

平成 25 年度学位申請論文

ソフトコピー診断における縮小画像の
視覚評価に関する研究

名古屋大学大学院医学系研究科
医療技術学専攻
(指導：小寺吉衛 教授)

井堀亜希子

概要

医療施設でのデジタル化および PACS(Picture Archiving and Communication Systems)運用により、画像診断形態はフィルムからモニタに移行し、普及している。これらフィルムレス環境の普及に伴い、デジタル画像表示装置のニーズが高くなっている。医用モニタは目的とする用途や使用される環境によって求められる表示品質が異なり、特にマンモグラフィ、胸部 X 線画像などの微細な陰影を正確に表示することが要求される読影用モニタには、従来の X 線フィルムと同等以上の高い表示品質が要求される。

しかし、マンモグラフィにおいては画素数が非常に多く、高精細モニタを用いても 1 画面に検出器で得られた全画素を表示することはできない。特に位相コントラストマンモグラフィ(phase contrast mammography: PCM)において拡大撮影を行う場合、画素数は約 7000 万画素(70 million pixel:70M)となり、マンモグラフィ用読影モニタとして推奨されている 500 万画素(5 million pixel:5M)のモニタを使用しても 1 画面で表示することは不可能である。したがって、1 画像表示するときはモニタにフィットするサイズに縮小して表示している。マンモグラフィの読影の際には、一般的に 1 画像を画面全体に表示して異常所見を見つけ、その部分を拡大して表示し読影するので、1 画像表示で異常所見を指摘できないと診断能の低下につながる。加えて、マンモグラフィの読影ではモニタの 1 画面に左右の乳房を表示させて 2 画像表示で読影を行うこともある為、表示される画像は元画像に比べて縮小率が高くなってしまう。

本研究では、現在医用画像表示用として一般的に用いられているモニタについて、作成したシミュレーション画像と撮影したファントム画像を使用した視覚評価実験を行うことにより、モニタ上の画像縮小率の違いがマンモグラフィの診断における信号検出能に及ぼす影響を調べることを目的とした。また、縮小率が同じ場合でも、その補間方法によって縮小後の画像の画質は異なるため、本研究では代表的な 3 種類の補間方法(ニ

アレストネイバー法, バイリニア法, バイキュービック法)を使用して縮小を行い, 補間方法の違いについても検討し最適な補間方法を検討した.

使用するモニタによって画素数が異なるので, 表示する画像の縮小率は変化する. どれくらいの大きさの信号が各縮小率にした場合に消失するか, あるいはどの程度のコントラストの信号が縮小によって検出できなくなるのか調べるためにシミュレーション画像を使用した視覚評価を行った. 作成した画像は円形信号の径とコントラストを変化させたバーガーファントムとした. 円形信号は, マンモグラフィ画像で描出される乳癌の微小石灰化を模している. また, PCM を用いた 24kV, 25mAs の撮影条件で均一曝射し, 半切サイズの一様画像を得た. この一様画像と作成したバーガーファントム画像を合成した画像をシミュレーション画像とした. 縮小率は 2M, 3M, 5M のモニタに PCM 画像を表示した時の縮小率とし, 5M のモニタ 1 画面に 2 画像表示した際の縮小率による信号検出能についても検討した. 結果, マンモグラフィ画像を読影する際に推奨される 5M モニタの画像サイズでは検出率が高い結果になったが, それよりも画像サイズが小さい場合は信号の検出率が低下した. 本実験ではすべて 5M のモニタで視覚評価を行ったので, 縮小の程度が大きくなるほど画像は小さくなり信号検出率に影響が出てしまったと考える. 縮小率が低い場合は, 小さくてコントラストが低い信号が検出できないという傾向がみられた. しかし縮小率が高い場合は, 必ずしも小さい信号が検出できないわけではなく, 縮小の方法によって検出できない信号の形に一定の傾向が見られた. 信号は検出し辛いのでなく, 画像が縮小されるときに, 周期的に信号が消失しており, 信号が消失する周期は補間方法によって異なっていた.

シミュレーション画像では各信号をマス目上に配置した画像を作成したので, 補間する際に隣の信号の干渉も受けて周期的に信号が消失してしまった. そこで次に, 視覚評価画像として実際にマンモグラフィ装置でファントムを撮影した画像を使用した実験を行った. 医療用ではない画像については, 補間方法の違いによる縮小画像の画質評価

は行われているが、X線画像，特にマンモグラフィ画像を縮小する場合の補間方法の違いについては今まであまり明らかにされていない．加えて，本研究では乳癌の所見である石灰化や腫瘍，線維を模した試料を内蔵したファントムを使った視覚評価を行うため，実際の読影条件に非常に近く，また，縮小率の違いによってどの程度の径の石灰化が消失するかという詳細な違いを検出することができる．これにより，非常に細かい石灰化を描出するのに最適な補間方法を見出すことが可能であるという点がこの研究の新規性として挙げられる．

本研究では，ファントム画像としてTissue-Equivalent Phantom Model 011AをPCMを用いて28 kV，50mAsで撮影した．自作ソフトを用いて撮影したファントム画像を縮小した．縮小率は2M，3M，5MのモニタにPCM画像を1画像表示した時の縮小率とした．

画像の評価としては，「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」による評価方法に基づき，スコアをつけた．結果，石灰化試料については検出できた個数は表示画像サイズが小さくなるにしたがって低下した．表示画像サイズが大きい場合には各補間方法に差は見られないが，表示画像サイズが小さくなるにつれて差がみられ，バイリニア法が他の方法に比べて検出率が高いという結果となった．腫瘍試料については，5Mサイズと3Mサイズに縮小した場合に検出率が高く，表示画像サイズが小さくなるにつれて検出率は低下した．この理由として，縮小率が高い場合には信号の消失が生じ，縮小率が低く画像が大きい場合には信号内のSNR(signal-noise ratio)が悪くなることが原因であると考える．線維試料については，縮小率の違いによる検出率の差は認められなかった．どの縮小率においても，バイリニア法の検出率が最も高くなった．

従来のアナログ法では，PCMで拡大撮影された画像をフィルム出力時に原寸大に縮小出力することにより高い鮮鋭性と粒状性を兼ね備えた最高画質を実現していた．デジタル法でPCM拡大撮影した画像を，フィルム出力した画像とモニタ表示した画像で

比較した。観察対象が腫瘍と線維の場合にはフィルムの検出能が顕著に高い結果となったが、石灰化の場合は差は認められなかった。

また、鮮鋭性の向上や空間分解能の向上という位相コントラスト効果は、フィルム出力せずモニタに縮小表示する場合にもみられるのか検討をおこなった。そして、位相コントラスト効果を引き出すのに最適な補間方法を検討した。腫瘍と線維については密着画像に比べて PCM 画像では顕著に検出能が高くなった。石灰化については全ての画像においてほぼ同等の検出能となった。PCM 画像をモニタで観察する場合には、腫瘍についてはバイリニア補間法による CNR(contrast-to-noise ratio)の向上によって検出能が高くなった。石灰化については分解能がモニタの画素サイズによって決定されるので、フィルム出力する場合のような分解能の向上はみられず検出能は密着撮影と同等であった。

本研究において使用した補間方法の中で、PCM 画像を縮小するのに最適な方法はバイリニア法であるといえる。モニタ診断における位相コントラストマンモグラフィの効果については、エッジ強調は明確には認められなかったが、PCM 撮影における腫瘍および線維の検出能は補間による平滑化効果の影響で CNR が増加したこと、エアギャップ効果によって PCM 画像のノイズが減少したことから密着画像に比べて有意に高い検出能を示した。

Summary

Medical image diagnostic systems are shifting from film to monitors. Especially because of the very small size of detected calcifications in mammography diagnosis, digital images require a fine pitch and a large matrix size. Therefore, 5-million (5M)-pixel liquid crystal displays (LCDs) are recommended for the interpretation of a mammography. In clinical practice, however, radiologists observing mammography images using LCDs of 2-million (2M) and 3-million (3M) -pixels for multi-modality workstations are not a minority.

When a mammography image is displayed on an LCD for the first time, the entire image is reduced in size. Radiologists diagnose breast cancer using mammograms. The entire image should be displayed to enable the identification of any abnormality. The diagnostic performance decreases when the entire image is not displayed on the LCD. In addition, images of both breasts are displayed on the LCD simultaneously; therefore, the image reduction rate of two images displayed on LCD increases in comparison with that of single image displayed on LCD. The LCDs with 2M- and 3M-pixels, which have much fewer than 5M pixels, would be likely to have lost the images of microcalcifications.

We visually evaluated mammography images displayed on LCDs with different numbers of pixels that are commonly used in hospitals. We aimed to examine the extent to which signal detection decreased when images were viewed on LCDs with fewer pixels, and to investigate whether the signal detection rate was reduced for displays on the recommended 5M-pixel LCD. Magnified images obtained by Phase contrast mammography (PCM) have approximately 70-million (70M) -pixels. For phase-contrast imaging, the object, and the X-ray detector are located at a certain distance from each other, which is characteristic of magnification radiography. Since a PCM image has the largest numbers of pixels among medical images, we used a PCM image as the original image in this study. PCM has the highest image resolution from using a 14"×17" photostimulable phosphor plate and reading at a 43.75- μ m-pixel pitch. In the analog method, by reducing the film size and output images, the PCM images show the highest quality of sharpness and graininess, an edge emphasis effect on the object, and the highest image resolution at 25- μ m-pixel

pitch. However, when the image is displayed on the LCDs, the image is reduced in size but the resolution remains unchanged.

We investigated the observed effect of improved spatial resolution and phase contrast improvement in sharpness when an image is displayed on an LCD.

In addition, a variety of interpolation methods can be used to reduce images but the image interpolation method currently used in the medical field is generally the bilinear method. In this study, images were reduced using bilinear interpolation and other methods of interpolation to determine a method that does not reduce the signal detectability even for a high reduction ratio. We investigated the optimal interpolation method for deriving the phase-contrast effect.

We examined the influence of differences in LCD image-reduction rates on the signal-detection performance by observational experiments. We created a simulated image of microcalcifications similar to Burger's phantom, which changes the diameter and contrast of round signals. A round signal imitates a microcalcification in a mammographic image. The simulated image was merged to an image uniformly exposed by PCM at 24 kV and 25 mAs. Its matrix size was the same as that of the PCM image. The image-reduction rate was calculated as the ratio of the number of pixels per LCD to that per reduced image when the simulated image was displayed on LCDs of 2-, 3-, and 5M-pixels. Moreover, we examined the signal-detection rate at specific image-reduction rates when displaying right and left mammographic images simultaneously on a 5M-pixel LCD.

The 5M-pixel LCD is recommended for diagnosing mammographic images because the signal-detection rate at this size is higher than that at the other sizes. However, the signal-detection performance deteriorates as the image-reduction rate increases. When the image-reduction rate is high, signals disappear in the reduction process because of their small size. In general, the size of an image does not change because it is displayed on an LCD suitable for its size. However, in this study, we displayed all the images on a 5M-pixel LCD. Therefore, the entire image reduced as the image-reduction rate increased and the difference in the image size influenced the signal-detection performance.

Many researchers have investigated the phase contrast effect, and have reported

that the image quality performance of a digital PCM system would exceed that of the conventional film-screen mammography system. However, there have not been many studies examining whether the PCM effect is acceptable for the soft copy diagnosis.

The PCM images of the Tissue-Equivalent Phantom Model 011A manufactured by Computerized Imaging Reference Systems (CIRS, Norfolk, VA, USA) were recorded using the PCM equipment at 28 kV and 50 mAs. The phantom is realistically shaped and has the tissue equivalency of an average, firm breast. Breast detail components closely mimic the radiographic properties and shapes of normal and pathological breast structures. The phantom image was reduced using three interpolation methods. The image-reduction rate was calculated as the ratio of the number of pixels per LCD to that of the reduced image when the phantom image was displayed on LCDs of 2-, 3-, and 5M-pixels. The observers followed the detailed procedures outlined in the ACR's Mammography Quality Control Manual to score phantom images. Among all the interpolation methods, the bilinear method has the highest detection rate for almost all image reduction rates. The detectability of the nearest neighbor method is low, and significantly lower detectability was observed when interpolation was performed for higher reduction rates. The detectability of calcifications decreases as the image is reduced in size. The mass detection rate was the highest for the bilinear reduction of the 3M-pixel image and the 5M-pixel image. For almost every size, the bilinear method increased the detection rate and the nearest neighbor method had the lowest detection rate.

The diagnostic images are then reduced during printing to the actual object size with a pixel size of 25- μ m on dry-processed film. PCM images show the highest quality of sharpness and graininess, an edge emphasis effect on the object, and the highest image resolution on film. We compared the film output image and the image displayed on the 5M-pixel LCD. The detectability of masses and fibers in the film output images were significantly higher than those observed in displayed on the 5M-pixel LCD.

We investigated the observed effect on spatial resolution and contrast when conventional or phase contrast mammograms are viewed on an LCD. The

detectability of masses and fibers in the PCM images were significantly higher than those observed in conventional mammography. No differences in the detection of microcalcifications were found between the conventional images and the PCM images. In the soft copy diagnosis, only interpolated data, not raw data, is displayed on the monitor. Therefore, the resolution is determined by the pixel size of the monitor. Improvement of the spatial resolution and sharpness is not permitted, and microcalcifications did not show a contraction effect. In the image reduction, the resolution was decreased by thinning out a pixel. No effect of edge enhancement by refraction contrast or the impact of the shape was observed in soft-copy diagnosis. In order to acquire the PCM effect, it is necessary to separate a detector from the breast and to obtain enlarged radiographic images. Thus, an air gap eliminates the scattering of X-rays in the PCM. The noise was decreased with the PCM image after using the air gap method, and this made it easier to detect masses and fibers. In addition, the bilinear method could be used to calculate the mean of neighboring pixels, providing a smoothing effect. Because noise is decreased by smoothing, the rate of detection with the bilinear method increased.

目次

第 1 章 総論.....	12
第 2 章 ソフトコピー診断.....	14
2.1 液晶モニタ	15
2.2 モニタのグレースケール表示	15
2.3 マンモグラフィ画像の表示	16
第 3 章 X線位相イメージング.....	18
3.1 原理	19
3.2 マンモグラフィへの応用	20
3.3 位相 X 線イメージングによる鮮鋭度向上	21
第 4 章 補間方法.....	22
4.1 ニアレストネイバー法	23
4.2 バイリニア法	24
4.3 バイキュービック法.....	25
第 5 章 マンモグラフィ評価ファントム	27
5.1 Tissue-Equivalent Phantom Model 011A	28
5.2 ファントムの評価方法	29
第 6 章 シミュレーション画像による視覚評価.....	31
6.1 総論	32
6.2 方法	32
6.2.1 シミュレーション画像作成.....	32
6.2.2 縮小率	33
6.2.3 観察実験.....	34
6.3 結果	35
6.4 考察	39
6.5 結語	41

第7章 縮小率の比較	42
7.1 総論	43
7.2 方法	43
7.2.1 ファントム画像作成	43
7.2.2 観察実験	44
7.2.3 空間分解能の評価	45
7.2.4 standard deviation (SD)値測定	45
7.3 結果	46
7.3.1 読影スコア	46
7.3.2 空間分解能	48
7.3.3 standard deviation (SD)値	48
7.4 考察	49
7.5 結語	50
第8章 5M モニタと 2M モニタの比較	51
8.1 総論	52
8.2 方法	52
8.2.1 ファントム画像作成	52
8.2.2 観察実験	53
8.3 結果	54
8.4 考察	56
8.5 結語	56
第9章 フィルムと 5M モニタの比較	57
9.1 総論	58
9.2 方法	58
9.2.1 ファントム画像作成	58
9.2.2 観察実験	59
9.3 結果	60
9.4 考察	61
9.5 結語	62

第 10 章	PCM 拡大撮影と密着撮影の比較	63
10.1	総論	64
10.2	方法	64
10.2.1	画像の作成	64
10.2.2	観察実験	66
10.2.3	空間分解能の評価	67
10.2.4	contrast-to-noise ratio (CNR)	67
10.2.5	腫瘍と線維のプロファイル測定	68
10.3	結果	69
10.3.1	読影スコア	69
10.3.2	空間分解能	71
10.3.3	contrast-to-noise ratio (CNR)	72
10.3.4	腫瘍と線維のプロファイル	74
10.4	考察	77
10.5	結語	81
第 11 章	まとめ	82
11.1	全体総括	83
11.2	今後の課題	84
謝辞		85
References		87

第 1 章

総論

第 1 章 総論

医療施設でのデジタル化および PACS(Picture Archiving and Communication Systems)運用により，画像診断形態はフィルムからモニタに移行し，普及している．これらフィルムレス環境の普及に伴いデジタル画像表示装置のニーズが高くなっている．医用モニタは目的とする用途や使用される環境によって求められる表示品質が異なり，特にマンモグラフィ，胸部 X 線画像などの微細な陰影を正確に表示することが要求される読影用モニタには，従来の X 線フィルムと同等以上の高い表示品質が要求される．しかし，マンモグラフィにおいては画素数が非常に多く，高精細モニタを用いても 1 画面に検出器で得られた全画素を表示することはできない．特に位相コントラストマンモグラフィ(phase contrast mammography: PCM)において拡大撮影を行う場合，画素数は約 7000 万画素(70 million pixel:70M)となり，マンモグラフィ用読影モニタとして推奨されている 500 万画素(5 million pixel:5M)のモニタを使用しても 1 画面で表示することは不可能である．したがって，1 画像表示するときはモニタにフィットするサイズに縮小して表示している．マンモグラフィの読影の際には，一般的に 1 画像を画面全体に表示して異常所見を見つけ，その部分を拡大して表示し読影するので，1 画像表示で異常所見を指摘できないと診断能の低下につながる．

本研究では，現在医用画像表示用として一般的に用いられているモニタについて，作成したシミュレーション画像と撮影したファントム画像を使用した視覚評価実験を行うことにより，モニタ上の画像縮小がマンモグラフィの診断における信号検出能に及ぼす影響を調べることを目的とした．また，補間方法によって縮小後の画像の画質は異なるため，補間方法の違いについても検討し最適な補間方法を検討した．本研究は名古屋大学大学院医学系研究科生命倫理委員会の承認を得ている(承認番号 10-309)．また，本研究に関連して，開示すべき利益相反はない．

第 2 章

ソフトコピー診断

第2章 ソフトコピー診断

2.1 液晶モニタ

医療機関では電子カルテや PACS の普及が進み、画像診断はソフトコピー診断へと移行しており、液晶ディスプレイ(liquid crystal display: LCD)装置は不可欠となっている。

近年、LCD の性能は著しく向上しており、12 ビット多階調同時表示を実現した LCD [1]や画素を構成するサブピクセルの特殊な駆動技術により超高解像度を実現した LCD[2]も市販されている。これらの LCD の性能についてはいくつかの研究成果の報告がある[3-8]。一方、視覚評価では LCD を使用したデジタルマンモグラフィや胸部単純 X 線写真の観察実験の結果が報告されており、その中でマンモグラフィの微小石灰化の診断については 5M 以上の高解像度 LCD の有用性が示されている[9,10]。LCD モニタは、陰極線管(cathode ray tube: CRT)モニタと異なり表示画素が固定されているので、モニタを選択した時点で解像度が決定する。ピクセルの形状はメーカー、サイズ、方式によって LCD パネルごとに異なる。空間解像度に関して、LCD は画素が固定であり開口部がほぼ一様に発光しているため、modulation transfer function(MTF)は CRT モニタと比較し高い値を示し[7,11]、個体差や経年変化がほとんど無い。

2.2 モニタのグレースケール表示

Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)は米国放射線学会(American College of Radiology: ACR)と北米電子機器工業会(National Electric

Manufacturers Association: NEMA)によって定められた医用画像機器のネットワーク規格である。DICOMは part1 から 16 まで存在し、Part14 にグレースケール画像の表示のための標準表示関数が明記してある。その目的は、全ての画像表示システムのための適切なグレースケール標準関数を、人間工学的に計測して数学的に定義することである。人間の目は画像の明るい領域よりも暗い領域において相対的に高い感度を示す特性を持つため、単純な関数で表すことはできない。そこで、一つひとつの階調に対して、輝度が変わったと人間の目で感じられる輝度を全て測定し、平均的人間観察者が識別可能な最小の輝度差は just noticeable difference(JND, 最小弁別閾)と呼ばれる。grayscale standard display function(GSDF) [12]とは、与えられたターゲットの輝度差を 1 JND と定義したものであり、人間に感じられる輝度の差がどの階調間でも等しく感じられる階調特性である。各モニタの階調特性をこの GSDF に合わせて補正表示すれば、全てのモニタにおいて人間工学的に滑らかな表示が可能である[13]。最近の医療用のモニタ品質規格では GSDF を基本特性としている[9]。

2.3 マンモグラフィ画像の表示

LCD では画素信号の画素数と表示モニタの画素数を 1 対 1 で表示しないと表示画質が低下する場合があります。しかし、デジタルマンモグラフィの読取ピッチは小さく、画像の画素数が非常に多くなるのでモニタの画素数とは一致しない。つまり現在の LCD では、マンモグラフィの画像全体を表示するとき画像を 1 対 1 で実寸表示できないことになる。全体を表示するためには縮小する必要がある。モニタの画素数が少なくなれば、より縮小する割合が増大する。読取サイズが小さくなる場合も同様である。5M モニタの 1 画像表示した場合の拡大率よりも 200 万画素(2 million pixel:2M)モニタ

に 1 画像表示した場合の拡大率の方が大きい. 読影は様々な方法で行われるので単純に論ずる訳にはいかないが, 5M モニタでの 1 画像表示で読影可能であれば, 2M モニタの 1 画像表示も使えると考える. また縮小時にビューワがどのような処理(平均化, 間引き等)を行うかについても評価が必要である[14].

第 3 章

X 線位相イメージング

第3章 X線位相イメージング

3.1 原理

X線が物体を通過すると、光電効果やコンプトン効果によってX線エネルギーが吸収される。このX線エネルギーの吸収に起因する画像の濃度差は吸収コントラストとよばれ、これがX線画像形成の原理である。一方、X線は物体を通過すると位相にズレが生じ、この位相のズレに起因して生ずる画像の濃度差が位相コントラストと呼ばれている。この位相コントラストを描出するX線画像撮影がX線位相イメージングである[15]。

これまでX線は電磁波の性質をもっているが、同じ電磁波の光とは異なり干渉や屈折を起こさないと考えられてきた。しかし近年X線は物体を通過する際に非常に小さい角度で干渉や屈折することがわかってきた。X線位相イメージングは、位相差を利用する方法[16]と屈折によるエッジ効果を利用する方法がある。後者はX線が物体を透過するときに生じる屈折効果を利用して画像を作っている。画像を撮影する際にX線源と被写体との距離および被写体とX線検出器との距離を離すことで、従来の吸収コントラストに屈折コントラストが加わり、被写体の輪郭や内部構造の境界を強調した画像が得られる[17-19](Fig.3.1.1)。屈折コントラストは医療で使用されている小焦点X線管を利用することで可能である。また、屈折コントラストの発現する条件として、エッジ強調が画像の半影を凌駕するような距離の設定が必要である。焦点寸法が $100\mu\text{m}$ の場合、理論的には焦点－被写体間距離を 0.5m 以上、被写体－X線検出器間距離を 0.25m 以上にすると屈折コントラストが発現すると報告されている[20]。

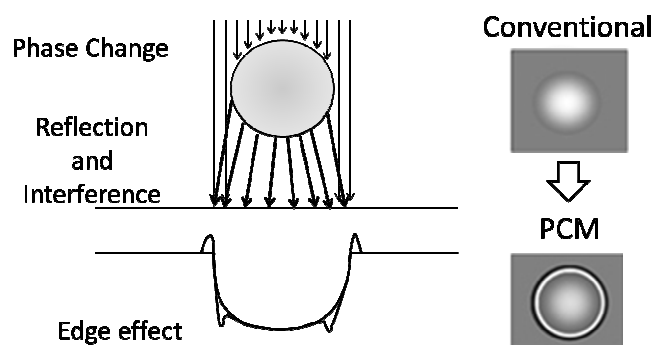


Fig.3.1.1 : The edge enhanced image by phase contrast

(出典) 大原弘, 他“位相コントラスト乳房X線画像技術の開発”, KONICA TECHNICAL REPORT, VOL.15, 2002

3.2 マンモグラフィへの応用

PCM は従来から用いられている物体透過後の X 線強度の変化による画像コントラストである吸収コントラストの他に, X 線のもつ波としての性質を利用し, 物体透過後の位相変化によって生ずる X 線の屈折や干渉を利用した位相コントラストを用いた撮影技術である[21]. 位相コントラストは吸収コントラストより約 1000 倍感度が高いといわれている[22]. 密度の大きいカルシウムやアルミニウムの場合は 100 倍から 1000 倍以下であるが, ポリエチレンやエタノールなどの密度の小さい物質に対しては 1000 倍を超えている. このことから密度が大きく X 線を多く吸収する骨などは吸収コントラストで鮮明に描写される一方, 密度が小さく従来の吸収コントラストがつきづらい軟部組織などでは位相コントラストによって描写される. したがって, 位相コントラスト技術は軟部組織で構成される乳房の X 線撮影に有用である.

マンモグラフィの中でも位相コントラスト乳房撮影では半切カセットによる撮影と 43.75 μm 読み取りにより, 約 7000 万画素もの超高密度な画像データを取得する.

3.3 位相 X 線イメージングによる鮮鋭度向上

位相イメージングによる鮮鋭度の向上は、拡大撮影によるリスケーリング効果と、位相コントラストによる効果によって得られる。PCM では画素サイズ $25\ \mu\text{m}$ を実現することで、より高精細な画像を形成することを可能とした。読み取り部においては $43.75\ \mu\text{m}$ で読み取りを行うが、単に画素サイズを細かくするだけでは、輝尽励起レーザ光のプレート内での拡がりの影響により、高精細化の効果はそれほど大きくはならない。しかしながら、 $43.75\ \mu\text{m}$ で読み取った画像をフィルム出力する際に $25\ \mu\text{m}$ で実寸大に書き込むことによる画像縮小効果を含んだ高精細化で、単なる画素サイズの高精細化に比べてレーザ拡がりやプレート粒子の影響を低減することを可能とした(Fig.3.3.1)。

リスケールすることで、その応答特性が高周波側に延びる結果、MTF が向上する[23]

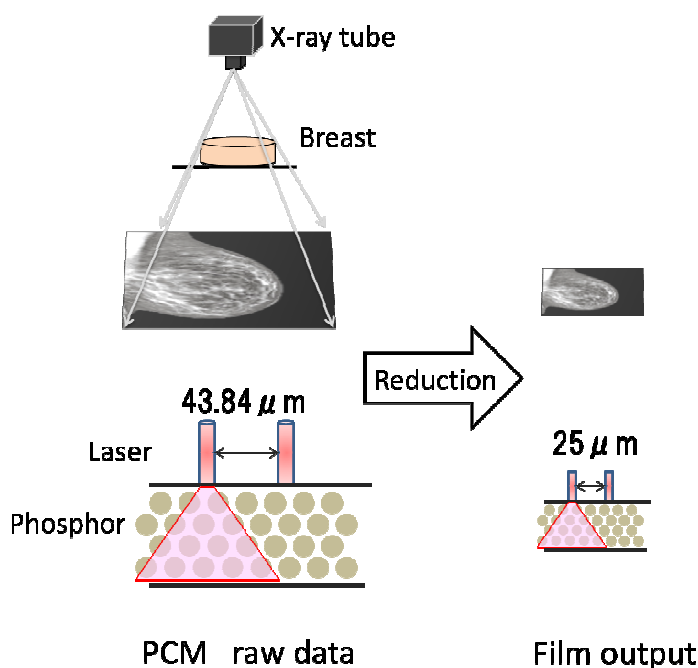


Fig.3.3.1: The re-scaling effect

(出典)長束澄也，他；“位相コントラスト技術を用いた乳房 X 線撮影デジタルシステムの開発”，KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT, VOL.2, 2005

第 4 章

補間方法

第 4 章 補間方法

4.1 ニアレストネイバー法

ニアレストネイバー法は Fig.4.1.1 に示すように内挿したい位置に最も近い画素の値をそのまま利用する最も単純な方法である．値を求めたい位置を (x, y) とすると，画素値 $I(x, y)$ は次式によって求められる．

$$I(x, y) = f([x+0.5], [y+0.5]) \quad (4.1.1)$$

ただし， $f(x, y)$ は入力画像の座標 (x, y) における画素値を表す．また， $[]$ はガウス記号で，小数点以下を切り捨てて括弧内の最大整数値を出力する意味を表す．

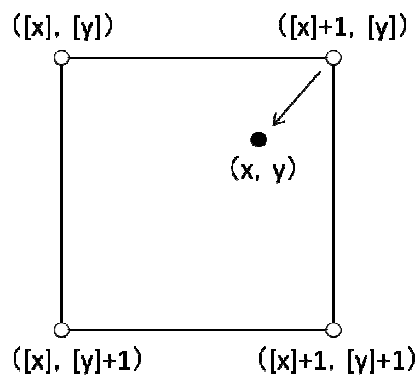
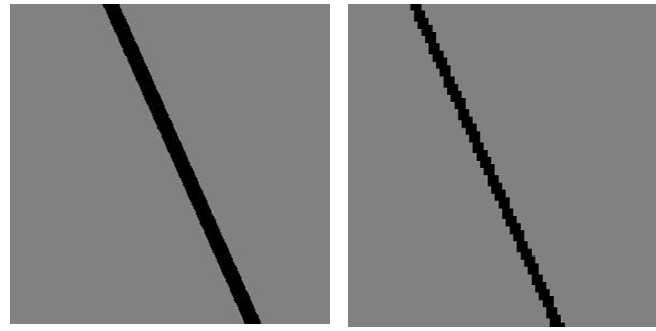


Fig.4.1.1: Nearest-neighbor method

この方法では，画像の回転時などになめらかなエッジがギザギザになるジャギーが発生しやすいという欠点はあるが，原画像の値が保存され処理が高速であるという利点がある．ジャギーが発生している画像の例を Fig.4.1.2 に示す．



Raw data

Jaggy noise

Fig.4.1.2: Jaggy noise

4.2 バイリニア法

バイリニア法は線形補間法とも呼ばれ、Fig.4.2.1 に示すように内挿したい位置の周囲 4 画素の値を用い、次式で求めた値を内挿する方法である。

$$\begin{aligned}
 I(x, y) &= ([x] + 1 - x \quad x - [x]) \begin{pmatrix} f([x], [y]) & f([x], [y] + 1) \\ f([x] + 1, [y]) & f([x] + 1, [y] + 1) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} [y] + 1 - y \\ y - [y] \end{pmatrix} \\
 &= ([x] + 1 - x)([y] + 1 - y)f([x], [y]) + (x - [x])(y - [y])f([x], [y] + 1) \\
 &\quad + ([x] + 1 - x)(y - [y])f([x], [y] + 1) + (x - [x])(y - [y])f([x] + 1, [y] + 1)
 \end{aligned}
 \tag{4.2.1}$$

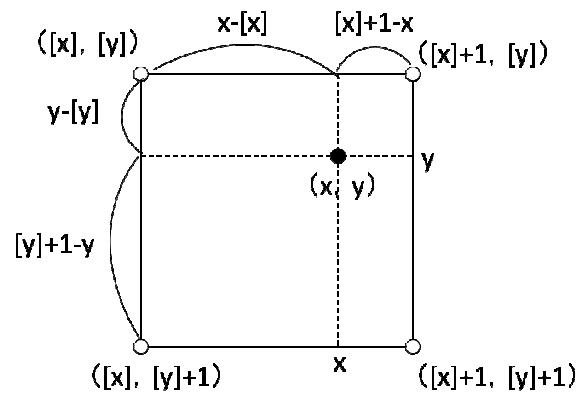


Fig.4.2.1: Bilinear method

この方法では、周囲 4 画素の値の重み付きの平均値を求めることになるため、平滑化の効果が表れる。ニアレストネイバー法と比べると、原画像のデータが壊される欠点があるが、ジャギーが目立たなくなるという利点がある。

4.3 バイキュービック法

バイキュービック法は Fig.4.3.1 に示すようにバイリニア法よりも高精度の補間を行うために、周囲の 16 個の画素の濃度値から、三次関数を用いて補間する。補間関数 $h(t)$ は標本化定理で現れる sinc 関数の三次の多項式近似式である。

$$I(x, y) = \begin{pmatrix} h(x_1) & h(x_2) & h(x_3) & h(x_4) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_{11} & f_{12} & f_{13} & f_{14} \\ f_{21} & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ f_{31} & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ f_{41} & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} h(y_1) \\ h(y_2) \\ h(y_3) \\ h(y_4) \end{pmatrix} \quad (4.3.1)$$

ただし

$$h(t) = \frac{\sin \pi t}{\pi t} \sim \begin{cases} (a+2)|t|^3 - (a+3)|t|^2 + 1 & (0 < |t| \leq 1) \\ a|t|^3 - 5a|t|^2 + 8a|t| - 4a & (0 < |t| \leq 2) \\ 0 & (2 \leq |t|) \end{cases} \quad (4.3.2)$$

このとき、 a は補間関数の性質を制御する変数であり、この値が 0 に近くなるほど鮮鋭化の効果は低くなる傾向がある。本実験では $a = -0.5$ とした。

$$\begin{cases} x_1 = 1 + x - [x], & y_1 = 1 + y - [y] \\ x_2 = 1x - [x], & y_2 = y - [y] \\ x_3 = [x] + 1 - x, & y_3 = [y] + 1 - y \\ x_4 = [x] + 2 - x, & y_4 = [y] + 2 - y \end{cases} \quad (4.3.3)$$

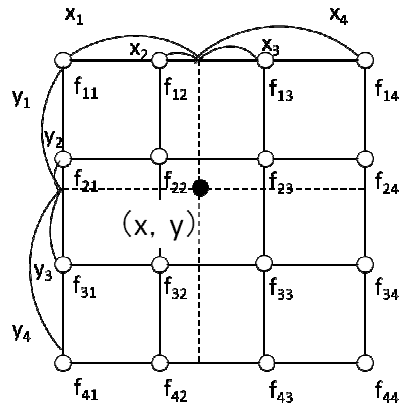


Fig.4.3.1: Bicubic method

この方法は原画像のデータが壊されることやリングングが発生すること、処理が低速であるという欠点はあるが、画像の平滑化と同時に鮮鋭化を行う効果もあるため、理論上はボケのない元のデータが完全に復元される利点がある[24]。リングングとは負の値をもつ補間関数を用いた場合に、画像では濃淡の振動が発生する現象であり、とくに画像のエッジ部分で発生して高次のフィルタを使用するほど広範囲に振動が広がる。リングング画像の例を Fig.4.3.1 に示す[25]。

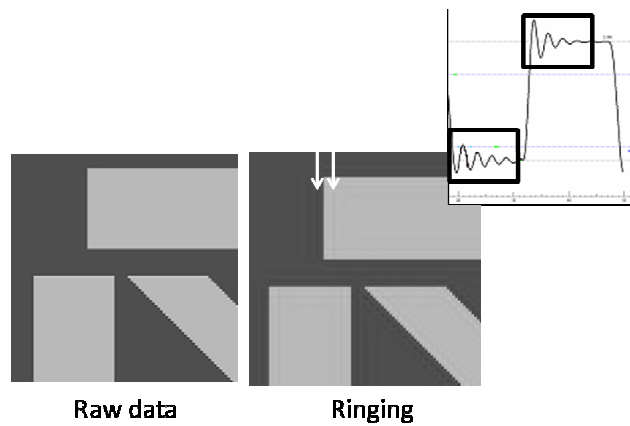


Fig.4.3.1: Ringing

第 5 章

マンモグラフィ評価ファントム

第 5 章 マンモグラフィ評価ファントム

5.1 Tissue-Equivalent Phantom Model 011A

本研究で使用した Tissue-Equivalent Phantom Model-011A の仕様を Fig.5.1.1 に示す. このファントムには模擬腫瘍, 模擬石灰化, 模擬線維, ラインペアターゲット, edge of beam location target, sep wedge が含まれる[26-29]. 本実験ではこの中から, 乳癌の所見として見られる病変を模した信号である模擬腫瘍, 模擬石灰化, 模擬線維を観察対象とした. これらの信号サイズを Table 5.1.1 に示す.

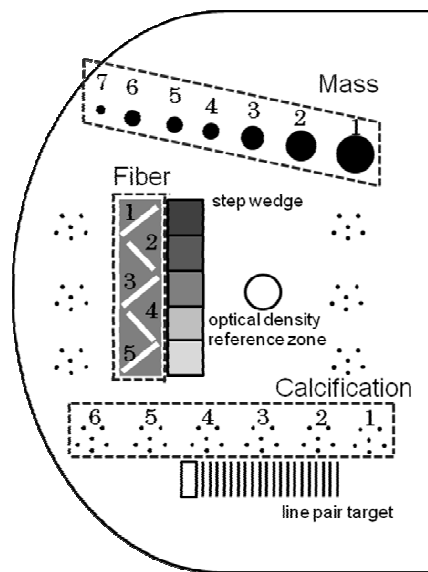


Fig.5.1.1: Certification Phantom CIRS, model 011-A used for experimental tests. We observed seven masses, five fibers, and six groups of six microcalcifications.

Table 5.1.1: The phantom approaches the desirable features

CaCo ₃ specks grain size(mm)	Nylon Fibers diameter size (mm)	Hemispheric Masses 75% glandular 25% adipose thickness (mm)
1. 0.400	1. 1.25	1. 4.76
2. 0.275	2. 0.83	2. 3.16
3. 0.230	3. 0.71	3. 2.38
4. 0.196	4. 0.53	4. 1.98
5. 0.165	5. 0.30	5. 1.59
6. 0.130		6. 1.19
		7. 0.90

5.2 ファントムの評価方法

本実験では、ファントムの評価は「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」(乳房撮影精度管理マニュアル(改定版)[30], 日本放射線技術学会叢書, 1997年)による評価方法に基づきスコアをつけた(Table 5.2.1). ファントムには七つの腫瘍, 五つの線維および石灰化の六つのグループが含まれており, スコアは観察対象ごとに合計されるので, 腫瘍の最高得点は 7, 線維は 5, 石灰化は 7 となる.

本研究で扱うデータは観察者のスコアの平均値であり, データは量的変数(間隔尺度)を使う. また, パラメトリック検定の場合, 前提条件として「母集団の分布が正規分布であること」が必要となる. 母集団の分布の形状に関わらず, そこから個数の多いサンプルを複数回取るとその「サンプル集団は正規分布になる」という中心極限定理に基づいて, 観察者数(サンプル数)を多く取ることで, 本研究の統計分析は一元配置分散分析(One-way analysis of variance(ANOVA))により群間の相違の有無を検定した. 分散分

析では対象とする全群に対して一度に検定を行うため、測定値に差があるかどうかの検定はできるが興味のある対の比較に関しては情報が得られない。そこで、有意差を認める場合はすべての2群間の差を検定する Tukey-Kramer 法により多重比較検定を行い、 p 値 <0.05 は、統計的に有意差があると考えた。

Table 5.2.1: The observers followed the detailed procedures outlined in the ACR's Mammography Quality Control Manual to score phantom images.

	Observation	score
Fibers	target completely visible	1
	at least half of target visible	0.5
	target not visible	0
Masses	round periphery of target visible for a full point and generally circular	1
	target has less contrast and is not generally circular	0.5
	target not visible	0
Microcalcifications	four or more specks visible in a group	1
	only three or two specks visible in a group	0.5
	visible specks less than two or no specks not visible	0

第 6 章

シミュレーション画像による 視覚評価

第 6 章 シミュレーション画像による 視覚評価

6.1 総論

本研究では、現在医用画像表示用として一般的に用いられているモニタについて、シミュレーション画像を使用した視覚評価実験を行うことにより、どの程度の大きさの信号が縮小によって消失するのか、あるいはどの程度のコントラストの信号が縮小によって検出できなくなるのかを調べることを目的とした。画像を 1 画像表示する場合、使用するモニタの解像度により縮小率が異なるので、モニタの解像度の違いによる信号検出能について検討した。また、縮小率が同じ場合でも、その補間方法によって縮小後の画像の画質は異なるため、補間方法の違いについても検討し最適な補間方法を見出すことを目的とした。

6.2 方法

6.2.1 シミュレーション画像作成

視覚評価に使用する画像としてシミュレーション画像を作成した。作成した画像は円形信号の径とコントラストを変化させたバーガーファントムである。マンモグラフィで検出される乳癌の所見の一つは石灰化であり、その大きさは 0.2mm から 0.5mm である[31]。円形信号は、マンモグラフィ画像で描出される乳癌の微小石灰化を模している。このバーガーファントムの縦方向の信号は円形信号の直径を 18 段階(1pixel～

200pixel)で指数関数的に変化させて配置した. 横方向の信号は Background(0)から 5 % きざみで 16 段階にコントラストを変化させた[32]. 画像内には 288 個の円形信号が配置されている. また, PCM で 24 kV, 25 mAs の撮影条件で均一曝射し, 半切サイズの一様画像を得た. この一様画像と作成したバーガーファントム画像を合成した画像をシミュレーション画像とした(Fig.6.2.1).

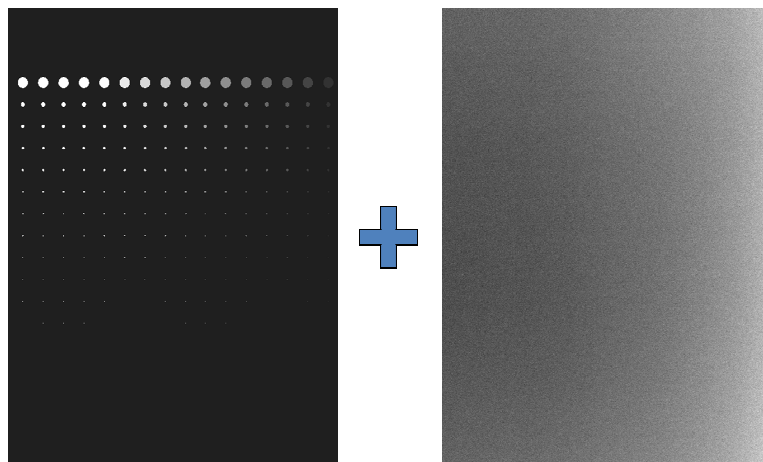


Fig. 6.2.1. Simulation image. 18 rows and 16 columns. The contrast of a left signal is higher than that of the right. The diameter of the signal is going below small. It is difficult to detect a signal located in lower and right.

6.2.2 縮小率

自作ソフトを用いて, 作成したシミュレーション画像を縮小した. 縮小率は 2M, 3M, 5M のモニタに PCM 画像を 1 画像表示した時の縮小率とした. また, 5M のモニタ 1 画面に 2 画像表示した際の縮小率による信号検出能についても検討した.

医療用読影モニタとして臨床で使用されているモニタの画素数と PCM 画像をモニタに

表示した場合の縮小率を Table 6.2.1 に示す.

Table 6.2.1 : Image-reduction rate

LCDs	Number of pixels of LCDs	Reduction rate	Number of pixels of reduced images
2M	1200×1600	16.87%	1194×1599
3M	1536×2048	21.60%	1529×2047
5M	2048×2560	27.00%	1911×2559
5M (split-screen display)	1024×2560	14.46%	1023×1370

縮小する際の補間法を変えて、最適な補間法について検討した. 補間法はニアレスト
ネイバー法, バイキュービック法, バイリニア法の 3 種類を用いた[33].

6.2.3 観察実験

画像を読影する環境としてモニタ診断の場合も部屋の明るさにより見え方が変化する
ため, 照度を測定し約 50 lx に設定した. この準暗室内において 5M の液晶モニタ上
にビューワソフト ImageJ を用いて縮小後の画像をモニタに 1 画像表示し, 各画像のヒ
ストグラムから同一濃度になるよう Window Width と Window Level を決定して固定
し, 観察距離や時間は観察者により任意に選択可能とした. 観察実験には解像度 5M モ
ノクロ LCD(MS5112, TOTOKU 社)を使用した. この LCD は日本画像医療システム工
業会規格(Japanese Engineering Standards of Radiological Apparatus : JESRA)の
X-0093²⁰⁰⁵ の管理グレード 1 を満たしている. 観察画像は読影順序効果を排除するた
めに読影順序がランダムになるよう配置し, 観察者によってさらに順序を変更した. 観察

者は医用画像について学ぶ放射線技術科学専攻の大学生 10 名を対象とした。観察する画像は 12 枚で、表示する順番はランダムとした。観察者は表示された画像を観察し、一つ一つの信号が検出できるかどうかを回答した。全ての信号数に対する検出された信号の数の比を信号検出率とした。

画像の見え方と得点のつけ方を統一するために観察者には予備実験として 3 枚の画像を提示し、練習を行ってから読影実験を開始した。

6.3 結果

信号検出能の比較の結果を Fig.6.3.1 に示す。それぞれの補間方法において画像が小さくなるほど信号検出率は低下した。2M サイズと 5M2 分割サイズのニアレストネイバー法を用いて縮小した場合の検出率にほとんど差は見られなかったが、それ以外では全て有意差が認められた。

補間方法の違いにおける信号検出能の比較の結果を Fig.6.3.2 に示す。5M サイズのように画像が大きい場合はニアレストネイバー法が最も低い信号検出率を示し、5M2 分割サイズのように画像が小さい場合にはバイキュービック法が最も低い信号検出率となった。

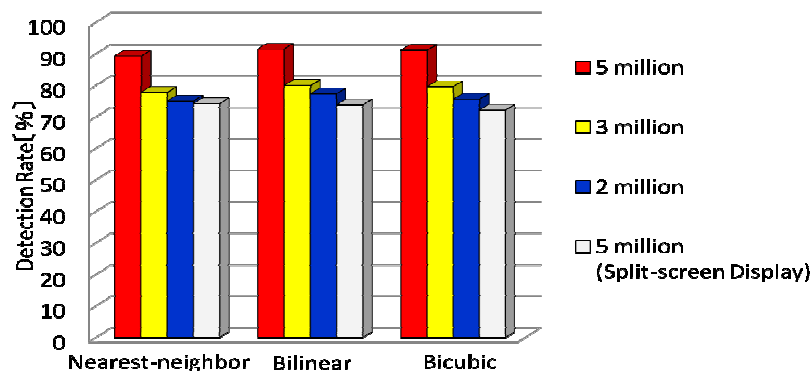


Fig.6.3.1: Results of the observational experiment for comparing the signal-detection performances among the image-reduction rates.

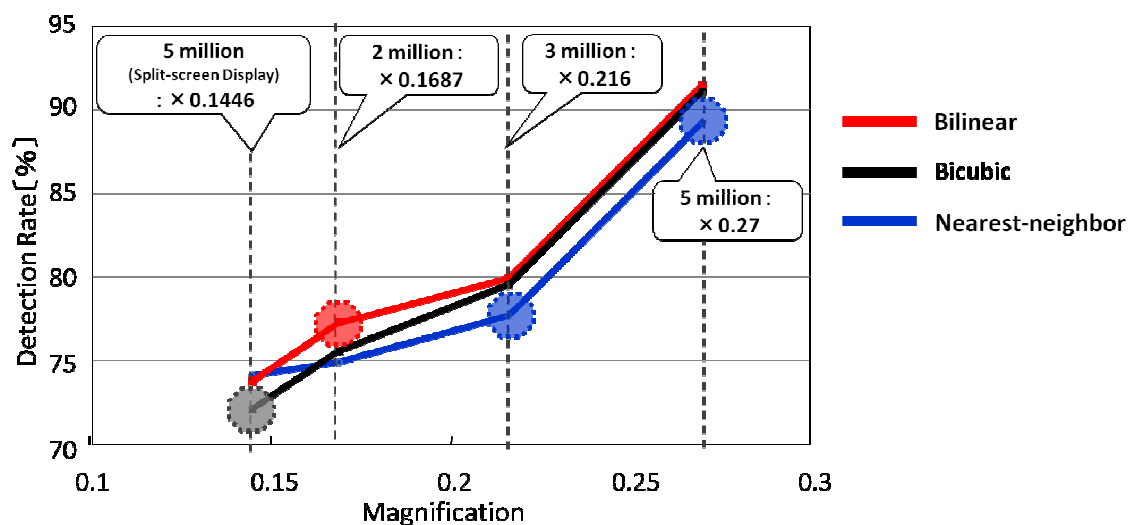
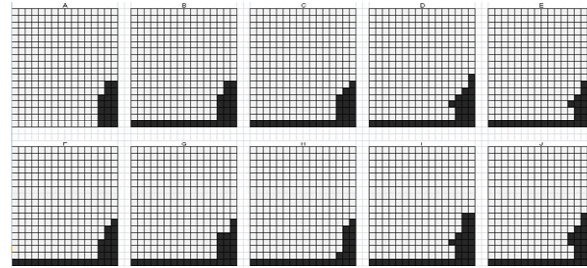
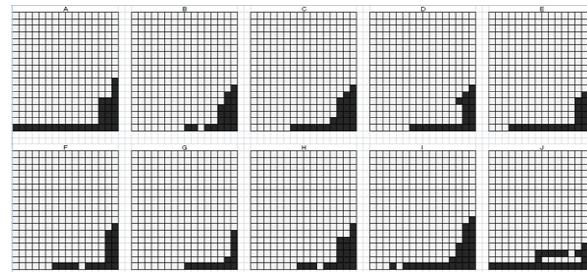


Fig.6.3.2: Results of the observational experiment for comparing the detection performances among the interpolation methods. The circles indicate values significantly different from those obtained with the other methods.

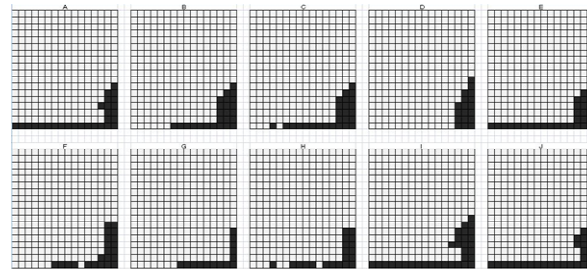
5M サイズに縮小された画像の 10 人の観察者の読影結果を Fig.6.3.3 に、3M サイズに縮小された画像の読影結果を Fig.6.3.4 に示す。信号が検出できた箇所は白、検出できなかった箇所は黒く表示した。信号の位置は右にいくほどコントラストが低く、下に行くほど信号径が小さくなっている。5M サイズの結果では、どの補間法でも右下にいくほど信号は検出されていない。3M サイズの結果では下 2 行は石灰化サイズとしては 0.05mm 径と 0.06mm 径を模した 1 画素サイズと 2 画素サイズの信号であり、あまりにも信号が小さいのでどの補間方法においても信号は検出されなかった。しかし、下から 3 行目と 4 行目の信号(0.08mm 径と 0.10mm 径の微小石灰化サイズ)については、周期的に信号が消失していることがわかる。



(a) Nearest-neighbor method



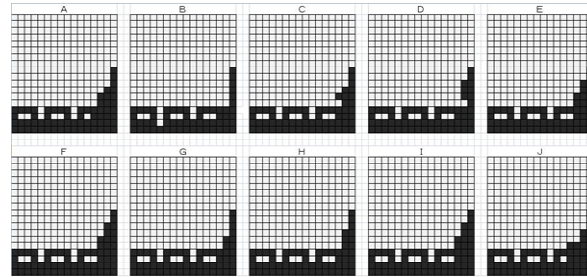
(b) Bilinear method



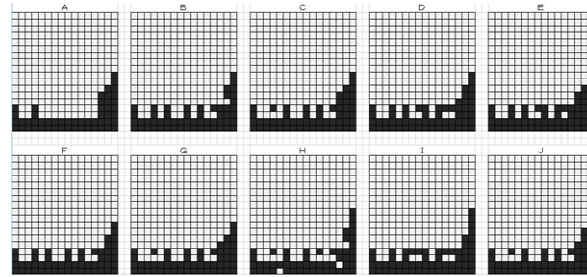
(c) Bicubic method

Fig. 6.3.3: Answer sheets of the 10 observers when the images were reduced on the 5-million-pixel LCD.

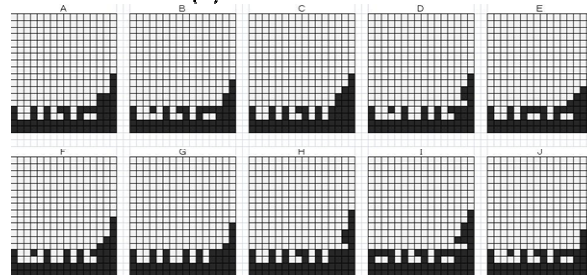
The black and white squares indicate undetected and detected signals, respectively. The squares are sequentially arranged from the bottom according to signals of 1-pixel, 2-pixel, 3-pixel, and 4-pixel sizes, representing microcalcifications of 0.05-, 0.06-, 0.08-, and 0.10-mm diameter, respectively.



(a) Nearest-neighbor method



(b) Bilinear method



(c) Bicubic method

Fig. 6.3.4: Answer sheets of the 10 observers when the images were reduced on the 3-million-pixel.

The black and white squares indicate undetected and detected signals, respectively. The squares are sequentially arranged from the bottom according to signals of 1-pixel, 2-pixel, 3-pixel, and 4-pixel sizes, representing microcalcifications of 0.05-, 0.06-, 0.08-, and 0.10-mm diameter, respectively.

6.4 考察

読影結果では 5M サイズの画像の信号検出率が最も高く、画像サイズが小さくなるにしたがって、検出率の低下がみられた。縮小後の画像サイズが小さい場合、そこに含まれる小さい信号ほど縮小される過程で消失する。

一般的に、2M サイズの画像は 2M モニタに表示するなど、適したサイズの液晶モニタに表示して読影するので、画像サイズとモニタのサイズを合わせて 1 画像表示すればモニタ全面に大きく画像は表示される。しかしながら、この本研究では液晶モニタの違いによる液晶を排除するために、様々なサイズに縮小した画像を全て 5M サイズの液晶モニタに表示して実験を行った。したがって、縮小後の画像サイズが小さいほど、信号が小さく表示されてしまい、信号検出率に影響を及ぼしたと考える。

画像サイズが大きい場合、他の方法に比べてニアレストネイバー法の信号検出率が低いという結果になった。ニアレストネイバー法は補間される位置に最も近い値をそのまま用いる。したがって、雑音が目立ち信号検出率が低下したと考える。逆に画像サイズが小さい場合は、バイキュービック法の検出率が最も低い結果となった。この原因としてバイキュービック法の関数は負の値を持つために雑音が強調されたことが考えられる。すべての画像サイズにおいて、バイリニア法は最良の結果を示した。

また、画像サイズが大きい場合は、小さい信号と低コントラスト信号だけが検知されなかったが、画像サイズが小さくなるにつれて、小さな信号のみが必ずしも消えるわけではなく、また検出されなかった信号は周期的な応答を示した。3M サイズに縮小した画像における円形信号が 3 画素(0.08mm 径の微小石灰化)および 4 画素(0.10mm 径の微小石灰化)の信号のプロファイルを Fig.6.4.1 に示す。

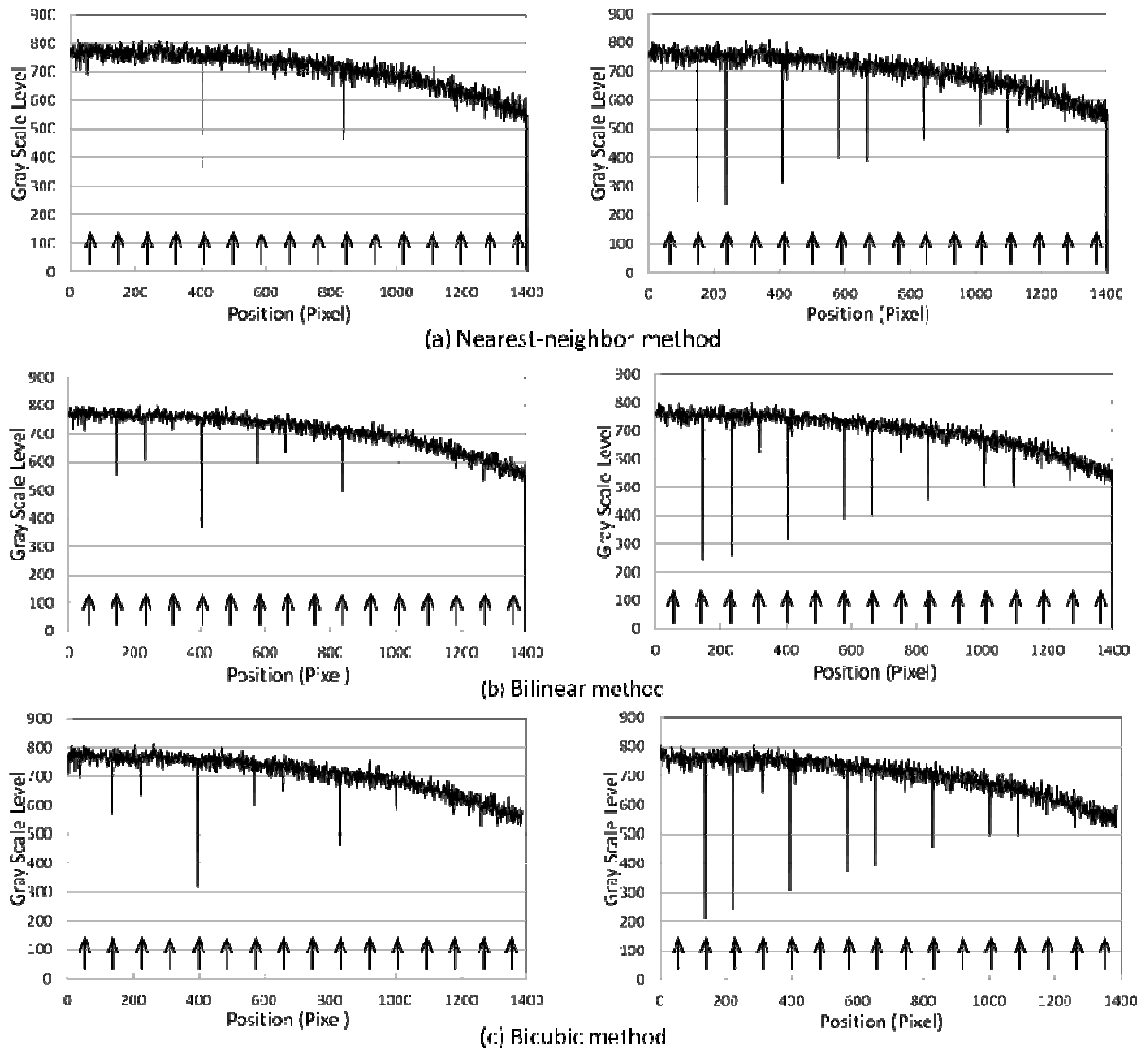


Fig.6.4.1: Profiles of the interpolation methods for the 3-pixel (0.08 mm, right image) and 4-pixel (0.10 mm, left) signals of the 3-million-pixel. Arrows show the position of the signal.

これらのプロファイルは、画像が縮小された時に信号が周期的に消失し、信号が消える規則性は補間方法に依存することを示す。信号検出率は他の補間方法に比べてニアレストネイバー法が最も低い結果となった。ニアレストネイバー法では、小さな信号だけでなくいくつかの 0.1mm 径の信号も補間の過程において消失しているために、もっとも検出率が低下したと考える。

6.5 結語

本実験では液晶モニタに表示する画像サイズが小さくなるとともに、信号検出率は低下した。バイリニア法はマンモグラフィ画像を縮小するのに最も信号消失が少ない方法だといえる。マンモグラフィ画像は画素数が非常に多いので、液晶モニタに表示するために縮小されるが、縮小することによって微小石灰化のサイズや分布によっては、形状が変化したり消失して液晶モニタ上で観察できない可能性がある。マンモグラフィ画像はより高精細な液晶モニタに表示して観察すべきである。加えて、ニアレストネイバー法を用いて縮小されたマンモグラフィ画像では、0.1mm 径の微小石灰化は周期的に信号が消失しており、補間の過程で隣の信号の干渉を受けて消失する可能性が高い。

第 7 章

縮小率の比較

第 7 章 縮小率の比較

7.1 総論

シミュレーション画像では各信号をマス目上に配置した画像を作成したので、補間する際に隣の信号の干渉を受けて周期的に信号が消失した可能性がある。そこで次に、視覚評価画像として実際にマンモグラフィ装置で乳房を模擬したファントム(Tissue-Equivalent Phantom Model 011A)を撮影した画像を使用した実験を行った。医療用ではない画像については、補間方法の違いによる縮小画像の画質評価は数多く行われているが、医療画像特にマンモグラフィについての補間方法の違いについては今まであまり明らかにされていない。加えて、本研究では乳癌の所見である石灰化や腫瘍、線維を模した試料を内蔵したファントムを使った視覚評価を行うため、実際の読影条件に非常に近く、また、縮小率の違いによってどの程度の径の石灰化が消失するかという詳細な違いを検出することができる。これにより、非常に細かい石灰化を描出するのに最適な補間方法を見出すことが可能である。

7.2 方法

7.2.1 ファントム画像作成

ファントムは Tissue-Equivalent Phantom Model 011A を使用し、PCM 装置(コニカミノルタ社 Mermaid)で拡大撮影を行った。撮影条件は 28kV, 50mAs とした。

自作ソフトを用いて拡大撮影したファントム画像を縮小した。縮小率は 2M, 3M, 5M のモニタに PCM 拡大画像を表示した時の縮小率とした。また 5M モニタ 1 画面に

2 画像表示した際の縮小率による信号検出能についても検討した．使用した縮小率を Table 7.2.1 に示す．

Table 7.2.1 : Image-reduction rate

LCDs	Number of pixels of LCDs	Reduction rate	Number of pixels of reduced images
2M	1200×1600	16.87%	1194×1599
3M	1536×2048	21.60%	1529×2047
5M	2048×2560	27.00%	1911×2559
5M (split-screen display)	1024×2560	14.46%	1023×1370

縮小する際の補間法を変えて，最適な補間法について検討した．補間法はニアレスト
ネイバー法，バイキュービック法，バイリニア法の 3 種類を用いた．

7.2.2 観察実験

観察実験には解像度 5M モノクロ LCD(MS5112, TOTOKU 社)を使用した．この LCD
はシミュレーション画像の実験(6.2.3 の観察実験)で使用したモニタと同様に管理グ
レード 1 を満たしている．

PCM 拡大撮影した画像を 2M, 3M, 5M, 5M2 分割サイズに縮小し，その画像を全
て 5M モニタに ImageJ を用いて 1 画像表示し，モニタの影響を排除した縮小サイズの
比較を行った．本実験ではファントム内の模擬腫瘍，模擬石灰化，模擬線維を観察対象
とした．

観察者はマンモグラフィ業務に従事する診療放射線技師 10 名とした．腫瘍と線維に

については「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」[30]による評価方法に基づきスコアをつけた。石灰化については点数ではなく見えた石灰化の個数をスコアとした。それぞれの合計スコアから種々の縮小法の違いについて比較を行った。

7.2.3 空間分解能の評価

ファントム内に含まれている line pair target を用いて、各補間方法による縮小画像の空間分解能を評価した。line pair target には 5～20 lp/mm (line pairs per mm)が含まれる。画像の line pair のうち、縮小後の画像データを用いて、5 lp/mm から 7 lp/mm についてのラインプロファイルを測定した(Fig.7.2.1)。

7.2.4 standard deviation (SD)値測定

ファントム内に含まれている step wedge 部分に 50×50 の region of interest(ROI)を設定し(Fig.7.2.2), ROI 内の標準偏差(standard deviation : SD)を求めた。

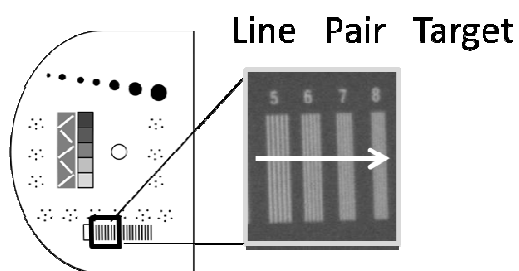


Fig.7.2.1:Set position of line profile

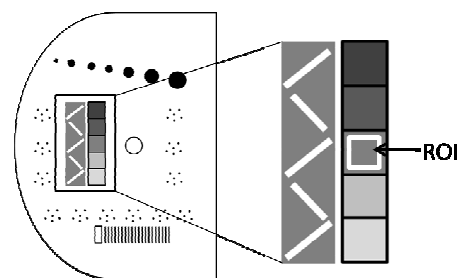


Fig.7.2.2: Set position of the ROI

7.3 結果

7.3.1 読影スコア

読影結果を Fig.7.3.1 に示す．腫瘍は 3M バイリニアのスコアが最も高く，5M2 分割ニアレストネイバーが最も低いスコアとなった．補間方法を比較するとほとんどすべてのサイズにおいてバイリニアのスコアが高く，ニアレストネイバーが低い結果となった．5M の縮小率と 3M の縮小率ではスコアはほぼ同じ結果となったが，モニタの画素数が少なくなるにつれてスコアは低下した．

線維については，補間方法の比較は全てのサイズにおいてスコアが高い順にバイリニア法，バイキュービック法，ニアレストネイバー法となった．3M サイズと 5M2 分割のバイリニアが最もスコアが高く，スコアの低い 5M ニアレストネイバーとの間に有意差が認められた．線維を対象とした場合は縮小率によるスコアの違いはほとんど見られなかった．

石灰化は画像サイズが小さくなるにつれて，顕著にスコアの低下が見られた．5M サイズと 5M2 分割では補間方法に差は見られなかった．

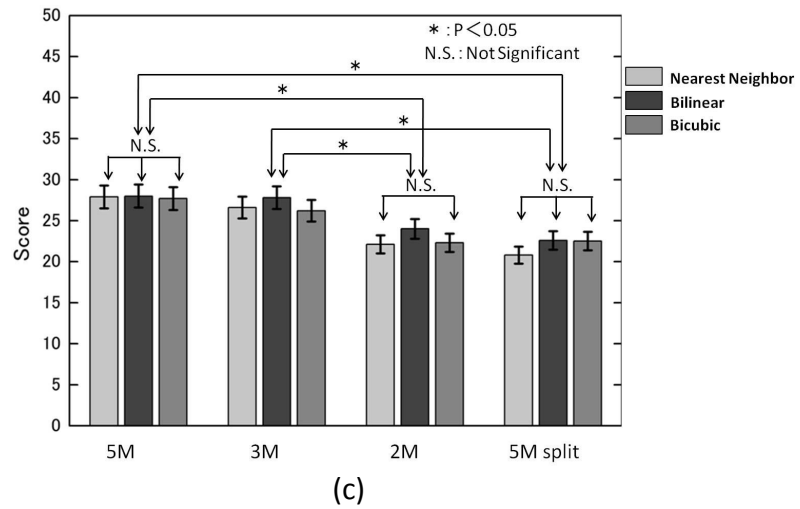
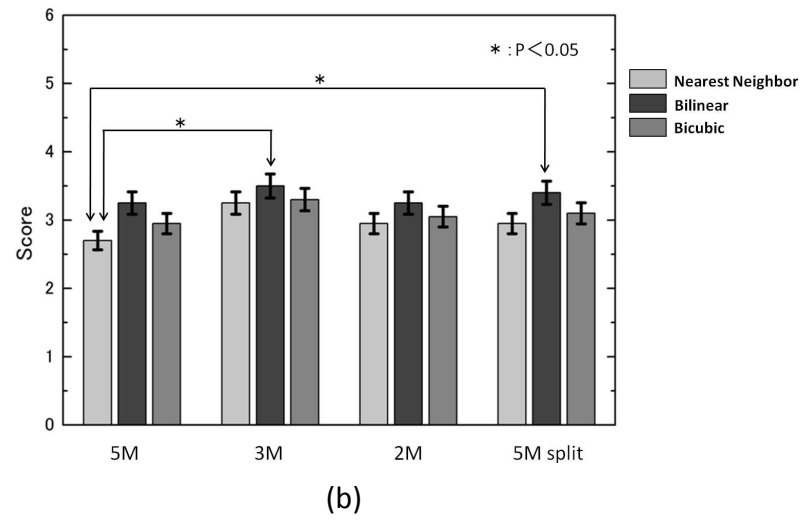
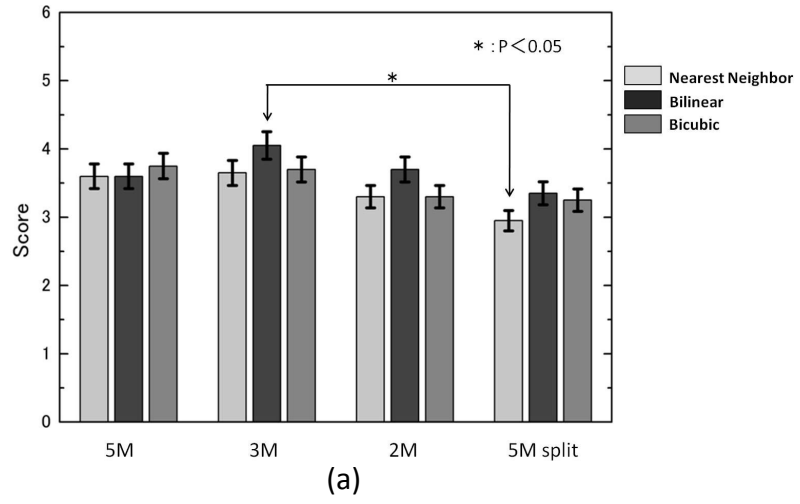


Fig.7.3.1: Results of the observational experiment comparing the signal-detection performances among the image-reduction rates.(a)masses, (b)fibers, (c)calcifications

7.3.2 空間分解能

縮小後の画像における 5 lp/mm から 7 lp/mm についてのラインプロファイルを測定した結果を Fig.7.3.2 に示す. 縮小前の PCM 拡大撮影の原画像に比べて, 縮小後の画像ではピークの分離が認められなくなった. 特に, 5M と 3M の画像については一番左の 5 lp/mm はピークが分離して見えるが, 2M と 5M2 分割のような縮小率が高い画像については 5 lp/mm においてもピークは分離しておらず分解能の低下がみられた.

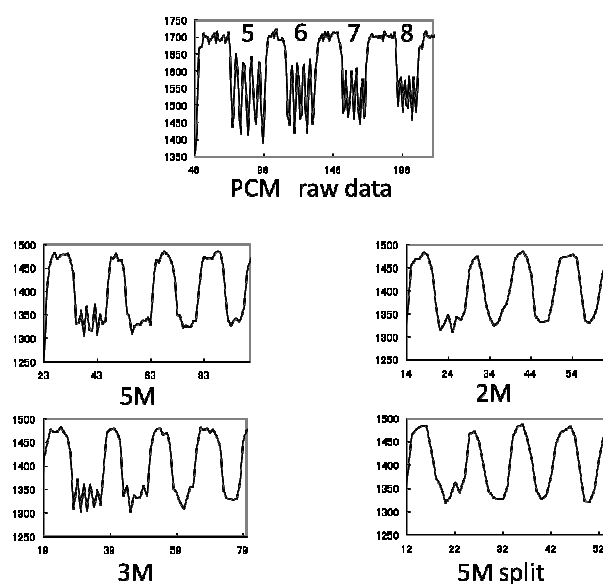


Fig.7.3.2: Line profile of line pair target

7.3.3 standard deviation (SD)値

ROI 内の SD 値を測定した結果を Fig.7.3.3 に示す. どの縮小率においてもニアレストネイバーの SD 値が最も高くバイリニアの SD 値が最も低くなった.

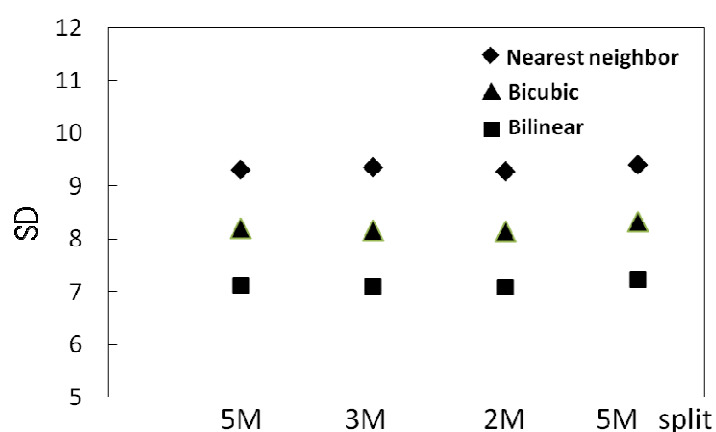


Fig.7.3.3: Results of the SD

7.4 考察

補間方法の比較については, ほとんど全ての縮小サイズにおいてバイリニア法が最も検出能が高い結果となった. ニアレストネイバー法の検出能は低く, 縮小率が高いほど他の補間法との差が顕著に現れた.

腫瘍については 3M バイリニアが最もスコアが高く, 5M2 分割のニアレストネイバーが最も低い結果となった. 今回の実験では全ての画像を 5M モニタに表示させて観察したため, 縮小率が低いと表示される画像は大きくなる. よって, 5M では腫瘍なども大きく表示され, 信号内の signal-noise ratio(SNR)が悪くなることにより視認性が低下したと考えられる. 逆に 5M2 分割のように縮小率が高く, 画像が小さくなりすぎても視覚特性により視認性は低下する.

線維については縮小率による違いはほとんど見られず, 補間方法の比較では全てバイリニア法のスコアが高い結果となった. 線維は低コントラスト信号であり, バックグラウンドと信号との画素値の差が少ない. ニアレストネイバー法では SD 値が高くなったことから, 補間処理によってノイズが増加したと考える. 逆にバイリニア法の SD 値の結果は縮小率に関わらず低い値となったが, バイリニア法は補間処理によって平滑化効

果が得られるため、ノイズが低減したと考えられる。したがって、線維のような低コントラスト信号に対しては解像度よりも補間方法の違いによるノイズの影響が大きく関係すると考える。

石灰化については画像が小さく縮小されるにつれて検出能は低下した。空間分解能の結果から分かるように、5M と 3M では解像度はあまり変わらないが、2M 以下の縮小率では解像度が顕著に低下する。石灰化は信号が非常に小さいので、画像サイズが小さくなるにつれて石灰化は消失したり、石灰化以外のノイズ成分が目立つ。加えて、本実験では同一モニタに表示して実験を行ったので、縮小率が高いほど表示画像サイズは小さくなり、検出能が低下したと考える。

7.5 結語

腫瘍試料については、5Mサイズと3Mサイズに縮小した場合の検出能が高く、表示画像サイズが小さくなるにつれて検出能は低下した。この理由として、縮小率が大きい場合には信号の消失が生じ、逆に縮小率が小さく画像が大きい場合には信号内のSNRが悪くなることが原因であると考えられる。線維試料については、縮小率の違いによる検出能の差は認められなかった。平滑化効果により、どの縮小率においてもバイリニア法の検出能が最も高くなった。石灰化試料については縮小率が高くなるにしたがって、顕著に検出能が低下した。石灰化は解像度とノイズの影響を受けるため、画像サイズが大きく、ノイズが少ないバイリニア法が最も検出能が高い結果となった。

第 8 章

5M モニタと 2M モニタの比較

第 8 章 5M モニタと 2M モニタの比較

8.1 総論

現在，医療の現場で使用されている読影用モニタは 100 万画素(1 million pixel:1M)から 1500 万画素(15 million pixel:15M)などさまざまな画素数の物が使用されており，読影対象によって使い分けられている．特にマンモグラフィのように微細な陰影を正確に表示することが要求される読影用モニタには，従来の X 線フィルムと同等以上の高い表示品質が要求される．そこで，マンモグラフィ用読影モニタとしては 500 万画素以上の高精細モニタの使用が推奨されている．

PCM 拡大撮影画像から縮小率を変化させて作成した画像を 5M モニタに表示して行った視覚評価では，2M 以下の縮小率では腫瘍と石灰化の検出能の低下がみられた．

そこで本研究では，マンモグラフィ用読影モニタとして推奨される 5M モニタと一般撮影読影用モニタとして幅広く使用されている 2M モニタを使用して，ファントム画像をそれぞれのモニタに 1 画像表示した場合の検出能について検討した．

8.2 方法

8.2.1 ファントム画像作成

ファントムは Tissue-Equivalent Phantom Model 011A を使用し，PCM 装置(コニカミノルタ社 Mermaid)で拡大撮影を行った．撮影条件は 28kV，50mAs とした．

自作ソフトを用いて拡大撮影したファントム画像を縮小した．縮小率は 2M と 5M のモニタに PCM 拡大画像を 1 画像表示した時の縮小率とした．それぞれの縮小率を Table 8.2.1 に示す．

Table 8.2.1 : Image-reduction rate

LCDs	Number of pixels of LCDs	Reduction rate	Number of pixels of reduced images
2M	1200×1600	16.87%	1105×1480
5M	2028×2560	27.00%	1625×2177

縮小する際の補間法を変えて、最適な補間法について検討した。補間法はニアレストネイバー法、バイキュービック法、バイリニア法の3種類を用いた。

8.2.2 観察実験

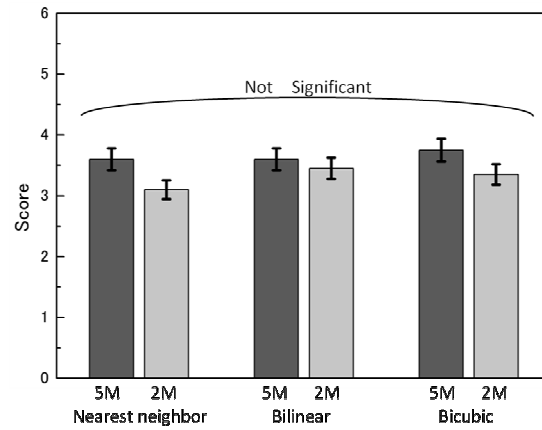
観察実験には解像度 5M モノクロ LCD(MS5112, TOTOKU 社), 解像度 2M モノクロ LCD(ME251i, TOTOKU 社)を使用した。これらの LCD はシミュレーション画像の実験(6.2.3 の観察実験)で使用したモニタと同様に管理グレード 1 を満たしている。どちらのモニタも最高輝度はメーカーで推奨されている 500cd/m^2 に設定した。

縮小した画像をそれぞれのモニタに ImageJ を用いて 1 画像表示し、モニタの画素数の違いによる比較を行った。本実験ではファントム内の模擬腫瘍、模擬石灰化、模擬線維を観察対象とした。

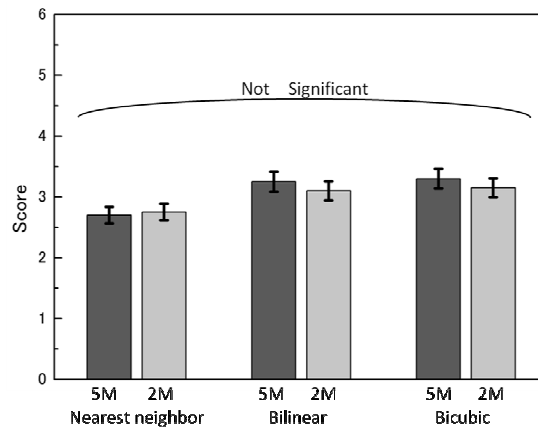
観察者はマンモグラフィ業務に従事する診療放射線技師 10 名を対象とした。腫瘍と線維については「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」[30]による評価方法に基づきスコアをつけた。石灰化については点数ではなく見えた石灰化の個数をスコアとした。それぞれの合計得点から 1 画像表示でのモニタ間の比較を行った。

8.3 結果

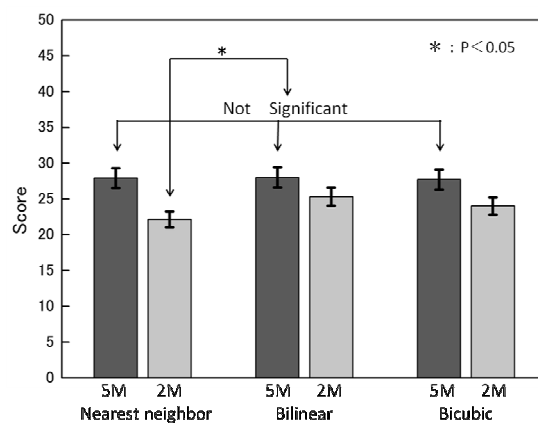
読影結果を Fig.8.3.1 に示す．腫瘍と線維については，どの補間法においても若干 5M のモニタの方がスコアが高いが，有意差は認められなかった．石灰化は 5M サイズに縮小した場合は補間方法の違いによる差はみられなかった．2M バイリニアと 2M バイキュービックは 5M との差が見られなかった．2M モニタに表示したニアレストネイバー画像のスコアが顕著に悪くなった．



(a)



(b)



(c)

Fig.8.3.1: Results of the observational experiment comparing the 2M-pixel and 5M-pixel LCDs.(a)masses, (b)fibers, (c)calcifications

8.4 考察

表示画素数の異なる 5M と 2M のモニタでの読影を比較した場合、腫瘍と線維については有意差が認められなかった。腫瘍と線維は信号のコントラストが検出能に影響する。今回の実験では、モニタの最高輝度はメーカーで推奨されている 500cd/m^2 と統一したので、見え方に大きな違いは現れなかったと考える。

その一方で観察対象が石灰化の場合は、信号が非常に微細である。ニアレストネイバー法によって 2M サイズに縮小すると、周りの画素と同一の値をとるので、微細な信号は消失してしまう。したがって、顕著に検出能が低下したと考える。

2M サイズのバイリニアやバイキュービックは周囲の画素から重み付けて補間するため信号が消失していない。また、2M では 5M に比べてモニタの画素サイズが大きくなるので、5M との検出能に差が見られなかったと考える。

8.5 結語

1 画像表示で 2M と 5M を比較した場合、5M の方が検出率は高いが、画像補間法によっては 2M とあまり差が生じなかったものもあった。また、画像補間法の中ではバイリニアが最もスコアが高く、ニアレストネイバーが最も低くなった。

腫瘍と線維についてはバイリニア法によって縮小した場合は 2M モニタでも 5M モニタでも同等の検出能を有するが、観察対象を石灰化とする場合は 2M では 5M ほど多くの石灰化は観察できない。マンモグラフィでは微小石灰化を検出することが乳癌の早期発見へとつながるため、推奨されている 5M 以上のモニタを使用するのが望ましい。

第 9 章

フィルムと 5M モニタの比較

第9章 フィルムと 5M モニタの比較

9.1 総論

PCM では屈折によるエッジ効果の他，拡大撮影による拡大効果や，エアギャップ効果による散乱線の除去，拡大画像のリスケージングにより，鮮鋭度の向上を可能にした．従来のアナログ法では，PCM で拡大撮影された画像をフィルム出力時に原寸大に縮小出力することにより高い鮮鋭性と粒状性を兼ね備えた最高画質を実現していた[34]．現在では医療用モニタの使用が増加しているが，モニタ表示における PCM 効果についてはあまり検討されていない．そこで本研究では，鮮鋭性の向上や空間分解能の向上という位相コントラスト効果はフィルム出力せずモニタに縮小表示する場合にもみられるのか検討する．そして，位相コントラスト効果を引き出すのに最適な補間方法を見出すことを目的とする．

9.2 方法

9.2.1 ファントム画像作成

ファントムは Tissue-Equivalent Phantom Model 011A を使用し，PCM 装置(コニカミノルタ社 Mermaid)で拡大撮影を行った．撮影条件は 28kV，50mAs とした．

PCM 装置で拡大撮影した画像から原寸大にフィルム出力した画像と，モニタに表示する画像を作成した．モニタ表示する画像は PCM 拡大撮影では密着撮影時に比べて線源表面間距離(source surface distance: SSD)を 1.75 倍にしているのので，原寸大に合わせるために拡大率から $1/1.75$ に縮小した．縮小する際の補間法はニアレストネイバー法，

バイリニア法, バイキュービックの3種類を用いた.

9.2.2 観察実験

観察実験には解像度 5M モノクロ LCD(MS5112, TOTOKU 社)を使用した. この LCD はシミュレーション画像の実験(6.2.3 の観察実験)で使ったモニタと同様に管理グレード1を満たしている.

フィルム出力した画像はマンモグラフィ用高輝度シャウカステンを用いて最高輝度で表示した.

画像を読影する環境としてモニタ診断の場合もフィルムでの診断の場合も部屋の明るさにより見え方が変化するため, 照度を測定し約 50 lx に設定した. この準暗室内において 5M の LCD 上にビューワソフト ImageJ を用いて縮小後の画像をモニタに 1 画像表示し, 各画像のヒストグラムから同一濃度になるよう Window Width と Window Level を決定して固定し, 観察距離や時間は観察者により任意に選択可能とした. 観察画像は読影順序効果を排除するために読影順序がランダムになるよう配置し, 観察者によってさらに順序を変更した. 観察者は医用画像について学ぶ放射線技術学専攻の大学生 7 名を対象とした. ファントム画像の評価としては, 「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」[30]による評価方法に基づき, スコアをつけた. 画像の見え方と得点のつけ方を統一するために観察者には予備実験として 3 枚の画像を提示し, 練習を行ってから読影実験を開始した.

9.3 結果

フィルムとモニタ表示の視覚的評価の比較を Fig.9.3.1 に示す。腫瘍、石灰化、線維の全ての観察対象において、モニタ表示画像よりもフィルム出力画像のほうが高いスコアとなった。石灰化のスコアはフィルム出力画像もモニタ表示でも点数が高く、あまり差はみられないが、腫瘍や線維ではモニタ表示とフィルム表示のスコアに大きな差がみられた。補間方法の比較ではニアレストネイバー法とバイキュービック法を比較した場合、石灰化と腫瘍ではバイキュービック法が、線維ではニアレストネイバー法が最もスコアが低く、試料の種類によって評価が異なるのに対し、バイリニア法ではどの種類の試料に対してもスコアが高いことがわかる。また、石灰化と腫瘍では各補間法の差はさほど大きくないのに対し、線維では比較的差が大きい結果となった。

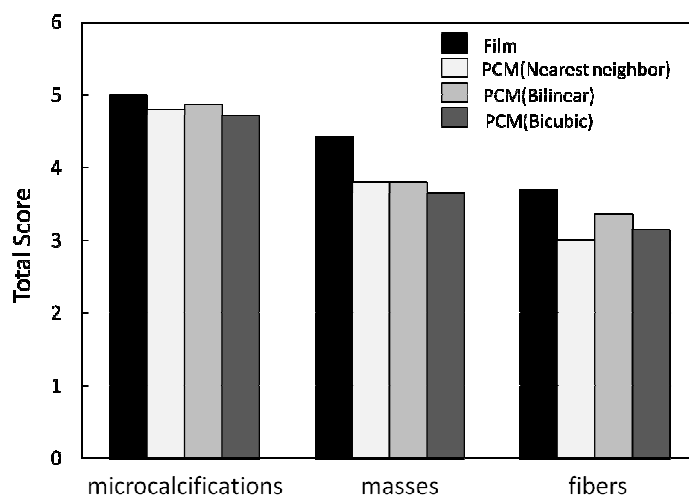


Fig.9.3.1: Results of the observational experiment

9.4 考察

すべての試料において、補間方法で縮小して表示したモニタ画像よりもフィルム出力画像のほうが高いスコアとなった。特に腫瘍と線維についてはフィルム出力画像のスコアはモニタ表示画像に対して明らかに高い値を示した。この原因として模擬腫瘍の材質はプラスチック円盤、模擬線維の材質はナイロン繊維からできており、どちらも低密度試料であるので位相コントラスト効果が得やすい。また、位相コントラスト効果は試料の形状にも関係し、腫瘍の様な円形の試料は X 線の屈折角が大きくなるのでエッジが強調される。PCM 画像をフィルムに出力する場合、可能な画素出力サイズは $25\text{ }\mu\text{m}$ であり、フィルムではデータを失うことなく $25\text{ }\mu\text{m}$ に縮小されるので位相コントラスト効果やエッジ強調がそのまま生かされる。それに対し、5M モニタの画素サイズは $165\text{ }\mu\text{m}$ と大きく、さらに表示する際に縮小することでデータが間引かれてしまうので、PCM の効果が画像上ではあまり影響しないと考えられる。

一方、石灰化ではモニタ表示画像とフィルム出力画像の差があまり見られなかった理由として、模擬石灰化の材質である酸化アルミニウムおよび酸化マグネシウムは骨のように高密度であり、吸収コントラストが鮮明に描出しやすく、位相コントラストの影響を受けにくい[34]ことから、モニタ表示画像のみでなくフィルム出力画像においても PCM 効果が十分に得られなかったのではないかと考える。

補間方法の比較では、石灰化と腫瘍においてはバイキュービック法がもっとも低いスコアとなった。これはバイキュービック法では補間点が負の値をとるために、試料のエッジ部分にリングングが発生して辺縁が不明瞭になったからと考える。線維のスコアでは補間法に明確な差異が生じており、特にニアレストネイバー法がもっとも低いスコアとなった。これは線維の細長い形状と画像に対して試料が斜めに配置されていることにより、ニアレストネイバー法でみられやすいジャギーの影響を非常に大きく受けたこと

が原因の一つではないかと考える。これらの理由から、リングングやジャギーといったアーチファクトの影響を受けないバイリニア法がもっとも高いスコアとなったのではないかということが考えられ、マンモグラフィ画像の表示に有用性の高い補間法であるといえる。

9.5 結語

モニタ表示画像とフィルム出力画像の比較では、モニタ表示画像はフィルム出力画像よりも低いスコアとなった。マンモグラフィ画像で見られる乳癌の代表的な所見は石灰化、腫瘤、線維である。石灰化ではフィルム出力画像でもあまり PCM 効果は得られないが、腫瘤と線維についてはモニタ表示ではフィルムで得られるほどの PCM 効果を得ることができず、それぞれの信号ごとに得られる PCM 効果の度合いは異なっていた。モニタに画像を表示するための補間法はニアレストネイバー法ではジャギーの影響が、バイキュービック法ではリングングの影響が出やすいため、どちらにも影響を受けにくいバイリニア法が最も有用性があると考ええる。

第 10 章

PCM 拡大撮影と密着撮影の比較

第 10 章 PCM 拡大撮影と密着撮影の比較

10.1 総論

位相コントラスト効果についてはさまざまな研究がされており[35-39]，デジタルシステムの PCM の画質が従来の密着画像のフィルムスクリーンシステムの画質を超えるという報告がされている[40-41]．松尾らによる研究ではデジタルシステムの PCM は従来のマンモグラムで分からなかったような詳細な画像を提供することができることを報告している[42]．しかし，デジタルシステムで撮影した PCM 画像をモニタに表示してソフトコピー診断を行う場合の検出率の向上については未だ多くは研究されていない．

本研究では鮮鋭性の向上や空間分解能の向上という位相コントラスト効果は，フィルム出力せずモニタに縮小表示する場合にもみられるのか検討した．加えて，画像を縮小する際にはさまざまな補間方法があり，医療用ではない画像については補間方法の違いによる縮小画像の画質評価は行われているが，医療画像についての補間方法の違いについてはあまり明らかにされていない．本研究では，バイリニア法の他にニアレストネイバー法とバイキュービック法を用いた補間を行うことで，位相コントラスト効果を引き出すのに最適な補間方法を見出すことを目的とした．

10.2 方法

10.2.1 画像の作成

PCM 装置(コニカミノルタ社 Mermaid)を用いて Tissue-Equivalent Phantom

Model 011A を密着撮影した画像と拡大撮影した画像の 2 枚を作成した(Fig.10.2.1). 撮影条件は 28kV, 50mAs とした.

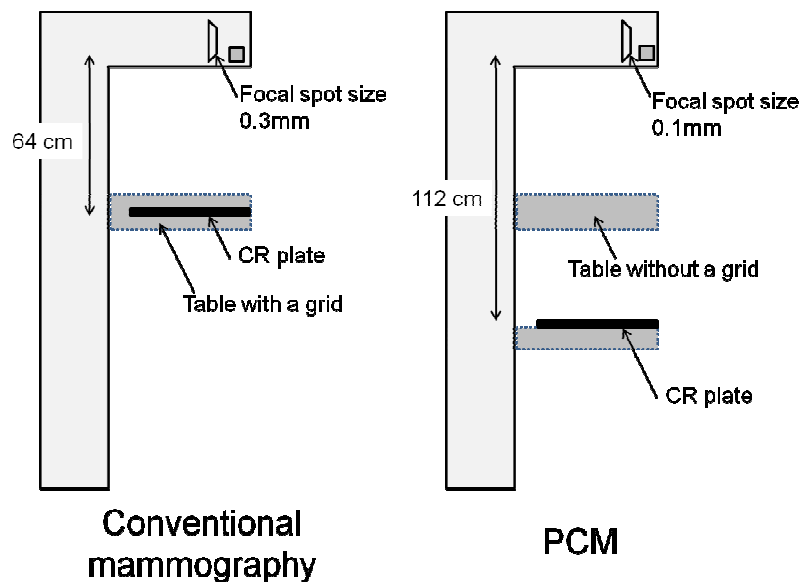
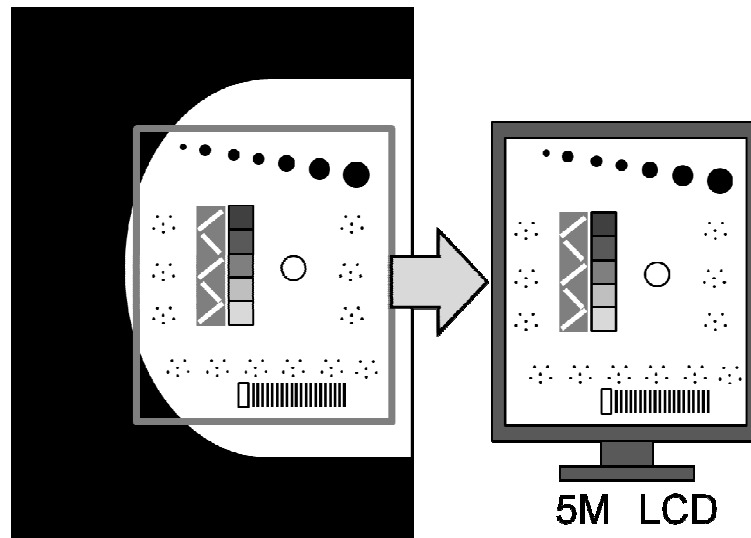


Fig.10.2.1: The geometrical layouts of phase-contrast mammography and conventional mammography

拡大撮影では密着撮影の 1.75 倍の SSD で撮影しているので, 通常のマノモグラフィのサイズに戻すために自作ソフトを用いて画像を 1.75 分の 1 に縮小した. 画像の縮小にはニアレストネイバー法, バイリニア法, バイキュービック法の 3 種類の補間方法を用いた. 密着撮影画像の画素数は 5M モニタの画素数よりも多いので, 観察対象である石灰化, 腫瘍, 線維を含む中心領域(1990×2440pixel)のみを切り取った(Fig.10.2.2).



**Conventional mammography
and
Reduced image**

Fig.10.2.2: The part of the image displayed on the 5M LCD

10.2.2 観察実験

観察実験には解像度 5M モノクロ LCD(MS51i2, TOTOKU 社)を使用した. この LCD はシミュレーション画像の実験(6.2.3 の観察実験)で使用したモニタと同様に管理グレード 1 を満たしている. 同一のビューワソフト ImageJ を用いてこれらの画像を 5M の LCD に 1 画像表示して読影実験を行った. 観察者はマンモグラフィ業務に従事する診療放射線技師 10 名とした. 読影枚数は 4 枚, 読影対象はファントム内の腫瘍, 石灰化, 線維とし, 「マンモグラフィを導入した乳癌検診システムのガイドライン」 [30] による評価方法に基づきスコアをつけた. それぞれの合計スコアから種々の縮小法の違い, PCM 拡大撮影と密着撮影について比較を行った.

10.2.3 空間分解能の評価

ファントム内に含まれている line pair target を用いて、各補間方法による縮小画像の空間分解能を評価した。line pair target には 5～20 lp/mm (line pairs per mm)が含まれる。画像の line pair のうち、正確に識別できる最も小さな値を読むことで、空間分解能の評価を行うことができる。縮小後の画像データを用いて、line pair target 上のラインプロファイルを測定し、識別しうる最大空間周波数を求めた。

10.2.4 contrast-to-noise ratio (CNR)

また、腫瘍サイズの大きい方から四つについて、腫瘍の内部とバックグラウンドに ROI を設定し、その ROI 中の画素値の平均値と標準偏差を求めて次式により contrast-to-noise ratio (CNR)を算出した[45]。

$$CNR = \frac{m_{BG} - m_S}{\sqrt{\frac{\sigma_{BG}^2 + \sigma_S^2}{2}}}, \quad (10.2.1)$$

m_S は腫瘍内部の ROI で測定されたピクセル値の平均であり、 σ_S はその標準偏差である。 m_{BG} は、腫瘍の周辺の ROI で測定されたピクセル値の平均であり、 σ_{BG} はその標準偏差である。ROI サイズは 60 ピクセル×60 ピクセルとした。ヒール効果[46]の影響を除去するために、腫瘍を囲む二つの ROI が、胸壁と平行になるよう配置した。

Fig.10.2.3 に、ROI の設定位置を示す。

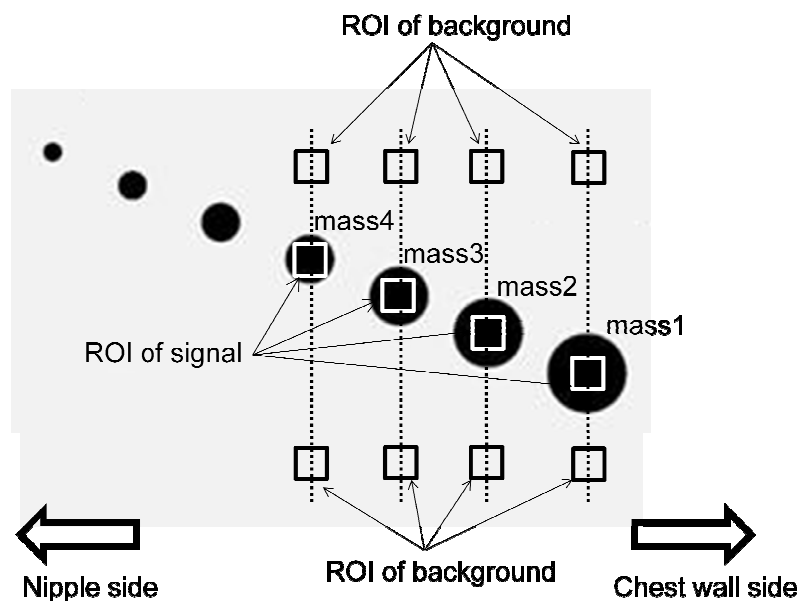


Fig.10.2.3: Location of the ROI. The ROI size was 60 pixels \times 60 pixels. To eliminate the influence of the heel effect, the ROI background was positioned parallel to the chest

10.2.5 腫瘍と線維のプロファイル測定

腫瘍とその周辺部のコントラストを調べるため最も大きい腫瘍(直径 4.76mm)と 3 番目の腫瘍(直径 2.38mm)のプロファイルを測定した。測定するプロファイルの中心が腫瘍の中心になるように設定し, 15° きざみで回転させて 25 本のプロファイルを測定し, それらを加算した。

線維については, 最も太い線維(直径 1.25mm)のプロファイルと 3 番目の線維(直径 0.71mm)のプロファイルも測定した。これらのプロファイルは, 25 本を平均することによって得た。

10.3 結果

10.3.1 読影スコア

Fig.10.3.1, Fig.10.3.2, Fig.10.3.3 に読影実験の結果を示す。エラーバーは標準偏差を示すが、石灰化の結果についてはバイリニア法のスコアは全ての観察者が 5 をつけたので標準偏差は 0 となり、エラーバーは表示していない。

PCM 拡大撮影画像における腫瘍のスコアは密着撮影画像のスコアよりも高い結果となった。ニアレストネイバー法は他の方法に比べてやや低いスコアとなったがバイリニアとバイキュービック法のスコアはほぼ同じであった。線維においても PCM 拡大撮影画像のスコアは密着撮影画像のスコアよりも高い結果となった。また、バイキュービック法による縮小を行った画像のスコアが最も高くなった。石灰化のスコアは、拡大撮影と密着方法でほぼ同じとなり、補間方法による差もみられなかった。

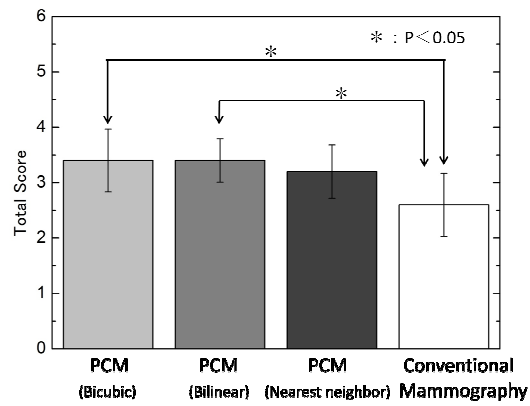


Fig.10.3.1: Results of the observational experiment for masses.

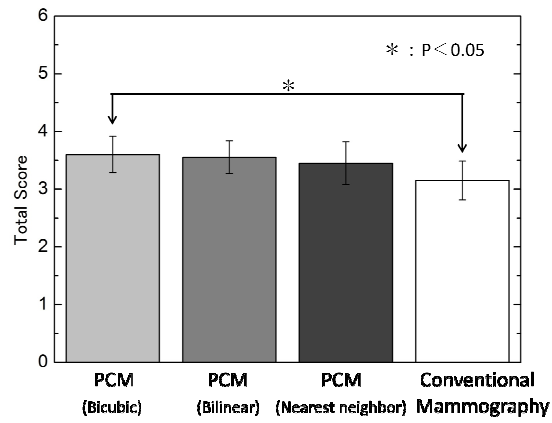


Fig.10.3.2: Results of the observational experiment for fibers.

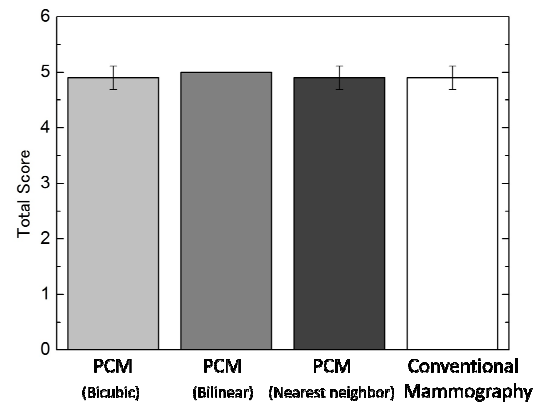


Fig.10.3.3: Results of the observational experiment for microcalcifications.

10.3.2 空間分解能

Figure 10.3.4 に、密着画像と PCM 拡大撮影画像の raw データと、縮小後のデータの line pair target 部分の画像およびそのプロファイルの結果を示す。密着画像の空間分解能は約 13 lp/mm であるのに対し、PCM 拡大撮影画像では約 8 lp/mm であり、縮小画像でも約 8 lp/mm という結果になった。

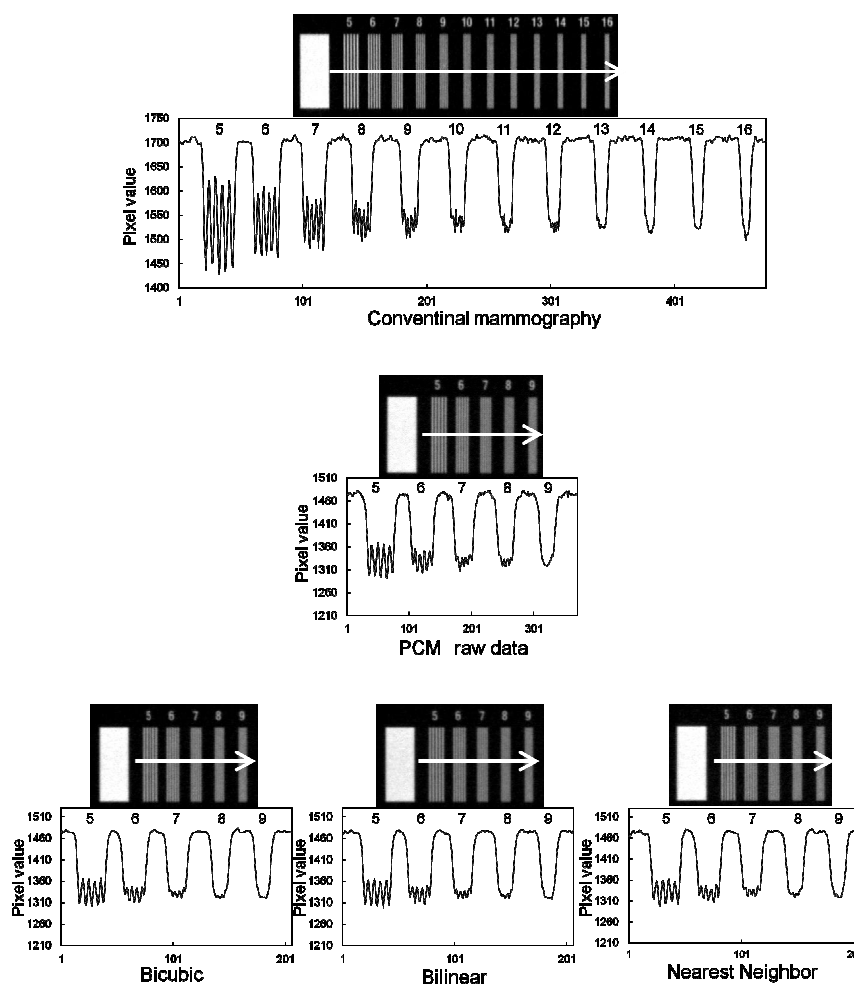


Fig.10.3.4: Spatial resolution evaluation for a mammographic phantom image. Image of the line pair target and the line profile.

10.3.3 contrast-to-noise ratio (CNR)

Fig.10.3.5 に CNR の結果を示す．腫瘍の厚みに関わらずバイリニア法を用いて縮小した画像の CNR が最も高い結果となった．密着画像の CNR は縮小された画像に比べて低く，腫瘍の厚さが薄くなるにしたがって他の補間方法の結果との差が増加した．CNR を計算するために使用された画素の平均値や標準偏差を Table 10.3.1 に示す．補間方法の比較では，バイリニア法の標準偏差の値が最も低く，バイキュービック法，ニアレストネイバー法の順で高くなった．ニアレストネイバー法と密着画像の標準偏差の値はほぼ同等であった．

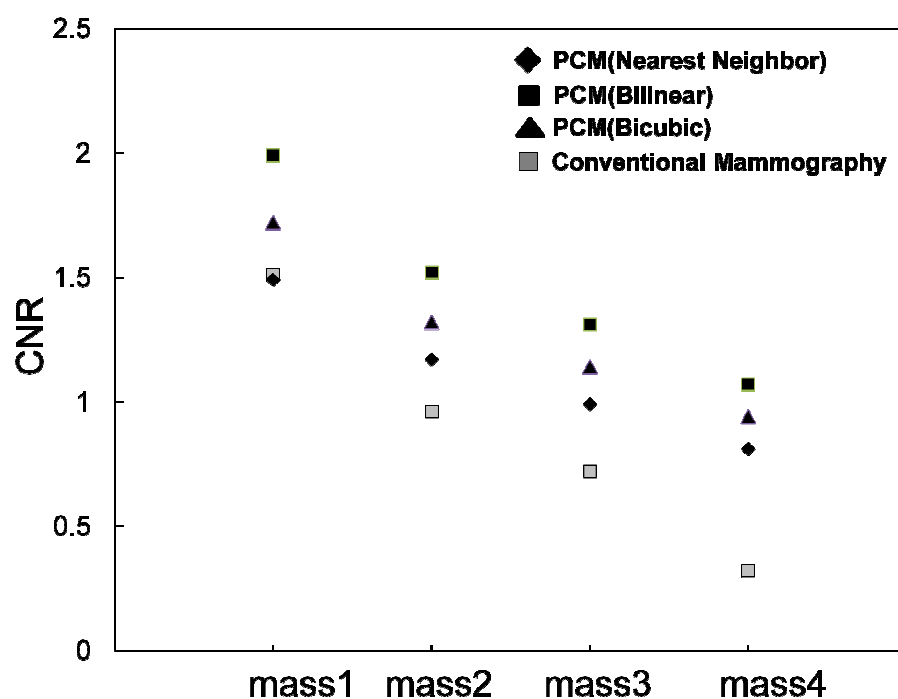


Fig.10.3.5: Results of the CNR

Table 10.3.1: Average pixel value and standard deviation of mass

			Mean pixel value	Standard deviation	CNR
Mass1 Thickness 4.76 mm	Conventional image	Signal	1685	10.18	1.51
		Background	1700	9.90	
	Nearest-neighbor	Signal	1453	9.78	1.49
		Background	1467	9.62	
	Bilinear	Signal	1453	7.32	1.99
		Background	1467	7.12	
	Bicubic	Signal	1453	8.51	1.72
		Background	1467	8.25	
Mass2 Thickness 3.16 mm	Conventional image	Signal	1697	10.08	0.96
		Background	1706	9.90	
	Nearest-neighbor	Signal	1462	9.35	1.17
		Background	1474	9.49	
	Bilinear	Signal	1463	7.09	1.52
		Background	1473	7.18	
	Bicubic	Signal	1463	8.17	1.32
		Background	1473	8.25	
Mass3 Thickness 2.38 mm	Conventional image	Signal	1699	9.92	0.72
		Background	1706	9.74	
	Nearest-neighbor	Signal	1468	9.35	0.99
		Background	1477	9.47	
	Bilinear	Signal	1468	7.06	1.31
		Background	1477	7.25	
	Bicubic	Signal	1468	8.13	1.14
		Background	1477	8.31	
Mass4 Thickness 1.98 mm	Conventional image	Signal	1703	9.78	0.32
		Background	1706	9.74	
	Nearest-neighbor	Signal	1474	9.68	0.81
		Background	1481	9.35	
	Bilinear	Signal	1473	7.53	1.07
		Background	1481	7.14	
	Bicubic	Signal	1473	8.56	0.94
		background	1481	8.16	

10.3.4 腫瘍と線維のプロファイル

Fig.10.3.6 に最も大きい腫瘍(4.87mm 厚)のプロファイルを示す. 密着画像においても PCM 拡大撮影画像においても吸収コントラストは高いが, PCM 拡大撮影画像においてエッジ効果や補間による PCM 効果は認識できなかった.

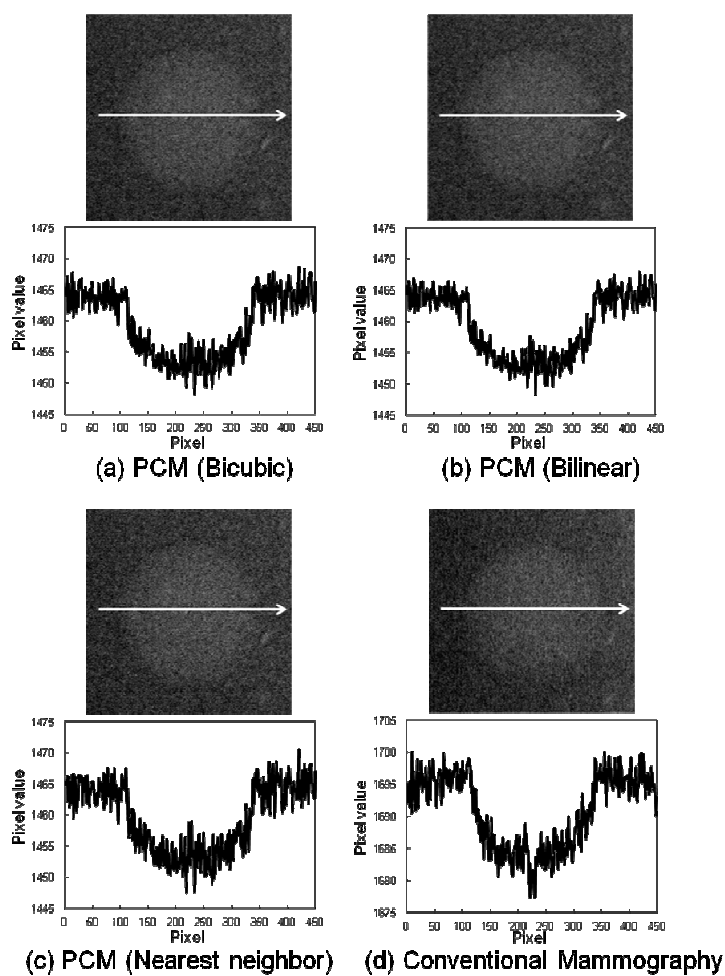


Fig.10.3.6: The first mass (thickness 4.76 mm) of the image and the line profile measured in terms of grayscale levels.

Figure 10.3.7 に 3 番目の腫瘍(2.38mm 厚)のプロファイルを示す．密着画像では腫瘍部分と周辺部のピクセル値の差が小さく，またノイズが多いために腫瘍の境界を検出することが困難であった．

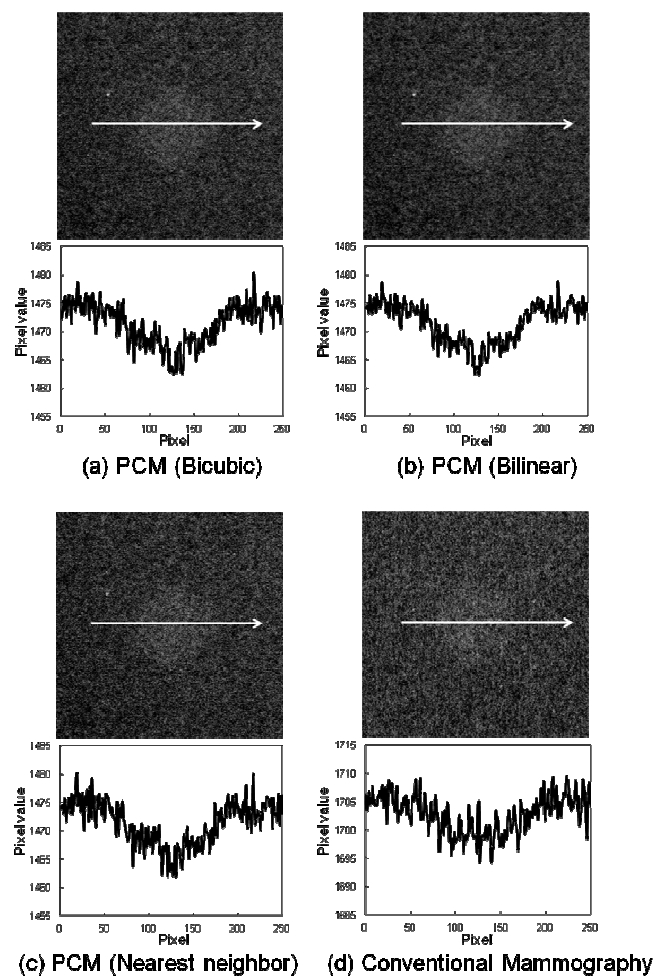


Fig.10.3.7: The third mass (thickness 2.38mm) of the image and the line profile measured in terms of grayscale levels.

Fig.10.3.8に最も太い線維(1.25mm 径)と3番目の線維(0.71mm)のプロファイルを示す。縮小した画像においては三つの補間方法に差はみられなかった。PCM 拡大撮影画像では最も太い線維は約 35 ピクセルの幅があるが、3 番目の線維のプロファイルは矩形状ではなく、1 番目に比べて鋭利な角度をもった形状となった。一方で、密着画像の線維のプロファイルでは最も太い線維でも境界部分は不明瞭となった。3 番目の線維ではノイズが多く線維部分を検出することが全くできない結果となった。

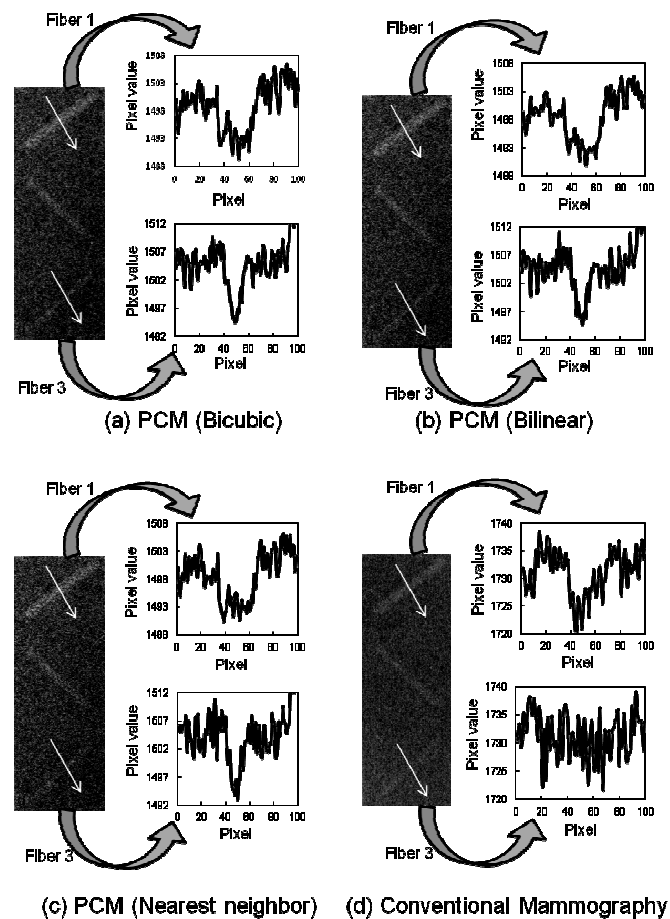


Fig.10.3.8: The image and the line profile measured for the thickest fiber (diameter 1.25mm) and third fiber (diameter 0.71mm). These profiles were generated by averaging 25 profiles.

10.4 考察

PCM 拡大撮影画像において、腫瘍と線維の検出能は密着画像の検出能よりも高くなった。スクリーンフィルムシステムでは 3mm 径の線維を PCM システムで撮影した場合に、濃度プロファイルからエッジ強調が認められ、密着画像のコントラストに比べて 9.0%改善されたとの報告がある[47]。しかし、ソフトコピー診断においては屈折コントラストや形状の影響によるエッジ強調の効果はみとめられなかった。

PCM 効果を得るためには、拡大画像を用いるために乳房と検出器の距離をあけて分離する必要がある。したがって、PCM 拡大画像ではエアギャップで散乱 X 線を除去することができるため、グリッドを用いた密着画像よりも、直接 X 線をより有効に利用することができる[48]。エアギャップ法を利用することで PCM 画像のノイズは減少し、腫瘍や線維の検出が容易になった。加えて、バイリニア法は周辺の画素の平均値を使って補間をおこなうので平滑化効果が得られる。平滑化によってノイズが減少するので、バイリニア法での検出率が増加したと考える。

ニアレストネイバー法の精度は低く、求めたい画素に最も近いピクセルの画素値をそのまま適用する。したがって、X 線画像のようなノイズ成分が含まれる画像では、この方法を用いて縮小するとノイズが増加する。このため、ニアレストネイバー法を用いて縮小された画像の信号検出率は、他の補間方法を用いて縮小された画像よりも低くなった。

密着画像とニアレストネイバー法を用いて縮小された画像の標準偏差は、腫瘍の厚さに関わらずほぼ同じ結果となった。これらに比べてバイキュービック法の標準偏差は低く、バイリニア法を用いた場合の標準偏差はさらに低い値となった。最も大きい腫瘍では、密着画像とニアレストネイバー法の画像の平均値の差と標準偏差はほぼ同じ値なので CNR もほぼ同じ値であった。しかし、4 番目の腫瘍では、密着画像の腫瘍内とバッ

クグラウンドの平均値の差が非常に小さいので、CNR の値は低くなった。これは、密着画像のスコアが 3 点に到達しなかった理由の一つであると考ええる。3 種類の補間方法を比較すると、ニアレストネイバー法の検出率は、他の方法に比べて低かったが、しかしその差は小さかった。腫瘍厚に関わらず各補間方法の平均画素値は一定であったが、標準偏差は補間方法に依存していた。ニアレストネイバー法の標準偏差値は約 9、バイリニア法は約 7、バイキュービック法は約 8 であった。そこで、補間方法による検出率の違いは、ノイズに起因すると考える。今回の実験で観察対象とした信号すべてにおいて、非常に小さい信号や逆に非常に大きな信号の検出率では補間方法による違いはなかった。しかし、各信号の 3 番目や 4 番目といった中間の大きさの信号はノイズの影響を受けやすく、補間方法によって検出率に差がみられた。したがって、スコアは数点しか違いが出ず合計スコアの差は非常に小さくなった。

微小石灰化の検出能の差は、密着画像と PCM 拡大撮影画像で認められなかった。4 番目の石灰化群(0.196mm 径)と 5 番目の石灰化群(0.165mm 径)の微小石灰化像を Fig.10.4.1 に示す。

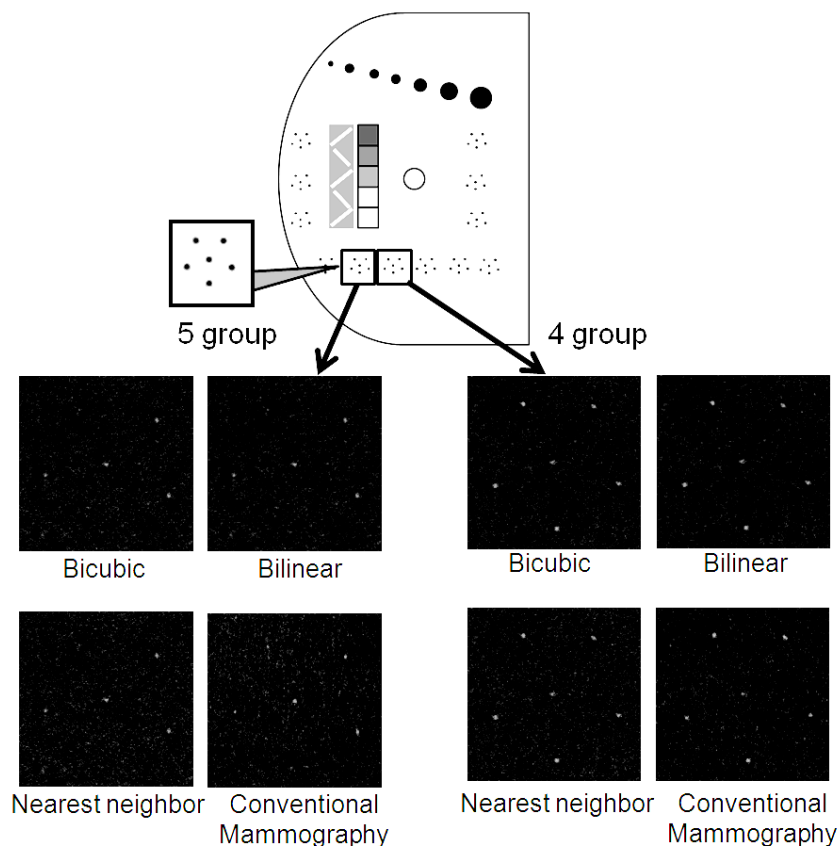


Fig.10.4.1: The images of microcalcifications in the fourth group (diameter 0.196 mm) and the fifth group (diameter 0.165 mm). The microcalcifications could be seen all in the fourth group. However, the left upper microcalcification and the microcalcification at the bottom disappeared in three images of PCM in the fifth group.

微小石灰化は、4 番目の石灰化群ではすべて観察することができ、0.196mm 径の石灰化はこの縮小率で縮小した場合には消失していない。しかし、5 番目の石灰化群においては、密着画像では五つ全ての石灰化が観察できるのに対して PCM 拡大撮影を縮小した場合にはすべての補間方法において左上と下部の微小石灰化は消失した。PCM 拡大撮影した原画像を拡大してみると、5 番目の石灰化群の左上と一番下の微小石灰化は観察することができた。しかし、縮小後の画像を同じように拡大しても、それらの石灰化

を観察することはできなかった。したがって、これらの微小石灰化は画像を補間する処理の過程で消失したと考える。

石灰化の場合は、X 線吸収が大きいいため吸収コントラストが相対的に強く、屈折コントラストによるエッジ強調の効果や形状による影響が現れにくかったためと推測されるがそれに加えてアナログ法では、PCM で拡大撮影された画像をフィルム出力時に原寸大に縮小出力することにより高い鮮鋭性と粒状性を兼ね備えた最高画質を実現していたのに対して、モニタ表示の場合は補間されたデータをそのまま表示するだけなので、鮮鋭性の向上や空間分解能の向上が認められず石灰化については縮小効果が得られなかったと考える。

line pair target のプロファイルの結果は、密着画像において高解像度を示した。しかし、密着画像は、他の観察対象の検出能では縮小された PCM 画像よりもやや低い結果を示した。縮小された画像での空間分解能は PCM 拡大撮影画像の原画像と同じ値であったことから、解像度は補間によって低下しなかったと考える。今回使用したファントムに埋められている line pair target は金属製であった。Gido らの研究ではタングステンスリットを用いて PCM システムの MTF 測定を行ったが、位相コントラスト効果は含まれなかったと報告されている[38]。したがって金属スリットを撮影した場合は PCM 効果が得られないため PCM 画像では密着画像に比べて低い分解能を示した。微小石灰化の検出能では密着画像と PCM 拡大撮影画像で差が見られなかったことから、検出能と空間分解能には予想したほどの関連性は見られず、低コントラスト画像においては分解能よりもコントラストやノイズが検出能に影響を与えていると考える。

10.5 結語

PCM 画像をモニタで観察する場合には、腫瘍や線維については補間によるノイズの低減で CNR が向上し、検出能が密着撮影よりも顕著に高くなるが、石灰化については屈折コントラストによるエッジ強調の効果が表れず、分解能もモニタの画素サイズによって決定されるので分解能の向上もなく、PCM 効果はあまり見られなかった。

第 11 章

まとめ

第 11 章 まとめ

11.1 全体総括

本研究では、現在医用画像表示用として一般的に用いられているモニタについて、作成したシミュレーション画像と撮影したファントム画像を使用した視覚評価実験を行うことにより、モニタ上の画像縮小率の違いがマンモグラフィの診断における信号検出能に及ぼす影響を調べることを目的とした。

また、縮小率が同じ場合でも、その補間方法によって縮小後の画像の画質は異なるため、補間方法の違いについても検討し最適な補間方法を検討した。使用した補間方法は一般的な画像の縮小方法として代表的なものであるニアレストネイバー法、バイリニア法、バイキュービック法の 3 種類である。医用画像においてもビューワソフトによっては読影時に観察者が補間方法を選択できるソフトもあるため、それぞれの補間方法の特徴を調べることはとても重要であると考える。

本研究では、縮小画像の評価を行うために、縮小前の原画像として医用画像の中でも最も画素数が多いとされる PCM 拡大撮影画像を使用した。デジタルシステムの PCM 拡大撮影画像を実寸大にフィルム出力した画像ではアナログの密着画像に比べて画質が優れると研究報告されているが、PCM 拡大撮影画像をモニタに表示した場合にも PCM 効果がみられ、高い検出能が得られるのか検討した。

その結果、縮小率の比較では、シミュレーション画像とファントム画像ともに、補間方法の比較においてバイリニア法が最も検出率が高くなることが分かった。シミュレーション画像の信号は石灰化を模したものであるため、ファントム画像の石灰化試料と同様に画像が小さくなるほど、より多くの信号が消失するという傾向がみられた。これに対して、ファントム画像における線維試料と腫瘍試料では、表示画像サイズが大きすぎ

でも小さすぎても検出率が低いという結果となった。この理由として、縮小率が高い場合には信号の消失が生じ、縮小率が小さく画像が大きい場合には信号の SNR が悪くなることが原因であると考えられる。モニタ診断における位相コントラストマンモグラフィの効果については、エッジ強調は明確には認められなかったが、PCM 撮影における腫瘍および線維の検出能は補間による平滑化効果の影響で CNR が増加したこと、エアギャップ効果によって PCM 画像のノイズが減少したことから密着画像に比べて有意に高い検出能を示した。

本研究で使用した 3 種類の補間方法の中ではバイリニア法が全ての観察試料に対して最も高い検出率を示した。一般的な画像ではバイキュービック法が理論上はボケのない元のデータが完全に復元される利点があるが、マンモグラフィにおいてはノイズが多いことや信号が微小かつ低コントラストであることから、一部に負の値をとるバイキュービック法はバイリニア法よりも低い検出率となった。

11.2 今後の課題

本研究では補間方法は代表的な 3 種類を使用して検証したが、他にも補間処理を行う方法はたくさんある。X 線画像は一般的な画像と異なる特徴を持つので、一般画像で画質がよいとされる補間方法が必ずしも X 線画像においても高い画質を維持したまま縮小できるとは限らない。そこで、X 線画像の縮小に適した補間方法を検討し、どのような観察対象に対しても高い検出率が得られる方法を模索していくことが今後の課題といえる。

謝辭

謝辞

本研究は指導教員である本学医学部保健学科 小寺吉衛教授の指導のもとに行われました。ご指導並びに御鞭撻を賜りましたことを心から感謝いたします。

本学医学部保健学科 島本佳寿広教授, 加藤克彦教授には本論文作成にあたり貴重な御意見, 御指導いただき深く感謝いたします。

名古屋大学医学部附属病院放射線部 藤田尚利氏には, 共同研究者として実験に協力していただき多大なアドバイスを頂きました。深く感謝いたします。

岐阜医療科学大学保健科学部放射線技術学科 安田成臣講師, 杉浦明弘助教には, 共同研究者として多大なアドバイスを頂きました。深く感謝いたします。

岐阜医療科学大学 間野忠明学長, 山岡一清学部長, 片渕哲朗学科長には, 社会人大学院生になるにあたり御配慮いただきまして深く感謝いたします。

また, 本論文を纏めるに当たり御協力いただいた小寺研究室の皆様及び諸先輩の皆様に深く感謝いたします。

最後に, 私が名古屋大学大学院博士後期課程に進学するにあたって, 理解と経済的・精神的に支えてくれた両親と家族に感謝いたします。

References

References

- [1]橋本憲幸；“医用画像表示用モニタの最新技術”，Innervi-sion, 21(11), pp.68-71, 2006
- [2]浅田友親；“15M 超高解像度マンモグラフィ画像表示用ディスプレイ技術”，Innervision, 23(2), p.83, 2008
- [3]J. Shiraishi, H. Abe, K. Ichikaw, et al；“Observer study forevaluating potential utility of a super-high-resolution LCD in the detection of clustered microcalcifications on digital mammograms”, J Digit Imaging, 23(2), pp.161-169, 2010
- [4]K. Ichikawa, M. Hasegawa, N. Kimura, et al；“A new resolution enhancement technology using the independent subpixel driving for the medical liquid crystal displays.”, IEEE/OSA J Display Technol, 4(4), pp.377-382, 2006
- [5]市川勝弘, 藤田広志, 澤田道人, 他；“高解像度デジタルカメラを用いたディスプレイ性能評価システムの開発”，医用画像情報会誌, 21(3), pp.261-266, 2004
- [6]橋本憲幸；“LCD モニタの画質評価”，Innervision, 18(3), pp.80-85, 2003
- [7]澤田道人；“医用画像表示用 LCD モニタの物理的画質特性”，映像情報(M), 41(13), pp.1388-1395, 2009
- [8]佐藤真知子, 犬井正男, 茅原功, 他；“液晶モニタにおけるマンモグラム用ファントムの検出度と SN 比の検討”，医用画像情報会誌, 24(3), PP.112-116, 2007
- [9]橋本憲幸, 比良浄敬；“マンモグラム診断用モニタの選定と精度管理”，医用画像情報会誌, 23(2), PP.64-69, 2006

- [10]T. Kamitani, H. Yabuuchi, H. Soeda, et al ; “Detection of masses and microcalcifications of breast cancer on digital mammograms: comparison among hard-copy film, 3-megapixel liquid crystal display (LCD) monitors and 5-megapixel LCD monitors: an observer performance study.”, Eur Radiol, 17(5), pp.1365-1371, 2007
- [11]A. Horii, A. Chihara, K. Ichikawa, Y. Kodeda, M. Ikeda, T. Ishigaki, “Measurement of Modulation Transfer Functions for Liquid Crystal Displays by Rectangular Waveform Analysis”, 日本放射線技術学会雑誌, 61(12), pp.1651-1655, 2005
- [12]DICOM PS3.14, Digital Imaging and Communications in Medicine(DICOM)—Part 14: Grayscale Standard Display Function.
- [13]“医用画像診断用モニターに求められるグレースケール表示とは“, EIZO, White paper, 2004
- [14]長谷川幹夫, 山川正昇, 西嘉一, 藤岡清登 ; “マンモグラム読影のためのモニターについて”, 医用画像情報学会雑誌, 23(2), pp.58-63, 2006
- [15]本田凡, 大原弘, 石坂哲, 島田文生 ; “X 線位相イメージングの小焦点 X 線管への応用”, 日本放射線技術学会, 25(1), pp.24-29, 2002
- [16]T. Takeda, A. Momose, K. Hirano et al. ; “Human Carcinoma: Early Experience with Phase Contrast Xray CT with Synchrotron Radiation Comparative Specimen Study with Optical Microscopy.”Radiology, 214(1), pp.298-301, 2000
- [17]Fitzgerald R ; “Phase-sensitive x-ray imaging. ”, Phys Today, 53(7), pp.23-26, 2000

- [18]N. Yagi, Y. Suzuki, K. Umetani, et al. ; “Refraction-enhanced x-ray imaging of mouse lung using synchrotron radiation source”, Med Phys, 26(10), pp.2190-2193, 1999
- [19]CJ. Kotre, IP. Birch ; “Phase contrast enhancement of x-ray mammography: a design stud”, Phys Med Biol, 44, pp.2853-2866, 1999
- [20]大原弘, 石坂哲, 本田凡, 他; “位相コントラスト乳房 X 線画像技術の開発”, KONICA TECHNICAL REPORT, VOL.15, 2002
- [21]大原弘, 儀同智紀, 石坂哲 他, ; “位相コントラスト乳房撮影の原理と画像”, 医用画像情報学会雑誌, 23(2), pp.27-32, 2006
- [22]百生敦 ; “位相コントラスト X 線イメージング”, 放射光, 10(3), pp.273-285, 1997
- [23]長束澄也, 儀同智紀, 網谷浩二, 下地雅也 ; “位相コントラスト技術を用いた乳房 X 線撮影デジタルシステムの開発”, KONICA MINOLTA TECHNOLOGY REPORT, VOL.2, 2005
- [24]貴家仁志 ; “第 3 章 デジタル画像の拡大, よくわかる動画・静止画の処理技術”, CQ 出版社, 東京, pp.41-55, 2004
- [25]石田隆行, 桂川茂彦, 藤田広志 ; “医用画像解析ハンドブック”, オーム社, 東京, pp.220-222, 2010
- [26]K. Bliznakova, R. Speller, J. Horrocks, et al ; “Experimental validation of a radiographic simulation code using breast phantom for X-ray imaging.”, Comput Biol Med, 40(2), pp.208–214, 2010
- [27]C. Hessler, C. Depeursinge, M. Greceescu, et al ; “Objective assessment of mammography systems, Part I. method”, Radiology, 156, pp.215–219, 1985

- [28]L. McCrohon, E. Thompson, F. Butler ; “Mammographic phantom evaluation project “ , HHS Publ , 83, p.8213, 1983
- [29]P. Fatouros, E. Skubic, H. Goodman ; “The development and use of realistically shaped, tissue-equivalent phantoms for assessing the mammographic process “ , Radiology, pp.157:32, 1985
- [30](社)日本放射線技術学会放射線撮影分科会, 第 9 章 画像評価. 乳房撮影精度管理マニュアル(改訂版), 社団法人 日本放射線技術学会出版委員会, 京都, pp.61-62, 2004
- [31]dos Santos Romualdo LC, da Costa Vieira MA, and Schiabel H ; “ Mammography Images Restoration by Quantum Noise Reduction and Inverse MTF Filtering” , SIBGRAPI, pp.180-185, 2009
- [32]M. Ishida, K. Doi , LN. Loo, et al. ; “Digital Image Processing: Effect on Detectability of Simulated Low-contrast Radiographic Patterns” , Radiology, 150, pp.569-575, 1984
- [33]AJ. Parker, RV. Kenyon, and DE. Troxel; “Comparison of Interpolating Methods for Image Resampling” , IEEE Trans. Med. Imag, 2(1), pp.31-39, 1983
- [34]遠山景子, 片渕哲朗, 松尾悟 他 ; “X 線位相イメージングのマンモグラフィへの応用”, 日本放射線技術学会雑誌, 61(2), pp.245-252, 2004
- [35]J. Keyrilainen, A. Bravin, M. Fernandez, et al ; “Phase-contrast X-ray imaging of breast” , Acta Radiologica, 51(8), pp.866–884, 2010
- [36]F. Arfelli, M. Assane, V. Bonvicini, et al ; “Low-dose phase contrast X-ray medical imaging” , Phys Med Biol, 43, pp.2845–2852, 1998

- [37]E. Castelli, M. Tonutti, F. Arfelli, et al ; “Mammography with synchrotron radiation: first clinical experience with phasedetection technique”, Radiology , 259(3), pp.684–694, 2011
- [38]T. Gido, S. Nagatsuka, K. Amitani, et al ; “Advanced digital mammography system based on phase contrast technology”, In: Proceedings of SPIE 5745, Medical Imaging 2005: Physics of Medical Imaging, pp.511–518, 2005
- [39] D. Zhang, M. Donovan, L. Fajardo, et al ; “Preliminary feasibility study of an in-line phase contrast X-ray imaging prototype “, IEEE Trans Biomed Eng, 55(9), pp.2249–2257, 2008
- [40]F. Arfelli, V. Bonvicini, A. Bravin, et al ; “Mammography with synchrotron radiation: phase-detection techniques”, Radiology, 215, pp.286–293, 2000
- [41]T. Tanaka, C. Honda, S. Matsuo, et al ; “The first trial of phase contrast imaging for digital full-field mammography using a practical molybdenum X-ray tube”, Invest Radiol, 40, pp.385–396, 2005
- [42]S. Matsuo, H. Fujita, J. Morishita, et al ; “Preliminary evaluation of a phase contrast imaging with digital mammography. In:Krupinski EA (ed) Digital Mammography”, Springer lectures Notes in Computer Science (LNCS), 5116,, pp.130–136, 2008
- [43]T. Lehmann, C. Gonner, K. Spitzer ; “Interpolation methods in medical image processing”, IEEE Trans Med Imag., 18, pp.1049–1075, 1999
- [44]AJ. Parker, R. Kenyon D. Troxe ; “Comparison of interpolating methods for image resampling” IEEE Trans Med Imag., 2, pp.31–39, 1983

- [45]M. Lyra, S. Kordolaimi, A. Salvara ; “Presentation of digital radiographic systems and the quality control procedures that currently followed by various organizations worldwide”, Recent Patents Med Imaging, 2, pp.5–21, 2010

- [46]A. Alsager, K. Young, J. Oduko, et al ; “Impact of heel effect and ROI size on the determination of contrast-to-noise ratio for digital mammography systems”, Proceedings of SPIE, 6913, p.69134, 2008

- [47]S. Matsuo, T. Katafuchi, K. Tohyama, et al ; “Evaluation of edge effect due to phase contrast imaging for mammography”, Med. Phys, 32(8), pp.2690–2697, 2005

- [48]H. Ohara, C. Honda, A. Ishisaka, F. Shimada ; “The improvement of X-ray image sharpness in X-ray phase imaging”, Konica Minolta Rechnol Rep , 1, pp.131–134, 2004

本論文に関連する研究業績一覧

本論文に関連する研究業績一覧

本論文に関わって公表された論文，研究ノート，報告書及び学会等での発表

論文, Proceedings

- Akiko Ihori, Naotoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ;
“Phantom-based comparison of conventional versus phase-contrast
mammography for LCD soft-copy diagnosis”, *International Journal for Computer
Assisted Radiology and Surgery*, 8(4), pp.621-633, 2013
- Akiko Ihori, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naotoshi Fujita, Naruomi Yasuda,
Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä, “Observer Performance of Reduced X-Ray
Images on Liquid Crystal Displays”, *FORMA*, 2011(Accepted)
- Akiko Horii, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naotoshi Fujita, Naruomi Yasuda,
Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä, “Comparison of the detection rates in reduced
image by difference of interpolation method”, *Proc. SPIE 7966*, 2011.

学会報告

国際報告

- Akiko Ihori, Naotoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ;
“Comparison of conventional mammography and PCM in soft copy diagnosis”,
Computer Assisted Radiology and Surgery 26th International Congress(Pisa,

Italy), Jun. 27-30, 2012

- Akiko Ithori, Naogoshi Fujita, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ; “Effect of phase-contrast mammography on monochrome LCDs”, *European Congress of Radiology*(Vienna, Austria), Mar. 1–5 , 2012

- Akiko Horii, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naogoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ; “Comparison of the detection rates in reduced image by difference of interpolation method”, *Medical Imaging: Physics of Medical Imaging, SPIE*(Florida, USA), Feb.12-17, 2011

- Akiko Horii, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naogoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ; “Observer performance of reduced image for LCDs”, *Computer Assisted Radiology and Surgery 24th International Congress and Exhibition*(Geneva, Switzerland), Jun. 23-26, 2010

- Akiko Horii, Chihiro Kataoka, Daigo Yokoyama, Naogoshi Fujita, Naruomi Yasuda, Akihiro Sugiura, Yoshie Koderä ; “Observer performance of reduced image for LCDs”, *European Congress of Radiology*(Vienna, Austria), Mar. 6-10, 2009

国内報告

・井堀亜希子，藤田尚利，杉浦明弘，安田成臣，小寺吉衛；“モニタ診断における密着画像と PCM 画像の信号検出率の比較”，第 40 回日本放射線技術学会秋季学術大会(東京)，2012 年 10 月

・片岡千尋，堀井亜希子，横山大悟，安田成臣，藤田尚利，木村行善，小寺吉衛；“液晶ディスプレイにおける縮小画像の視覚評価”，第 2 回中部放射線医療技術学術大会(岐阜)，2009 年 11 月