

Z00501261B

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15年度～平成17年度 総合研究報告書

主任研究者 石垣武男

平成18年3月

## 目次

### I. 総合研究報告

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

- I. 液晶モニタの原理と最近の動向の調査研究 2
- II. 液晶モニタの耐用試験と精度管理 9
- III. 液晶モニタの物理的画質の検討 17
- IV. 液晶モニタにおける肺微細病変の検出能に関する照明の影響 31
- V. 医用画像観察用液晶モニタの画質の検討 33
- VI. 液晶モニタとデジタルマンモグラフィ診断
  - VI-1. 1M汎用カラーモニタによるマンモグラム診断 45
  - VI-2. デジタルマンモグラフィのモニタ観察に関する検討 49
  - VI-3. デジタルマンモグラフィのモニタにおける画像表示能の検討 53
  - VI-4. フィルムと3M液晶モニタの読影比較—石灰化病変— 58
- VII. 汎用モニタにおける色覚バリアフリーカラー表示の指針に関する研究 63
- VIII. 液晶モニタに関する資料収集・調査研究 65
- IX. 結論：液晶モニタ診断の医学的安全性について 66
- X. 液晶モニタ診断を加えたデジタル画像の取り扱いに関するガイドライン 68
- F. 研究発表 72

II. 研究成果の刊行に関する一覧表 73

III. 研究成果の刊行物・別冊 74

1.A Horii, A Chihara, K Ichikawa, Y Koderu, 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）

## 総合研究報告書

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

液晶モニタの医学的安全性について電子カルテにおける標準化と精度管理を念頭に研究を行った。医用画像表示用液晶モニタとしては現在IPS (In-Plane Switching) モードとVA (Vertical Alignment) モードが多く用いられている。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。胸部単純写真を用いて1M、2M、3M、5Mの液晶モニタについてその臨床的診断能をROC解析による客観的評価で判定した結果、画素数にかかわらず病変の診断能には統計的有意差はみられなかった。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 伊藤春海、福井医科大学、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 加藤克彦、名古屋大学医学部 助手

## A. 研究目的

平成13年12月26日厚生労働省から今後5年間における我が国の医療情報化方針のグランドデザインが示され、電子カルテの普及が促進されることとなった。電子カルテシステムの端末はモニタである。文字情報を見るモニタ及び画像観察用のモニタの標準化は電子カルテ全体の標準化において欠くことのできない必須事項である。これまで、文字及び画像可視化装置としてCRTモニタが広く普及していた。しかし最近になって、液晶モニタの性能向上が目覚ましく、文字情報を取り扱うモニタのみならず医療用精密診断専用モニタも市場に流通するようになってきている。CRTモニタに比べて省スペースであることは大きな利点である。これまで液晶モニタの弱点とされてきた視向性や濃度分解能の点でも著しい向上が見られている。さらに、高精細CRTモニタの製造上の問題もあり、我が国の大手ベンダーをみても、CRTモニタから液晶モニタへの切り替えが急ピッチで行われている状況である。しかしながら、画像診断用液晶モニタの診断能や安全性・耐用性などに関して医学的観点から、大規模で信頼性に足る検討はなされていない。また、文字情報用の液晶モニタに関しては野放し状態である。画像診断用専用モニタに関しては劣悪なものが導入されれば当然誤診につながる危険がある。一方で高精細なものはコストの点で問題がある。CRTモニタ同様液晶モニタも劣化を来す消耗品である。一方、文字情報であるから劣悪なモニタで良いということにはならない。紙の文章をモニタで見ると「校正」をしようとしても「紙」ほどスムーズに運ばないことは誰でもが経験するところである。文字情報の背景色も誤認識の一因となりうる。モニタなるが故の「誤認識」が多々生じるわけであり、電子カルテの標準化に際して重視すべき点である。これらの観点から液晶モニタに関して画像診断能、文字情報の認識能、観察による疲労などの点を含み、安全性、モニタ劣化の検討、その耐用年限などについて検討し、さらにCRTモニタのこれまでの成果を踏まえて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が目的である。これにより、電子カルテの標準化の一翼を担い、さらに安全な電子カルテの普及に貢献することができる。

本研究の研究項目は

- I. 液晶モニタの原理と最近の動向の調査研究
- II. 液晶モニタの耐用試験と精度管理
- III. 液晶モニタの物理的画質の検討
- IV. 液晶モニタにおける肺微細病変の検出能に関する照明の影響
- V. 医用画像観察用液晶モニタの画質の検討
- VI. 液晶モニタとデジタルマンモグラフィ診断
  - VI-1. 1M汎用カラーモニタによるマンモグラム診断
  - VI-2. デジタルマンモグラフィのモニタ観察に関する検討
  - VI-3. デジタルマンモグラフィのモニタにおける画像表示能の検討
  - VI-4. フィルムと3M液晶モニタの読影比較－石灰化病変－
- VII. 汎用モニタにおける色覚バリアフリーカラー表示の指針に関する研究
- VIII. 液晶モニタに関する資料収集・調査研究
- IX. 結論：液晶モニタ診断の医学的安全性について
- X. 液晶モニタ診断を加えたデジタル画像の取り扱いに関するガイドラインである。

以下項目別に成果を記述する。

### 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。

# I. 液晶モニタの原理と最近の動向の調査研究

モダリティーのデジタル化やネットワークの進化にともない画像診断が本格化しつつある。一方ディスプレイデバイスはフラットパネルの著しい技術進展によりCRTから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%になると予測されている<sup>1)</sup>。液晶パネルは現在実用化されている他のフラットパネルに比較して高精細な画素ピッチを得ることが可能なため、現状では医用画像表示に最も適していると考えられるが、視野角、応答速度など一部の特性においてはまだ改善の余地が残されており技術開発が続けられている。

ここでは医用画像表示に用いられる液晶ディスプレイについて表示原理、特徴、特性および今後の動向についての調査研究を行った。

## B. 研究方法

本研究に協力した企業（東京特殊電線、ナナオ、、シャープ、インターナショナル・ディスプレイ・テクノロジー）から資料を収集し液晶モニタの物理工学的原理と最近の動向につきまとめた。

## C. 成果および D. 考察

### 1. 液晶ディスプレイの構造と表示原理

#### 2.1 液晶ディスプレイの基本原則

液晶ディスプレイは液晶物質の電気光学効果を光の変調（透過率制御）に利用した非発光型の表示デバイスである。液晶とは液体の持つ流動性と結晶の持つ複屈折性（光が通過する方向によって屈折率が異なる性質）を併せ持った物質である。代表的な液晶材料（N型）は分子の大きさが長さ $0.01\mu\text{m}$  太さ $0.001\mu\text{m}$ 程度の細長い棒状の構造をした有機化合物であり、電界によって分子の配列が変化する性質をもつ<sup>2)</sup>。

Fig.1に代表的なTN(Twist Nematic)型液晶素子における光変調の原理を示す。

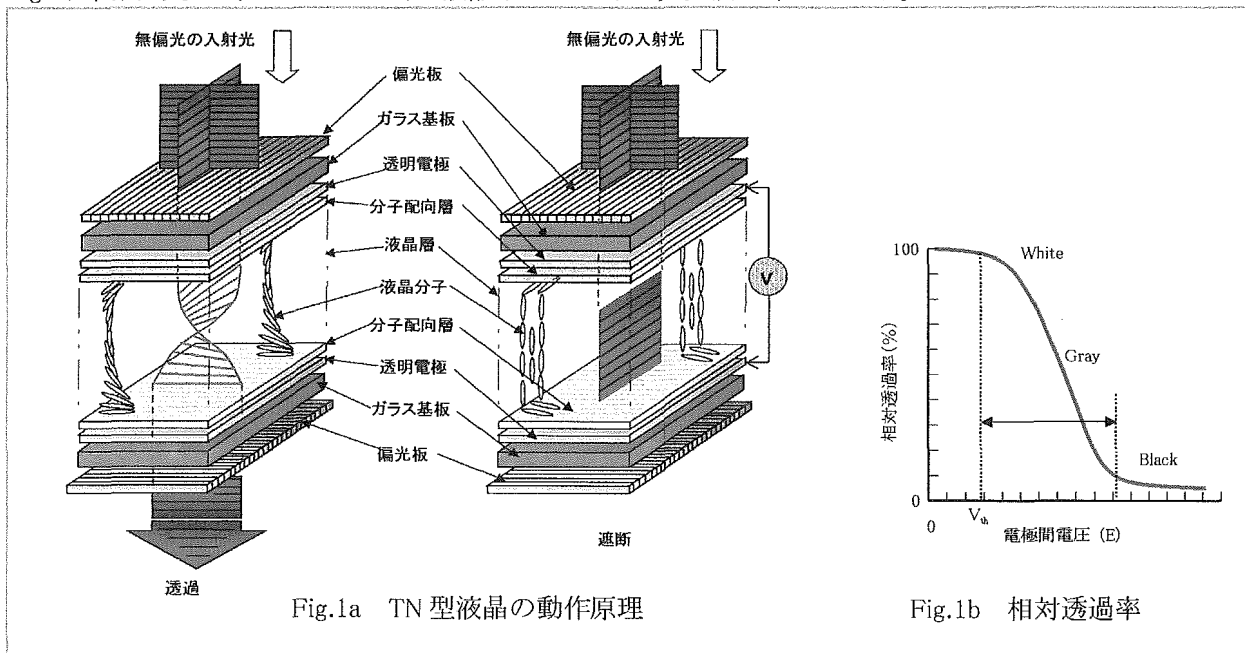


Fig.1a TN型液晶の動作原理

Fig.1b 相対透過率

TN型液晶は、内面に透明電極を施した2枚のガラス基板の間隙（数ミクロン）にネマティック液晶を注入し、液晶分子をガラス基板に平行に90度ねじれるように配列させた構造である。2枚のガラス基板の内面には液晶分子を整列させるための配向処理が施され、対向する基板の配向方向が直交するように配置されている。基板の表面には一対の偏光板が偏光軸を直交させて密着配置されている。

この液晶パネルに垂直に入射した光は偏光板によって直線偏光され液晶層に入射する。電界が加わらない状態では光が液晶層を通過する過程で偏光軸が90度回転（旋光）し、対向する偏光板を通過する。電極間電圧を上昇させていくと、ある閾値電圧 $V_{th}$ 付近から液晶分子の長軸が電場方向に傾き始める。飽和電圧付近（ $V_{th}$ の2倍程度）では大部分の液晶分子の長軸は電場と平行に再配列し旋光性を消失するため光は遮断される。 $V_{th}$ から飽和電圧までの領域では印加電圧によって光の透過量を連続的に変化させることができ、この原理を利用してグレースケールを表示することができる。Fig.1bは印加電圧と相対光透過率の関係を示す。

## 2.2 アクティブマトリクス(AM)型液晶ディスプレイの構造

高精細液晶パネルの画素駆動にはアクティブマトリクス方式が用いられる。Fig.2abに画素構造例とアクティブマトリクス駆動回路の一部を示す。

アクティブマトリクス型の液晶パネルは各画素に1個のトランジスタ (TFT: Thin Film Transistor) が内蔵されており、これがデータラインの電圧を画素電極に書き込むためのスイッチとして作動する。データラインには画素の輝度に相当するアナログ電圧が供給される。ゲートラインにはトランジスタをオン、オフさせるためのパルス電圧が供給され横一列の全ての画素に同時にデータが書き込まれる。この動作を縦の画素数に相当する回数繰り返され1フィールドの画面が完成する。画素に書き込まれた電圧は画素内の静電容量に蓄積され、次にデータを書き込むまでその電圧が保持される。

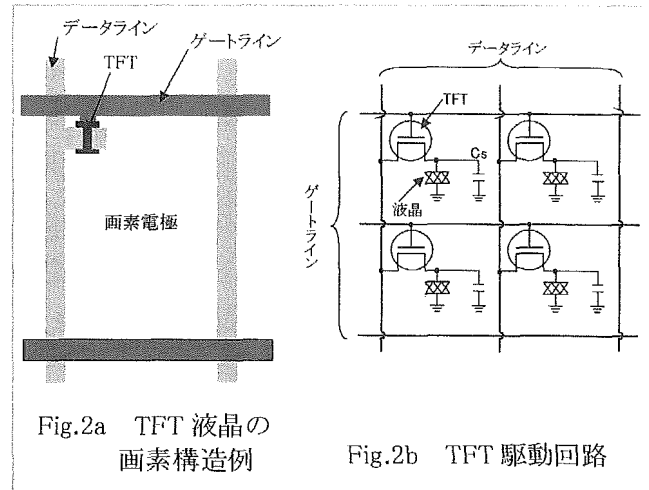


Fig.2a TFT 液晶の画素構造例

Fig.2b TFT 駆動回路

## 2.3 カラーTFT液晶パネル

Fig.3に代表的なTFTカラー液晶パネルの断面構造を示す。前面のガラス基板の内面にはカラーフィルタが、背面のガラス基板の内面にはTFTが形成されている。一つの画素 (ピクセル) はR,G,Bのカラーフィルタを有する三つのサブピクセルにより構成される。液晶層の厚さ (セルギャップ) が均一でないと表示にムラが生ずるため、ボールスペーサーを散布し画面全域にわたってギャップの均一性を保っている。最近では高精細化と高コントラスト化を達成するためにボールスペーサーの代わりにガラス基板上にスペーサーとなる突起物を形成する方法も採用されている。

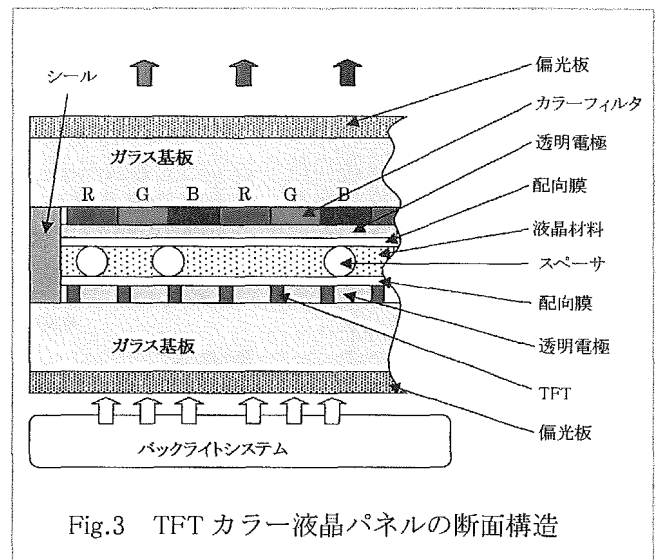


Fig.3 TFT カラー液晶パネルの断面構造

## 2.4 液晶モードと視野角

初期の液晶ディスプレイにはTNモードが用いられたが、その後コントラスト比、視野角特性、応答速度などを改善するために色々な液晶モードが開発され実用化されている。Fig.4に代表的な液晶モードを示す。医用画像表示用としては現在IPS (In-Plane Switching) モードとVA (Vertical Alignment) モードが多く用いられている。

### 2.4.1 IPSモード

IPSモードは液晶分子をガラス基板に対して常に水平面内で回転させるモードである。画素電極は一方の基板のみに配置し横電界を用いる。液晶分子が斜めに立ち上がることがないため、視野角による光学特性の変化が少なく広視野角が得られる。

IPSモードでは視野角による色変化を押さえるためにFig.5のようなジグザグ構造の電極を用い、かつ液晶材料の応答速度も改善したSuper-IPSパネルが商品化されている。

### 2.4.2 VAモード

VAモードは無電界のときに液晶分子がガラス基板に垂直になるように配向されている。電圧off状態では液晶分子が基板に対して垂直に立ち上がって暗表示となり、on状態のとき水平に倒れて明表示になる。電圧off状態では液晶分子が完全に立ち上がっているため、偏光された光は液晶分子の影響を受けずにセル内を通過し対向側の偏光板でほぼ完全に遮断される。そのため高いコントラスト比が得られ、この状態では視野角依存性が少ない。しかし中間調表示においては通常のTNモードと同じように液晶分子が一方に傾いた状態になるので視野角依存性が大きい。これは後述の配向分割により改善されMVA (Multi-domain Vertical Alignment) として実用化されている。

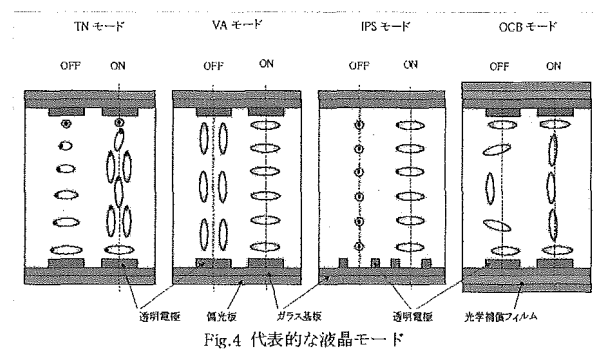


Fig.4 代表的な液晶モード

### 2.4.3 OCB (Optically Compensated Bend) モード

ベンド配向とも云われ、液晶層内で液晶分子の配列が光学的な補償状態を形成している。液晶層で生ずる複屈折を光学補償フィルムで補償することにより広視野角を実現する。応答速度も速いという特徴があるため注目されており現在研究開発の段階にある。

### 2.5 配向分割

Fig.6aはVAモードの液晶で中間調表示の電圧が印加され、液晶分子がやや立ち上がっている状態を示す。

液晶層を通過する光は、光軸からの角度によって液晶分子と交わる角度がそれぞれ異なる。液晶分子は屈折率異方性があるため、液晶分子を通過する光は角度によって屈折率成分に差が生じ明るさが変化する。

マルチドメインは、一つの画素の中に配向方向の異なる複数の領域を形成（配向分割）し視野角依存性を補償する構造である。Fig.6bは一つの画素の配向方向を二つに分割したときの動作を示す。画素電極に電圧を印加したとき、二つの領域で液晶分子の立上る方向が逆になるためこの二つの領域を通過した光が加算され平均化されて視野角依存性が改善される<sup>4) 5)</sup>。

### 2.6 バックライト

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。これは高周波のインバータ回路で駆動される。バックライトの構造には直下型とエッジライト型がある。前者は液晶パネルの背面に複数本の蛍光管と拡散板を配置する方式でシャウカステンと同等の構造である。この方式はディスプレイの形状は厚くなるが高輝度の実現が可能である。後者は液晶パネルの背面にこれと同じ大きさの薄い透明樹脂の導光板を配置し、導光板のエッジ部分（上下または左右）に複数本の蛍光管を配置する方式で、ディスプレイの薄型化が可能である。医用画像表示用では輝度の安定性が求められるため、センサーで光源の輝度あるいは液晶パネルの透過光を検出し蛍光管の管電流を制御する方法が用いられる。

### 2.7 液晶ディスプレイの構成

Fig.7に高精細モノクローム液晶ディスプレイの構成例を示す。

アナログ入力端子はCRTインタフェースにも対応できるように設置されているが、画像データはA/D変換/D/A変換が繰り返されるためデジタル入力の場合に比較して階調の精度が低下する。

フレームレート変換とスケールリングは入力信号の表示フォーマットを液晶パネルの表示フォーマットに合わせるために用いられる。

ガンマ補正LUTは入力信号の画素値を輝度に変換するときの関数を設定する。通信端子はコンピュータとの通信を行うための端子で、ディスプレイ内部のパラメータ設定と動作状態監視などの目的で使用される。またこの端子は輝度センサーとソフトウェアを用いてディスプレイの階調特性を設定する際にも使用される。

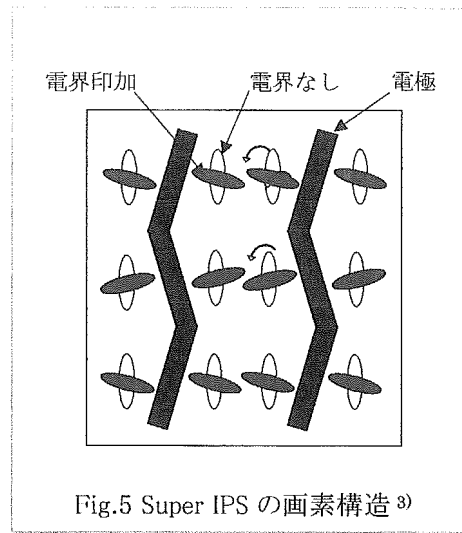


Fig.5 Super IPS の画素構造 3)

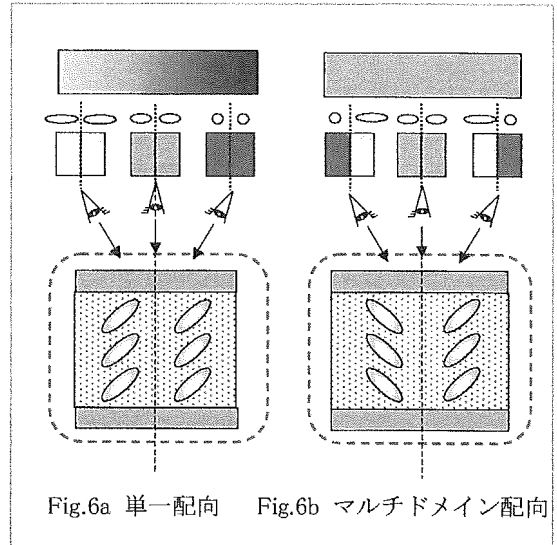


Fig.6a 単一配向 Fig.6b マルチドメイン配向

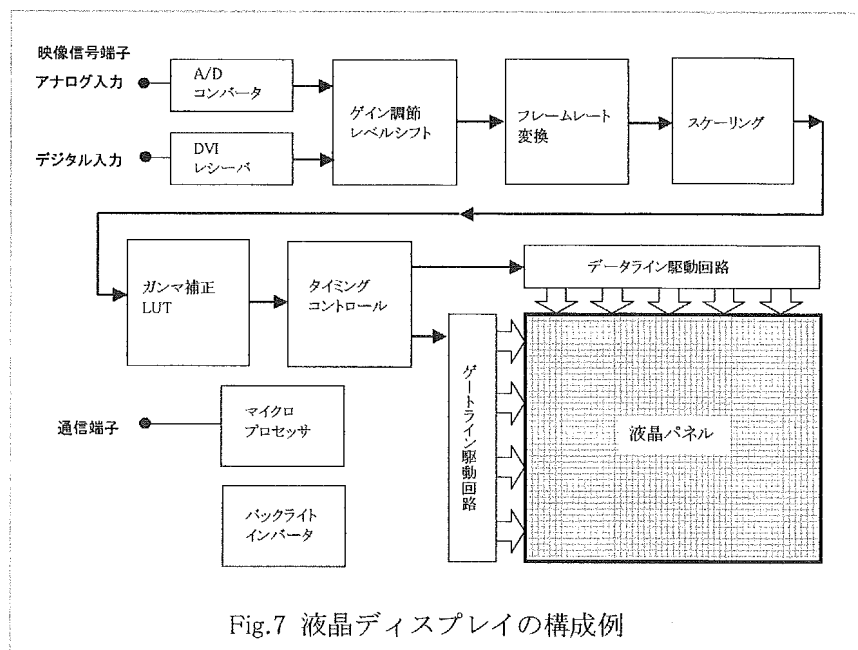


Fig.7 液晶ディスプレイの構成例

## 2. 液晶ディスプレイの表示特性

### 3.1 最大輝度とコントラスト比

液晶ディスプレイではバックライトの輝度を高くすると最大輝度( $L_{max}$ )が高くなるが、最低輝度( $L_{min}$ )も同じ比率で高くなるため暗室コントラスト比( $L_{max}/L_{min}$ )は変わらない。しかし明室では表示輝度にパネル表面からの外光反射輝度( $L_{amb}$ )が加算されるので最大輝度の高い方が高いコントラスト比が得られる。CRTは $L_{max}$ と $L_{min}$ を独立に調節でき、 $L_{min}$ は極めて低い値に設定することが可能なため暗室においては非常に高いコントラスト比を得ることができる。しかしCRTは液晶に比べると表示画面の拡散反射係数が大きいいため外光反射輝度が高い。そのため最大輝度が同等の液晶とCRTを比較すると、明室では一般的に液晶の方が高いコントラスト比が得られる。

### 3.2 階調特性

通常の液晶パネルは表示できる階調数が8bit (256)、ガンマはCRTと同等の約2に設計されている。しかし医用画像表示ではDICOM 3.14規格の標準表示関数(GSDF)が用いられることが多いため階調特性の変換が必要となる。この変換はビデオボードあるいはディスプレイ内部に実装されたLUTによって行われる。希望する階調特性に精度良く適合させるためには液晶パネルが表示できる階調数をなるべく多くする必要がある。そのためモノクローム液晶ディスプレイでは8bitのパネルを次のような方法で9.5bitあるいは10bit以上の階調が表示できるように設計されている。

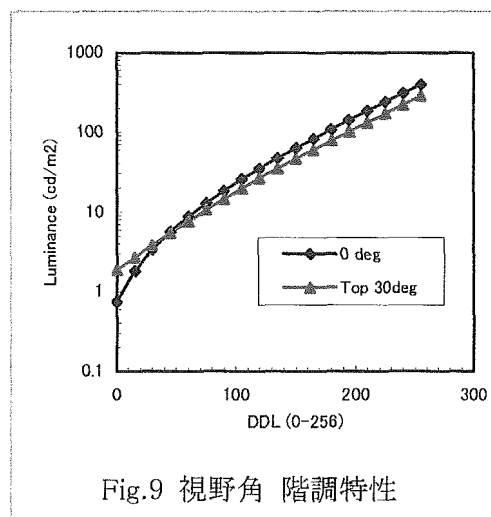
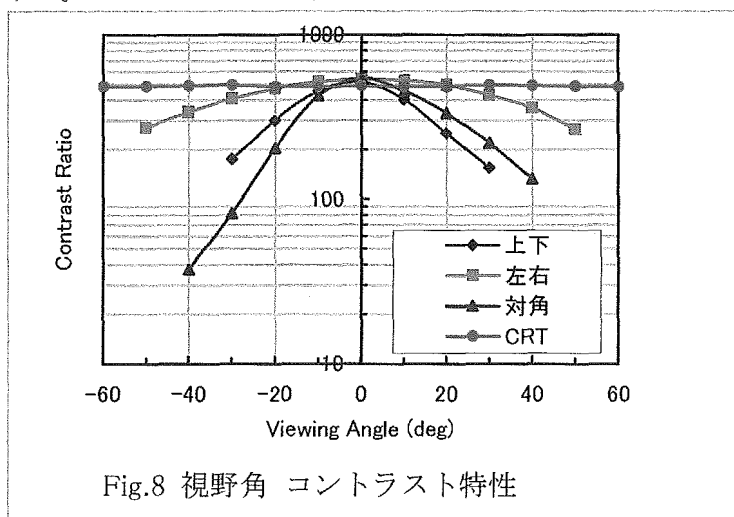
**サブピクセル制御:** カラー液晶パネルのカラーフィルタを除去したR,G,B三つのサブピクセルで1画素を構成する。各サブピクセルの階調をそれぞれ8bitで制御することにより766階調を得る。

**時間空間変調:** 表示時間率を2または3のレベルで制御する。上記のサブピクセル制御と組み合わせることにより1500階調以上の表示が可能となる。

ディスプレイの入力信号は通常コンピュータのOSの制限により8bitであるので、同時に表示できる階調数は256である。しかし最近ではディスプレイ、ビデオカード、ビューアソフトの工夫により同時に1500階調以上の表示が可能なシステムも提案されている。

### 3.3 視野角特性

液晶ディスプレイは視野角により輝度や色度に変化するだけでなく階調特性も変化する。視野角の定義には色々あるが、10:1のコントラスト比が得られる上下方向と左右方向の角度で表されることが多い。Fig.8は代表的なSuper-IPS液晶ディスプレイの視野角コントラスト特性の測定例を示す。Fig.9は視野角による階調特性の変化を示したもので、CRTと異なり視野角や方位を変えるとGSDFからのずれが生ずるので注意を要する。



### 3.4 反射

反射には鏡面反射と拡散反射がある。前者は外光光源の像が表示画面にそのままの形で映り込む現象であり、後者は外光が表示画面でランダムな方向に反射し、前方に広範囲に輝度成分を生ずる現象である。CRTではガラスの表面に多層コーティングすることにより鏡面反射を低減し、ガラスの透過率を下げることにより拡散反射を低減する方法が用いられる。しかし液晶ディスプレイでは表示画面の表面がプラスチックであるためCRTほど鏡面反射防止の効果が得られない。そのため表面に微細な凹凸状の加工を施して拡散反射面にする方法が併用されている。電源off時の液晶パネルはCRTに比較して表示画面がかなり黒いために拡散反射係数はCRTより低い。そのため一般的には外光照射が高い場所ではCRTより高いコントラストが得られる。

### 3.5 ベーリンググレアー(Veiling Glare)

ベーリンググレアーは暗い画像の周囲に明るい画像を出画させると、暗い画像が周囲の影響を受けて本来



よりも明るく表示される現象であり、低輝度領域のコントラストを低下させる原因となる。

CRTは前面ガラスが厚いことや、管の内部における電子ビームのスカッターなどが原因でベーリンググレアが顕著であるが、液晶パネルではガラスが薄いためこの現象が極めて小さいのが大きな特徴である。

Fig.10にCRTと液晶のベーリンググレアを比較測定した例を示す。

### 3.6 解像度

液晶パネルはそれぞれの画素が独立して固定配置されており、画素間のクロストークも非常に小さいため、画面全域において均一な高い解像度が得られるのが大きな特徴である。しかしCRTと異なり、解像度変換（スケーリング）によりそのパネルの構成画素数と異なったフォーマットの画像信号を表示させる場合には画質が劣化することがあるので注意を要する。

### 3.7 色再現性

カラー液晶ディスプレイはCRTと同様に赤青緑の加法混色の原理により色を表現する。また色再現範囲は各サブピクセルに形成されたカラーフィルタの特性、液晶セルの光学特性、バックライトの発光スペクトルなどにより決定されるが、視野角や方位によって液晶セルの光学特性が異なるため色度も変化する。この現象はカラーフィルタをもたないモノクローム液晶においても同様である。Fig.11はSuper-IPSの視野角と方位による色度変化の測定例を示す。縦軸は法線上の色度座標点を基準にした色度の変化量を $u', v'$ 座標における座標間距離  $\{(u_{\theta}' - u_0')^2 + (v_{\theta}' - v_0')^2\}^{1/2}$ で表している。

### 3.8 動画画質

液晶ディスプレイは液晶分子の応答速度が遅いことと、表示方式がホールド型であることの二つの原因で動画ボケが生ずる。

**液晶分子の応答速度:** 液晶物質は粘性が高いため電界を加えてから液晶分子が最終的な状態に到達するまでに20~40ms程度の時間がかかる（一般的には電界の変化が小さいときの方が応答時間が長い）。グレーの背景に白や黒のウインドウを左右に移動するとウインドウの左右エッジにボケが生ずる。

**ホールド型表示:** CRTは点順次走査であり、蛍光体の残光時間が1フレーム時間（約16ms）に比較してかなり短い（約1.8ms）のでインパクト型表示といわれ、むしろフリッカーが問題視される。TFT液晶は線順次走査で、一度書き込まれたデータが次のフレームで書き換えられるまで表示されている。そのため視覚的に前のフレームの画像に新しいフレームの画像が重なりエッジのボケが生ずる<sup>6)</sup>。

これらの問題は最近4.2で述べる方法により実用上ほぼ問題のないレベルまで低減することが確認されている<sup>7) 8)</sup>。また動画ボケを定量的に評価する方法も研究されている<sup>9)</sup>。

### 3.9 輝度劣化

液晶パネル自体の経時劣化はバックライトの輝度劣化に比較して少ないとされており、液晶ディスプレイの輝度劣化はバックライトの劣化に依存すると考えてよい。一般に蛍光管の輝度寿命は定格管電流で連続点灯した場合に輝度が初期値の50%に低下するまでの時間で定義されており、この時間は3~5万時間といわれている。この間色度も徐々に変化する。蛍光管の劣化モードには電極の劣化、水銀の枯渇および蛍光体の劣化などがあり、管電流（輝度）、点滅頻度、使用温度等の違いで寿命時間に差が生ずる。一般的には最大輝度の60~70%に設定し、輝度安定化回路を作動させて使用すれば長期間安定した輝度で使用することができる。

## 3. 今後の課題と技術展望

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よりも極めて優れている反面、視野角、色再現性、動画特性などの点でまだ改善の余地が残っており設計面、生産技術面における研究開発が続けられている。

### 4.1 視野角、コントラスト比、表示画面の均一性

IPS方式では最近液晶セル設計の最適化、光学補償フィルムによる液晶層の光学特性補償など設計の改良によるOCIPS(optically compensated IPS)が開発され有効視野角範囲とコントラスト比が改良された。また生

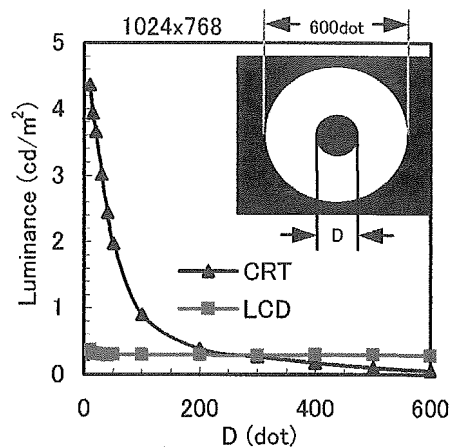


Fig.10 Veiling Glare

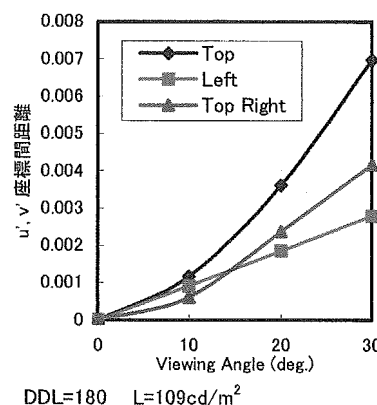


Fig.11 視野角による色度変化

産技術面においては、表示画面の輝度ムラの原因となる配向の揺らぎをなくすための非接触配向（光配向）技術や液晶層の厚さのムラをなくすためのODFといわれる新しい液晶注入方法が開発され実用化されつつあり今後更なる特性の向上が期待される。

#### 4.2 動画画質の向上

動画ボケを低減するために次の二つの回路技術が開発され実用化されつつある。

**オーバードライブ回路**：液晶セルに加える画素電圧の前縁で、所定の電圧変化よりも大きい電圧（オーバードライブ）を印加して液晶分子の動作を早める回路である。オーバードライブ電圧と印加時間は画素の輝度変化量に応じて計算され最適の値が付加される。

**間歇表示方式**：1フレーム時間全てに画像を表示させずに、ある時間比率で画像を表示させ、残りの時間は全画面黒を表示させる方法で、回路的には黒信号を挿入する方式とバックライトを点滅させる方式が開発されている。しかしこのような間歇表示方式にすると輝度が低下するため高輝度のバックライトが必要になる。

#### 4.3 他の表示デバイスの動向

液晶に継ぐ新しい自発光の表示デバイスとして注目されているのが有機ELディスプレイである。有機ELの試作完成度は年々高まっており、画質的にはほぼ問題のないレベルになった。最近では対角15”で画素数1024x768のフルカラーディスプレイが試作されている<sup>10)</sup>。有機ELは厚さが2mm程度の自発光素子であり広視野角、高速応答性を有する。画素の駆動に用いるTFTは従来低温ポリシリコンが必須とされていたが、最近液晶ディスプレイに用いられているアモルファスシリコンを使用した20”、画素数1280x768の試作報告<sup>11)</sup>があり大型化にも道が開けた。しかし実用化までにはまだ課題が多く、特に発光材料の輝度寿命が最大の課題とされている。またアクティブマトリクス方式であるためホールド型表示となり、動画表示のためには液晶と同様に間歇表示を必要とする。

#### D. 結論

かつて画像診断用ディスプレイはCRT以外では実現が困難とされていたが、液晶ディスプレイ技術の急速な進展により主役の座が移りつつある。液晶にはまだ視野角のように原理的に完璧に解決することが困難な課題も残されているとはいえ、CRTで問題となっていた画像の幾何学的歪みやフォーカスなど電磁偏向にかかわる問題は液晶ディスプレイの出現により完全に解消できることとなった。これは今後医療現場に多数のディスプレイが導入されたときに保守の面からの効果が極めて大きい。

#### 参考文献

- 1) Medical Displays 2003, i-Supply Stanford Resources.
- 2) 鈴木八十二: 液晶ディスプレイ工学 pp1-3, 日刊工業新聞社 (1998)
- 3) T.Uchida et. al. : Dictionary of Flat Panel Display Technology pp75-76 (2001)
- 4) K.Okamoto et. al. : Super High Quality MVA-TFT Liquid Crystal Displays, Fujitsu No.49.3 pp175-179 (05 1998)
- 5) T.Tsukada: TFT/LCD, Japanese Technology Reviews Vol.29pp150-153, Gordon and Breach Publishers, (1996)
- 6) T.Kurita: Moving Picture Quality Improvement for Hold-type AM-LCDs, Society for Information Display Digest pp986-989 (2001)
- 7) T.Yamamoto et. al. : Evaluation of Motion Picture Quality in LCDs, Society for Information Display Digest pp1044-1047 (2003)
- 8) Y.Shimodaira: Fundamental Phenomena Underlying Artifacts Induced by Image Motion and the Solutions for Decreasing the Artifacts on FPDs, Society for Information Display Digest pp1034-1037 (2003)
- 9) Y.Igarashi et. al. : Proposal of the Perceptive Parameter Motion Picture Response Time (MPRT), Society for Information Display Digest pp1039-1041 (2003)
- 10) Exhibition, Samsung SDI, Society for Information Display (2003)
- 11) T.Tsujimura et. al. : A 20-in OLED Display Driving by Super-Amorphous-Silicon Technology, Society for Information Display Digest pp6-9 (2003)

## II. 液晶モニタの耐用試験と精度管理

日本画像医療システム工業会は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。本研究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ミュレーションし、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検討した。

### B. 研究方法

東京特殊電線、インターナショナル・ディスプレイ・テクノロジーの協力のもとで、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た。

### C. 成果および D. 考察

#### 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。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





				
規格名	IEC 61223-2-5	DIN V 6868-57 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. 液晶パネルの耐久試験

#### 2.1 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<sup>ii</sup>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>iii</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2に直下型とエッジライト型の構造説明図を、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。

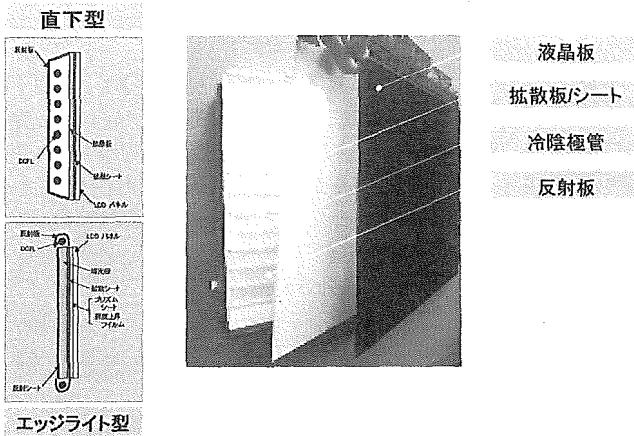


図2 バックライトの種類

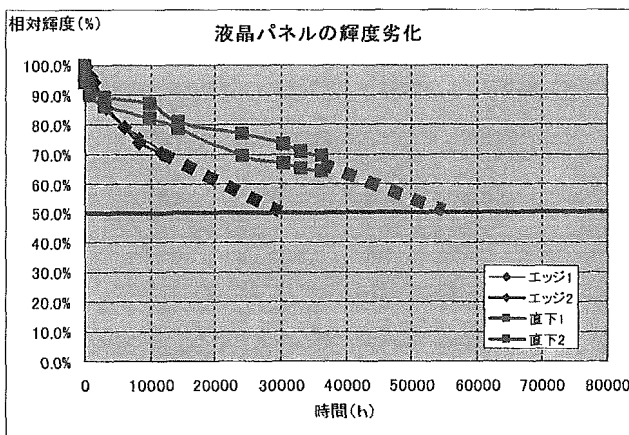


図3 液晶パネルの耐久試験例

## 2. 2液晶パネルの温度特性

液晶パネルの特性として重要な点は、バックライトの輝度劣化と温度特性である。バックライトのCCFLは温度に敏感であり温度が0℃になると最大値の約50%の輝度出力になってしまう。特性例を図4に示す。

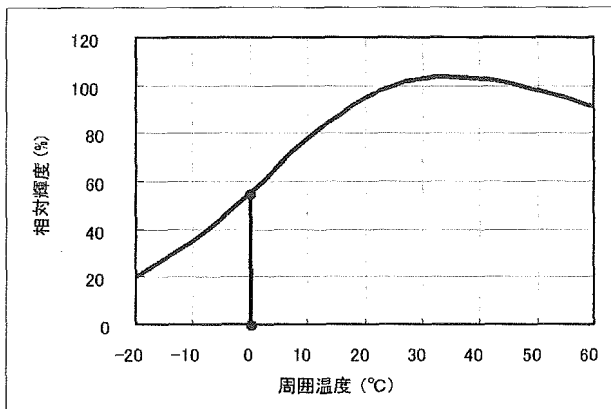


図4 液晶パネルの温度特性例

## 3. 液晶モニタの耐用試験結果

### 3.1 輝度安定化回路

2項のように液晶パネルの輝度は時間とともに劣化し、温度でも変動するので、そのままでは医用モニタとして利用することは難しい。劣化特性や温度特性を補償するために考えられたのが輝度安定化回路であり、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。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5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。前述のように、液晶モニタの光源であ

るCCFLは周囲温度による輝度変化が著しく回路補正がないと0°C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>iv</sup>。

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。

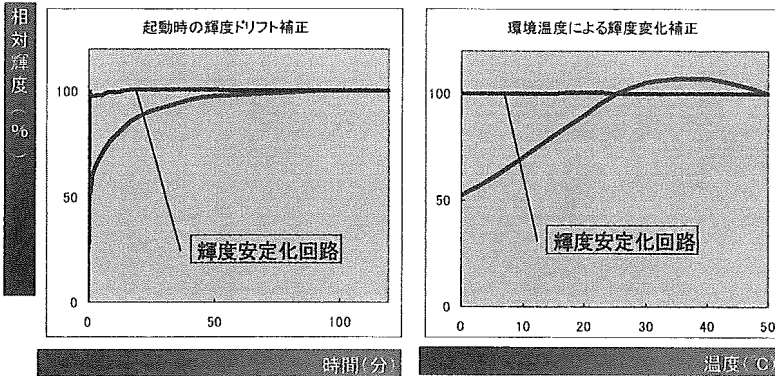


図5 輝度安定化回路の効果

### 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6abc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（連続耐久試験の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図6a）<sup>v</sup>。市場で稼働中の医用液晶モニタを6ヶ月ごと（図6b）、3ヶ月ごと（図6c）にチェックした輝度データの変動も、測定日ごとに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>vi</sup>）。また、図6aからバックライト以外の液晶板の劣化による輝度劣化も約10%あることがわかる。

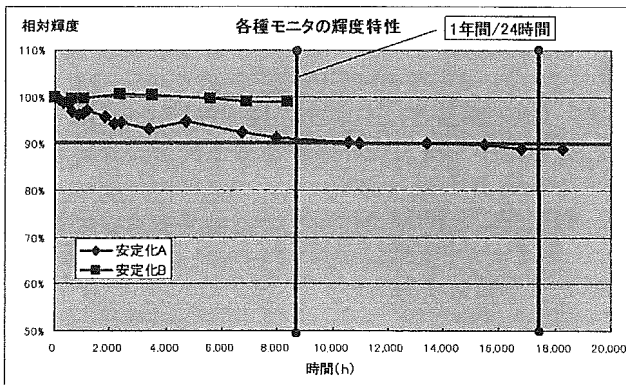


図6a 液晶パネルの耐久試験例

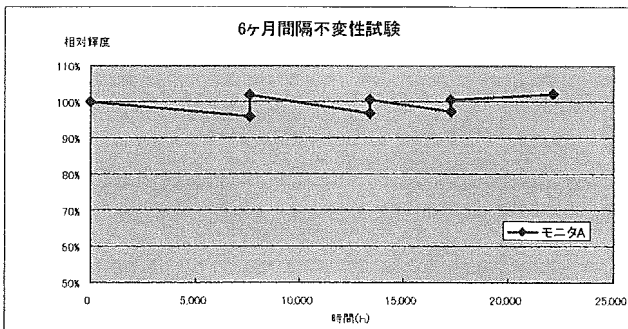


図6b 液晶モニタの6ヶ月不変性試験例

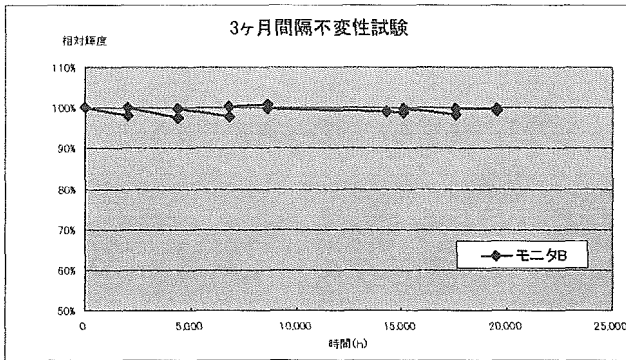


図6c 液晶モニタの3ヶ月連続耐久試験例

### 3. 3液晶モニタの寿命延長

耐久試験の結果は24時間稼働想定時であるが、液晶モニタは使い方によって大幅な寿命延長が可能である。ポイントを以下に記述する。

- ・ 非使用時はバックライトを点灯しない（画面の焼け付きを防止するスクリーンセーバではなく、バックライトを消灯することが必要である）。
- ・ 冷陰極管の低温・高温での点灯使用、管壁の温度分布が不均一になる使い方を避ける。
- ・ 冷陰極管の管壁温度が低い状態での点滅を避ける。

### 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>。

$$\kappa_{\delta} = 100 * \text{Max}(|\delta_r - \delta_i^d|) / \delta_i^d \quad (\%)$$

$$\delta_i^d = 2(L_r^d L_{i-1}^d) / ((L_i^d + L_{i-1}^d)(J_r J_{i-1}))$$

$$\delta_i = 2(L_i' L_{i-1}') / ((L_i' + L_{i-1}') (J_r J_{i-1}))$$

図7 abに計算結果を示す。図7a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7b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7a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。

耐用試験のデータを当てはめると（図7bの太線で示す）、輝度安定化回路の付いている液晶モニタの輝度劣化（約10%）によるDICOM誤差は約3%程度が最大であり、輝度安定化回路の付いていない液晶モニタの輝度劣化（約30%）によるDICOM誤差は約10%が最大であるという結果になった。

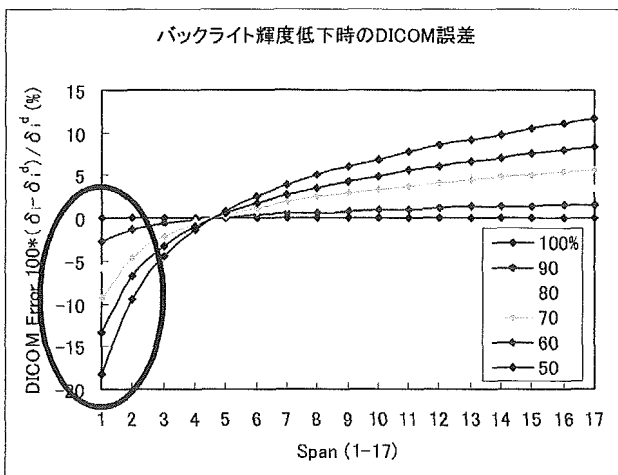


図7a バックライト輝度が低下したときのDICOM誤差 (計算値)

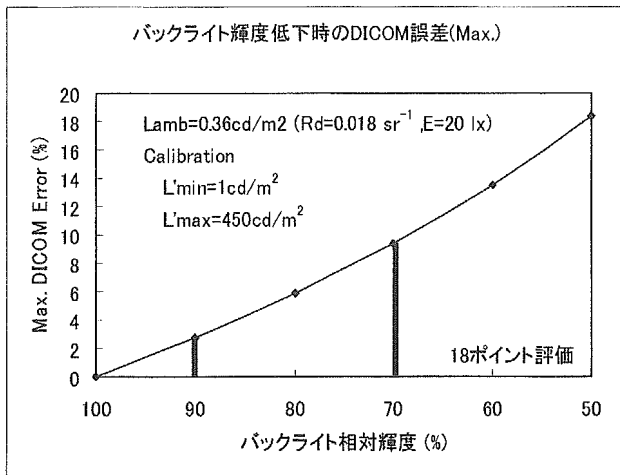


図7b バックライト輝度が低下したときのDICOM誤差 (図7aの誤差の最大値)

#### 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8abcd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8bに示すようにカットオフ電圧低下による輝度劣化を、輝度安定化回路の付いている液晶モニタと同じ10%と見込んだ場合には、DICOM誤差の最大値は約60%となった。一方図8dに示すように蛍光体/カソード劣化を想定したコントラスト調節での輝度劣化10%時のDICOM誤差の最大値は、液晶と同じく約3%であった。

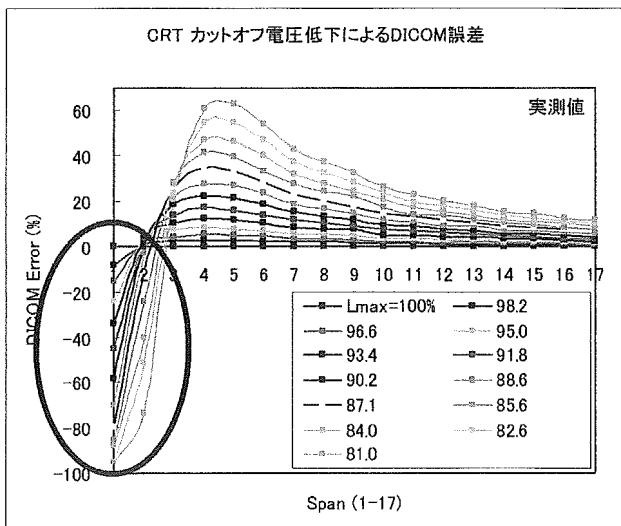


図8a CRTのカットオフ電圧を調節して輝度を変化させたときのDICOM誤差 (5M CRTの実測値)

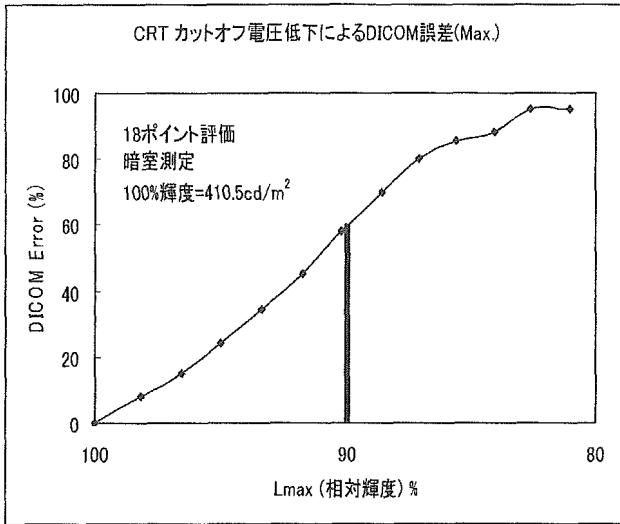


図8b CRTのカットオフ電圧を調節して輝度を変化させたときのDICOM誤差 (図8aの最大値)

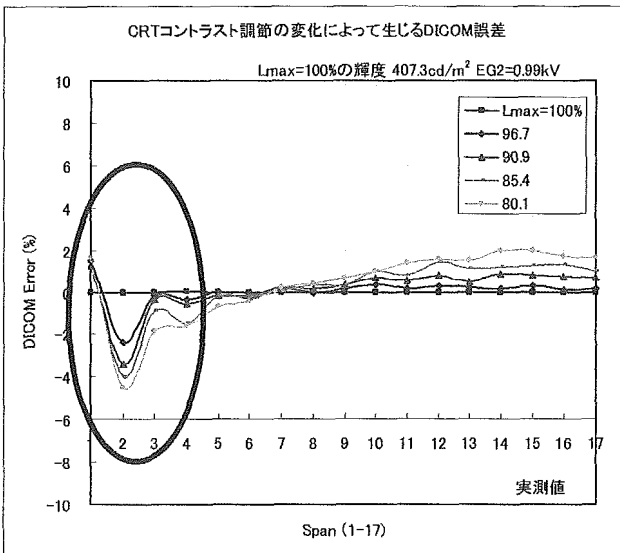


図8c CRTのコントラストを調節して輝度を変化させたときのDICOM誤差 (5M CRTの実測値)

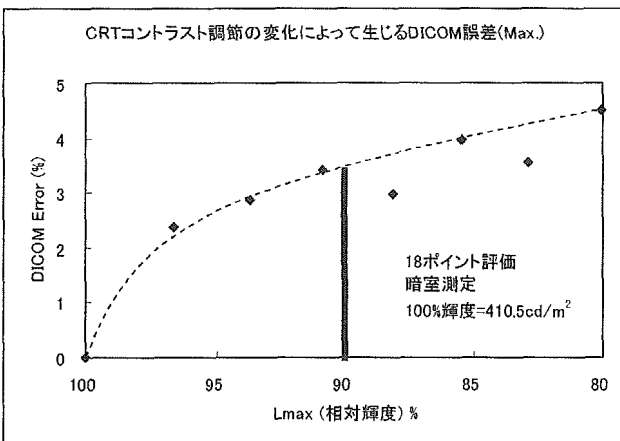


図8d CRTのコントラストを調節して輝度を変化させたときのDICOM誤差 (図8cの最大値)



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9ab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）を示したものである。図9bに示すように20lxの環境光が100lxに変化するとDICOM誤差の最大値は約30%悪化するという結果になった。（環境光が100lxの時キャリブレーションした液晶モニタの環境光が20lxに変化したときのDICOM誤差の最大値もほぼ同じであった。）

また、環境光が100lxの場合は20lxの時に比べ画面輝度が1.44cd/m<sup>2</sup>上昇していると考えられ、20lxの環境光下で450確保できていた輝度比が100lxの環境光下では約185まで低下していることも重要なポイントである。

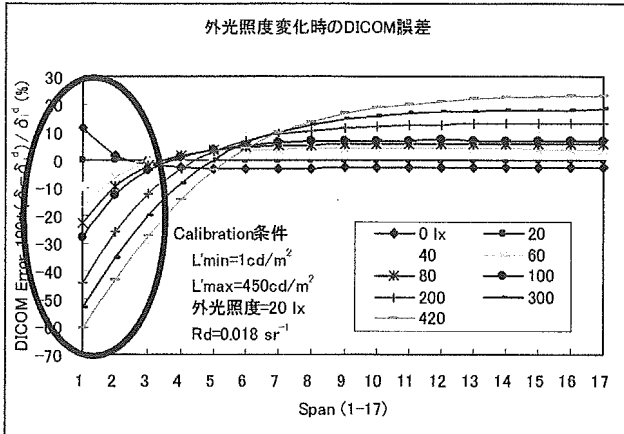


図9a キャリブレーション時と異なる環境光で使用したときのDICOM誤差（計算値）

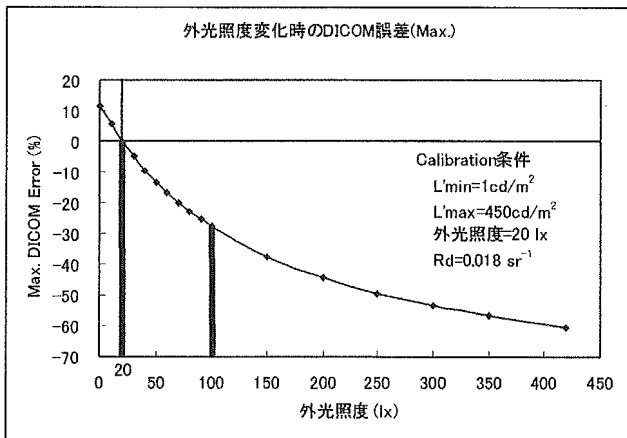


図9b キャリブレーション時と異なる環境光で使用したときのDICOM誤差（図9aの最大値）

## 6. 結論

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時間稼動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誤差の最大値は約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時間稼動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誤差の最大値は約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誤差の最大値は約60%となった。CRTモニタは輝度管理を厳格に行ったほうが良く、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。 $L'_{max}=450\text{cd/m}^2$ 、 $L'_{min}=1\text{cd/m}^2$ 、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100lxになると、最大約30%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。

7. 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。

<sup>i</sup> マンモ用医用モニタの規格は除外した。

<sup>ii</sup> 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。

<sup>iii</sup> 常温（25℃）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。

<sup>iv</sup> 補正方式や周囲温度によって到達時間は変化する。

<sup>v</sup> 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。

<sup>vi</sup> 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。

<sup>vii</sup> DICOM 誤差：GSDF カーブのコントラスト基準値からの偏差。

<sup>viii</sup>  $i$ 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

### III. 液晶モニタの物理的画質の検討

#### A. 研究目的

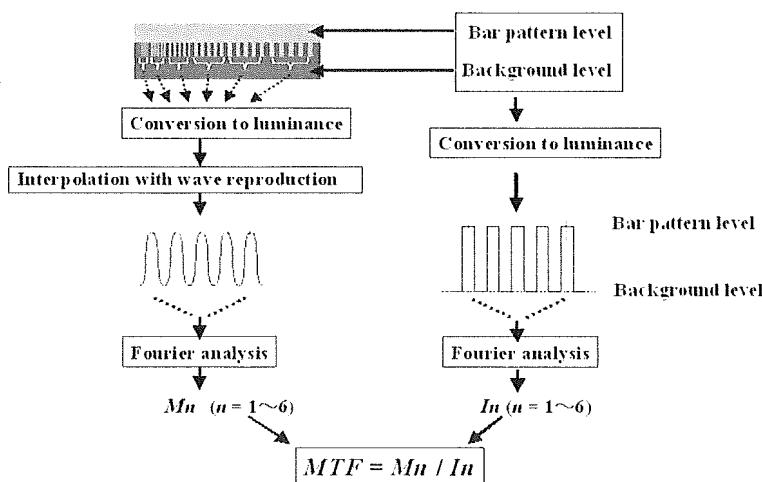
現在の医用画像診断においては、モダリティのデジタル化やネットワークの進化にともなって、フィルムを使用した従来の診断に代わり、cathode-ray tube(CRT)ディスプレイあるいは液晶ディスプレイ(liquid crystal display :LCD)などのイメージビューアを使用した新しい診断のスタイルが主流になりつつある。そして、今後ますますその動きは大きくなることが予想される。さらに、ディスプレイデバイスはCRTから液晶ディスプレイへの世代交代が急速に進んでいる。Stanford Resources社の調査によると、全世界の医療用ディスプレイの出荷に占める液晶ディスプレイの比率は2002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어링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

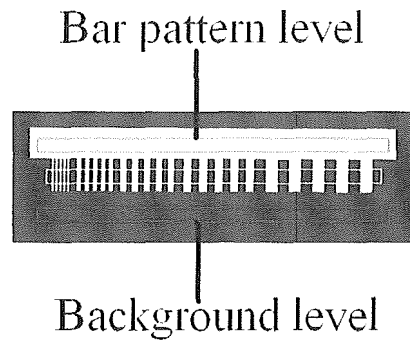
##### B-1. Modulation Transfer Functionの測定

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>1)</sup>」ことに基づき、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

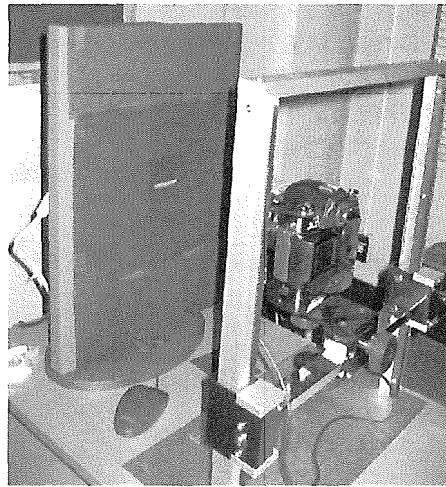
使用したテストパターンは1~6ピクセル幅のバーパターンが5サイクルずつの6つのセグメントから構成され、上部と下部にバーパターンのバーに設定した信号値とバックグラウンドに設定した信号値に対する輝度用の一様な領域が配置されている。バーの信号値はdigital driving level(DDL)の65%、バックグラウンドの信号値は35%とした。図B-2にバーパターンを示す。バーパターンをディスプレイの中央に表示し、周辺部は黒い紙で覆った。バーパターンを接写レンズ(Nikon AF Micro-Nikkor)を装着したデジタルカメラ(Nikon D70)で撮影した。ディスプレイの輝度は各モニタメーカ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 $Mn$ 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、NANA社製の3M(RadiForce G31)を使用した。ディスプレイの輝度は最大輝度 $410\text{cd}/\text{cm}^2$ 、最小輝度 $1\text{cd}/\text{cm}^2$ とした。水平方向と垂直方向のウィナーズ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。