, Exposure, Scatter

別刷資料請求先: 〒724-0695

広島県賀茂郡黒瀬町学園台 555-36

広島国際大学保健医療学部 診療放射線学科 川下郁生 宛

より検討した。

1. 方法

1-1 使用機器およびファントム

本実験では、X線発生装置としてインバータ式X線高電圧装置UD150B-3(株式会社島津製作所製)を使用し、画像読取装置はFCR9000(富士メディカルシステム株式会社製)を用いた。立位ブッキースタンドはBR-1(株式会社島津製作所製)でグリッド密度が34 lines/cm, グリッド比が8:1のグリッド(SOYEE社製)を使用した。被写体は、胸部ファントムPBU(株式会社京都科学製)を用い、散乱体としてアクリルファントムXAC型(株式会社京都科学製)を使用した。この胸部ファントムには模擬血管が入っており、この画像の肺野テクスチャの周波数成分は、実際の臨床胸部X線画像の血管影に相当する周波数成分が含まれていることを確認している。さらに、異常陰影として、きめの粗い海綿スポンジに、ニスを含み込ませたあと乾燥させた間質性浸潤影の模擬ファントムを作成し、これを胸部ファントムに重ねて用いた。Fig.1に右下肺外側に模擬間質性浸潤影を付加したファントムの画像を示す。使用したファントムの妥当性については、考察の冒頭に記述する。また、テクスチャ解析で使ったコンピュータはFMV6233T7(富士通株式会社製)、OSはLinuxである。

本論文では、模擬間質性浸潤影を含まない胸部人体ファントムの画像を“正常画像”と呼び、模擬間質性浸潤影を含んだ画像を“異常画像”と呼ぶことにし、両者の画像から計算した肺野のテクスチャ尺度を比較した。

Fig. 1 Chest phantom with interstitial lung disease.

1-2 テクスチャ解析

本研究で使用したテクスチャ解析は、間質性浸潤影の特徴量を、画像の関心領域(region of interest: ROI)のパワースペクトルから計算した二つの物理的な尺度によって定量的に評価し、病変を検出するものである⁵⁾。間質性肺疾患とは、肺泡間などの間質に異物の集積や異常な浸潤を来す疾患で、その原因には肺癌や結核などさまざまな要因が含まれている。この間質性浸潤影はコントラストが極めて低くパターンが複雑で、粒状陰影、網目状陰影、網粒状陰影など主観的にしか定義されていないこともあり、診断は放射線画像診断の中では困難な問題の一つといわれている。

テクスチャ解析では、以下の式で示すように、間質性肺浸潤影を、肺野テクスチャの濃度変動の大きさを表現するrms変動値(以下、rms値) R と陰影の粗さ(または細かさ)を表現するパワースペクトルの一次モーメント M の二つの尺度によって検出する。

$$R = \sqrt{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}$$

$$M = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \sqrt{u^2 + v^2} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} V^2(u, v) |F(u, v)|^2 du dv}$$

ここで、 $V(u, v)$ および $F(u, v)$ は、それぞれ眼のレソポンス関数および肺野テクスチャのフーリエ変換である。テクスチャ解析の手法の概要をFig.2に示す。

まず、解析の対象となるデジタル画像の肺野領域を自動的に同定し、マトリクスサイズ32×32(6.4mm×6.4mm)の関心領域を肺野の末梢にできるだ

Fig. 2 Overall schema of texture analysis.

け多く設定する。このうち、肋骨のエッジを含んだROIを、エッジの方向のヒストグラム分析を用いて除外する⁷⁾。次に、残されたROIに対して、二次元面関数を用いたバックグラウンド補正⁵⁾を行い、肺や胸壁の構造による大まかな濃度変動を取り除く。これにより肺野の微細なテクスチャの変動成分だけを抽出する。さらに、バックグラウンド補正されたROIの二次元フーリエ変換から求められるパワースペクトルを、眼のレスポンス関数⁵⁾を用いてフィルタリングする。眼のレスポンス関数は、高周波の画像のノイズ成分と低周波の残留バックグラウンド成分を抑制する。テクスチャ解析により得られた二つの尺度は、正常肺のデータベースから得られた二つの尺度の平均値と標準偏差によって正規化される。最後は、それぞれの胸部画像における全ROI数に対する異常ROI数の割合を求め、その割合が閾値よりも大きい場合は異常、小さい場合は正常とする判断基準を用いて正常肺と異常肺の判別を行う⁶⁾。

本研究では、rms値とパワースペクトルの一次モーメントの二つのテクスチャ尺度を求め、この二つの尺度の変化量から、照射線量および散乱線含有率のテクスチャ解析に及ぼす影響を分析した。

1-3 画像の撮影

撮影条件は、距離200cm、照射野サイズ40×40cm²、管電圧120kV、管電流100mAで行った。また、画像読取条件はラチチュード固定(L値2.2)で、システム感度は自動調整のセミオートモードを使用した。

画質の異なる画像を得るために、照射線量、または、散乱線含有率を変化させた条件で胸部ファントムを撮影した。なお、照射線量、散乱線含有率を変化させた範囲は、画質の違いによる影響を調べることを目的としているため、臨床の現場で考えられる最大限の範囲で条件を設定した。

1-3-1 照射線量の異なる画像の撮影

コンピュータドラジオグラフィ(computed radiography: 以下, CR)は、自動階調処理により、照射線量が変化しても画像の濃度やコントラストが一定に保たれるように工夫がされている。そのため、施設ごとに違った線量で撮影を行っている場合も多い。そして、照射線量の違いはX線量子モトルに影響を与え、画像の粒状特性を変化させる。そこで、次に示したような条件で撮影を行った。

本実験で使用したCRは、80kV、 $2.58 \times 10^{-7} \text{C/kg}$ の条件で様なX線露光を行い、得られた画像のフィルムの写真濃度が1.2になるシステムの感度を基準としている。この時の感度を1.0と考えて、この感度が0.5～2.0になる範囲(照射線量ではそれぞれ $2.22 \times 10^{-6} \sim$

$8.74 \times 10^{-6} \text{C/kg}$)となるように撮影時間を6段階に変化させて(22, 36, 45, 63, 71, 90msec)撮影を行い、得られた各画像のテクスチャの尺度を比較した。

1-3-2 散乱線含有率の異なる画像の撮影

散乱線含有率は、散乱体の種類と体積、散乱体と検出器の位置関係、照射野の大きさ等により変化する。本研究では、患者の体格差に起因する散乱線含有率の違いを想定し、散乱体厚を0～20cmまで6種類に(0, 4, 8, 12, 16, 20cm)変化させて画像を撮影した。Fig.3に散乱体を付加した時の実験配置図を示す。この時、イメージングプレートに到達する照射線量が一定になるように撮影時間を設定した(110, 160, 280, 500msec, 1.2, 2.5sec)。その他の撮影条件は、照射線量の異なる画像を撮影した時と同じである。なお、アクリル板の厚さを変化させた時のアクリル板のみの散乱線含有率を鉛ディスク法で求めたところ、各アクリル板厚に対して、それぞれ28.4, 37.4, 46.2, 54.6, 61.1%であった。

2. 結果

2-1 1 照射線量依存性

照射線量を変化させた時のrms値の変化をFig.4に示す。実線および点線は、それぞれ、正常画像と異常画像から計算したrms値を示す。このグラフから、照射線量が少ない場合、rms値は高い値を示していることが分かる。また、正常画像では異常画像よりrms値は低い値を示し、正常画像と異常画像のrms値の変化の傾向はほぼ等しくなった。また、照射線量を変化させた時の、パワースペクトルの一次モーメントの変化を、Fig.5に示す。照射線量を減少させるにつれて、一次モーメントも高い値を示した。また、正常画像では異常画像より一次モーメントは高い値を示し、正常画像と異常画像の一次モーメントの変化の傾向はほぼ等しくなった。

2-2 散乱線含有率依存性

散乱線含有率を変化させた時のrms値の変化を、

Fig. 3 Geometry of acrylic resin.

Fig. 4 Relationship between average rms variation and exposure.

Fig. 5 Relationship between average first moment of power spectrum and exposure.

Fig.6に示す。散乱線含有率が増加するほどrms値は減少した。また、散乱線含有率を変化させた際のパワースペクトルの一次モーメントの変化を、Fig.7に示す。散乱線含有率が増加するほど、パワースペクトルの一次モーメントは高い値となった。散乱線含有率を変化させた場合と、照射線量を変化させた場合の、rms値およびパワースペクトルの一次モーメントの変動量を比較すると、両者ともに、散乱線含有率を変化させた場合の方が、変動量が大きかった。

3. 考 察

この研究で使用した胸部ファントム、および間質性肺浸潤影の模擬ファントムが、実際の症例の模擬ファントムとして使用可能であることを確認するために、二つのテクスチャ尺度の値を比較した。その結果、粒

状陰影のある実際の症例では、rms値とパワースペクトルの一次モーメントの平均値はそれぞれ4.37, 1.43cycles/mmであった。実際の正常症例の場合、それぞれ3.56, 1.51cycles/mmであった。一方、ファントムの異常画像では、rms値とパワースペクトルの一次モーメントの平均値はそれぞれ4.05, 1.31cycles/mm, 正常画像では、それぞれ3.42, 1.39cycles/mmであった。以上の結果より、ファントムの画像のrms値および一次モーメントが、実際の症例の値よりやや低いものの、近い値を持っていることから、本研究において、これらのファントムが実際の症例の模擬ファントムとして、使用可能であると判断した。

照射線量の減少に伴うrms値、およびパワースペクトルの一次モーメントの増加の原因は、X線量子モトルの増加に起因すると考えられる。つまり、入射X線光

Fig. 6 Relationship between average rms variation and scatter fraction (thickness of acrylic resin).

Fig. 7 Relationship between average first moment of power spectrum and scatter fraction (thickness of acrylic resin).

子数の減少によりX線分布の不均一性が増加したため、画像の粒状性を低下させ、その結果、濃度変動が大きくなりrms値は増加したと考えられる。一方、パワースペクトルの一次モーメントは、空間周波数成分の平均値を意味するが、照射線量を減らした場合、肺野を構成する周波数成分は変化しないで、X線量子モトルが増加したことになる。したがって、一次モーメントの値がわずかに増加した原因はX線量子モトルの高い周波数成分が相対的に増加したためと考えられる。

散乱線含有率の増加に伴うrms値減少の原因は、散乱線の増加により、画像のコントラストが低下したことによると考えられる。

次に、パワースペクトルの一次モーメントの増加について考察する。一般に散乱線含有率が増加すると、

被写体のコントラストが低下することによって、対応する周波数領域のパワースペクトルは低下する。また、本実験では、イメージングプレートに到達する照射線量が一定になるように撮影しているため、X線の量子雑音に対応するパワースペクトルは、ほぼ一定に保たれていると考えられる。したがって、散乱線含有率が増加すると、量子雑音に対応するパワースペクトルの寄与が相対的に大きくなり、一次モーメントの値は増加したものと推測される。しかし、実際の臨床では、患者体厚の増加に伴い、対象陰影とイメージングプレート間の距離が変化する場合もあるため、幾何学的不鋭など他の影響も考えられる。そのため、実際の臨床での散乱線含有率とパワースペクトルの一次モーメントの関係を明らかにするには、さらに検討が必要

であろう。

また、テクスチャ尺度の散乱線含有率依存性を調べる実験では、rms値やパワースペクトルの一次モーメントを計算する時、ピクセル値から直接計算した場合と、CRシステムの入出力変換特性の曲線を利用してピクセル値から相対X線強度に変換した場合について計算を行った。その結果、両者で得た結果は同じ傾向を示した。その理由は、CRシステムの入出力特性が直線的であることに関係していると考えられる。

本研究により照射線量および散乱線含有率の違いがテクスチャ解析に及ぼす影響が明らかとなった。そこで、照射線量または散乱線含有率の値が、何らかの方法で測定できれば、照射線量または散乱線含有率の違いによるテクスチャ尺度の変動の補正が可能であると考えられる。シカゴ大学で開発されているテクスチャ解析で、ルールベース法で正常肺-異常肺の分類を行った際のパフォーマンスは、 $A_z=0.947$ で、特異度 (specificity) が0.900の時の感度 (sensitivity) は、 $0.874^{(8)}$ と高い値を示している。したがって、この補正を行うことができれば、さらにパフォーマンスが向上するこ

とが期待される。

4. 結 語

照射線量と散乱線含有率を変化させて画像を撮影し、テクスチャ尺度に及ぼす影響を調べた。その結果、照射線量や散乱線含有率が異なれば、rms値やパワースペクトルの一次モーメントなどのテクスチャ尺度に影響することが確認された。特に、散乱線含有率の違いによる影響が大きいことが分かった。したがって、テクスチャ解析を行う際、散乱線含有率の違いによる画質の変化が、解析結果に影響を与える重要な因子の一つであるといえる。

謝 辞

稿を終えるにあたり、臨床画像データを提供していただきました産業医科大学の中村克巳先生、ならびに間質性肺浸潤影模擬ファントム作成において、ご指導いただきました京都医療技術短期大学の杜下淳次先生に深く感謝いたします。

本論文の要旨は、第55回総会学術大会で発表した。

参考文献

- 1) Nishikawa RM, Giger ML, Doi K, et al.: Computer-aided detection of clustered microcalcifications on digital mammograms. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 33(2), 174-178, (1995).
- 2) Yin FF, Giger ML, Doi K, et al.: Computerized detection of masses in digital mammograms: Investigation of feature-analysis techniques. *J Digital Imaging*, 7(1), 18-26, (1994).
- 3) Ishida T, Katsuragawa S, Nakamura K, et al.: Iterative image warping technique for temporal subtraction of sequential chest radiographs to detect interval change. *Med Phys*, 26(7), 1320-1329, (1999).
- 4) Giger ML, Bae KT, and MacMahon H: Computerized detection of pulmonary nodules in CT images. *Invest Radiol*, 29(4), 459-465, (1994).
- 5) Katsuragawa S, Doi K, and MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Detection and characterization of interstitial lung disease in digital chest radiographs. *Med Phys*, 15(3), 311-319, (1988).
- 6) Katsuragawa S, Doi K, and MacMahon H: Image feature analysis and computer-aided diagnosis in digital radiography: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial disease in chest images. *Med Phys*, 16(1), 38-44, (1989).
- 7) Chen X, Doi K, Katsuragawa S, et al.: Automated selection of regions of interest for quantitative analysis of lung texture in digital chest radiographs. *Med Phys*, 20(4), 975-982, (1993).
- 8) Katsuragawa S, Doi K, MacMahon H, et al.: Classification of normal and abnormal lungs with interstitial diseases by rule-based method and artificial neural networks. *J Digital Imaging*, 10(3), 108-114, (1997).

図表の説明

- Fig. 1 間質性浸潤影の模擬ファントムを付加した胸部ファントムのX線画像。
 Fig. 2 テクスチャ解析の概要。
 Fig. 3 アクリルファントムの幾何学的配置。
 Fig. 4 rms値の照射線量依存性。
 Fig. 5 パワースペクトルの一次モーメントの照射線量依存性。
 Fig. 6 rms値の散乱線含有率(アクリル厚)依存性。
 Fig. 7 パワースペクトルの一次モーメントの散乱線含有率(アクリル厚)依存性。