

第63回総会学術大会シンポジウム

会期：2007年4月13日

会場：パシフィコ横浜会議センター

“デジタル画像を臨床活用するための知識と技術”

座長集約

川本清澄

大阪大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

1. CRシステムにおける胸部画像の最適化

船橋正夫

大阪府立急性期・総合医療センター医療技術部放射線部門

2. フィルム/スクリーン(F/S)からの移行でできたFPDの最適胸部画像

中前光弘

奈良県立医科大学附属病院中央放射線部

3. FPDシステムにおける胸部画像の最適化—模擬病変による視覚評価—

辻 昭夫

天理よろづ相談所病院放射線部

4. FPDシステム変化に対応した胸部画像の最適化—解剖学的指標による視覚評価—

水田正芳

京都府立医科大学附属病院放射線部

座長集約

Symposium

川本清澄

大阪大学医学部附属病院医療技術部放射線部門

胸部単純X線撮影は長年フィルム/スクリーン(F/S)システムを使用してきた。このシステムは検出器と画像表示機能を合わせ持つており、いずれの施設で撮影してもそう大差のない画像が得られ、画像とX線量がある程度標準化されていたといえる。しかし、CR・FPDに代表されるデジタル画像は広いダイナミックレンジを持ち、X線のエネルギー、X線量、表示方法と各因子の選択範囲が広がった。機器の構成要因ではF/Sシステム、CR・FPDから最新のCRシステムやFPDへの変更がある。最終画像の表示では疾患による特性や臨床医の考え方により病院間あるいは病院内においてもさまざまな画像が発生しているのが現状である。

そこで臨床の場でさまざまな機器の移行形態を経験されている施設の撮影システム、画像処理パラメータ決定の基本的な因子について話題提供をお願いし、デジタル画像としての胸部画像のあり方、今後の目指すべき方向について考えた。

船橋正夫は、イメージングプレート(IP)方式から最新のCR装置(柱状結晶構造)移行におけるデジタル画像の特徴・特性を活かした胸部画像の最適化について報告した。最適化にあたっては対象構造物の特徴を捉えることが重要である。周波数処理と階調処理は連動して考える。被ばく低減は、胸・腹部の線量を減らすことが効果的である。画像処理の効果はサブトラクションなどでデジタル的に調べることができ

ると報告した。

中前光弘は、F/SシステムからFPD(間接方式: CsI : TI)へとCRを越えて移行した胸部画像の最適化について報告した。FPDによる胸部画像は画像処理効果が強く医師に受け入れられやすいよう、移行にあたりF/Sに似せた画像を提供できる線質や画像処理を工夫した。その後、新しい画像処理ソフトのリリースを機に、肺野のコントラストを維持したまま縦隔部の描出能を向上した画像を提供し、デジタルのメリットをより活かす方法を紹介した。また、胸部画像の標準化についても言及した。現在においても標準化が困難な原因として、F/Sと同様に究極の画像を求めて収束するのではなく、撮影から表示まで各ステップにおいて最低限のレベルについて標準化を行うなど手法を再構築する必要があると述べた。

辻 昭夫はFPD(間接方式: CsI : TI)による胸部画像の最適化にあたり、胸部ファントムを使用し模擬病変(腫瘍性病変と間質性病変)による視覚評価を行った。

階調処理はLUTを変えてコントラストを変化させ検討した。周波数処理、ダイナミック圧縮処理はカーネルサイズを変化させて検討した。周波数処理およびDR圧縮処理は肺野・縦隔部とともに弱い処理の検出率が高く、階調処理は高コントラスト処理の検出率が高い。また、FPDにより得られたデジタル画像は強調処理など強くかけなくとも良い印象であると述べた。

水田正芳は希土類型間接方式FPD ($Gd_2O_3 : Tb$) から柱状結晶型間接方式 ($CsI : Tl$) への高感度化移行による胸部画像の最適化について報告した。線量の低減化を図るとともに解剖学的視覚評価の一つである京都大学法を用いて画像処理パラメータを検討した。解剖学的指標として、血管・気管・縦隔部境界線など処理前後による比較評価を紹介した。この方

法は臨床画像を用いて行えること、サンプル数もそ多く必要でないなど簡便で臨床に即した評価方法であると述べた。

今回示された胸部画像の評価法を基礎により良い画像を目指して会員の英知を出し合うことにより、デジタル胸部画像の標準化も夢でないと感じられた。

1. CRシステムにおける胸部画像の最適化

Symposium

船橋正夫

大阪府立急性期・総合医療センター医療技術部放射線部門

緒 言

デジタル画像時代の到来が告げられて久しいが、内在する問題点の質がアナログ時代からデジタル時代へと移行することで生じる問題点から、普及したために起こるデジタル画像間での問題点へと変化し始めた。その問題点は、モダリティ単位の問題点とモダリティ間の問題点に大別される。モダリティ単位の問題点とは、CR・FPD共有の問題点であり、アナログ画像との相違点でもある。現在のデジタルシステムでは、その感度や画像処理は施設の設定に委ねられるため、同一メーカーの装置であっても施設ごとに画質は異なる。またモダリティ間の問題点としては、同一施設に異なるデジタル装置を導入した場合に、同一患者の画質が撮影したモダリティごとに異なるため、胸部撮影などにおいて経過観察に支障が生じるという事態を指している。その意味では臨床現場は混沌とした状況だといえる。この状況を克服するにはデジタル胸部画像の標準化が求められるが、各モダリティメーカーの装置性能や画像処理法の違いが大きく、現状では標準化は困難である。そこで第一段階として撮影システム個々の性能の違いに基づいて胸部画像の最適化がどのように行われるかを検討した。

本章においては、2007年に発表された柱状結晶型 imaging plate (以下IP) を使用したCR装置を用いて、胸部画像を最適化する過程を通じてデジタル画像の特徴や処理の効果について報告する。

1. 胸部画像の特徴と具備すべき画質

胸部画像が持つ他の画像と異なる特徴は、画像内が高濃度領域と低濃度領域に分かれ、中間濃度の領域が少ないとあり、それぞれの濃度領域で求められる画質が異なることも重要な特徴である。高濃度領域はほぼ肺野で埋められており、肺野内の末梢血管はもとより肋骨の辺縁や骨梁など比較的高周波

数成分の多い領域といえる。低濃度領域は心縦隔部、大血管、上腹部の臓器、ガス像というように低周波数成分の多い領域である。このため、両者で求められる画質は異なっている。高濃度領域の肺野では末梢血管影のような、コントラストが低くなおかつ小さな構造物の描出が求められるため、コントラストの良い鮮鋭度の高い画質設定が必要である。それに對して、縦隔部は構造物が大きいえ、それらの辺縁のエッジは比較的緩やかなため、肺野より到達線量が少ないので良い粒状性とコントラストの低い構造物の描出が求められる。また、縦隔部を構成する臓器のコントラストは肺野に比して個体差が大きいため、高コントラストな画質設定よりもダイナミックレンジを重視した広いラチチュードを持つ画質設定が求められる^{1~5)}。

2. デジタルシステムの基本特性

2-1 基本特性の測定

今回用いた柱状結晶型IPには、Focused Phosphor技術が用いられている。これは 17×17 インチの大面積金属基板上にCsBr結晶を柱状に蒸着させる技術で、IPの深部に取り込まれたX線情報を取り出すことに成功している。柱状構造であるため励起光の散乱が減少し蛍光体の厚みを増すことができ、X線の吸収効率が向上している。柱状結晶型CR装置の基本的な物理特性としてデジタル特性曲線とデジタルウイナースペクトルを調べ塗布型IP装置と比較した。測定方法および解析は日本放射線技術学会画像分科会画像評価セミナーにおいて配布されたプログラム(中部部会画像研究会版)を使用した。

2-2 基本特性の結果

CRの入出力特性は柱状結晶型や塗布型を問わずLog線量に直線でありデータ間も高い相関を持ち両者

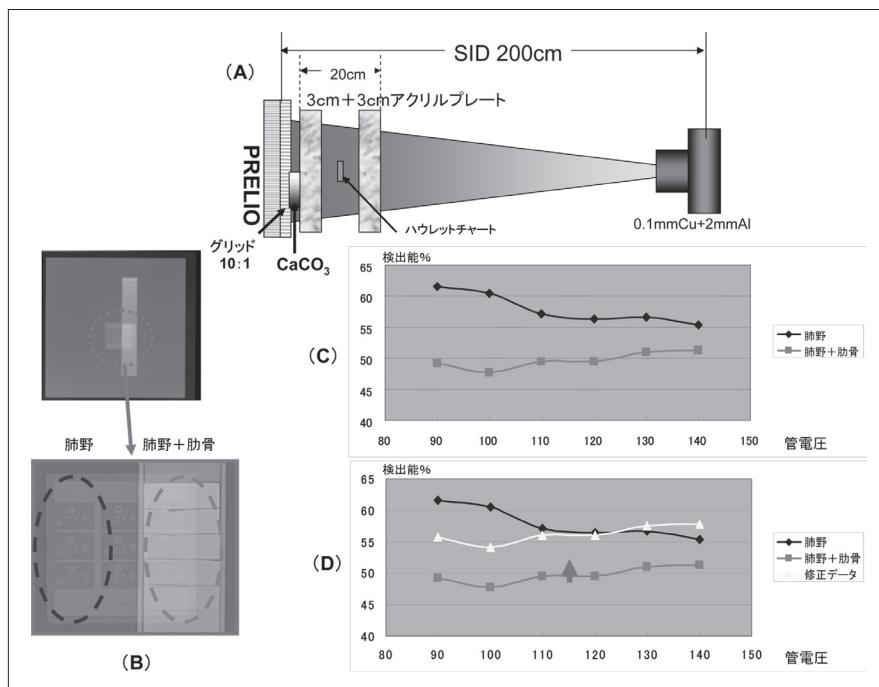


Fig. 1 胸部撮影の管電圧を適正化するための実験配置図と結果
肋骨を想定して骨塩定量用の炭酸カルシウムステップをハウレットチャートに重ねて管電圧を90～140kVまで変化させて撮影した。

ともほぼ同一の特性を示した。また、デジタルウイナースペクトルでは、主走査方向・副走査方向ともに同様の傾向を示し、塗布型IP装置の $8.5 \times 10^{-7} \text{C/kg}$ (3.3mR) の値は柱状結晶型IP装置の $2.8 \times 10^{-7} \text{C/kg}$ (1.07mR) と $1.4 \times 10^{-7} \text{C/kg}$ (0.54mR) の間に位置している。これは塗布型IP装置の1/2以下の線量で同一の粒状が得られることを示しており、柱状結晶型IP装置の感度の高さが分かった(結果データおよび詳細略)。

3. 胸部画像を想定した実験

3-1 最適な管電圧を調べる実験

肺野部では胸厚20cmを想定し、実験配置図に示すような配置で、ハウレットチャートを設置し撮影した(Fig. 1A)。画像処理は当院におけるルーチン処理を用い、画像濃度は肺野部と同じ1.6になるように設定した。この幾何学的配置において肋骨に近いX線吸収を持つ炭酸カルシウム(CaCO_3)のステップをIP面側に追加し、ハウレットチャートの1/3をステップが覆うように配置した(Fig. 1B)。この設定で管電圧を90～140kVまで変化させながら、ファントム表面の入射線量を $16.5 \times 10^{-7} \text{C/kg}$ 一定になるよう撮影を行い、ハウレットチャートの左3段と炭酸カルシウムと重複する右3段の検出能をそれぞれ視覚的に評価した。

3-2 肺野と縦隔部の検出能を調べる実験

肺野部を想定して検出能を調べるため、管電圧の最適化のために行った実験配置から炭酸カルシウムを取り除いて従来のチャート評価を行った(Fig. 2A)。また、チャート実験から適切な撮影線量を決定する

ため、臨床画像の肺門部、肺野部、縦隔部のそれぞれの周波数成分について調べた。この作業を通じて肺野内の周波数成分とハウレットチャートの実験で得た検出能の示す周波数成分を比較した。

縦隔部を想定した実験では計15cmのアクリル板の間にバーガーズファントムを設置し、線量を変化させながら撮影した(Fig. 2B)。画像処理は肺野同様とし、画像濃度は縦隔部の濃度に合わせて0.3に設定した^{6～8)}。

3-3 各施設共通ファントムによる実験(詳細略)

今回のシンポジウムで各施設が共通に用いたファントムを当院のルーチン検査のフォトタイマー条件を中心として数枚撮影を行った。このときX線量の計測も共通に行うため、各施設同一の計測機器を使用して同一の方法論で被ばく線量の測定も行った⁹⁾。ファントムには模擬腫瘍と矩形波チャートを貼り付けて撮影した。

4. 結 果

4-1 胸部撮影の管電圧を決定するための実験結果

肺野の領域を想定した検出能は管電圧が上がるにつれて低下していくが、120kVを超えるとその低下は緩やかになっていく。また、肺野と肋骨を想定(+ CaCO_3)した検出能の傾向は、管電圧が上がるにつれてわずかに上昇する傾向はあるが、炭酸カルシウム越しのため全体に検出能は低い(Fig. 1C)。そこで、全体の傾向を調べるため、肺野と肋骨の検出能を上方へシフトさせて肺野の検出能と重ねると、

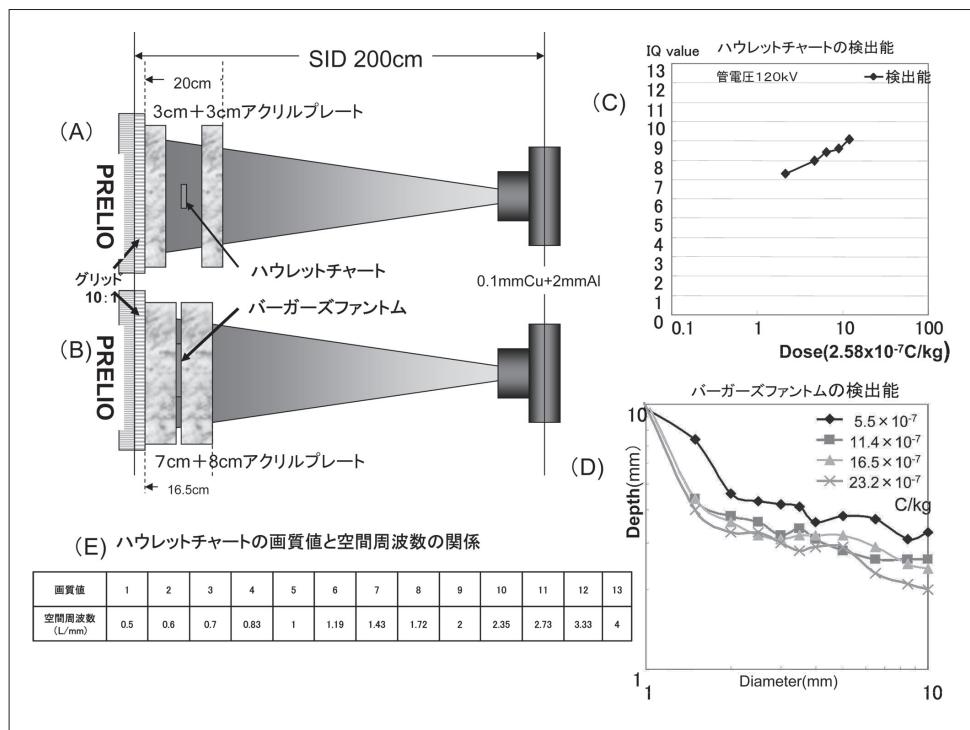


Fig. 2 肺野部と縦隔部を想定した実験配置図と結果

120kV前後でともに変化が緩やかになっていることが分かる(Fig. 1D). このことから、肺野の検出能を維持しながら、肋骨に重複する領域の検出能を確保できる管電圧は120kVとした.

4-2 肺野部と縦隔部を想定した実験結果

実験によって求めた120kVの管電圧とFig. 2Aの配置で、X線量を変化させながら肺野領域の検出能を調べた(Fig. 2C). 線量が増すに従って検出能は上昇していく.

ハウレットチャートの持つ周波数成分をFig. 2Eに示す. 実験した入射表面の空中線量 $5.5 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ (2.14mR)から $23.2 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ (9.0mR)の線量範囲での検出能の画質値は7.3前後から9.0になる. この画質値はハウレットチャートの持つ空間周波数1.43～2.0L/mmを視覚的に検出できることを表している. そこで胸部臨床画像内のa)肺門部, b)肺野部, c)心縦隔部のそれぞれの周波数成分を調べた. a), b)の肺野部と肺門部の結果では、空間周波数2.0L/mm以上の成分が画像内にほとんどないことが分かった(Fig. 3: 肺野部の結果のみ肺門部, 縦隔部省略). また、ほとんどの信号が1.0L/mm以下の領域に存在することも確認できた. よって、このX線量領域で撮影するならば、肺門部と肺野部は描出できているだろうと判断した.

縦隔部の描出についても、X線量が増すにつれて

検出能はよくなっていく(Fig. 2D). 最低の線量 $5.5 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ でもバーガーズファントムの直径0.5mmの信号(周波数1.0L/mmに相当)が検出されている. また、縦隔部には脊椎骨などが含まれているため、本来は高周波数成分もあるはずであるが、散乱線が多いため実際には1.0L/mm以下の領域に信号は存在し、ほとんどの成分は0.25L/mm以下であることも確認できた(結果省略). よって、今回の実験で用いた線量範囲では低周波数成分の検出能も確保されているものと判断した.

4-3 各施設共通ファントムによる実験結果

当院の胸部ファントム実験での被ばく線量の測定結果では当院のルーチン撮影での入射表面における空中線量が $15.6 \times 10^{-7} \text{ C/kg}$ (6.06mR)で、ハウレットチャートの実験から、十分肺野の検出能は確保できている状態であり、入射表面の被ばく線量0.05mGyを当院のファントム撮影線量資料とした.

画像処理の最適化

画像処理の具体的な最適化の方法については、誌面の都合上省略し考察を述べる.

5. 考 察

5-1 管電圧について

胸部画像の最適化を行ううえで最も重要な要素は、管電圧の決定であると考えられる. CRはコント

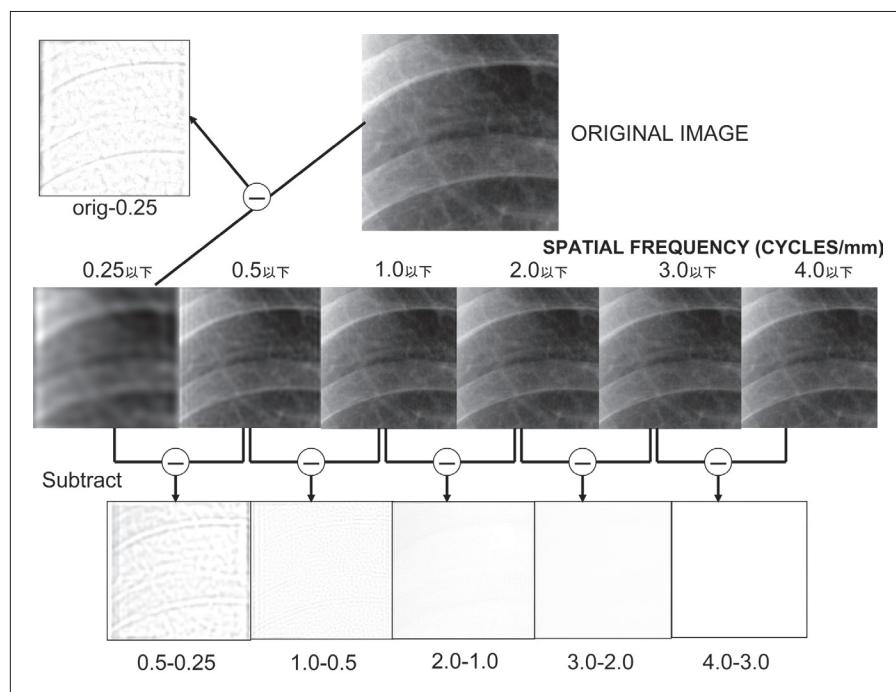


Fig. 3 臨床画像の周波数特性

Low Pass処理後のデータを逆FFT処理し減算することでバンドパスデータを取得し、特定の周波数帯域に含まれる信号成分を抽出している。

ラスト特性も画像処理によって自由度が高いため、F/Sシステムとは異なり、低電圧を利用しても縦隔部の描出は可能である。しかし、管電圧が低くなるとアナログシステムと同様に肋骨のコントラストが強くなり、肋骨と重複する肺野の描出は困難になる。画像処理が進歩してもX線を使用する限りX線減弱係数の差は重要なコントラスト因子であり、胸部画像の管電圧を決定する最大の要因と考えられる理由である。

5-2 ファントム実験について

肺野部では高周波数成分を描出するための鮮鋭度が必要であるが、管電圧120kVの領域では散乱線などの影響も強いため、臨床写真では2.0L/mm以上の周波数を持つ構造物は検出されなかった。今回のハウレットチャートやバーガーズファントムの実験と臨床の胸部画像の周波数成分を照合させることで、根拠を持って管電圧や使用できるX線量の範囲を決定することに成功した。このようにファントム実験と臨床画像の相関を確認することができ、基礎実験の重要性を再認識することができた。

5-3 画像処理の最適化について

画像処理の最適化には従来読影者の嗜好が大きく影響してきた。このため画像の標準化が困難となり、メーカー間の画質の違いを補うことができなかった。そのうえ、近年ではFPDの登場により鮮鋭度も高く、

感度も高いシステムが普及したことで、逆に画像処理の効果への期待が低くなっている。鮮鋭度が高いのでエッジ強調は必要がないという発想である。しかし、近年の画像処理技術はマルチ周波数処理の登場によって、エッジ強調の手法は用いているが、エッジだけではなく周波数領域単位で強調できるようになった。このため自然な周波数強調が可能となったので、必要な部位の検出能を向上させるツールとして認識されるべきものと思われる。この可変性の高い画像処理を有効に導入することで、性能差のあるモダリティ間の標準化が可能になると考える。FPDに匹敵するDQEを実現した柱状結晶型CRシステムを用いて、あえて画像処理にこだわった理由はそこにある¹⁰⁾。

また、今回紹介した画像処理の手法では、粒状性改善処理を強くかけている。粒状性改善処理のアルゴリズムは、バンドパスデータから信号検出を行い、その信号成分を再度バンドパスデータから減算してノイズ成分を抽出し、抽出したノイズ成分を原画像から減算している^{11, 12)}。このため、信号成分が失われているかどうかが重要な問題点であり、その検証は必須である。臨床においても検証を行った(Fig. 4)。その結果、今回の粒状性改善処理では被写体内の強いエッジ部に若干の影響は出るが、信号成分の消失は見られなかった。このように、画像処理の効果を論じる場合は、その効果の犠牲になっている信号成分

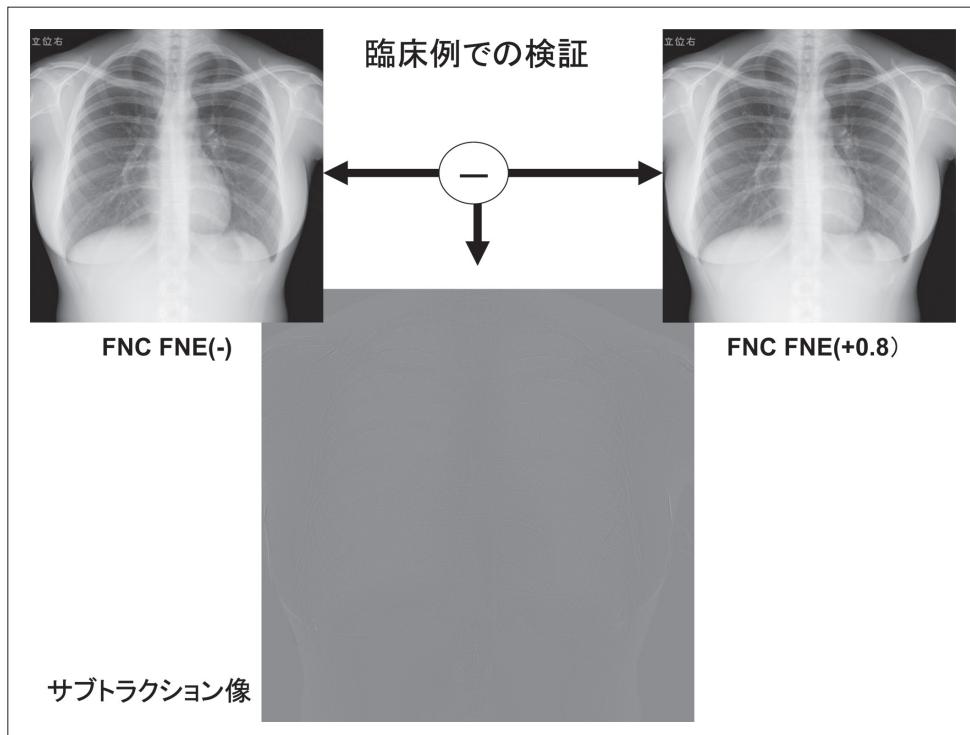


Fig. 4 粒状性改善処理の検証
(臨床例 1)
体側の皮膚面のエッジなどにわずかな差分像が出るが、信号成分の消失は見られなかった。

の有無についても検証する必要があると考える。

ただ漠然と濃度やコントラストを変更するのではなく、臨床上画像に求められる画質を十分に検討し、画像処理の効果や意味を理解して使いこなすことが重要なのである。

6. おわりに

今回行った検証で、柱状結晶型IPを用いたCR装置は装置性能の向上で従来の塗布型IPの装置に比べて大幅な被ばく線量低減が可能であることが分かった。今回の試みは基本的な性能評価に加えて、画像処理のパワーで装置性能の限界を超えて、臨床の

ニーズを実現しながらどこまで線量を低減できるか、その可能性について探ったものである。

謝 辞

稿を終えるにあたってこのような機会を与えていただいた、座長の川本清澄氏をはじめとした学会関係各位および、ともに検討(健闘)したシンポジストの皆さんに感謝いたします。

また、膨大な実験をサポートしてくれた当院の樋山和幸氏、小野坂哲氏、清水隆一氏、藤原芳美さん、伊藤正博氏、中 智章氏、富田佳映さんに心より感謝いたします。

参考文献

- 1) 高橋正治、高橋 隆、川上壽昭、他. 図解診療放射線技術実践ガイド 第2版. 文光堂、東京、2006: 179-182.
- 2) 林 邦昭、中田 肇. 胸部単純X線診断－画像の成り立ちと読影の進め方. 東京: 秀潤社, 1996.
- 3) 大場 覚編. 胸腹部単純X線像－その成立とピットフォール. 画像診断別冊(9). 東京: 秀潤社, 1992.
- 4) 中村 實監、金森勇雄、渡部洋一、井戸靖司、他 編著. 新編 臨床医学概論. 医療科学社、東京、2004: 125-138.
- 5) 船橋正夫、三原一博、島崎俊朗、他. 胸部用スクリーンフィルムシステムの評価. 日放技学誌 1988; 44(10): 1472-1480.
- 6) 川村義彦. 7-II Hawlettチャート. 画像評価法(最終回)7 画像の主観的評価法. 日放技学誌 1993; 49(4): 611-615.
- 7) 三原一博、船橋正夫、他. FCRシステムを用いた一般撮影の考え方・進め方(その1). 医用画像情報学会誌 1988; 5(3): 93-99.
- 8) 三原一博. CRにおける線質と線量の考え方(デジタルX線画像の最適化: 被曝線量の観点から). 日放技学誌 1993; 49(12): 2044-2051.
- 9) 前川昌之、西谷源展. 放射線医療技術学叢書(25)医療被ばく測定テキスト. 日本放射線技術学会計測分科会, 2006: 11-19.
- 10) 中前光弘、他. CR, FPDの装置間比較. 平成15, 16年度日本放射線技術学会近畿部会班研究報告. 近畿部会雑誌 2007; 3(1): 付録.
- 11) 岩崎信之. ノイズ抑制処理FNC. Fujifilm Medical Review 2004; 12: 25-32.
- 12) 岩崎信之. FCR画像処理解説書. 東京: 富士写真フィルム, 2004.

2. フィルム/スクリーン(F/S)からの移行でできた FPDの最適胸部画像

Symposium

中前光弘

奈良県立医科大学附属病院中央放射線部

はじめに

多くの病院でcomputed radiography (CR)を主流とした一般撮影領域のデジタル化を進めている。しかし、当院ではCRもなかなか受け入れられず、全面的なデジタル化は遠のいていた。2002年からFlat Panel Detector (FPD)が順次導入され、FPDを中心にした全面デジタルシステムに移行された。

まず、FPDによって胸・腹部画像がデジタル化されたが、CRに比べて画像処理の効果が非常に大きく感じられ「作られた画像」の印象を強く与えるデジタルの胸部画像にとても驚かされた。とにかく、フィルム/スクリーン(F/S)に似せた画像を提供できるように、線質や画像処理を工夫した。

次に、新しい画像処理ソフトUNIQUE (Unified Image Quality Enhancement) がリリースされたのを機に、デジタルのメリットを有効利用し、肺野のコントラストを維持したままで縦隔の描出能を向上させることを目指した。最近では、フィルムレスという新しい問題に直面しながらもより良い画像を追求している。

これら当院における胸部画像の最適化に至る過程を紹介する。

1. 当院における胸部単純撮影の変遷

1980年代後半、F/Sはオルソシステムが主流となり、胸部用やワイドラチチュードタイプの胸部への適応などを臨床評価していた。1997年3月にB病棟が完成しその1階部分に撮影室が完成した。胸部専用撮影室と胸腹部撮影室では、フィルムチェンジャーを配置して、撮影済みフィルムがベルトコンベアを通り撮影室外の操作ホールにある自動現像機に搬送され現像されるシステムを構築した。F/Sでは、鮮鋭度と粒状性という相反する画質因子を高感度増感紙と粒状性を向上させたフィルムの組み合わせによって、高画質化を達成した“Newオルソ”と呼ばれるシステムを採用していた。

2002年11月には、胸部専用の撮影室(13室)と胸腹部撮影室(14室)がFPD装置へと変更され、翌2003年12月には骨撮影室(9-11室)もFPDへと変更された。

2. 胸部画像の最適化

2-1 FPDの特徴

Philips社製FPD装置(Digital Diagnost : DiDi)は、蛍光体にヨウ化セシウム(CsI)を用いた間接変換方式のdetectorを持っている。また、サイズが43×43cm(縦

横に半切の大きさがある。画素数は3,000×3,000)と大きいのが特長の一つで、当初の導入では、胸部のみならず腹部の撮影も主要な撮影部位となるため、この大きさは機器選定の大きなポイントとなった。また、サンプリング間隔も143μmと小さく、14bitの階調を有している。

間接変換方式では、蛍光体部分でX線を光に変換するために散乱によってボケが生じるとされている。この装置では、蛍光体を直径 6μmと小さな柱状結晶にすることで、光の散乱によるボケを防ぐ工夫をしている。また、550μmと高さを持つことでCRやF/Sに比べて高感度になっている。

DetectorがX線発生装置と一体型であるため非常に精度の高い撮影が可能となった。例えば、撮影オーダによって運動された撮影条件が即時に操作卓へと展開されるため、おおまかな撮影条件の設定は不要で、体格に合わせた微調整をするだけですぐに撮影が可能である。また、被ばくの軽減をしたい小児の撮影などでは付加フィルタも自動で設定してくれるし、撮影された部位によってあらかじめ設定されていた画像処理パラメータが自動で適応される。

2-2 撮影条件の決定

撮影管電圧(120kV)や付加フィルタ(0.5mmAl)は、F/Sと同じものを用いることで検討した。しかし、X線管の絶縁層が異なるため、できあがりの画像に違和感があった。半価層を比較してもF/S=4.75mmAlで、DiDi付加フィルタ(なし)=4.06mmAl、同(2.0mmAl)=5.53、同(1mmAl+0.1mmCu)=7.03、同(1mmAl+0.2mmCu)=7.78となつた。DiDiでは固有絶縁層が2.5mmAlとF/Sに比べて2倍の値となっていることに起因するが、付加フィルタはつけないことになった。

また、グリッドの収束距離が180cmであり200cmで使用すると、左右で若干の濃度差が生じたため、撮影距離を200cmから180cmに変更した。

撮影線量を決定するフォトタイマーの感度は、高感度のS800[-4]～低感度のS200[+4]まで27段階で調節ができる。Auto Modeで撮影すると、線量に関係なく濃度は一定に仕上げられるが、線量が少ないほど画質の低下(ノイズ成分が増える)が起こる。感度の指標となるexposure index (EI)と撮影線量の関係をFig. 1に示す。EIが小さくなるほど、撮影線量が増えている。メーカー推奨値のEI=400より感度が低くなると撮影線量が急激に増える。しかし、撮影線量を減

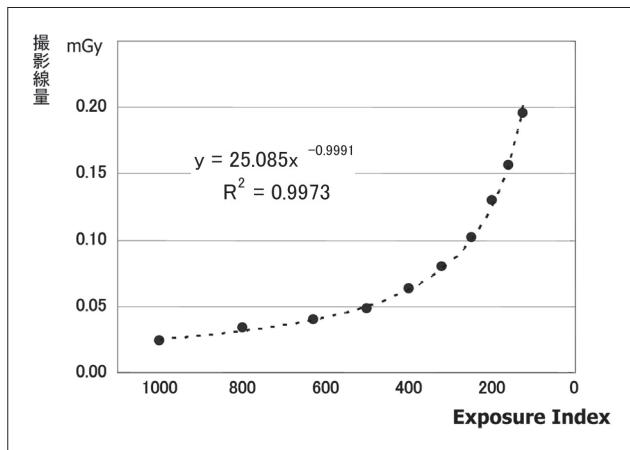


Fig. 1 Exposure Indexと撮影線量の関係

らすことでノイズ成分が増え、小腫瘤影などの描出能に不安が残るため、やや線量が多い低感度のS200 (+2)に決定した。

F/SとFPDの各システムの比較をTable 1 に示す。FPDでの皮膚表面線量(NDD法による推定値)は、F/Sと比べて約40%減少しており、国際原子力機関(IAEA)の定めるガイダンスレベル0.4mGyや(社)日本放射線技師会が推奨する医療被曝低減目標値0.3mGyをはるかに下回っていた。

2-3 画像処理の決定

DiDiは、非常に多彩な画像処理を有している。細部のコントラストを強調するdetail contrast enhancement(DCE)やノイズ成分を抑制するnoise compensation(NC)など、他社のデジタル処理装置に搭載されていないような処理も用意されている¹³⁾。

しかし、F/Sに似せた画像作りを心がけて表示パラメータを模索した。DiDiのmodulation transfer function(MTF)やdetective quantum efficiency(DQE)は、F/Sや

CRに比べて非常に優れているという報告もある¹⁴⁾ことから、周波数強調処理やDCE、NCなどの処理はほとんど行わない画像ができあがった。

そして、デジタルの胸部画像にも慣れてきた約半年後にシステムのバージョンアップがあり、UNIQUEと呼ばれる新しい画像処理ソフトがリリースされた。この画像処理の特徴は、周波数帯域を多段階に分けて強調しているところで、以前のClassicと呼ばれる画像処理に比べて、パラメータもより多彩になっている。そこで、デジタルの利点である画像処理を施し、肺野部のコントラストを維持したままで縦隔部を自然に表現することができた。その画像をFig. 2 に示す。特に、心臓や肝臓に重なった部分の肺野病変も確認することができた。

3. 考 察

デジタル胸部画像に慣れていない医師にとって、周波数強調などの画像処理をされた画像は、F/Sで培ってきた診断基準や読影を狂わせてしまうことがあるため、その導入にあたっては慎重に対応しなければならない。例えば、肺野の濃度やコントラストは維持したままで、縦隔部の濃度を持ち上げた処理をすると、胸部画像全体のコントラストは低下したように見えてしまう。また、肺野の淡い炎症陰影の判断には大変苦労されている。

今回のシンポジウムでは、デジタル胸部X線画像が標準化されておらず、各施設でどのように最適化しているのかを取りあげた。F/S胸部X線画像において、大きな要因としては患者、撮影装置、現像処理、F/Sに起因する項目が考えられる。しかし、1990年後半以降はNewオルソと呼ばれるF/Sをフィルムメーカー各社が販売しており、それらを使うことで施設間の画質にはほとんど差がなくなり、最適化を極めることで標準化が達成されたと考えられる。一方、デジ

Table 1 F/SとFPDの比較

	F/S system	FPD system
検出器	SR ES-C/XG-S (Konica) CFC-B2100 (Canon)	FPD (143μm) Digital Diagnost (Philips)
現像機	SRX-1001 (Konica)	—
グリッド	fo : 200cm, R12, N : 60L/cm	fo : 180cm, R12, N : 36L/cm
X線発生装置	UD150B-10 (Shimazu)	OPTIMUS (Philips)
管電圧	120kV	120kV
総ろ過	3.0mmAl (0.5mmAl)	2.9mmAl (—)
mAs	5.8mAs	2.74mAs
撮影距離	200cm	180cm
感度(EI)	—	160
皮膚表面線量	0.231 [mGy]	0.141 [mGy]

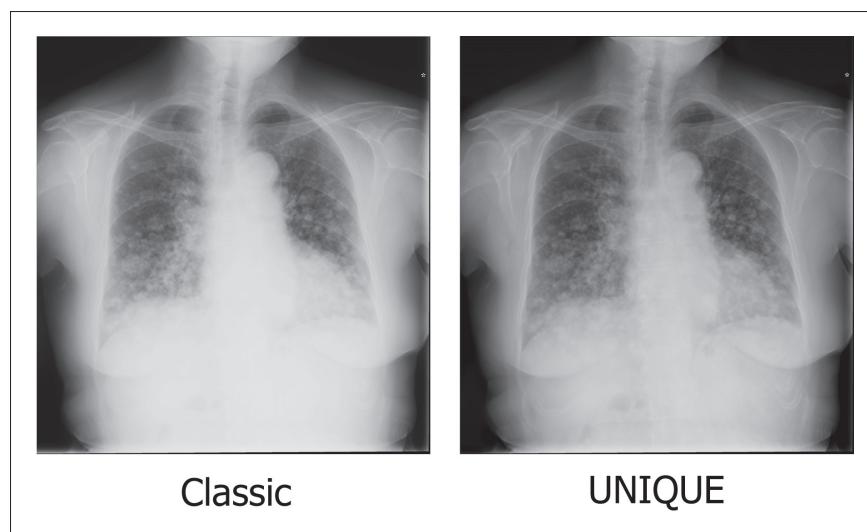


Fig. 2 ClassicとUNIQUEの画像比較

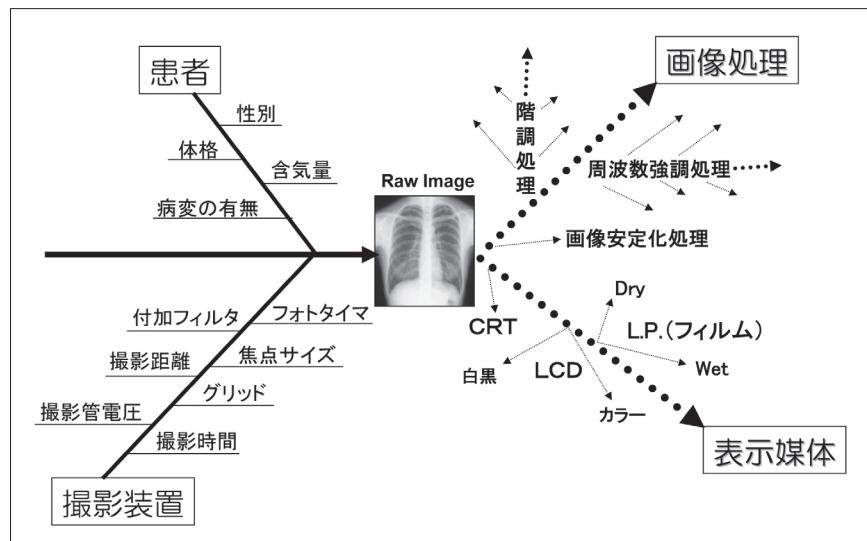


Fig. 3 デジタル胸部X線画像の特性図

タル胸部X線画像では、Fig. 3に示すような特性が考えられる。患者、撮影装置に起因するところはF/Sと同じであるが、基本となる画像(raw image)に各種の画像処理を施すことによって多種多様な画像を提供することができる。また、表示する媒体が、フィルムなのかフィルムレス(液晶画面:カラーなのか、白黒なのか)なのかによっても表現の仕方や描出能が大きく異なる。F/Sのように各施設で最適化された最終的な画像が標準化する方向で収束していくとは考えにくい。それでは発想を変えて、デジタル胸部X

線画像の標準化は、raw imageでの質を担保することで図っていくべきではないだろうか。

4. まとめ

胸部画像がF/SからFPDへと移行する過程を紹介した。デジタル画像処理された胸部X線画像は多くの情報を含んでいるが、読影医(臨床医)の持つ診断基準がそれと一致していないと誤診にもつながりかねない。これらの処理パラメータなど画像決定は、慎重に行わなければならない。

参考文献

- 13) 中前光弘. Digital Diagnosの画像処理技術. Innervation 2007; 22(2): 29-34.
- 14) 岸本健治. 一般撮影においてのフラットパネルディテクタの評価. 日放技学誌 2002; 58(4): 455-461.

3. FPDシステムにおける胸部画像の最適化 —模擬病変による視覚評価—

Symposium

辻 昭夫

天理よろづ相談所病院放射線部

はじめに

一般撮影におけるCR装置、FPD装置の画像処理パラメータはメーカーの設定値をそのまま使用している場合やスクリーン／フィルム系を真似た処理や明確なエビデンスなしに決められていることが多い。特に胸部写真は微細な構造、淡い濃度差に注目するが多く、画像処理の有無やその程度は読影に大きく影響することが想像できる。今回はFPD装置の胸部単純撮影に関して模擬病変を視覚評価することにより、最適な画像処理パラメータについて検討を行った。

1. 模擬病変と胸部ファントム

模擬腫瘍性病変はゼラチンと蒸留水で20, 30, 40, 50倍に希釈したイオパミドール造影剤(ヨード濃度 370mg/ml)を混ぜ合わせ、直径15mm、高さ7mmの半円球の型に作製した。模擬間質性病変は市販の乾燥したヘチマを25×35×5mmの大きさで辺や角をカットしたものに、蒸留水で希釈した造影剤をしみ込ませ、これを乾燥したものを使用した。模擬間質性病変の造影剤希釈度は、5.0, 7.5, 10.0, 12.5, 15.0倍とした。この造影剤の希釈度は病変として十分認識できる濃度から全く認識できないと思える濃度までを数段階で調整し、読影時の質的診断より存在診断を考慮した。これら模擬腫瘍性病変と模擬間質性病変は、別々に胸部ファントムの背面で肺動静脈や肋骨に重ならない肺野内に各希釈度の模擬病変を1個ずつ貼り付けた。また横隔膜下病変として胸部ファントムの背面で左右横隔膜下に各希釈度の模擬病変をそれぞれ1個ずつ貼り付けた。使用したFPD装置はシーメンス社製 AXIOM Aristos VX(CsI間接変換方式、143μm/pixel、出力12bit)、固定グリッド15:1、80本、焦点ディテクタ間距離200cmである。FPD装置からドライプリンター(コニカミノルタ社製DRYPRO752)に画像を送りフィルムに出力した。

2. 画像処理

画像処理は階調処理、周波数処理、ダイナミックレンジ圧縮処理(DR圧縮処理)について検討を行った。

階調処理は画像のコントラストを決定する因子であり、look up table(LUT)のなかから胸部に適していると思われる高コントラストから低コントラストまでの4種類について検討した。階調処理の検討においてはfix modeを使用し、周波数処理およびDR圧縮処

理は行わなかった。

周波数処理およびDR圧縮処理はカーネルの大きさを変えることにより強調度の異なる5段階について検討した。周波数処理の検討時にはDR圧縮処理は行わず、DR圧縮処理の検討時には周波数処理は行わなかった。また周波数処理およびDR圧縮処理のLUTは階調処理の項で検討した高コントラストを使いfix modeで処理した。管電圧は133kVである。基礎検討において管電圧を100kVから145kVまで変化したときの画像コントラストよりLUTによる画像コントラストの違いの方が大きいことを確認している。

撮影線量は低感度、中感度、高感度の設定とし、胸部ファントムを撮影したときの入射面での空中線量を測定するとそれぞれ1.68, 0.99, 0.69μC/kgであった。低感度を基準線量1とすると中感度、高感度ではそれぞれ0.6, 0.4倍となった。

3. 模擬病変の評価方法

経験年数2年以上の放射線科医師8名を対象に読影を依頼し、3ポイントスケール法と一対比較法で評価を行った。3ポイントスケール法は肺野内および横隔膜下のそれぞれの希釈度の模擬病変について、病変として認識できる場合スコア2、どちらともいえない場合スコア1、病変として認識できない場合スコア0とした。肺野内と横隔膜下の模擬病変の平均スコアを求め検出率とした。階調処理では肺野内と横隔膜下を合わせて平均スコアを求めた。

一対比較法は2枚1組でフィルムを観察し、どちらの画像処理が総合的に見やすく良いかの判断基準で5段階スコアをつけた。5段階スコアは「大変良い」と思われる方の処理をスコア2、「良い」をスコア1、「同等」をスコア0、「悪い」をスコア-1、「大変悪い」をスコア-2とした。これをシェッフェの一対比較法(中屋変法)により解析を行った。

4. 結 果

階調処理において腫瘍性病変の検出率はコントラストの違いによらずほぼ同じであった。間質性病変は高コントラスト処理の検出率が若干高く、線量が多いと検出率が高くなった(Fig. 1)。一対比較法では線量に関わらず高コントラストの処理が良い評価を得た(Fig. 2)。

周波数処理において間質性病変は高線量のとき強い強調処理の検出率が高かった(Fig. 3)。腫瘍性病変

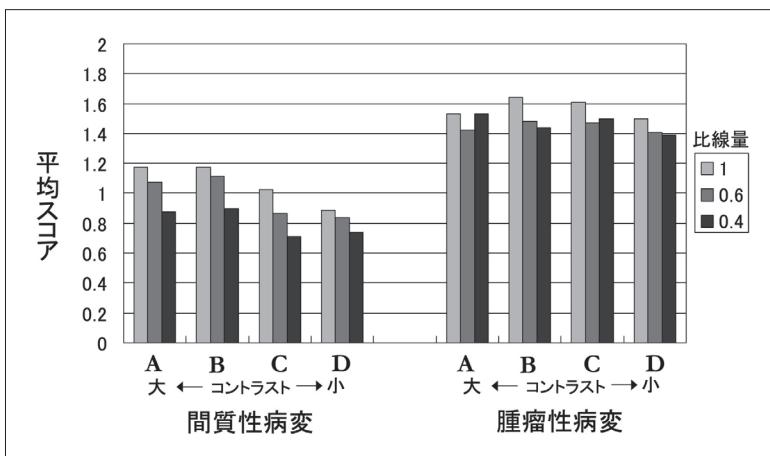


Fig. 1 階調処理の違いによる間質性病変および腫瘍性病変の検出率(3 ポイントスケール法)。
コントラストの大きい階調処理から順にA, B, C, Dで示す。

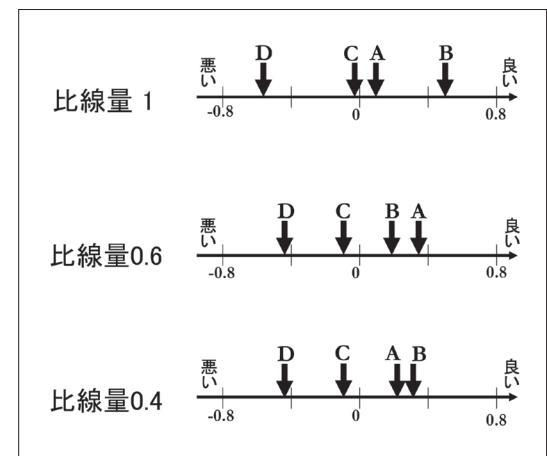


Fig. 2 階調処理の違いによる一対比較法の結果。
コントラストの大きい階調処理から順にA, B, C, Dで示し、横軸で右に位置するほど良い評価である。

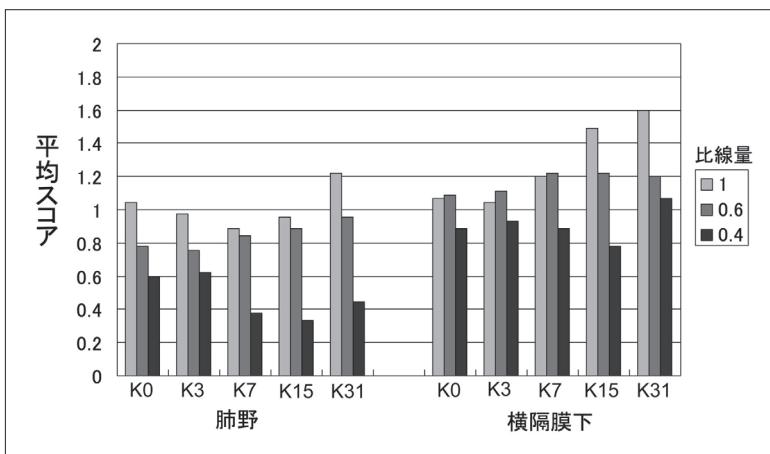


Fig. 3 周波数処理の違いによる間質性病変の検出率(3 ポイントスケール法)。
カーネルをK0(処理なし), K3, K7, K15, K31で示し、数値が大きいほど強い処理になる。

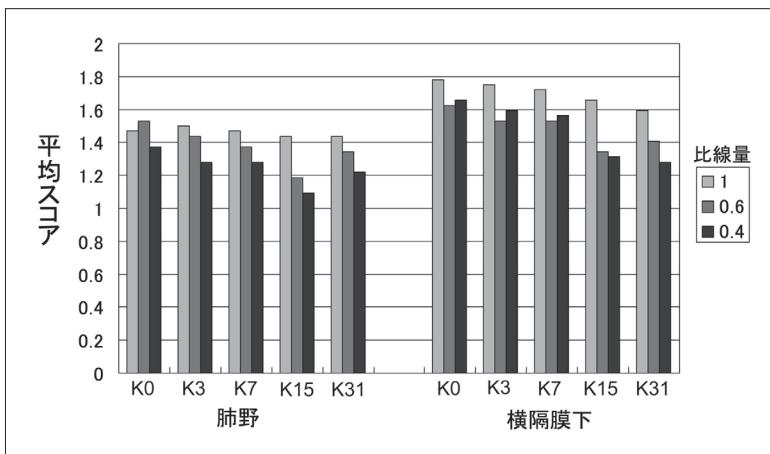


Fig. 4 周波数処理の違いによる腫瘍性病変の検出率(3 ポイントスケール法)。
カーネルをK0(処理なし), K3, K7, K15, K31で示し、数値が大きいほど強い処理になる。

は強調なし、あるいは弱い強調処理のとき検出率が高かった(Fig. 4)。一対比較法では線量の違いに関わらず弱い強調処理が良い評価を得た(Fig. 5)。

DR圧縮処理において間質性病変および横隔膜下腫瘍性病変は強調なし、あるいは弱い強調処理のと

き検出率が高かった(Fig. 6, 7)。しかし肺野内腫瘍性病変は強調処理の違いによる検出率の差は見られなかった。また間質性病変は線量が多いほど病変の検出率が高かった。一対比較法では弱い強調処理が良い評価を得た(Fig. 8)。

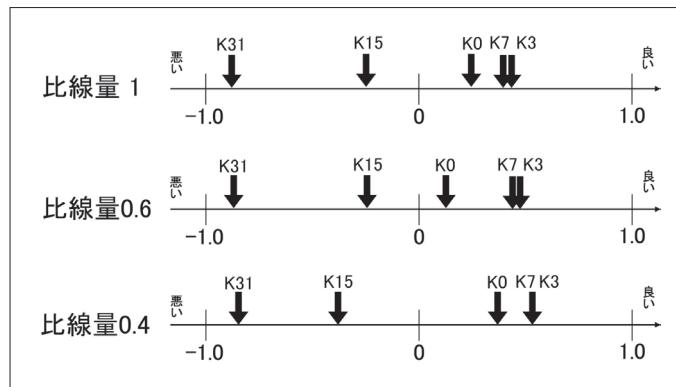


Fig. 5 周波数処理の違いによる一対比較法の結果。カーネルをK0(処理なし), K3, K7, K15, K31で示し, 数値が大きいほど強い処理になり, 横軸で右に位置するほど良い評価である。

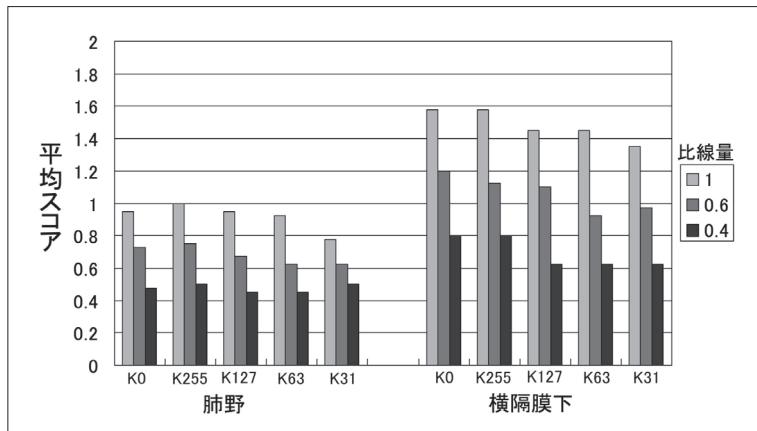


Fig. 6 DR圧縮処理の違いによる間質性病変の検出率(3ポイントスケール法)。カーネルをK0(処理なし), K255, K127, K63, K31で示し, 数値が小さいほど強い処理になる。

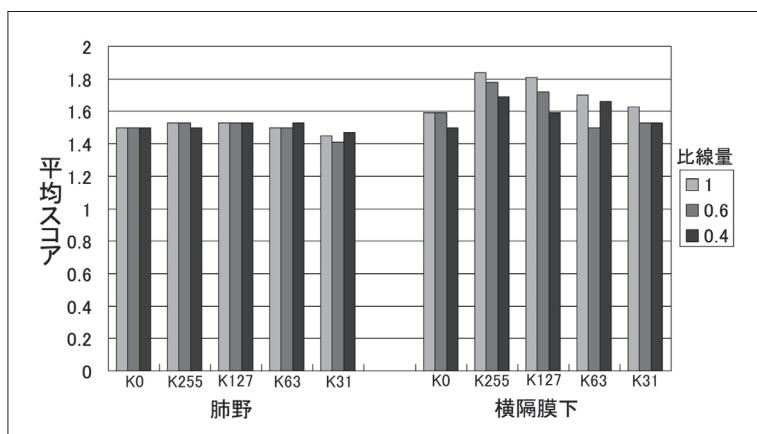


Fig. 7 DR圧縮処理の違いによる腫瘍性病変の検出率(3ポイントスケール法)。カーネルをK0(処理なし), K255, K127, K63, K31で示し, 数値が小さいほど強い処理になる。

5. 考 察

CRやFPD装置に代表されるデジタル化された画像はスクリーン／フィルム系にない画像処理(階調処理, 周波数処理, DR圧縮処理)によりさまざまな画像が作られる。これら画像処理を使いこなすために今回用いた方法は模擬病変を視覚評価することにより画像処理パラメータを決定する方法であり, 胸部画像の最適化を画像処理という一面から捉えた。今後, 画像処理の方法が進歩, 改良され更にモニター診断が普及すれば画像表示機器に合わせた画像処理を検討していくかなければならないと考える。

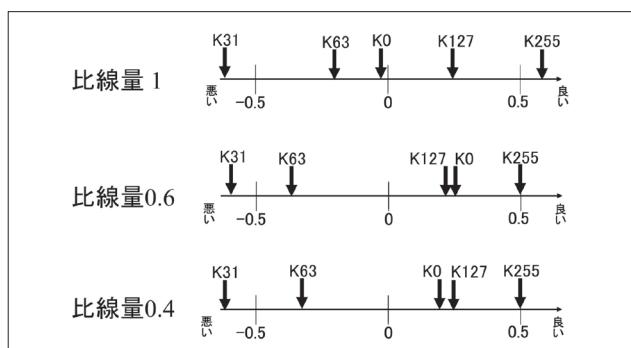


Fig. 8 DR圧縮処理の違いによる一対比較法の結果。カーネルをK0(処理なし), K255, K127, K63, K31で示し, 数値が小さいほど強い処理になり, 横軸で右に位置するほど良い評価である。

4. FPDシステム変化に対応した胸部画像の最適化—解剖学的指標による視覚評価—

Symposium

水田正芳

京都府立医科大学附属病院放射線部

はじめに

1998年に日本初のキヤノン社製flat panel detector (FPD) CXDI-11が発売されてから約10年が経過し、一次センサー部の開発、数々の画像処理技術の開発などが行われてきた。一次センサー部はGOS (Gd_2O_2 S : Tb)からヨウ化セシウムに変更され画像処理もマルチ周波数処理などが導入された。機種変更時にはシステムに適応した画像の最適化を行わねばならないのは言うまでもない。画像処理には簡単な線形フィルタ処理、階調処理からエッジを選択的に見分ける非線形強調処理などがある。画像処理における胸部画像の最適化では、非線形強調処理では画像により特性が変化するためファントムを用いた物理評価は非常に繁雑である。ファントムを用いた視覚評価において特定の異常陰影を対象にした視覚評価は簡単である。腫瘍陰影の検出向上は間質性陰影の検出低下を招き、小さい腫瘍陰影の検出向上は線陰影の検出低下を招くなどが考えられるため、ファントム評価ではすべての異常陰影成分を含むファントムでの視覚評価が必要と考える。しかしそのようなファントムの製作は困難なため、日常臨床においてはしばしば臨床胸部画像の見た目だけで判断し処理のパラメータを決定している状況があると考える。そこで今回比較的簡便な方法である胸部臨床画像を用いた解剖学的指標による視覚評価による画像の最適化について述べる。

1. 正常胸部画像

胸部X線写真は胸壁、横隔膜、縦隔、肺野の陰影より成立しており、胸部画像診断において肺野では末

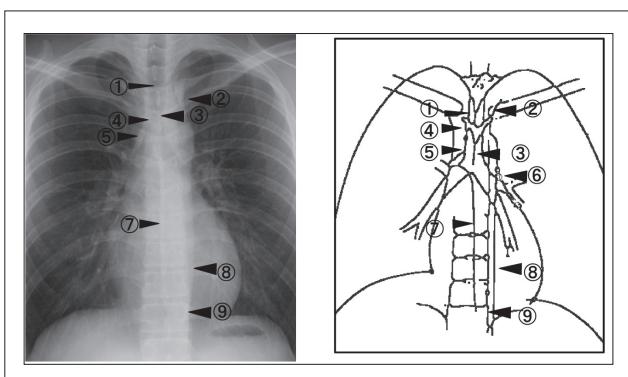


Fig. 1 縦隔・肺境界線

① 後接合線, ② 左鎖骨下動脈線, ③ 前接合線,
④ 右気管傍線, ⑤ 奇静脈, ⑥ 大動脈肺静脈線,
⑦ 右食道傍線, ⑧ 下行大動脈線, ⑨ 左脊椎傍線

梢血管の追求が要求され、縦隔部では縦隔・肺境界線の描出が重要である。縦隔・肺境界線の消失、偏位により炎症、出血ならびに腫瘍の診断が可能である。

以下に代表的な縦隔・肺境界線(Fig. 1, Table 1)を述べる。

・前接合線

胸骨後部で両肺の胸膜が接することにより形成される線陰影である。胸骨柄レベルからやや左側方向を走り、頭側でV字型状に分かれる。肺ヘルニアでは接合線の偏位が起こり、縦隔腫瘍や胸腺肥大で接合線の消失が起こる。

・右気管傍線

右肺が気管右壁と接するため、鎖骨の高さから右気管支上縁まで数mm厚のやや幅広い線陰影として描出される。線の肥厚により縦隔リンパ節腫大、線の消失により縦隔腫瘍、胸膜病変、肺腫瘍を疑う。

・左脊椎傍線

下行大動脈の後方で含気を有する左肺と胸椎が接する線である。線の部分的膨隆により脊椎カリエス、リンパ節腫大、脊椎腫瘍、後縦隔腫瘍、出血を疑う。

・大動脈肺動脈線

縦隔胸膜線で、心膜に連続する左I, II弓の表面を被うように斜めに走る線である。この線の膨隆は、肺動脈円錐の拡大や上行大動脈リンパ節の腫大を示唆する。

2. 画像処理

従来周波数処理には、ボケた画像からその画像の二次微分画像(ラプラシアン画像)を用いることによ

Table 1 縦隔・肺境界線の分類

縦隔・肺境界線		
	右	左
前縦隔	前接合線	前接合線
	上大静脈線	左鎖骨下動脈線
	心臓右縁	大動脈肺動脈線
中縦隔	後接合線	心臓左縁
	右気管傍線	後接合線
	奇静脈傍線	食道傍線
後縦隔		大動脈前線
		左脊椎傍線
		下行大動脈線

Table 2 画像処理の比較

周波数処理方式	ラプラシアン鮮鋭化処理	DWT
処理効果	移動平均 レスポンス特性に制限	ウエーブレットフィルタ レスポンス特性を自由に変更
アーチファクト	オーバーシュート抑制不完全	オーバーシュートほぼ抑制
濃度依存処理	なし	周波数処理後の粒状性の低下抑制

Table 3 評価法

評価部位	◎	○	□	△	×
右上肺末梢血管の分解能	15	12	9	6	3
右下肺肋角末梢血管の分解能	15	12	9	6	3
左上肺血管の分岐	8	6	4	2	0
右下肺血管の分解能	8	6	4	2	0
気管、左右主気管支の追跡	8	6	4	2	0
縦隔部各境界線の分解能	8	6	4	2	0
心臓、横隔膜に重なる血管影の分解能	8	6	4	2	0
粒状性	10	8	6	4	2
鮮鋭度	10	8	6	4	2
コントラスト	10	8	6	4	2

◎：優れている、○：やや優れている、□：普通、△：やや劣っている、×：劣っている

り、エッジ部分の濃度変化を強調して画像を鮮鋭化するラプラシアン鮮鋭化処理が用いられてきたが、今回導入した装置ではウエーブレットフィルタを用いて周波数を帯域ごとに分解し、周波数ごとに非線形の処理を行うマルチ周波数処理(Discrete Wavelet Transform: DWT)を用いている。そのため低周波から高周波まで各周波数成分を最適に強調できるため画像の改善が期待できる。処理の比較は(Table 2)に示す。

3. 評価方法

解剖学的指標による評価では、適正に撮影された正常な胸部X線画像上で確認可能な構造物の分解能や物理的因素を視覚評価する。

評価基準は以下の通りとする。

○右上肺(S2)末梢血管の分解能

太さ約2mm程度の血管の径が把握可能

太さ約1mm程度の末梢血管の追跡が可能

肺外側まで適度な濃度を有する

○右下肺肋横角(S8)末梢血管の分解能

太さ約2mm程度の血管の径が把握可能

太さ約1mm程度の末梢血管の追跡が可能

肺外側まで適度な濃度を有する

○左上肺血管の分岐

太さ約5mm程度の血管の径が把握可能、辺縁が

明瞭

左上肺動脈分岐部と大動脈弓部の辺縁が明瞭

左上肺動脈分岐部の濃度分解が分析可能

○右下肺血管の分解能

太さ約5mm程度の血管の径が把握可能、辺縁が明瞭

右下肺動脈の辺縁、および他の血管との重複が明瞭に把握可能

肺動脈と肺静脈の交差が明瞭、気管支の透亮像が分析可能

○気管、左右主気管支の追跡

傍気管線、奇静脈が明瞭

気管分岐部が明瞭に分析可能

左右主気管支下縁の追跡が可能

○縦隔部各境界線の分解能

傍気管線、奇静脈弓部などが明瞭

左食道傍線、下行大動脈線、右脊椎傍線などが明瞭

○心臓、横隔膜に重なる血管影の分解能

横隔膜に重なる血管影の追跡が可能

心臓に重なる血管影の追跡が可能

心臓の辺縁が鮮鋭

○粒状性

低濃度領域での粒状性が良好

脂肪線が分析可能

Table 4 画像処理パラメータ

A : DEP (+)	ラプラシアン鮮鋭化処理
B : DEP (-)	DWT鮮鋭化10 ノイズ5
C : DEP (-)	DWT鮮鋭化20 ノイズ10
D : DEP (+)	DWT鮮鋭化(-) ノイズ(-)
E : DEP (+)	DWT低濃度側強度10 鮮鋭化(-) ノイズ(-)
F : DEP (+)	DWT低濃度側強度10 鮮鋭化10 ノイズ5
G : DEP (+)	DWT低濃度側強度10 鮮鋭化20 ノイズ10

DEP : ダイナミックレンジ圧縮処理

Table 5 臨床画像評価

	肺野部末梢	肺野縦隔	縦隔	粒状性	鮮鋭度	コントラスト
A	228	243	333	120	120	120
B	228	216	267	114	117	93
C	234	231	249	99	126	102
D	228	225	324	126	102	120
E	198	216	342	123	90	114
F	219	237	336	108	102	120
G	228	246	354	99	105	117

○鮮鋭度

鎖骨骨梁が明瞭

肋骨の辺縁が明瞭

○コントラスト

肺野部と縦隔部とのバランスが良好

肩甲骨横の肋骨の重複が分析可能

4. 解析方法

ラプラシアン鮮鋭化処理とマルチ周波数処理のパラメータを変化させた胸部画像を評価基準に基づいて、医師11名で(Table 3)を用いて採点し、各部位、各因子の点数を合計し比較する。またウイルコクソン順位和検定で有意差検定を施行した。変化させた処理パラメータを(Table 4)に示す。

5. 結果およびまとめ

処理パラメータGとウエーブレットフィルタを用いたマルチ周波数処理は、従来のラプラシアン鮮鋭化処理に比べ低濃度域である縦隔部付近では高い点数になった(Table 5)。また、検定においても有意差が認められた。しかし、他の項目において有意差は認められなかった(Fig. 2)。

高濃度領域より低濃度領域において臨床画像の画質改善がみられたのは、各周波数成分が最適に強調されノイズの過度な強調がないことが考えられる。

最後に、今回は臨床画像を用いて画像の最適化を

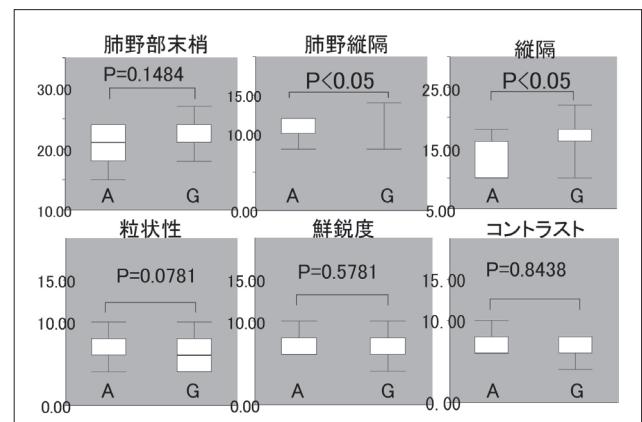


Fig. 2 各視覚部位の検定

試みる方法を示した。臨床胸部画像は実用的で、ファントムの役割をするのに十分でいろいろな物理的構造、解剖学的構造を含んでいる。また、ヨーロッパでは臨床画像のガイドラインにおいて、肺野内血管陰影の鮮明な描出、心臓部後ろの肺野縦隔の描出、心陰影に重なる脊椎の描出、境界線の鮮明な描出などが判定基準として含まれている。今回は処理パラメータの最適化を中心に話を述べたが、画像の最適化を考えるうえで被ばく線量による最適化も非常に重要な検討項目である。今後は胸部画像の最適化をするうえで被ばく線量を考慮し検討すべきと考える。