

Z00501261A

厚生労働科学研究研究費補助金  
医療技術評価総合研究事業

標準的電子カルテにおける画像観察液晶モニタ、  
汎用液晶モニタの標準化と精度管理に関する研究

平成17年度総括報告書

主任研究者 石垣武男

平成18（2006）年3月

## 目次

### I. 総括研究報告

標準的電子カルテにおける画像観察液晶モニタ、汎用液晶モニタの標準化と精度管理に関する研究 1

石垣武男

1. 液晶モニタの耐用試験と精度管理 3
2. 液晶モニタの画質の評価 9
3. 液晶モニタのマンモグラムの画質に関する検討 23
4. カラーモニタにける色の表示に関する検討 37
- E. 結論 39
- F. 研究発表 40

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 41

III. 研究成果の刊行物・別冊 42

1.A Horii, A Chihara, K Ichikawa, Y Kodera, 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誌 61巻12号:1651-1655,2005

2.H. Usami, M. Ikeda, T. Ishigaki, H. Fukushima, K. Shimamoto, The influence of liquid crystal display (LCD) monitors on observer performance for the detection of nodular lesions on chest radiographs Eur Radiol (2006) 16: 726-732

# 厚生労働科学研究費補助金（医療技術評価総合研究事業） 総括報告

標準的電子カルテにおける画像観察液晶モニタ、汎用液晶モニタの標準化と精度管理に関する研究  
主任研究者 石垣武男（名古屋大学教授）

## 研究要旨

高精細液晶ディスプレイのバックライトには現在冷陰極蛍光管(CCFL)が使用されている。液晶モニタの輝度劣化はこのバックライトの劣化に負うところが大きい。輝度安定化回路のない液晶モニタの輝度低下は、24時間稼働で年間30%程度であるのに輝度安定化回路を備えている場合は年間で10%程度であった。液晶モニタの画素数が増すとともにその物理的性能は向上した。デジタルマンモのフィルム画像の診断能について検討した結果では拡大処理や階調処理を駆使して観察すれば5M液晶モニタであればフィルム画像との差は無くなるという結果であった。3Mモニタ以下に関してはその安全性に関して大規模なROC解析など客観的な検討が行われなかったが、5Mモニタ以上に拡大処理、階調処理を綿密に行えば臨床的に使用できる可能性は残されている。ただし、臨床現場で多数のマンモグラムを診断する際にひとつのマンモグラムの読影に際して拡大処理、階調処理を頻繁に行うことが診断効率を著しく損なうことは確かであり、実際の運用面での検討も必要である。電子カルテに用いる汎用のカラーモニタではカラー表示が問題であり、いわゆる色盲の場合にカラーによる識別ができないことから、電子カルテ導入にあたって画面表示におけるカラー表示に十分配慮し、色だけに意味を持たせないで、かつ白黒表示でも内容が分かるようにすることが重要であると結論された。

## 分担研究者氏名

宮坂和男、北海道大学医学部、教授

西谷 弘、徳島大学医学部、教授

遠藤登喜子、名古屋医療センタ、部長

村田喜代史、滋賀医科大学、教授

安藤 裕、放射線医学総合研究所、室長

小寺吉衛、名古屋大学保健学科、教授

池田 充、名古屋大学保健学科、助教授

島本佳寿広、名古屋大学医学部、教授

藤田広志、岐阜大学医学部・工学部、教授

尾辻秀章、大阪府済生会吹田病院、部長

楠本昌彦、国立がんセンター中央病院、医長

原 眞咲、名古屋市立大学、助教授

佐々木康夫、岩手県立中央病院、部長

渡辺秀幸、九州がんセンタ、部長

## A. 研究目的

本研究の目的は電子カルテにおける画像観察液晶モニタ、汎用液晶モニタの標準化と精度管理に関する検討を行うことである。その内訳は、画像観察液晶モニタの安全性の検討、電子カルテ端末モニタの指針の構築、および液晶モニタの精度管理である。これまでの研究では医用画像の読影用に適した液晶モニタを検討し、IPSモード、VAモードが適していることを明らかにしたさらに臨床的な検討では、1M、2M、3M、5Mの性能の白黒液晶モニタと2000本系のCRTモニタ計5種類を用いて肺の淡い結節影の診断能、および間質影の診断能につき、平成15、16年度でROC解析を行い、いずれにおいても統計的有意差が無いことが分かった。しかし、マンモグラムの読影実験では画像参照用モニタもしくは電子カルテ端末モニタを用いて読影するとフィルム画像での読影と比較して診断能が劣ることが判明した。電子カルテ端末での色彩配合の問題では色覚障害の場合電子カルテでのカラー表示上、重要な情報を認識しがたい場合があり画面の構成、表示などに留意する必要があることが明らかとなった。これらの成果を踏まえて今年度はマンモグラムを読影

する際の液晶モニタの画質による違いを読影実験で明らかにする。また、色覚障害であっても情報の認識に支障が生じないように、電子カルテ端末モニタ上での色の配色、図・表の表示における技術的指針を明らかにする。さらに、液晶モニタの劣化を含めてその精度管理に関して液晶モニタの取り扱いに関する指針を作成する。

## B.研究方法

以下の項目別に結果までを述べる

1. 液晶モニタの耐用試験と精度管理
2. 液晶モニタの画質の評価
3. 液晶モニタのマシモグラムの画質に関する検討
4. カラーモニタにける色の表示に関する検討

### 倫理面への配慮

本研究では撮影された画像の附帯情報で患者を特定できる氏名、ID番号などをテスト画像には表示させないことから、研究方法の内容からみて倫理上の問題はないと考える。

# 1. 液晶モニタの耐用試験と精度管理

## はじめに

研究班のベンダーグループでは、液晶パネル及び医用液晶モニタの輝度劣化に関する耐用試験を約2年間に渡って実施して来た。一方、日本画像医療システム工業会（以下、JIRA と略）のモニタ診断システム委員会で石垣班の先生方をアドバイザーとして迎えて、医用画像表示モニタの品質管理に関するガイドライン（以下、QA ガイドラインと略）を2005年8月に発行した。QA ガイドラインでは「定期間隔で行なう不変性試験（以下、定期試験と略）の間隔は少なくともCRT 医用モニタは3ヶ月ごと、液晶医用モニタは6ヶ月ごととする。ただし輝度安定化回路を装備している液晶医用モニタの試験間隔は1年とすることができる。」と定められている。本稿では輝度劣化における医用液晶モニタの特性の変化をシュミレーションし、耐用試験のデータと相関付けることによって、定期試験の間隔について考えてみたい。

## 1. 各国の定期試験間隔

作成中の規格・ガイドラインも含めて、医用モニタの不変性試験における定期試験の間隔を図1に纏めた<sup>1)</sup>。定期試験の間隔は1ヶ月～12ヶ月まで色々指定されている。

定期試験の試験間隔

	IEC	Germany	USA	Japan
規格名	IEC 61223-2-5	DIN V 6869-57 QS Guideline	AAPM-TG18	JIS Z 4752-2-5 QAガイドライン
内容	不変性試験	受入試験 不変性試験	受入試験+ 不変性試験	不変性試験 受入試験+不変性試験
制定	1994年	2001年2月 2003年12月	2005年4月	2001年6月 2005年8月
試験実施者	規定無し	受入:ベンダー 不変性:医療機関	医学物理士	規定無し モニタ品質管理者
試験間隔	3ヶ月	毎日、1/3、6ヶ月	1/3、12ヶ月	3ヶ月 3、6/12ヶ月
備考		法制化受入:02年7月 不変性:03年12月		IECの和訳

図1 定期試験の間隔

特にドイツにおいては不変性試験が法制化されており、QS Guideline に沿って定期試験を行うように定められているが、周囲の明るさが変動する環境に設置された輝度安定化回路のない医用モニタは、毎日測定が必要な項目もある。

## 2. 輝度安定化回路

医用モニタの輝度特性において、輝度安定化回路は大きな役割を担っている。長期的・短期的な特性保証を実現するため、医用モニタにおいて輝度安定化回路は重要である。液晶モニタにおける輝度安定化は、バックライト光又は前面（表示面）の輝度をセンサで検知して、バックライト出力をコントロールすることによって行われる。最大バックライト出力の60%程度の輝度で安定化した場合20,000～30,000時間程度の安定な輝度の持続が期待できる（1日12時間・週5日使用の場合約6～9年間、24時間稼動で約2～3年間に相当する）。輝度安定化回路は長期的な輝度安定性に効果があるだけでなく、図2に示すように立ち上がり時の輝度安定および温度変化時の輝度安定に対しても効果が大きい。液晶モニタの光源であるCCFL<sup>2)</sup>は周囲温度による輝度変化が著しく0℃では最大輝度の約半分の輝度になってしまう。また、液晶モニタの立ち上がり時も、回路補正がないと90%輝度になるまでに30分程度の時間が必要であるが、回路補正があると数分で90%に達する<sup>3)</sup>。

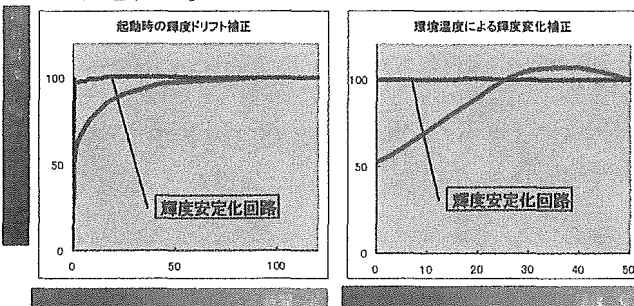


図2 輝度安定化回路の効果

## 3. 耐用試験結果

### 3.1 液晶パネルの耐久試験結果

液晶パネルのバックライト方式はCCFLのマウント方法によって直下型とエッジライト型に別れ、方式によって劣化度合が異なる。パネル単体での寿命は輝度半減時間で定義されており、直下型のものでは50,000時間程度まで期待できる液晶パネルが登場してきた<sup>4)</sup>。一方エッジライト型はCCFLを狭いスペースに実装しているため、温度要因などで輝度低下が加速され、30,000時間程度で輝度が半減するものが多い。図3に直下型とエッジライト型の輝度低下特性のイメージ図を

示す。最初の数千時間で10%程度の輝度低下が起こるが、以降は時間軸にたいしてほぼ直線的に輝度低下する特性となっている。液晶パネルの輝度低下の主要因はバックライトの劣化であり、特にCCFLの水銀枯渇・蛍光体劣化・ガラス管の透過率の劣化及びバックライト光学系部材の劣化などにより使用時間と共に輝度劣化が進む。

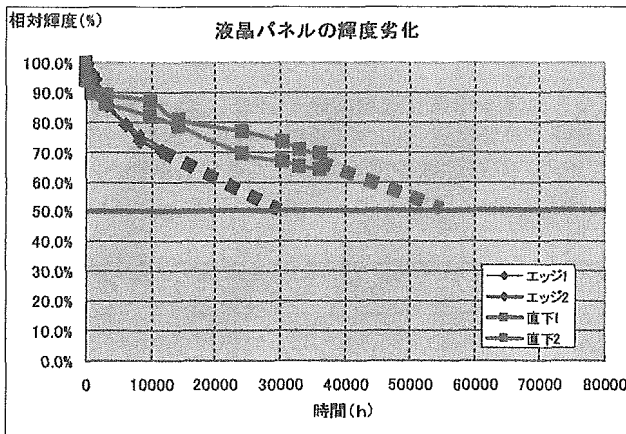


図3 液晶パネルの耐久試験例

### 3.2 液晶モニタの耐用試験結果

液晶モニタの耐用試験の例を図4に示す。輝度安定化回路を備えている液晶モニタでは24時間稼働想定時で約2年を経過しても、輝度劣化は初期値の10%程度に収まっている(検証例ではバックライト検出型で10%程度の劣化であり、前面検出型では24時間稼働想定時で約1年を経過してもほとんど劣化が見られなかった)。市場で稼働中の医用液晶モニタを3ヶ月ごと、6ヶ月ごとにチェックした輝度データの変動も、測定日ごとにはばらついてはいるが±10%以内に収まっている。輝度安定化回路のないモニタの輝度劣化特性は、液晶パネル単体の特性よりも内部温度上昇分だけ悪化すると考えられる(エッジライト型の検証例では2000時間程度で90%を割り込み、約20,000時間で50%程度の輝度になった<sup>4)</sup>。

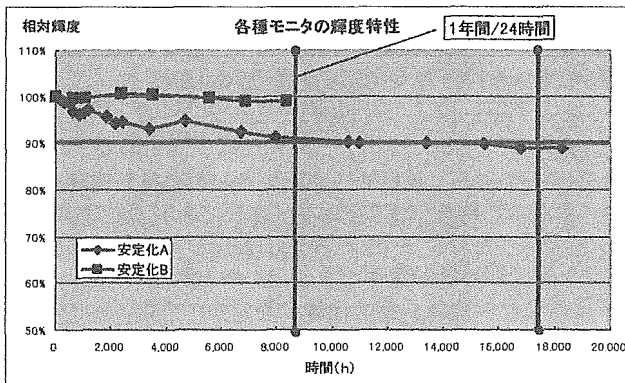


図4 液晶モニタの耐久試験例

## 4. 輝度低下に対する特性の変化

### 4.1 液晶モニタ

液晶モニタでは輝度劣化の主要因がバックライト光源の輝度劣化であることから、輝度劣化とDICOM誤差<sup>vii)</sup>の関係は容易にシミュレーションが可能である。DICOM誤差の定義は次式による<sup>viii)</sup>。

$$\begin{aligned} \text{最大誤差 } \kappa_{\delta} &= 100 * \text{Max}(|\delta_r - \delta_i^d|) / \delta_i^d \quad (\%) \\ \delta_i^d &= 2(L_r^d L_{i-1}^d) / ((L_i^d + L_{i-1}^d)(J_r - J_{i-1})) \\ \delta_r &= 2(L_i^r L_{i-1}^r) / ((L_i^r + L_{i-1}^r)(J_r - J_{i-1})) \end{aligned}$$

図5abに計算結果を示す。図5aはAAPM TG18の18ポイント評価法により、バックライトによる輝度低下が起こった場合、各ポイント間で1JNDあたりのコントラスト( $\Delta L/L$ )がDICOM基準値とどのくらい異なるかを比較したもの、図5bはその最大値だけを表したものである。DICOM誤差はモニタの輝度範囲( $L_{\min} \sim L_{\max}$ )と環境光により異なるので図中にその条件を示した。図5aに示すようにバックライト輝度がキャリブレーションした時点から劣化すると低輝度領域のコントラストが低下する。

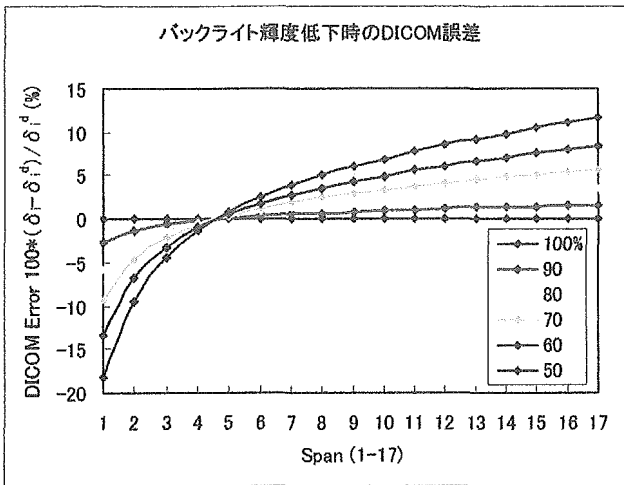


図 5a バックライト輝度が低下したときの DICOM 誤差 (計算値)

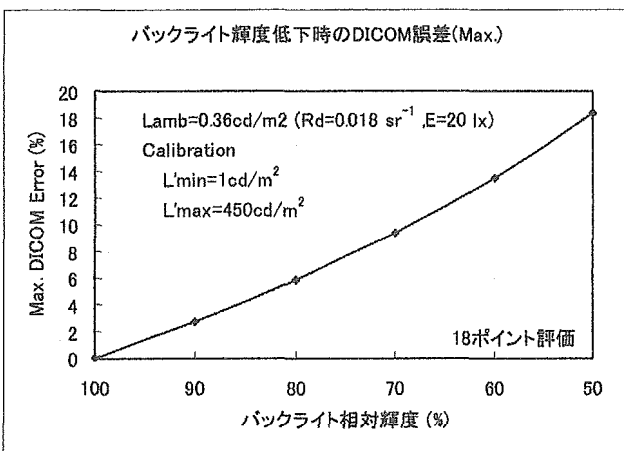


図 5b バックライト輝度が低下したときの DICOM 誤差 (図 5a の誤差の最大値)

#### 4.2 CRT モニタ

CRT モニタの輝度劣化要因にはカットオフ電圧の低下、カソードの劣化、蛍光体劣化などがあり、劣化による DICOM 誤差を液晶モニタのように単純な計算で求めることができない。そのため本稿ではカットオフ電圧の劣化を G2 電極電圧調節で、カソードと蛍光体劣化をコントラスト調節で、それぞれの劣化状態のシミュレーションを試みた。その結果を図 6abc に示す。DICOM 誤差は蛍光体/カソード劣化に比較してカットオフ電圧低下の影響が非常に大きい。そのため医用 CRT モニタにはカットオフ電圧の変化を補正する回路が組み込まれていることが必須である。しかしこの回路を用いても完璧な補正は困難であることから CRT モニタでは輝度管理が重要となる。

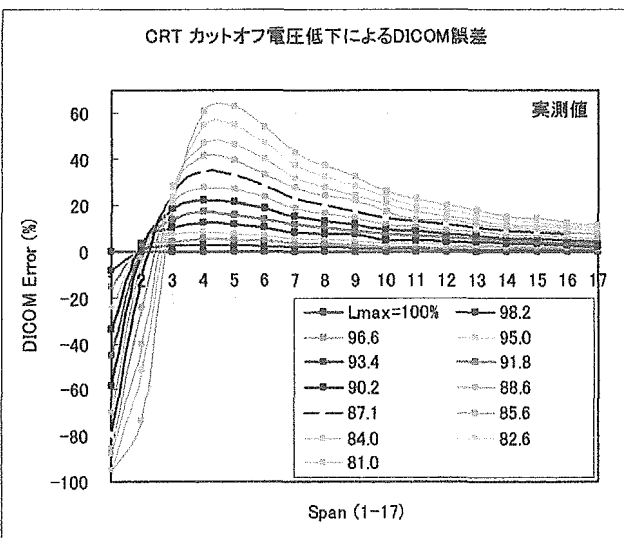


図 6a CRT のカットオフ電圧を調節して輝度を変化させたときの DICOM 誤差 (5M CRT の実測値)

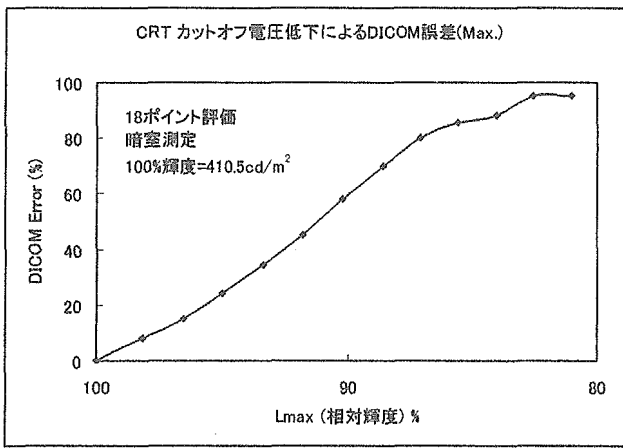


図 6b CRT のカットオフ電圧を調節して輝度を変化させたときの DICOM 誤差 (図 6a の最大値)

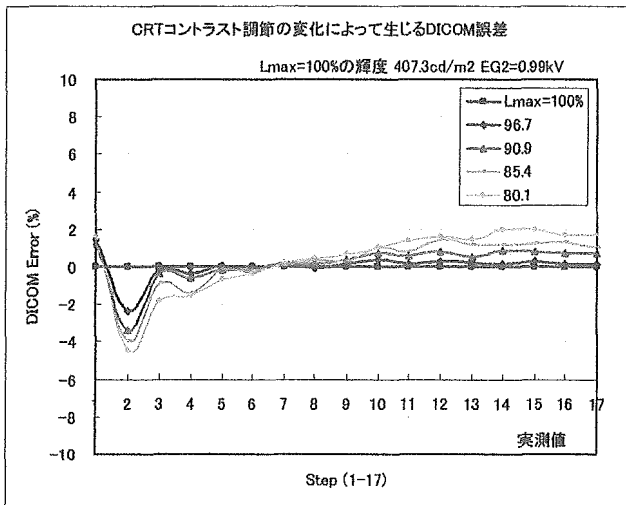


図 6c CRT のコントラストを調節して輝度を変化させたときの DICOM 誤差 (5M CRT の実測値)



## 5. 液晶モニタにおける外部照明変化に対する特性の変化

環境光は低輝度領域のコントラストに大きな影響を及ぼす。環境光の影響度は表示面の反射係数とモニタの設定輝度範囲によって異なる。図 7ab は代表的な 3M ピクセルの液晶モニタを 20lx の環境光のもとで 1~450cd/m<sup>2</sup> の GSDF キャリブレーションを実施し、別の環境光のもとで使用したときの DICOM 誤差（計算値）を示す。

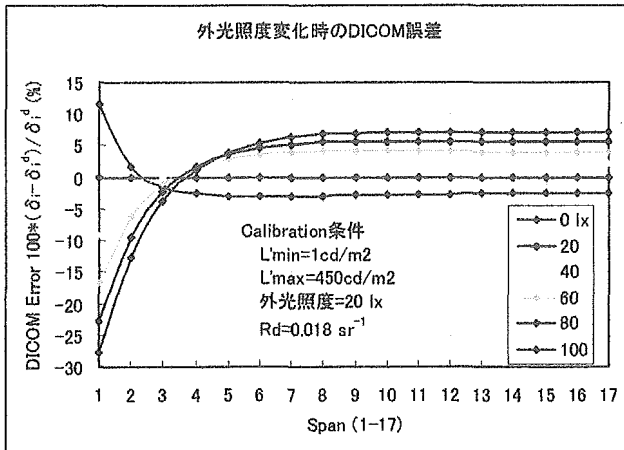


図 7a キャリブレーション時と異なる環境光で使用したときの DICOM 誤差（計算値）

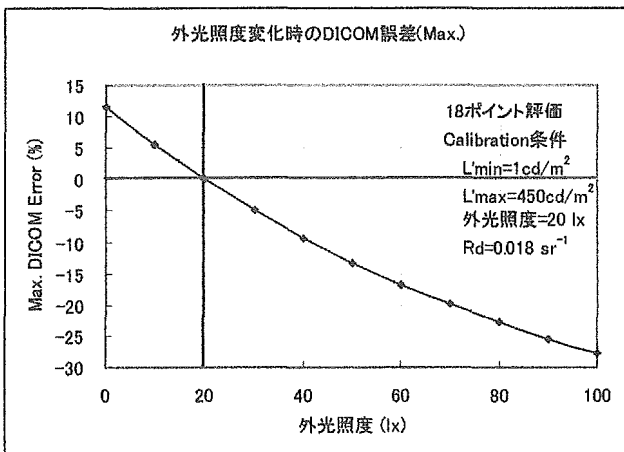


図 7b キャリブレーション時と異なる環境光で使用したときの DICOM 誤差（図 7a の最大値）

## 6. まとめ

輝度安定化回路を備えている医用液晶モニタの輝度低下は、24 時間稼働を想定した場合でも年間で 10%程度であった。また、10%輝度劣化を想定したときの DICOM 誤差は約 3%であった。輝度安定化回路を備えている医用液晶モニタの定期試験間隔は 1 年でも問題がないと思われる。

輝度安定化回路のない液晶モニタの輝度低下は、24 時間稼働を想定した場合年間で 30%程度であった。また、30%輝度劣化を想定したときの DICOM 誤差は約 10%であった。輝度安定化回路のない液晶モニタでは、この値の半分程度（6 ヶ月経過）になったら見直しを行ったほうが良いと思われる。

CRT モニタの輝度劣化は、カソードエミッション劣化・蛍光体劣化及びカットオフ電圧の変化があり、カットオフ電圧の変化が起こったときの DICOM 誤差は非常に大きな値となる。カットオフ電圧の変化による輝度劣化 10%を想定した場合、DICOM 誤差は約 60%となった。この結果から 3 ヶ月ごとに定期試験を行うのが適当と思われる。

DICOM 誤差は周囲照明によって大きな影響を受ける。 $L_{max}=450cd/m^2$ 、 $L_{min}=1cd/m^2$ 、周囲照度 20lx、GSDF でキャリブレーションした液晶モニタの周囲照度が 40lx になると、約 10%の DICOM 誤差が生じる。上記の定期試験の周期検証は周囲照明の条件が変化しないことを前提としている。

なお、今回の耐久性試験で得られた寿命時間の数値は実力値の評価であり、製品の寿命時間を保証するという意味ではないので、数値の取り扱いには注意を要する。

- 
- i マンモ用医用モニタの規格は除外した。
  - ii Cold Cathode Fluorescent Lamp の略、冷陰極蛍光管または冷陰極管とも言われる。
  - iii 補正方式や周囲温度によって到達時間は変化する。
  - iv 常温 (25°C) で全面最大輝度にして横方向垂直に置いたときの輝度半減値。
  - v バックライト検出型や前面検出型にも色々な種類があり、補正方式によって劣化度合は異なる。
  - vi 設置方向や周囲温度によって数字は変動する。縦型に設置し、室温で放置したときの測定例である。
  - vii DICOM 誤差：GSDF カーブのコントラスト基準値からの偏差。
  - viii  $i$  は入力信号のステップ(1~18)
- $\delta_i^d$  :  $(J_i+J_{i-1})/2$  の JND インデックスにおける GSDF カーブのコントラストレスポンス (理想値)  
 $\delta_i$  :  $(J_i+J_{i-1})/2$  の JND インデックスにおけるモニタのコントラストレスポンス (測定値)  
 $L_i^d$  : ステップ  $i$  の GSDF 輝度 (理想値)  
 $L_i'$  : ステップ  $i$  のモニタの輝度 (測定値)  
 $J_i$  : 輝度値  $L_i^d$  の JND インデックス

## 2. 液晶モニタの画質の評価

### A. 研究目的

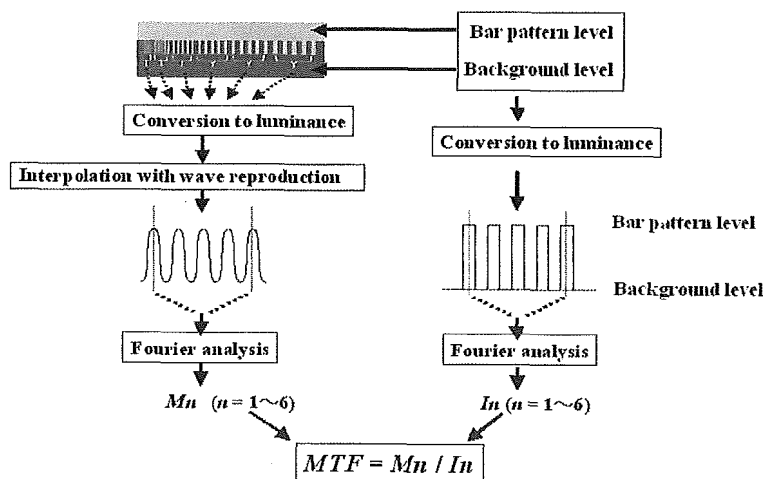
現在の医用画像診断においては、モダリティのデジタル化やネットワークの進化にともなって、フィルムを使用した従来の診断に代わり、cathode-ray tube(CRT)ディスプレイあるいは液晶ディスプレイ(liquid crystal display :LCD)などのイメージビューアを使用した新しい診断のスタイルが主流になりつつある。そして、今後ますますその動きは大きくなることが予想される。さらに、ディスプレイデバイスはCRTから液晶ディスプレイへの世代交代が急速に進んでいる。Stanford Resources社の調査によると、全世界の医療用ディスプレイの出荷に占める液晶ディスプレイの比率は2002年で既に52%に達しており2006年には96%になると予想されている<sup>1)</sup>。この変化に伴い、モニタ診断を行う医療現場では、ディスプレイの精度を評価し、維持管理することが重要になってきている。液晶ディスプレイは幾何学的歪み、解像度、ベーリンググレアなどの点でCRTよりも優れている反面、視野角、色再現性などの点でまだ改善の余地が残っており、技術開発が続けられている。現在医療用高精細ディスプレイとして販売されているものでは、ディスプレイ自体に基本的な構造の違いはないものの、液晶の配列やパネルに工夫が施されているので画像の特性には様々な違いが生じている。

そこで、ディスプレイそのものの特性を知り客観的に評価するために、画素数やパネルの構造の異なる数種類の液晶ディスプレイの画質を物理評価法により検討した。

### B. 研究方法

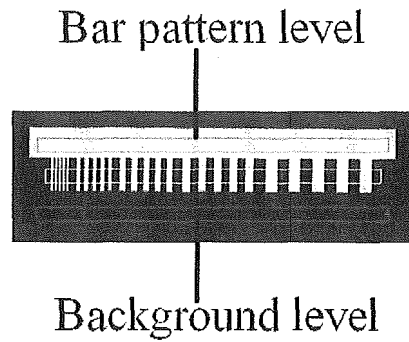
#### B-1. Modulation Transfer Functionの測定

本研究で用いたModulation Transfer Function(MTF)の測定方法は、「矩形波の周波数成分が基本波と基本波の周波数の1/3以下の振幅を持つ奇数倍の周波数の高調波との合成である<sup>2)</sup>」に基づき、基本波の成分を抽出してその振幅値の比によってMTFを求めている。この方法の流れを図B-1に示す。デジタルカメラで撮影したバーパターン画像からバーに対して垂直な方向のプロファイルを作成し、その画素値を輝度値に変換した。この波形から整数周期分のデータを抽出しフーリエ変換して出力波形の基本波の振幅値 $M_n$ を求めた。また、バーパターンレベルとバックグラウンドレベルの値を用いて入力波形の基本波の振幅値 $I_n$ を求め、 $M_n$ と $I_n$ の比をMTF値とした。しかしこれは、CRTディスプレイの水平方向のMTFを計算する方法である。液晶ディスプレイは構成する個々のピクセルで離散的に表示するシステムである。したがって、CRTディスプレイシステム(アナログ・システム)の結果を補正する必要がある。そこでCRTディスプレイの垂直方向のMTFと液晶ディスプレイのMTFの結果には補正係数を掛けた。



図B-1 実験方法の流れ

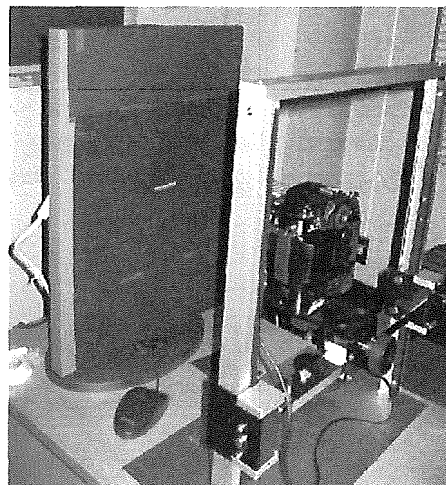
使用したテストパターンは1~6ピクセル幅のバーパターンが5サイクルずつの6つのセグメントから構成され、上部と下部にバーパターンのバーに設定した信号値とバックグラウンドに設定した信号値に対する輝度用の一様な領域が配置されている。バーの信号値はdigital driving level(DDL)の65%、バックグラウンドの信号値は35%とした。図B-2にバーパターンを示す。バーパターンをディスプレイの中央に表示し、周辺部は黒い紙で覆った。バーパターンを接写レンズ(Nikon AF Micro-Nikkor)を装着したデジタルカメラ(Nikon D70)で撮影した。ディスプレイの輝度は各モニターメーカーがキャリブレーション時に使用している最大輝度に設定した。



図B-2 バーパターン

測定は部屋を真っ暗にして照度がほぼ0 lxの状態で行った。バーパターンをディスプレイの中央に表示し、その周辺はDDLの低い様な背景と、いくつかのアイコンのみ表示した。それらの光の影響を防ぐために、バーパターンを表示している部分以外はディスプレイの表面を黒い紙で覆った。画像の傾きをなくすために、デジタルカメラをディスプレイと平行に配置した。

本研究ではディスプレイの水平方向と垂直方向の画像を撮影した。水平方向はディスプレイを縦長に置いた状態で、垂直方向はディスプレイを横長に置いた状態でバーパターンを図3-2のように表示した時を指す。ファインダ内のバーパターン画像の大きさが一定になるように、ディスプレイとデジタルカメラの距離を調節した。デジタルカメラの横方向の有効画素は3040画素であり、バーパターン画像はデジタルカメラの横方向で約2000画素となるように撮影した。このときデジタルカメラでのサンプリングピッチは0.008～0.012mmとなり、ディスプレイの1画素当たりのサンプリング数は21～25点となった。撮影時の実験配置を図B-3に示す。バーパターンの出力波形から整数周期分のデータを抽出し、バーパターンの基本波の振幅値 $M_n$ を算出してMTFを求めた。

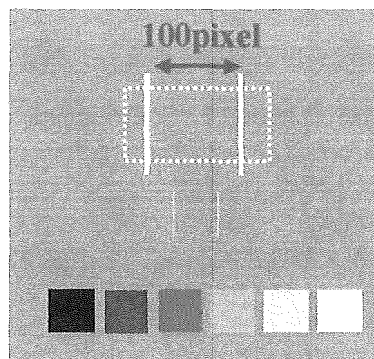


図B-3 撮影時の配置

#### B-2.Wiener Spectrumの測定

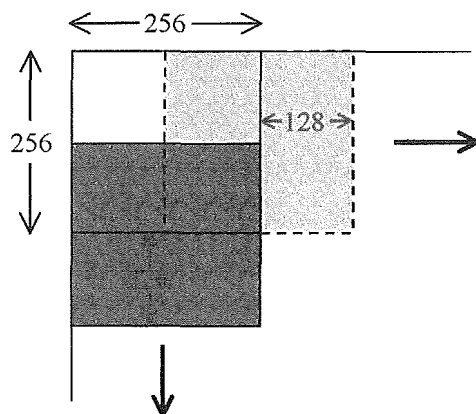
1M(ME181L), 2M(ME201L, ME213L), 3M(ME315L), 5M(ME511L)のTOTOKU社のモノクロ液晶ディスプレイを使用した。また、アンチグレアフィルタの有無による違いが粒状性に与える影響を検討するために、NANO社の3M(RadiForce G31)を使用した。ディスプレイの輝度は最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>, 最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。水平方向と垂直方向のウィナースペクトルを測定したが、水平方向とはディスプレイを縦長に置いてパターンを表示した場合を指し、垂直方向とは横長に置いて表示した場合を指す。

図B-4のパターンをディスプレイの中央に表示し、周辺部は黒い紙で覆った。黄色の点線の大きさになるように、パターンを接写レンズ(Nikon AF Micro-Nikkor)を装着したデジタルカメラ (Nikon D70) で撮影した。

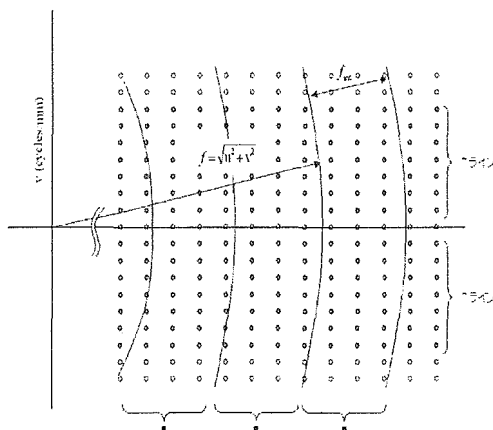


図B-4 パターン画像

撮影した画像からデジタルカメラによるサンプリングピッチを算出した。白線間はディスプレイ上で100画素なので、これにディスプレイの1画素の長さをかけることによって表示された実際の長さを求めた。次にこの長さをデジタルカメラの横方向の画素数で割って、カメラのサンプリングピッチを算出した。撮影した画像から、左右の白線が入らないように中心の1500×1500画素を切り取った。切り取った1500×1500の計算領域内のRAWデータに対して、IEC規格に準じて一辺が256画素の正方形のROIを設定した。そして図4-2に示すようにx方向、y方向に128ずつ重ね、ずらしながら多くのROIを設定した。256×256画素の個々のROIについて二次元フーリエ変換を行い、二次元のウィナースペクトルを求めた。個々のROIから得られたウィナースペクトルを集合平均し、IEC規格に準じてx方向の一次元ウィナースペクトルを計算した。x方向のウィナースペクトルは図4-3に示すように空間周波数領域におけるu軸付近の値を、軸上の点を除いたu軸を挟む14ラインのデータから求めた。原点からの距離に応じて周波数軸上の区間平均範囲を設定して各データ点を振り分け、範囲内の平均値を計算した<sup>8)</sup>。



図B-5 ROIの設定



図B-6 一次元ウィナースペクトルの算出法

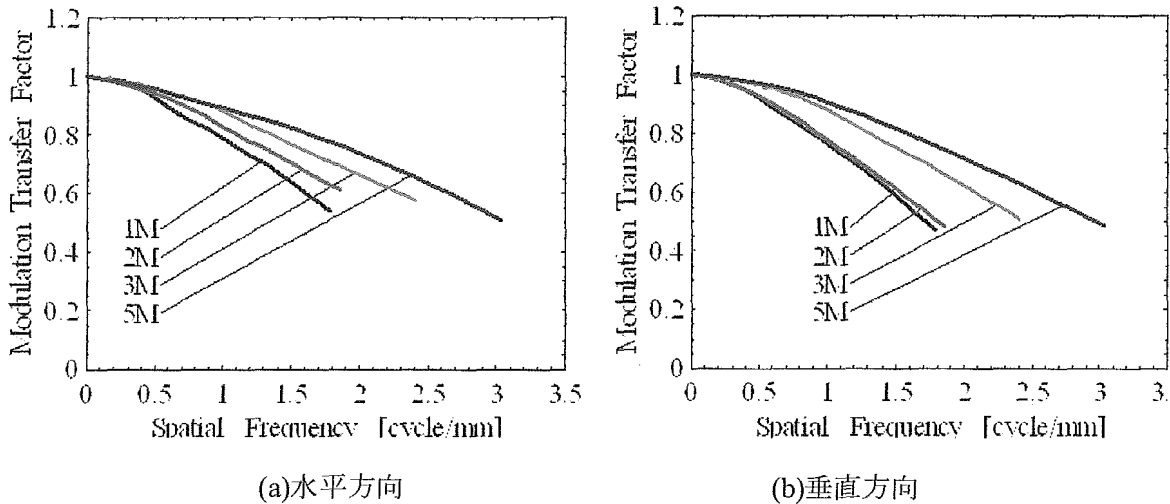
### C.研究結果

#### C-1.Modulation Transfer Function

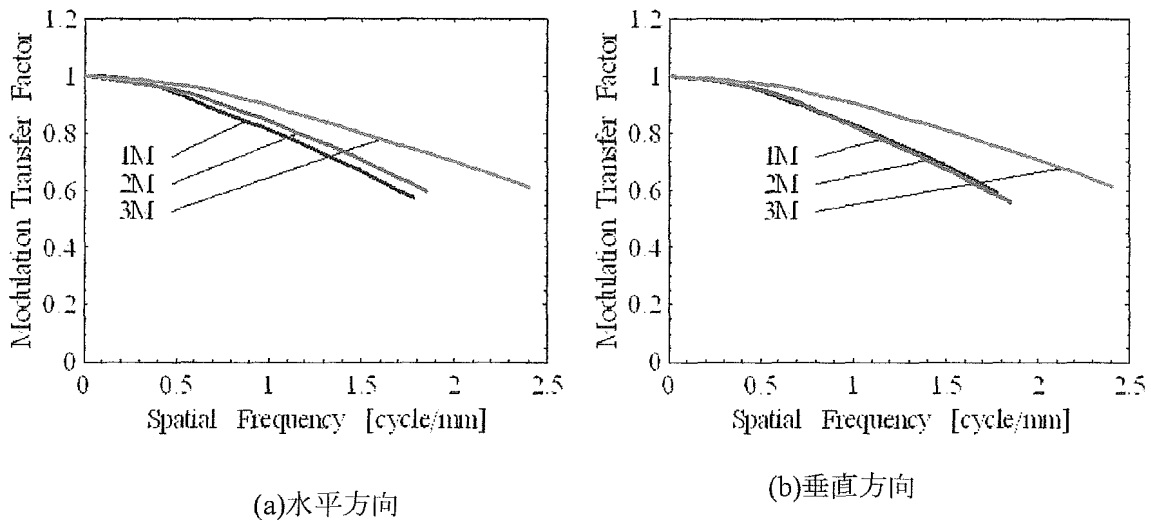
##### C-1-1 画素数の違いによる比較

モノクロディスプレイはTOTOKU社の1M (ME181L), 2M(ME213L), 3M(ME315L), 5M(ME511L)を使用し, カラーディスプレイはTOTOKU社の1M(CCL182p), 2M(CCL212), 3M(CCL316)を使用した. これらの液晶動作モードは全てIPS方式であり, 1画素を構成する3つのサブピクセルの面積比は1:1:1である. ディスプレイの輝度は普段臨床で使用している輝度として, モノクロディスプレイでは最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>, 最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とし, カラーディスプレイでは最大輝度120cd/cm<sup>2</sup>, 最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした. カメラのシャッタースピードは1/5秒, 絞りは29とした.

モノクロディスプレイのMTFを図C-1に, カラーディスプレイのMTFを図C-2に示す. モノクロディスプレイの水平方向のMTF値は高い値の順に5M, 3M, 2M, 1Mとなった. 垂直方向についても水平方向とほぼ同様の傾向が見られ, MTF値の高い順に5M, 3M, 2M, 1Mとなった. カラーディスプレイのMTF値は水平方向では3M, 2M, 1Mの順になり, 垂直方向では3MのMTF値が最も高いが, 2Mと1Mはほぼ同じ値となった.



図C-1 モノクロ液晶ディスプレイのMTF

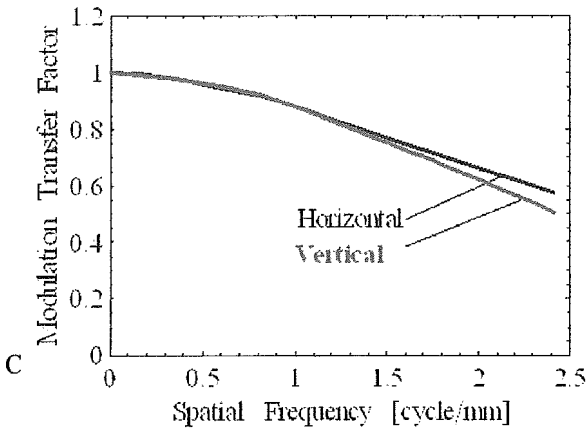


図C-2 カラー液晶ディスプレイのMTF

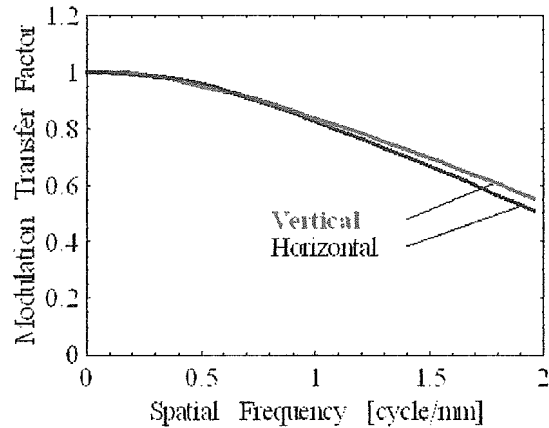
##### C-1-2 水平方向と垂直方向の比較

図C-3にモノクロ液晶ディスプレイのMTFを, 図C-4にカラー液晶ディスプレイの水平方向と垂直方向のMTFを示す. モノクロディスプレイはTOTOKU社の3M(ME315L)を使用し, カラーディスプレイはTOTOKU社

の2M(CCL202p)を使用した。ディスプレイの輝度はモノクロディスプレイでは最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>，最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とし，カラーディスプレイでは最大輝度120cd/cm<sup>2</sup>，最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒，絞りは29とした。モノクロ液晶ディスプレイでは全ての画素数のディスプレイにおいて垂直方向よりも水平方向のMTF値が高くなった。カラー液晶ディスプレイでは水平方向と垂直方向のMTF値がほぼ同じ値となったが，若干垂直方向のMTF値が高くなった。

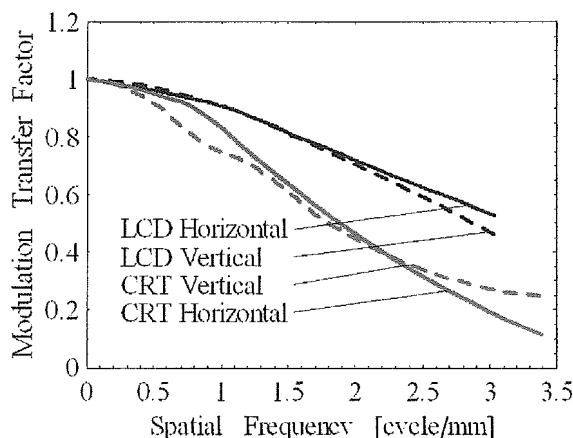


図C-3 モノクロ液晶ディスプレイのMTF



図C-4 カラー液晶ディスプレイのMTF

液晶ディスプレイはTOTOKU社の5M(ME511L)を使用し，CRTディスプレイはBARCO社の5Mを使用した。液晶ディスプレイ，CRTディスプレイ共にモノクロディスプレイを使用した。ディスプレイの輝度は最大輝度450cd/cm<sup>2</sup>，最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒，絞りは29とした。図C-5にMTFの結果を示す。液晶ディスプレイでは水平方向のMTF値が垂直方向のMTF値よりも高く，CRTディスプレイでは逆に垂直方向のMTF値の方が水平方向のMTF値よりも高くなった。液晶ディスプレイとCRTディスプレイのMTF値を比較すると，液晶ディスプレイのMTF値の方がCRTディスプレイの値よりも高く，空間周波数が高くなるにつれてその差が大きくなった。

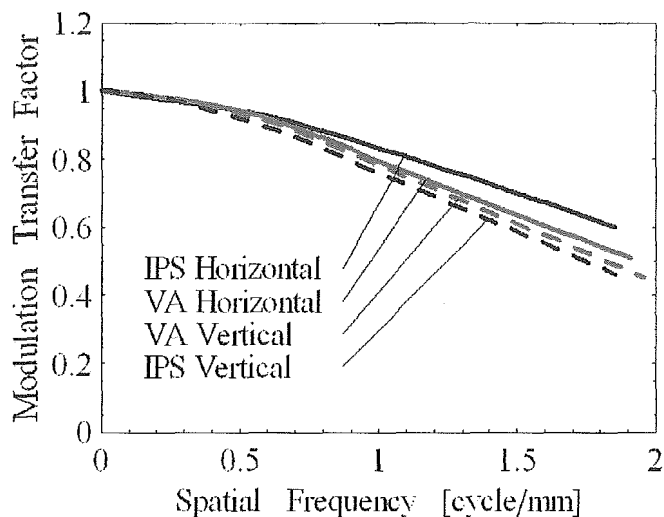


図C-5 LCDとCRTのMTFの比較

#### C-1-4 液晶動作モード (IPS方式とVA方式) の比較

IPS方式のディスプレイはTOTOKU社の2M(ME511L)を使用し，VA方式のディスプレイはTOTOKU社の2M(ME201L)を使用した。IPS方式，VA方式共にモノクロディスプレイを使用した。ディスプレイの輝度は最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>，最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒，絞りは29とした。

図C-6にIPS方式とVA方式のMTFを示す。VA方式では水平方向と垂直方向のMTFは近い値となったが、IPS方式では差がみられ、垂直方向よりも水平方向のMTF値の方が高くなった。

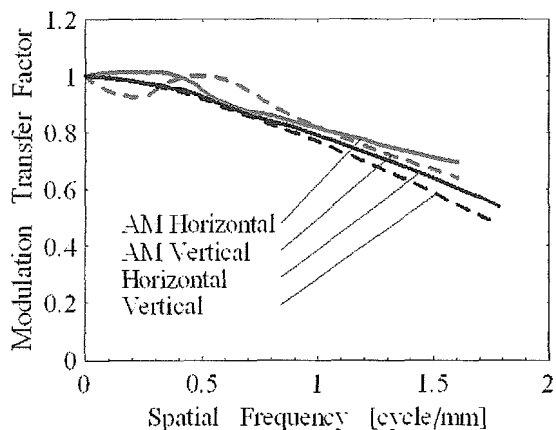


図C-6 IPSとVAのMTFの比較

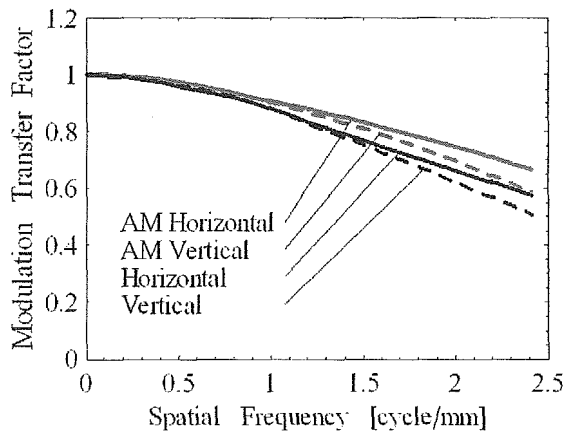
C-1-5 アパーチャモジュレーションの比較

サブピクセルの面積比が1:1:1のディスプレイとしてTOTOKU社の1M(ME181L)とNANA社社の3M(radiForce G31)を使用した。アパーチャモジュレーション方式パネルを採用したディスプレイとしてNANA社社の1M(Precision 1)と3M(RadiForce G33)を使用した。使用したディスプレイは全てモノクロディスプレイである。ディスプレイの輝度はTOTOKU社の1Mのみ最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>、最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とし、NANA社社のディスプレイは最大輝度450cd/cm<sup>2</sup>、最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒、絞りは29とした。

図C-7に1MのディスプレイのMTFを、図C-8に3MのディスプレイのMTFを示す。1M、3M共にアパーチャモジュレーションのディスプレイのMTF値は高くなった。使用した4台のディスプレイ全てにおいて水平方向のMTF値が高くなった。1Mのアパーチャモジュレーションのディスプレイは低周波数領域でMTF値が1を超え、揺らぎも大きくなった。



図C-7 1MのディスプレイのMTF



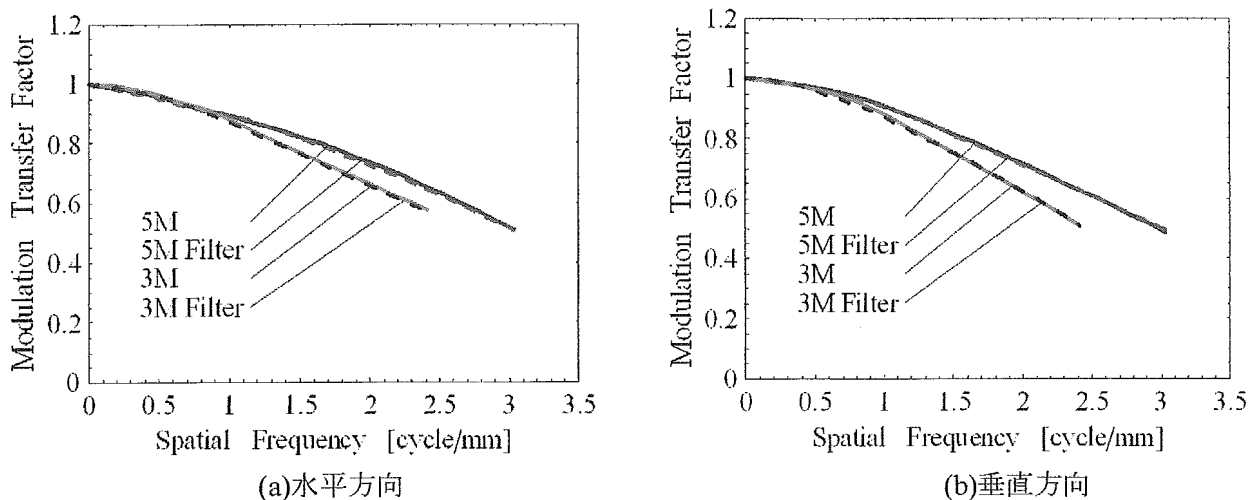
図C-8 3MのディスプレイのMTF



### C-1-6 液晶保護フィルタの有無による比較

TOTOKU社の3M(ME315L)と5M(ME511L)のモノクロ液晶ディスプレイを使用し、ディスプレイそのもののMTFと、同じディスプレイに液晶保護フィルタを装着したときのMTFを求めた。ディスプレイの輝度は最大輝度410cd/cm<sup>2</sup>、最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒、絞りは29とした。

図C-9に水平方向と垂直方向のMTFを示す。水平方向において3M、5M共にフィルタを装着していない時のMTFと装着した時のMTFは完全に一致した。垂直方向でも同じ傾向が見られた。

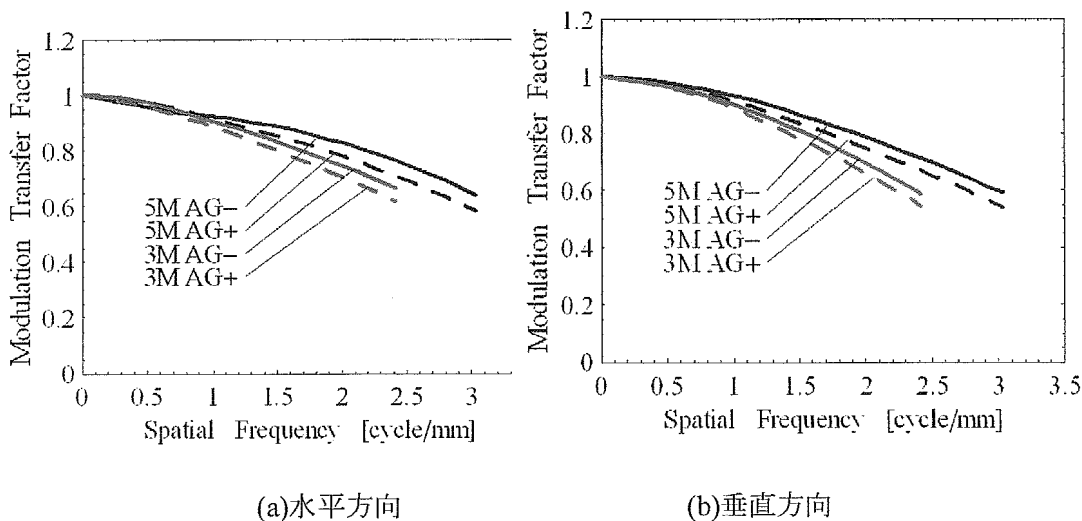


図C-9 液晶保護フィルタの有無によるMTFの比較

### C-1-7 アンチグレアフィルタの有無による比較

NANA社の3M(RadiForce G31)と5M(RadiForce G51-CLS)のモノクロ液晶ディスプレイを使用した。ディスプレイの輝度は最大輝度450cd/cm<sup>2</sup>、最小輝度1cd/cm<sup>2</sup>とした。カメラのシャッタースピードは1/5秒、絞りは20とした。

図C-10に水平方向と垂直方向のMTFを示す。水平方向において3M、5M共にアンチグレアフィルタがない時のMTF値は高くなった。この傾向は水平方向と垂直方向に共通して見られた。



図C-10 アンチグレアフィルタの有無によるMTFの比較

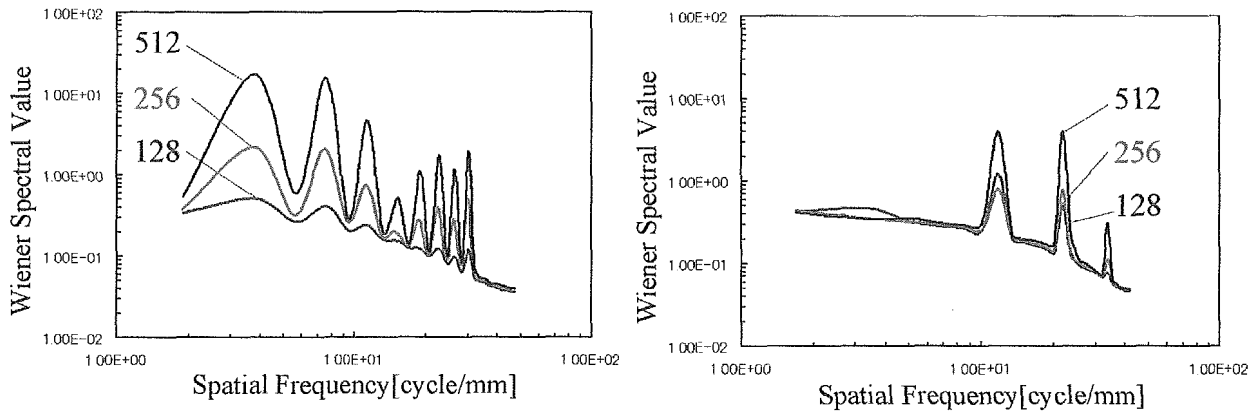
## C-2. Wiener Spectrum

### C-2-1 予備実験結果

本研究ではIEC規格に準じて、設定するROIの大きさは256×256としたが、これを128×128と512×512に変化させたときのウィナースペクトルの違いについて検討した。ROIの大きさの違いによる比較のグラフを図C-11に示す。水平方向、垂直方向ともにROIの大きさに関わらずベースラインは等しくなるが、ROIの大きさが大きくなるほどピークが高くなる事が分かった。液晶ディスプレイの様に周期的な構造のウィナース

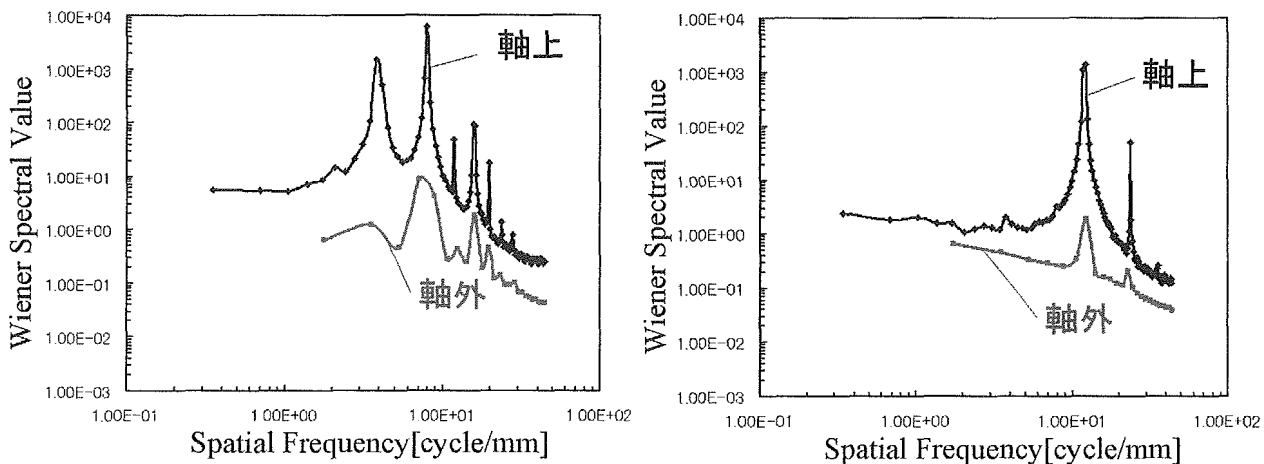
ペクトルを測定する場合は、ROIの大きさによってピークの高さは変動する。

IEC規格では空間周波数領域におけるu軸付近の値を、軸上の点を除いたデータから計算するとなっている。そこで軸上のウィナースペクトルと軸を外して求めたウィナースペクトルを比較した。これを図C-12に示す。軸上のウィナースペクトルは非常に高くなり、特異的な値となる事が分かった。



(a) 水平方向 (b) 垂直方向

図C-11 ROIの大きさ



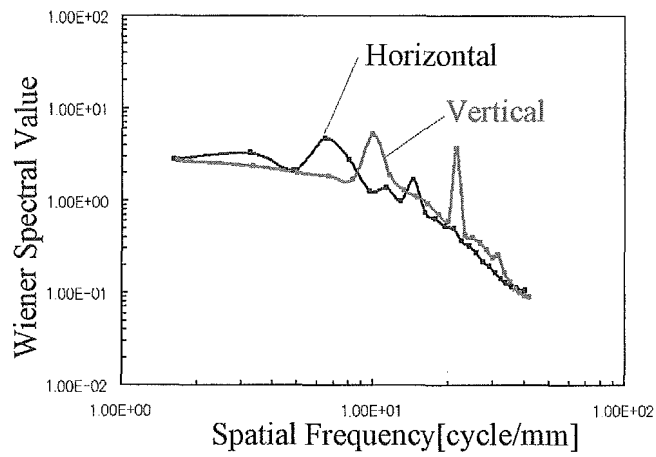
(a) 水平方向 (b) 垂直方向

図C-12 軸上のウィナースペクトルと軸を除いて求めたウィナースペクトル

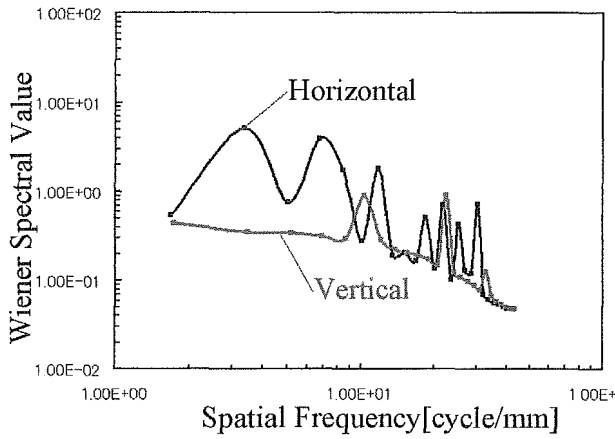
### C-2-2 結果

1M, 2M, 3M, 5Mのウィナースペクトルをそれぞれ図C-13, 図C-14, 図C-15, 図C-16に示す。どの画素数のディスプレイにおいても、ベースライン上にピークが現れた。水平方向と垂直方向を比較すると、ベースラインはほぼ等しくなった。5Mのディスプレイを除くディスプレイでは、10cycle/mmより低周波数領域において水平方向のみピークが現れた。

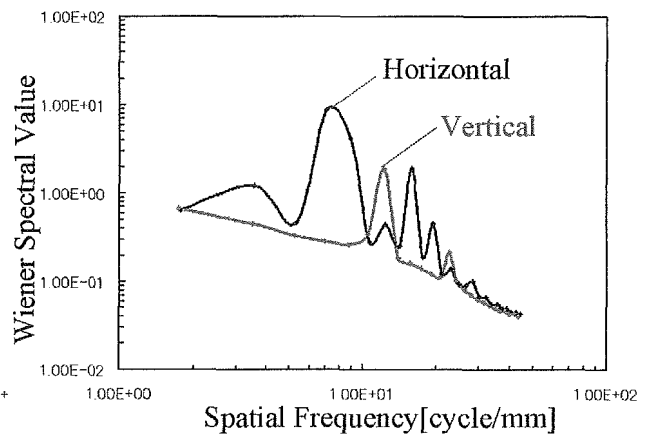
図C-17にアンチグレアフィルタの有無の比較を示した。アンチグレアフィルタをつけた時のウィナースペクトルはピークが低くなり、ベースのウィナースペクトル値は高くなった。



図C-13 1Mのウィナースペクトル

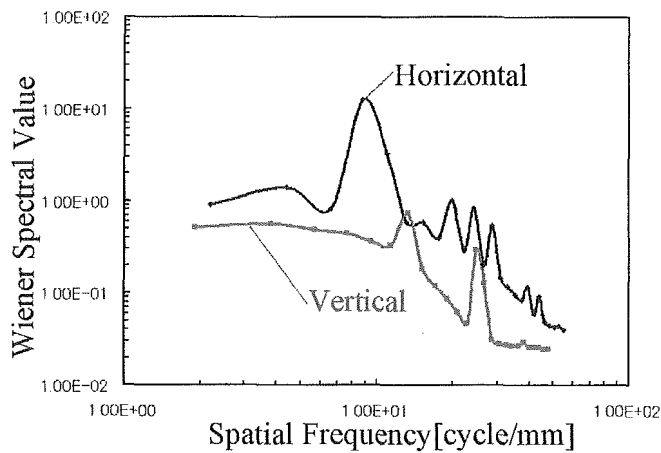


(a)IPS方式

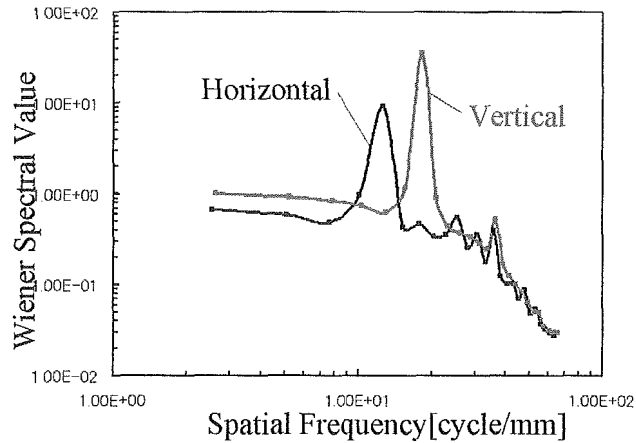


(b)VA方式

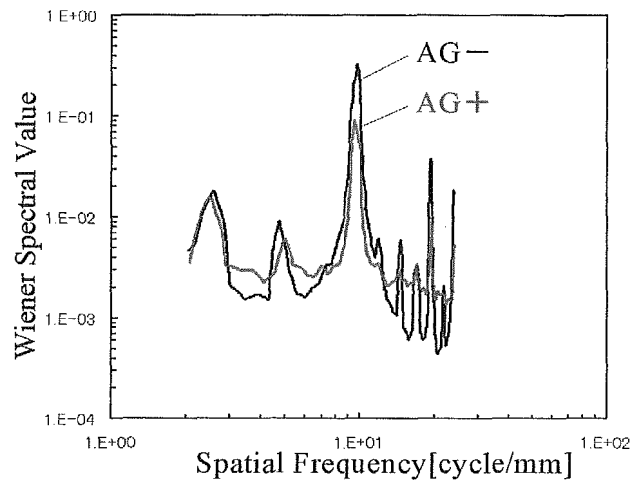
図C-14 2Mのウィナースペクトル



図C-15 3Mのウィナースペクトル



図C-16 5Mのウィナースペクトル



図C-17 アンチグレアフィルタの有無におけるウィナースペクトル

## D. 考察

### D-1. Modulation Transfer Function

#### D-1-1 画素数の比較

液晶ディスプレイでは、モノクロディスプレイ、カラーディスプレイ共に画素数が多いほどMTF値が高いという傾向が見られた。

#### D-1-2 水平方向と垂直方向の比較

モノクロ液晶ディスプレイでは水平方向のMTF値は垂直方向のMTF値より高くなった。液晶ディスプレイの個々の表示画素は3つのサブピクセルから成り、更に2つの領域に分かれている。図D-1に3Mのモノクロ液晶ディスプレイで1画素幅のバーを表示した時の画素の拡大図を示す。水平方向では、1画素幅のバーとゲートラインは平行になるが、垂直方向ではバーとゲートラインは直交する。したがって、水平方向でのバーの幅は、垂直方向のバーより実効的に細くなった。これによりモノクロ液晶ディスプレイでは水平方向のMTF値は高くなったと考えられる。