

CRにおけるアンシャープマスク処理 および多重解像度処理の原理と 臨床X線検査への応用

Principles and clinical application of multi-resolution image processing in computed radiography

田淵 真弘 (33328)

医療法人社団 同仁会 金光病院 放射線科 診療放射線技師

Key words: screen film system, computed radiography, unsharp mask processing, multi-resolution image processing

[summary]

Medical X-ray imaging creates processed images with subjective contrast. In screen film (SF) systems it is difficult to depict images if the subjective contrast is very high. For example, the thorax contains lungs (high radiolucency) and bone (low radiolucency) and therefore has very high subjective contrast, which results in missing information due to the performance limits of SF systems. On the other hand, computed radiography (CR) systems can work more flexibly than SF systems by using frequency processing for images with very high levels of contrast. To solve this problem, CR systems employ sharpening processing in order to depict a wide range of contrast with a low gradation, using high pass filters that suppress fluctuation of the direct current (DC) component between local images.

Before development of CR systems, two output methods were used which preserved the DC component to approximate SF images and sharpened images with high pass filters. However, this style of processing was not universally adopted due to a feeling of degraded reliability created by resampling images with a coarse reading pitch and by using an artificial signal in imaging processing. Therefore, even though improvements in reading the sampling pitch and obtaining actual-sized images have been made, the present mainstream method is just an iteration of former methods that were used to approximate SF.

This paper proposes that images that are mainly composed of an alternating current (AC) component are valid for clinical detection of abnormalities also seen in X-ray images that use a fluctuating DC component, such as in X-ray images of the thorax.

【要旨】

X線画像は、被写体コントラストを加工し出力される画像である。増感紙フィルムシステム (screen film system : SF) においては、例えば胸郭X線画像のように被写体コントラストが極めて高い場合、表示能力の限界による情報の欠落のため1枚の画像に描出することは困難である。一方、X線画像に対する電子計算機X線画像 (computed radiography : CR) の主な利点は、可変周波数特性である。CRにおける鮮鋭化処理は、画像の局所間における直流成分の変動を抑制できるため、低階調で広範な領域を表現することができる。かつてCR開発企業は、CRをSF画像へ近似し直流成分を維持する画像および高周波通過フィルターを用いる鮮鋭化画像の二種類の画像の提供を提案していた。しかしながら、このスタイルは多くの臨床家に受け入れられず、現在はSF画像へ近似する画像のみの提供が主流である。本論文は、交流成分主体のX線画像が、胸郭X線画像のように直流成分の変動するX線画像内に見られる異常像の検出に有効であることを明らかにし、CRの可変周波数特性を積極的に利用することを提案する。

緒 言

X線画像は、被写体におけるX線透過性の高低により生じるコントラスト、すなわち被写体コントラストを加工し出力される画像である。SFにおいては、被写体コントラストが極めて高い場合、被写体を1枚の画像に描出することは困難である。例えば胸郭¹⁾*1は透過性の極めて高い肺野領域および透過性の極めて低い骨領域を含有しており、肺野領域および骨領域によって作られる被写体コントラストは高く、SFの性

能の限界のため画像の描出を困難にしている。また画像の観察においても肺野の高濃度域および軟部組織、骨の重なる低濃度域は極めて高いコントラストを形成し読影を妨げている。

一方、CRはSFに対して周波数処理の自由度が高く、SFの極めて高いコントラスト領域によってもたらされる読影の妨げ問題に対して、可変周波数特性を用いて柔軟に対応できる。これより以降、画像における高コントラスト成分を周波数領域における直流成分^{2), 3)}へ置き換えて述べる。この問題についてはCRの鮮鋭化処理を用いる。CRにおける鮮鋭化処理は、画像の

Tabuchi Motohiro (33328)

Department of Radiology, Dojinkai Konko
Hospital

* 1 脊椎、肋骨、肋軟骨および胸骨により籠状に囲まれ、胸部諸筋、筋膜および横隔膜が付着したもの。心肺など生体における重要臓器を内包し、弾力性に富む。

局所間における直流成分の変動を抑制できるため、低階調で広範な領域の描出を可能にする。かつてCR開発企業は、CRをSF画像へ近似し直流成分を維持する画像および高周波通過フィルターを用いる鮮鋭化画像の二種類の画像の提供を提案していた。しかしながら、このスタイルは、イメージングプレート（Imaging plate：IP）読み取りサンプリングピッチの粗さに起因する画像サイズの縮小、画像処理がもたらす人工的な信号に対する違和感および信頼性の低下から、多くの臨床医に受け入れられなかった⁴⁾。以後、SF画像へ近似する画像のみの提供が主流になり、IP読み取りサンプリングピッチを改善しライフサイズ画像を提供できる現在においてもこの流れは継承されている。前述の通りCRの利点は可変周波数特性であり、この利点を活用しないことは誠に残念である。

本論文においては、まず、原理としてCRの鮮鋭化処理における空間フィルターの周波数特性の考え方を述べる。次に、直流成分が大きく変動するX線画像の臨床応用例として、胸部領域X線画像を用いて胸部を形成する骨ならびに肺血管などの軟部組織を対象に、周波数処理により直流成分を抑制し交流成分^{2), 3)}を主体とする画像は、異常像検出において有効であることを明らかにする。

1 原理

本節においては、CRにおける周波数処理の根幹であるアンシャープマスク処理および多重解像度処理について解説する⁶⁾。

1.1 アンシャープマスク処理および多重解像度処理

アンシャープマスク処理は鮮鋭化フィルターの一種であり次式で表される。

$$S = S_{org} + w(S_{org} - S_b) \quad (1)$$

S , S_{org} , S_b , w は、それぞれ処理後画像、原画像、平滑化画像、重み係数を示す。式(1)第2項は原画像とその平滑化画像との差分、すなわち原画像におけるエッジ成分へ重み係数を乗じた鮮鋭化の度合いともいえる量を表している。差分に用いる平滑化画像は移動平均フィルターを用いて得る。

次に、近年、CRにおいて多用されている多重解像度処理について述べる。多重解像度処理は、前述のアンシャープマスク処理を示す式(1)第2項を複数の周波数帯域へ分解し次式で表される。

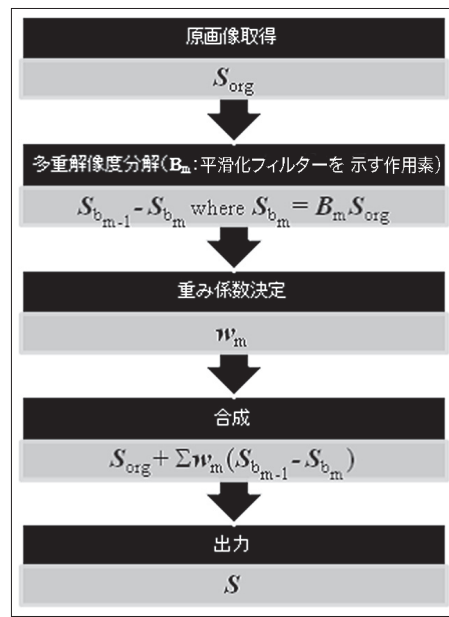


Fig.1 workflow of multi-resolution image processing

$$S = S_{org} + \sum_m w_m (S_{b_{m-1}} - S_{b_m}) \quad (2)$$

各項の意味は式(1)に倣う。ただし、式(2)第2項は、式(1)第2項をM個の有限な周波数帯 m へ分解し、重み係数 w_m を乗じた各周波数帯の合成である。 $m=0$ の場合の S_{b_m} 、すなわち S_{b_0} は原画像である。原画像の各周波数帯への分解は、原画像へ掛ける移動平均フィルターのフィルターサポートサイズ⁵⁾を順に変えながら複数の平滑化画像を用意し、順序の隣り合う2つの画像間の差分をとることにより実現する。

Fig.1に、式(2)に基づく多重解像度処理のワークフローを示す。ただし、多重解像度分解過程における B_m は平滑化フィルターを示す線形作用素である。

1.2 移動平均フィルター、アンシャープマスク処理および多重解像度処理の周波数特性

本小節においては、簡単のため1次元の移動平均フィルターを用いて、フィルターサポートサイズが3, 5, 7の場合を例に各処理における周波数特性を説明する。

フィルターサポートサイズ n の場合の移動平均フィルターの周波数特性は、フィルター係数ベクトル $f = \frac{1}{n}(1, 1, \dots, 1)$ の離散時間フーリエ変換 F により得られ、次式で表される。ただし、 ω は角周波数を示す。

$$F = \frac{1}{n} (1 + 2 \sum_{k=1}^{(n-1)/2} \cos k\omega) \quad (3)$$

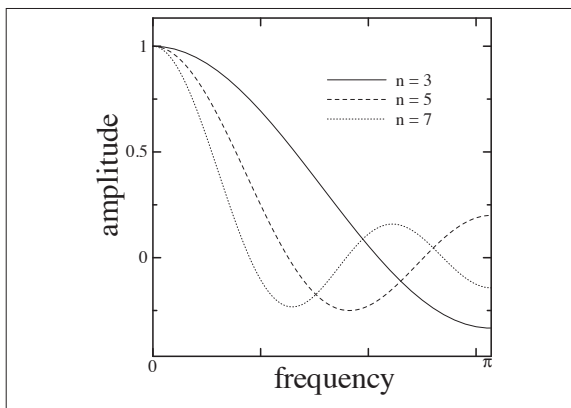


Fig.2 frequency properties with support size of the moving average filter

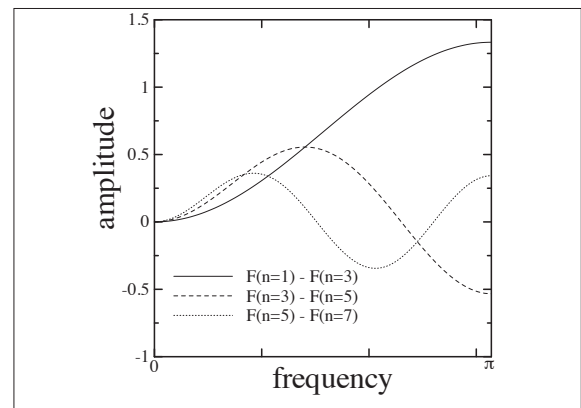


Fig.4 frequency properties of the band pass filter with multi-resolution image processing

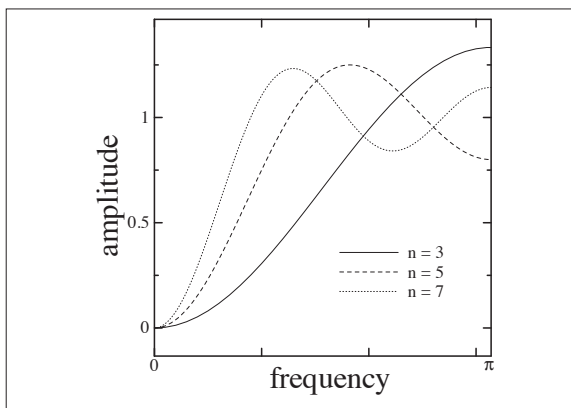


Fig.3 frequency properties with support size of the sharpening filter

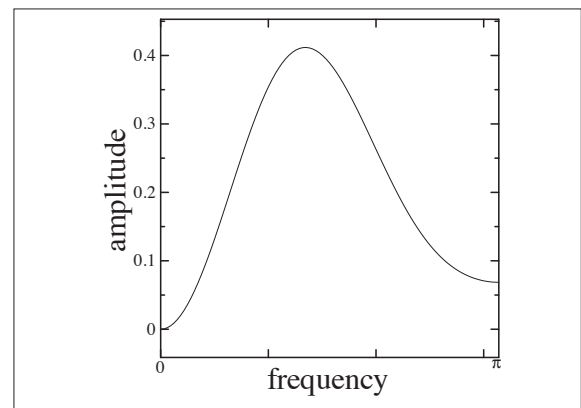


Fig.5 frequency properties of the synthesis filter with multi-resolution image processing

Fig.2に、フィルターサポートサイズ n が3, 5, 7の場合を例に移動平均フィルターの周波数特性を示す。

フィルターサポートサイズが大きくなるにつれて通過域が低周波側へ偏移しており、フィルターの平滑化作用が強くなることうかがえる。またFig.3に、アンシャープマスク処理における式(1)第2項を出力するための高域通過フィルターの周波数特性を示す。Fig.2を上下に反転した形状であり、フィルターサポートサイズが小さくなるにつれてフィルターの鮮鋭化作用が強くなることうかがえる。次に、多重解像度処理における式(2)第2項を出力するための帯域通過フィルターの周波数特性をFig.4に示す。ただし、Fig.4に示す破線および点線は、フィルターサポートサイズ3および5の平滑化フィルターの差分、フィルターサポートサイズ5および7の平滑化フィルターの差分により得られる周波数帯域をそれぞれ示している。またFig.4における実線は、フィルターサポートサイズ3の平滑化フィルターを上下に反転した鮮鋭化フィルターであり、Fig.3に示す $n=3$ の場合の鮮鋭化フィルターと同じである。Fig.5は、Fig.4におけ

るそれぞれの帯域通過フィルターへ高周波側から順番に重み係数 $w=[0.2, 0.5, 0.2]$ を掛けて加算する合成フィルターの周波数特性を示している。このように、多重解像度処理における合成フィルターは、合成に用いる各フィルターの持つ周波数帯域ごとに重み付けを施し合成するため、アンシャープマスク処理に比べてより複雑な形状のフィルターを作成することが可能であり、柔軟に画像処理を行うことができる。

1.3 自然画像のアンシャープマスク処理および多重解像度処理

Fig.6に自然画像lenaを示す。この画像へ前小節で解説したアンシャープマスク処理および多重解像度処理を実施し、それぞれの効果を示す。まずFig.7に、Fig.3における $n=3$ の鮮鋭化フィルターを用いたアンシャープマスク処理画像を示す。次にFig.8に、Fig.5の合成フィルターを用いた多重解像度処理画像を示す。Fig.5に示す合成フィルターは高周波成分の比率を低く抑えており、Fig.8は、Fig.7に比べて高周波雑音を抑えながら鮮鋭化されていることが分かる。



Fig.6 lena



Fig.7 unsharp mask processing



Fig.8 multi-resolution image processing

2 方法

本節においては、画像の直流成分が大きく変動する臨床X線画像の例として胸郭領域のX線画像を対象に、式(2)第1項に示す原画像成分の信号振幅の比率を変えて3種類の多重解像度処理画像を作成し、それぞれの画像について主観評価を行う。

2.1 評価用多重解像度処理画像作成

まず、Fig.9およびFig.10に、原画像および装置

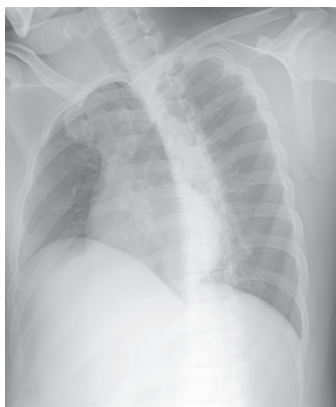


Fig.9 original image



Fig.10 conventional X-ray image for reading ribs in thorax

メーカー推奨の肋骨観察のための慣例像をそれぞれ示す。Fig.10に示す慣例像においてX線透過性の高い肺野、X線透過性の低い胸腹腔内臓器および骨格との重なりによって生じる直流成分の変動は、骨格の観察を阻害していることが分かるであろう。

原画像取得のための撮影条件はTable 1の通りである。X線照射条件として、東芝メディカル株式会社製X線発生装置、X線管電圧70kV、X線管電流200mAおよびX線照射時間100msecを用いる。また格子比6:1三田屋製作所株式会社製アルミニウムグリッドおよび富士フィルム株式会社製CR装置を用いてX線を検出し、標本化間隔100 μ m、量子化数10bitで読み取りを行う。

次に、原画像に対して文献⁶⁾に倣い、原画像成分の信号振幅の比率を変えて3種類の多重解像度処理画像を作成しFig.11~Fig.13に示す。

加算する原画像成分の信号振幅比率は、0%、10%、100%とする。また式(2)第2項に示す帯域通過画像は、フィルターサポートサイズ1, 3, 5, 7, 11, 15, 21の移動平均フィルターにより得られる画像の

Table 1 imaging machinery and materials for original image and conditions

X線高電圧装置	KXO-50G
X線管球ユニットモデル	DRX-3724HD
X線管電圧	70kV
X線管電流	200mA
X線照射時間	100msec
FFD	100cm
アルミニウムグリッド	格子比6:1
CR装置	FCR PROTECT CS
標本化間隔	100 μ m
量子化数	10bit
画像サイズ	2140pixels * 1760pixels

隣接する2画像間の差分により得る。なおフィルターサポートサイズ1の処理画像は原画像を示しており、それぞれの帯域通過画像へ掛かる重み係数は高周波側から順番に $w=\{0.2, 0.5, 0.5, 1.0, 2.0, 1.0\}$ とする。Fig.11は、本小節で作成する多重解像度処理画像における原画像の持つ交流成分を示している。これに対してFig.14は、原画像および交流成分を示すFig.11との差分画像であり、原画像における直流成分を示している。

またFig.17は、投影切断面定理⁷⁾を用いて求めたFig.11~Fig.13および原画像の水平方向における1次元の平均周波数特性を示す。

Fig.17を見る限り、原画像の直流成分は多重解像度処理画像Fig.11~Fig.13に比べて相対的に高いことが分かる。この直流成分の変動例は、原画像および多重解像度処理画像Fig.11, Fig.12との差分画像であるFig.14およびFig.15に見ることができる。なおFig.16は、Fig.11の輝度を反転している画像である。

2.2 評価

評価方法はアンケート調査およびAFROC (alternative free-response receiver operating characteristic) 解析^{10)~15)}である。アンケート調査においては外科系医師3人、内科系医師1人および診療放射線技師6人による主観評価を行う。またAFROC解析においては、外科系医師1人および診療放射線技師4人による異常信号認識試験を行う。

2.2.1 アンケート調査

Fig.11~Fig.13について下記項目を質問する。なお設問文中の胸郭用画像は、前小節において作成した3種類の多重解像度処理画像である。

- 胸郭用画像の必要性について
 - ・ 胸郭用画像は不要である
 - ・ 胸郭用画像はあるとよい
 - ・ 胸郭用画像は必要である
- 胸郭用画像の好み
 - ・ 交流成分のみの画像 (Fig.11) が良い



Fig.11 AC component + 0% component of the original image

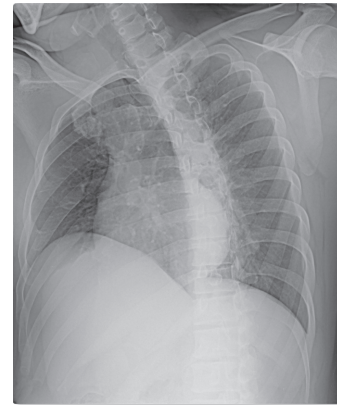


Fig.13 AC component + 100% component of the original image



Fig.12 AC component + 10% component of the original image



Fig.14 subtracted image between the original image and the multi-resolution processing image fig.11

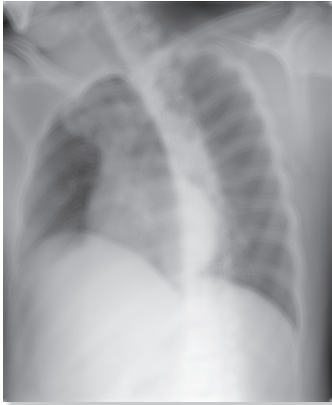


Fig.15 subtracted image between the original image and the multi-resolution processing image fig.12

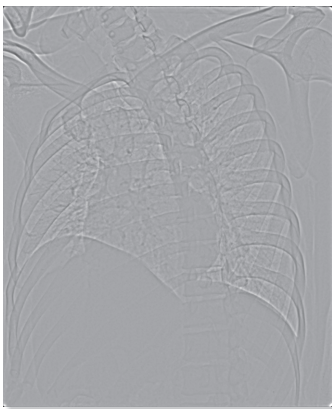


Fig.16 subtracted image between the original image and the multi-resolution processing image fig.13

- ・交流成分へ10%の原画像成分を加えた画像 (Fig.12) が良い
- ・交流成分へ100%の原画像成分を加えた画像 (Fig.13) が良い

2.2.2 AFROC解析

AFROC解析は、原画像のみを観察する場合、原画像および多重解像度処理画像の両方で観察する場合に分け、多重解像度処理画像については前小節で用意した原画像成分の信号振幅比率の異なる3種類の多重解像度処理画像を使用し、計4つの組み合わせについて実験を行う。

AFROC解析における異常信号認識試験のための標本画像取得手順を述べる。

標本画像における異常信号として、乳房撮影装置の品質保証評価に用いる Nuclear Associates社製米国放射線科医学会 (American College of Radiology : ACR) 認定ファントム 18-220のX線画像を採用する。 Fig.19およびFig.20に、ACR認定乳房撮影用ファントム 18-220のX線画像およびそのシ

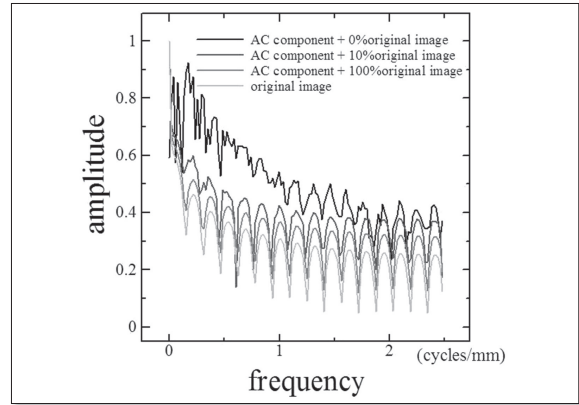


Fig.17 one-dimensional averaged frequency properties in the horizontal direction of each multi-resolution image, fig.11~fig.13, and its original image

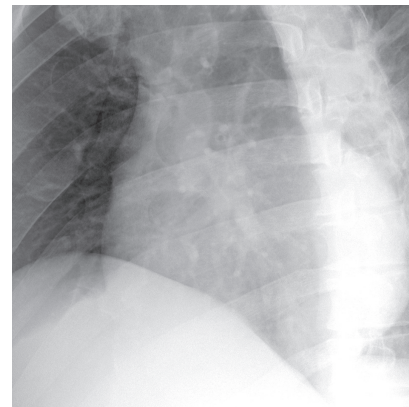


Fig.18 trimmed image of the original image fig.9

Table 2 conditions of scanning ACR phantom X-ray image

フラットベッドスキャナ	ES-8500
標本化密度	300dpi
量子化数	8bit
画像サイズ	945pixels * 945pixels

ューマを示す。ただし、Fig.20のシェーマは陰影ごとに番号を付している。

ACRファントムX線画像取得条件はTable 2の通りである。まず、ACRファントムX線画像は、ファントム製品に付属している既製のX線フィルム画像を利用する。このX線フィルム画像をエプソン株式会社製フラットベッドスキャナES-8500を用いて、標本化密度300dpi、量子化数8bitのスキャン条件で取得する。一方、原画像および多重解像度処理画像のサイズ (2140pixels * 1760pixels) はACRファントムX線画像のサイズ (945pixels * 945pixels) に対して大きいため、原画像の一部をACRファントム

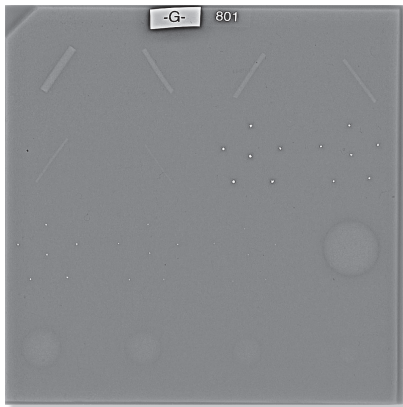


Fig.19 X-ray image of the mammographic phantom 18-220 with ACR accreditation

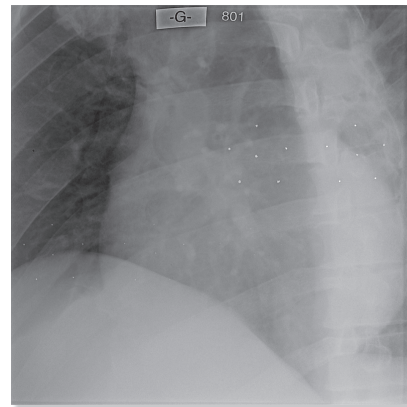


Fig.21 sample image for the recognition test of abnormal signals

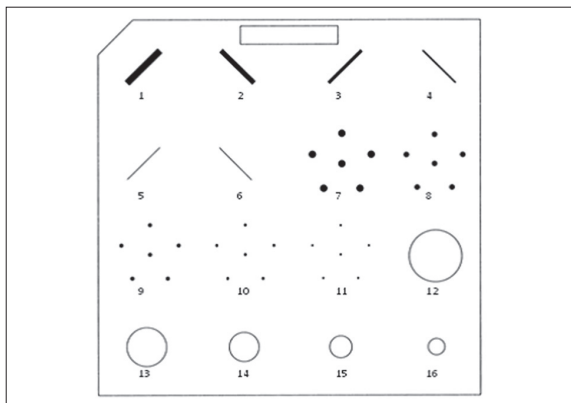


Fig.20 schema of the mammographic phantom 18-220 with ACR accreditation

X線画像のサイズに合わせてトリミングしACRファントムX線画像と同じサイズに加工しておく。次に、原画像および多重解像度処理画像へ異常信号画像を加算して異常信号認識試験標本画像を得る。ただし、ACR認定乳房撮影用ファントム18-220のX線画像は臨床画像の性質を大きく損なわないように局所を零平均化し、加算後の異常信号認識試験標本画像においてわずかに認識できる程度に信号の振幅を抑えている。また異常信号の検出能は加算する臨床画像および異常信号画像の相互の向きに依存するため、異常信号画像の向きは固定とし、臨床画像の正面像および鏡面像を90度ずつ回転させて向きを変えた8つの画像を加算することにより、臨床画像の向きによる信号検出能の影響を低減する。Fig.18およびFig.21に、トリミングした原画像の一部および異常信号認識試験標本画像をそれぞれ示す。

次に、観察者の評点方法およびAFROC解析手順を述べる。

まず、観察者の実験条件をTable 3に示す。実験を

Table 3 conditions of the AFROC experiment

画像表示ディスプレイ	CCL 254i2
部屋の照度	377lx
観察時間	任意
観察距離	任意
濃度階調変換	任意
拡大率および縮小率	任意

行う部屋の照度は377lx、画像表示機器は東京特殊電線株式会社製カラーディスプレイCCL 254i2を使用する。また観察時間、観察距離、濃度階調変換、拡大率および縮小率は任意である。観察者は、標本画像において異常像を認識した場合、異常信号を円または楕円で囲んで指摘し、次に示す判定基準で評点を行う。ただし、18-220ファントム画像の上から2段目および3段目に見られる(Fig.20の7~11に示す)点状陰影群は6点ごとに1つの異常信号群とみなし評点を行う。

異常信号認識のおよび判定基準は次の通りである。

- 5点 異常信号が見える
- 4点 異常信号が見えるかもしれない
- 3点 異常信号が見えるとも見えないともいえない
- 2点 異常信号が見えないだろう
- 1点 異常信号が見えない

異常信号を指摘する円または楕円が正確に的中している場合、評点は真陽性の分布から発生していると仮定する。逆に、観察者が指摘する円または楕円が異常像から明らかに外れている場合、評点は偽陽性の分布から発生していると仮定する。ただし、囲んだ円がおおむね異常信号を捉えていながらも異常信号が円をのみ出している場合、円からはみ出した部分は偽陰性であり、評点は真陽性の分布および偽陰性の分布から同時に発生していると考えられる。このため偽陰性所見

に対して真陽性の評点として1点を加える。一方、囲んだ円がおおむね異常信号を捉えていながらも円の中心が異常信号の中心と比較して明らかにずれている場合、評点は真陽性の分布および偽陽性の分布から同時に発生していると仮定し、真陽性および偽陽性の双方の評点とする。

実験から得た評点から、偽陽性分布および真陽性分布の確率密度関数を正規分布に基づく最尤推定により求め、それぞれの累積確率分布からAFROC曲線およびAUC (area under the curve) 値ならびに両確率密度関数間の距離¹⁶⁾ d を求め評価する。なお両確率密度関数間の距離は次式(4)により求められる。ただし、 $\mu_s, \sigma_s, \mu_n, \sigma_n$ は、真陽性分布の確率密度関数における平均値および標準偏差、偽陽性分布の確率密度関数における平均値および標準偏差をそれぞれ示す。

$$d = \frac{\mu_s - \mu_n}{(\sigma_s + \sigma_n)/2} \quad (4)$$

3 結果

Table 4においては胸郭用画像の必要性について、Table 5においては画像の好みに関するアンケート調査結果をそれぞれ示す。胸郭用画像の必要性については不要とする回答はなく、有用性はあるものと解釈できる。

一方、画像の好みに関する設問においては、交流成分主体の画像よりも、Fig.13に示すような原画像成分を維持しながら鮮鋭化を施す画像を好む傾向がうかがえる。次に、Fig.22およびTable 6に、診療放射線技師4人および外科系医師1人による異常信号認識試験のAFROC曲線およびそのAUC値をそれぞれ示す。図表中のoriginal, N0, N10およびN100は、それぞれ原画像、交流成分のみの画像、交流成分に10%の原画像成分を加えた画像および100%の原画像成分に少し交流成分を加えた画像を示す。図表ともに、交流成分に10%の原画像成分を加えた画像(N10)は最高値をマークした。

Table 7に、異常信号認識試験における認識数の内訳およびt検定によるp値を示す。原画像へ鮮鋭化画像を組み合わせる場合のp値はいずれも0.05を越えており、原画像のみを観察する場合に対して認識数に有意差はない。しかしながら、Table 7に示す異常信号認識数の内訳を見る限り、真陽性所見は画像種間に差異はないものの、鮮鋭化画像を組み合わせる場合の偽陽性所見数および偽陰性所見

Table 4 necessity of the image for reading thorax

回答項目	回答数
胸郭用画像は不要である	0
胸郭用画像はあるとよい	5
胸郭用画像は必要である	5

Table 5 preference of the images for reading thorax

回答項目	回答数
交流成分のみの画像 (Fig.11) が良い	0
交流成分へ10%の原画像成分を加えた画像 (Fig.12) が良い	2
交流成分へ100%の原画像成分を加えた画像 (Fig.13) が良い	8

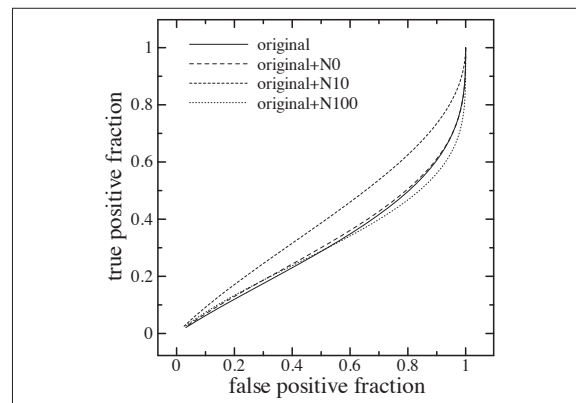


Fig.22 AFROC curves

Table 6 AUC

画像種	AUC
original	0.314
original + N0	0.323
original + N10	0.402
original + N100	0.305

数は減少傾向にあることがうかがえる。さらにTable 8の分布間距離を見る限り、鮮鋭化画像を組み合わせる場合は、おおむね原画像のみを観察する場合に比べて分布間の距離が縮まっており、評点の確信度に影響を与えていることが分かる。さらにFig.23およびFig.24の真陽性分布および偽陽性分布それぞれの確率密度関数からも、鮮鋭化画像が異常信号認識において真陽性分布における確信度の向上および偽陽性分布における確信度の低下がうかがえる。

Table 7 itemized list of the number of the recognition of abnormal signals and p value by the t-test

画像種	真陽性 所見数	偽陽性 所見数	偽陰性 所見数	p 値
original	619	38	17	-
original + N0	621	36	18	0.81
original + N10	626	26	12	0.61
original + N100	623	32	12	0.54

Table 8 distance between the both probably density functions

画像種	<i>d</i>
original	-0.38
original + N0	-0.29
original + N10	-0.05
original + N100	-0.25

4 考察

画像の好みに関するアンケート調査において、回答者の過半数はFig.13のような原画像に近い鮮鋭化処理を好む傾向がある。この傾向は、回答者の多くはSFシステムの画像に慣れ親しんでいるためであろうと考えられる。

一方、AFROC解析において、各曲線は右下に凸の曲線を描き各AUC値は0.5を下回った。この原因は肺血管陰影を主とする多様なエッジが標本中に数多く存在し、異常信号の線状影と類似しているため区別が困難であり、確信度の高い、あるいは評点の高い偽陽性所見が多く存在し、推定する偽陽性評点分布が真陽性評点分布を上回ったためと考えられる。このため曲線が対角線に近づくほど偽陽性所見が減少するという意味で高性能なシステムである。

Fig.23, Fig.24およびTable 8の結果から、鮮鋭化画像を組み合わせた観察方法は真陽性所見の確信度向上および偽陽性所見の低減が見られ、原画像のみを観察する方法に比べて高性能であることがうかがえる。よって臨床X線画像における異常像検出において、直流成分の除去は有効であることが示された。

しかしながら、Fig.11のように交流成分のみの画像の成績は予想外に伸び悩んだ。前述の偽陽性所見の増加傾向は原画像を含めて全ての鮮鋭化処理画像に対

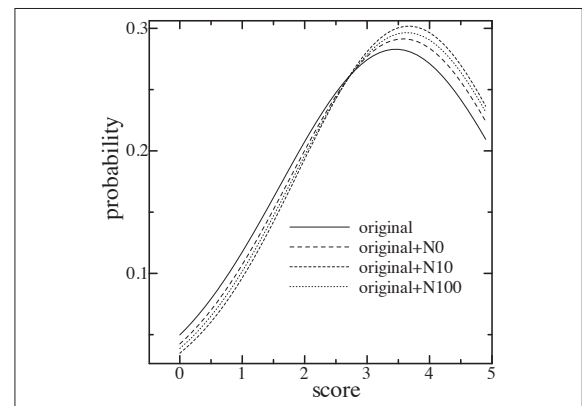


Fig.23 probably density function of the true positive fraction

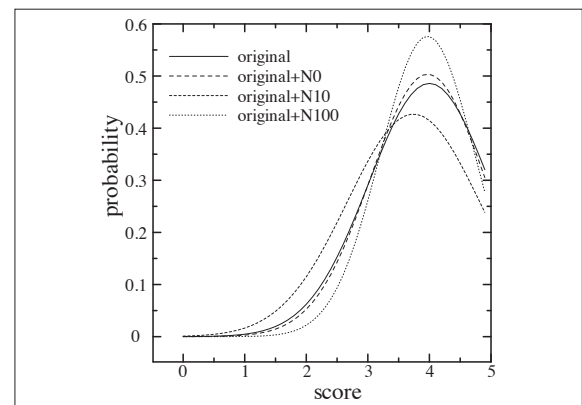


Fig.24 probably density function of the false negative fraction

して見られるが、この傾向はFig.11のような交流成分のみの画像においてより顕著になると考えられる。

当初、原画像における直流成分は読影を阻害すると考え、原画像から直流成分を除去することによって病変検出率が向上することを期待していたが、AFROC解析結果から直流成分の欠落により偽陽性所見を増加させる可能性が示唆され、Fig.12のように交流成分主体の画像においても適度な直流成分の加算は病変検出率を高める効果があると考えられる。

5 結語

本論文における提案は、CRの利点である可変周波数特性を積極的に活用することである。この特性を活用すれば多重解像度処理を用いた鮮鋭化処理により、直流あるいは低周波成分に含まれている大きな信号の振幅を抑え、低階調で広範な範囲を表示できる。臨床X線検査において胸郭領域のように直流成分が大きく変動するX線画像に対して、慣例像だけではなく交流

成分を主体とする鮮鋭化処理画像とともに読影することにより病変検出能力は向上する。

ただし、交流成分のみの画像は偽陽性を増加させる可能性があり病変検出能力が低下するため、交流成分画像へ適度な振幅の原画像成分を加算することにより病変検出能力のさらなる改善を期待できる。

6 臨床画像の利用について

本研究において使用した臨床画像の取り扱いについては、医療法人社団同仁会金光病院倫理審査委員会の許可および本人の同意を得て提供されており、また提供されたデータに対して個人情報保護を配慮し、厚生労働省の臨床研究に関する倫理指針ののっとり連結不可能匿名化処理を実施している。

7 謝辞

稿を終えるに当たり、主観評価にご協力いただいた医療法人社団同仁会金光病院医局および放射線科の諸兄、藤沢脳神経外科病院 田中正志診療放射線技師に深謝致します。

図の説明

- Fig.1 多重解像度処理のワークフロー
- Fig.2 移動平均フィルターのサポートサイズおよび周波数特性の変化
- Fig.3 鮮鋭化フィルターのサポートサイズおよび周波数特性の変化
- Fig.4 多重解像度処理における帯域通過フィルターの周波数特性の変化
- Fig.5 多重解像度処理における合成フィルターの周波数特性
- Fig.6 レナ
- Fig.7 アンシャープマスク処理
- Fig.8 多重解像度処理
- Fig.9 原画像
- Fig.10 胸郭領域における肋骨観察のための慣例像
- Fig.11 交流成分+原画像成分0%
- Fig.12 交流成分+原画像成分10%
- Fig.13 交流成分+原画像成分100%
- Fig.14 原画像および多重解像度処理画像Fig.11との差分
- Fig.15 原画像および多重解像度処理画像Fig.12との差分
- Fig.16 原画像および多重解像度処理画像Fig.13との差分
- Fig.17 Fig.11~Fig.13それぞれの多重解像度処理画像および原画像の水平方向における1次元の平均周波数特性
- Fig.18 原画像Fig.9の一部をトリミングした画像
- Fig.19 ACR認定乳房撮影用ファントム18-220のX線画像
- Fig.20 ACR認定乳房撮影用ファントム18-220のシェーマ
- Fig.21 異常信号認識試験標準画像
- Fig.22 AFROC曲線
- Fig.23 真陽性分布の確率密度関数
- Fig.24 偽陽性分布の確率密度関数

表の説明

- Table 1 原画像撮影機器および撮影条件
- Table 2 ACR ファントムX線画像取得条件
- Table 3 AFROC解析実験条件
- Table 4 胸郭用画像の必要性
- Table 5 胸郭用画像の好み
- Table 6 AUC
- Table 7 異常信号認識数の内訳およびt検定によるp値
- Table 8 両確率密度関数間の距離

参考文献

- 1) 医学大辞典. p.431, 南山堂, 1990.
- 2) 安居院猛: 画像工学の基礎. pp.36-pp.39, 昭晃堂, 1986.
- 3) 酒井幸市: Visual C#.NET & Visual Basic.NETによるデジタル画像処理の基礎と応用 -基本概念から顔画像認識まで-. pp.137-pp.161, CQ 出版社, 2003.
- 4) 黒川貴光 他: 胸部領域の撮影について考える -CR撮影の立場から-. 千葉放射線技術誌, No.21 1997.
- 5) Michael P. Ekstrom: Digital Image Processing Techniques. p.16, Academic Press, 1984.
- 6) 岩崎信之: FCR 画像処理解説書. 富士フィルムメディカル株式会社, 2001.
- 7) Azriel Rosenfeld and Avinash C.Kak: Digital Picture Processing Volume 1 Second Edition (Computer Science and Applied Mathematics). pp.365-pp.369, Academic Press, 1982.
- 8) 志村一男: 第56回総会学術大会サイエンス講座 理想のX線画像を目指して -マルチ周波数処理について-, 日放技学誌, 57巻, pp.796-802, 2001.
- 9) 畔柳宏之: 基礎講座 -第65 回総会学術大会 技術活用セミナーから- 画像処理パラメータを使いこなそう, 日放技学誌, 66 巻, pp.808-815, 2010.
- 10) Dev P.Chakraborty: Comparison of free-response and ROC analyses in modality comparison studies involving lesion localization, Medical Imaging 2002: Image Perception Observer Performance and Technology Assessment, Proc. SPIE, vol.4686, pp.210-218, 2002.
- 11) DC Edwards et al.: Maximum likelihood fitting of FROC curves under an initial-detection-and-candidate-analysis model. Medical physics, pp.2861-2870, 2002.
- 12) Dev P.Chakraborty: Recent advances in observer performance methodology: jackknife free-response ROC (JAFROC). Radiation Protection Dosimetry, vol.114, pp.26-31, 2005.
- 13) Extensions to Conventional ROC Methodology: LROC, FROC and AFROC. Journal of the ICRU 8 (1), pp.31-35, 2008.
- 14) Khurd P et al.: Ideal AFROC and FROC observers, IEEE Transactions of Medical Imaging. vol.29, pp.375-86, 2010.
- 15) F.Zanca et al.: Consistency of methods for analysing location-specific data. Radiation Protection Dosimetry, vol.139, pp.52-56, 2010.
- 16) 氏原真代 他: 画像数学入門 三角関数, フーリエ変換から装置まで. pp.224-230, 東洋書店, 1998.