

マンモグラム診断用モニタの選定と精度管理

橋本 憲幸, 比良 浄敬[†]

(株)ナナオ映像商品開発部, 〒924-8566 石川県白山市下柏野町 153

[†](株)ナナオ 営業1部, 〒108-6105 東京都港区港南 2-15-2 品川インターシティ B 棟 5 F

(2006年2月20日受理)

Selection and Quality Assurance of Monitors for Mammogram Diagnosis

Noriyuki HASHIMOTO and Kiyotaka HIRA[†]

R&D, Visual Products, EIZO NANA O CORPORATION

153 Shimokashiwano, Hakusan, Ishikawa 924-8566, Japan

[†]Sales & Marketing, EIZO NANA O CORPORATION

Sinagawa Inter City Tower-B, 5F, 2-15-2 Konan, Minato, Tokyo 108-6105, Japan

(Received February 20, 2006)

Abstract : Digital mammography has spread among radiologists recently. As a result, imaging tool for mammogram diagnosis is changing from hardcopy to softcopy. It means that LCD monitor is getting more popular as an medical imaging device for diagnosis, instead of film screen. However, LCD monitor has different characteristics from film screen and we need to understand them for reliable diagnosis. In this paper, resolution, luminance response and human visual systems are described firstly. And JESRA is explained as a quality control guideline for medical LCD monitors. The performance of LCD monitor will keep improving, and there will be further studies related to ideal image display.

Key words : Liquid Crystal Display (LCD), Monitor, Quality control, Mammography

1. はじめに

デジタルマンモグラムにおけるハードコピー診断からソフトコピー診断への普及に向けて、インターフェースとなる画像表示用モニタの性能と精度管理は非常に重要なファクターとなってくる。マンモグラム表示に適したモニタとその精度管理については、各学会が協力して検討を重ねており、近い将来にガイドラインやマニュアルに盛り込まれる方向ではあるが、現時点ではまだ結論に至っていない。そこで、本稿ではマンモグラム表示用モニタとして適した表示性能とその精度管理についてという二つの視点から検討していきたい。

2. マンモグラム表示用LCDモニタの選定

読影用モニタは、ほとんどCRT (Cathode Ray Tube) モニタとLCD (Liquid Crystal Display) モニタが使用される[1, 2]。CRTモニタは、装置の奥に備え付けた電子銃から電子ビームを放射し、これを側面の偏光ヨークと呼ばれる電磁石で曲げて、装置前面の蛍光体に照射して発光させる。ビームはまず左上に照射され、右に平行に移動し、右端に達すると一段下がってまた左から右へ照射される。これを最下段まで繰り返し、左上から同様の走査を繰り返す。蛍光体の残光と視覚の残像により、画面全体で像を結ぶことができる。LCDモニタは、2枚のガラス板の間に液晶を封入し、電圧をかけることによって液晶分子の向きを変え、光の透過率を制御することで像を表示する構造になっている。最近では、価格、性能、経時劣化、取扱の容易さの点からLCDモニタが使用されている。よって、LCDモニタの特性を中心に述べる。

2-1 表示面の構造とサイズ

LCDモニタは、CRTモニタと異なり表示ピクセル(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。Table 1は主なモノクロLCDモニタの解像度、画面寸法、ピクセルサイズ、空間周波数である。また、1ピクセルの構造はFig.1のように3つのサブピクセルで構成されており、さらに1サブピクセルは複数の開口部によって構成されている。カラーLCDモニタの場合は、各サブピクセルにR,G,Bが割り当てられる。また、各開口部間は、ブラックマトリクスにて光が遮断されている。ピクセルの形状はメーカー、サイズ、方式によってLCDパネル毎に異なる。Fig.1は、当社3M及び5MモノクロLCDモニタのピクセル構造である。

Table 1 主なLCDモニタの解像度とサイズ

呼称	解像度 (縦置き)	画面寸法 (mm)	画素サイズ (μ m)	空間周波数 (lp/mm)
1 M	1024×1280	287×359	280.5	1.78
2 M	1200×1600	299×398	249	2.01
3 M	1536×2048	318×424	207	2.42
5 M	2048×2560	338×422	165	3.03

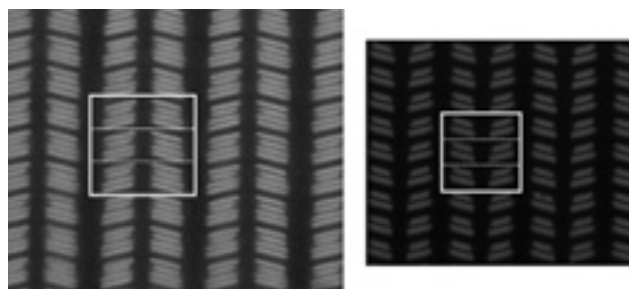


Fig.1 モノクロLCD画素構造 (a)3M (b)5M

Table 2 デジタルマンモグラムの解像度

解像度	画像寸法 (mm)	画素サイズ (μm)	空間周波数 (lp/mm)
1800×2400	180×240	100	5.00
2570×3430	180×240	70	7.14
3600×4800	180×240	50	10.00
7200×9600	180×240	25	20.00

Table 3 モニタ解像度による画像拡大率 (読取ピクセルサイズ 100μm時)

モニタ	拡大率 (実寸表示)	拡大率 (全画面 fit)	寸法比 (全画面 fit)
1 M	0.357	0.533	1.50
2 M	0.402	<u>0.667</u>	1.66
3 M	0.483	0.853	1.77
5 M	<u>0.606</u>	1.067	1.76

一方デジタルマンモグラムのピクセルサイズは25~100μm (Table 2) であり、モニタのピクセルサイズとは一致しない。つまり現行の LCD モニタでは、画像を 1対1 で実寸表示できないことになる。また、読取サイズ 100μm (1800×2400) 以外は 5 M モニタでも全ピクセルを表示することができない。全体を表示するためには縮小する必要がある。Table 3 は読取サイズ 100μm の場合の画像表示の拡大率である。実寸表示時の拡大率と全画面表示時の拡大率と寸法比である。モニタの解像度が小さくなれば、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。Table 3 を見て気付くのは、5 M モニタの実寸表示時の拡大率よりも 2 M モニタの全画面 fit 表示時の拡大率が大きいことである。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、5 M モニタでの実寸表示で読影可能であれば、2 M モニタの全画面表示も使えるのではないかと考えられる。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) を行うかも評価が必要と思われる。

空間解像度に関して、LCD モニタはピクセルが固定であり開口部がほぼ一様に発光しているため、MTF (Modulation Transfer Function) は CRT モニタと比較し高い値を示し、個体差や経年変化がほとんど無い。CRT モニタは電子ビームが電流 (輝度)、ビデオ信号経路の周波数特性、走査位置、フォーカス調整によって大きさや形が変化し、さらに経年変化するため大きなバラツキがある。Table 1 で示したように LCD モニタの解像度は基本的には低い、ナイ

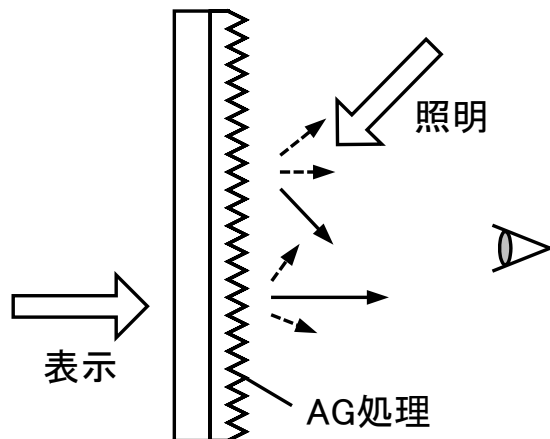


Fig.2 AG 処理 (波線の成分が表示に影響)

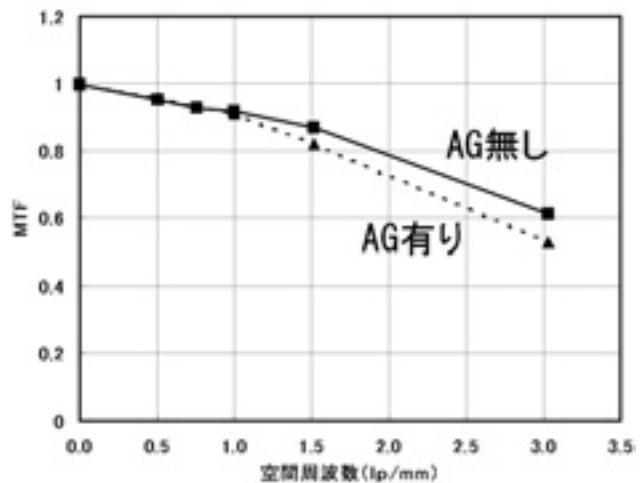


Fig.3 5 M モノクロ LCD モニタの MTF (ポートレート、水平方向) (資料提供: 安城更生病院)

キスト周波数までの解像力は優れている。一方、LCD モニタは構造上ブラックマトリクスがあり、非発光箇所が格子状に配置されている。WS (Wiener Spectrum) にてスパイクが表れるのはそのせいである。解像度の低いモニタほどピクセルがはっきり見えてくるので、画像の滑らかさが劣ってくる。

表示の鮮鋭度を上げる方法として AG (Anti-Glare: 防眩) 処理をなくす方法がある。AG 処理は表面に微細な凹凸を形成して外光を散乱させ、パネル面への外光の映り込みを防ぐ目的で行われている (Fig.2)。表示される画像も散乱されるので画像辺縁部がぼけてしまう。Fig.3 は当社のモノクロ 5 M LCD モニタの AG 処理有りとなしとの MTF であるが、AG 処理無しの MTF が改善されているのが分かる。辺縁部をよりはっきり見たい場合には有効な手段である。また、反射光の拡散が減少するので全体が黒く見えコントラストが向上するが、細かいものまで映り込むので注意が必要である。その他にピクセル構造を変えること (アパーチャーモジュレーション等) で鮮鋭度を上げる方法もある。

人間の視覚の解像度は条件によって異なるが、Fig.4 の様に輝度 100 cd/m²、視距離 600mm の条件において最もコントラストの識別感度が高いのは約 0.5 lp/mm (= cycles/mm) である [3]。表示階調特性である GSDF (Grayscale Standard Display Function) [4] はこの条件におけるコントラスト識別能を基準に作られている。視覚のコントラストの識別限界は、経験的に最高感度の 10% 程度と言われており、約 2.5 lp/mm となる。ピクセルピッチに換算すると 0.2mm となり、ほぼ

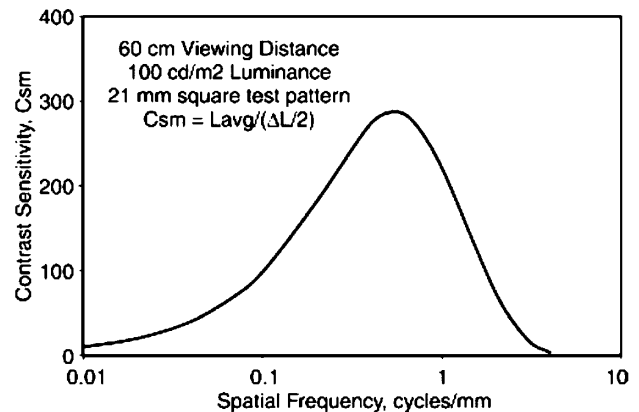


Fig.4 視覚の解像度 (視距離600mm,100cd/m²) 参考文献 [3]より抜粋

3 MLCD モニタと同等の解像度となる。これは、通常読影距離 600mm では 3 MLCD モニタで良く、さらに詳細を見たい場合はズーム機能が必要になることを意味している [5]。読影距離を 300mm とすれば 0.1mm を判別できることになるが、これを実現した大型高解像度モニタはまだない。

GSDF とは、与えられた観察条件のもとで、平均的人間観察者が最小識別可能である与えられたターゲットの輝度差を 1JND (Just-Noticeable Difference, 弁別域) と定義し、最小輝度を 0.05 cd/m^2 として 1023 ステップまでの JND と輝度を提示している。表示装置に与えられた輝度によって階調特性が決定される。最近のモニタ品質規格では GSDF を基本特性としており、IHE (Integrating Healthcare Enterprise) のプロファイル CPI (Consistent Presentation of Images) でも採用されている。

2-2 輝度特性

モノクロ LCD モニタの最大輝度は、メーカーによって異なるが $400 \sim 500 \text{ cd/m}^2$ に設定されている。表示可能な最大輝度は 800 cd/m^2 程度だが、寿命を考慮すると輝度を下げる必要がある。最小輝度はカタログには記載が無いが、コントラスト比が記載されているので、

$$\text{コントラスト比} = (\text{最大輝度} / \text{最小輝度}) \dots\dots (1)$$

より計算することができる。コントラスト比はモノクロ LCD モニタの場合 600:1 程度なので、最小輝度は $0.7 \sim 0.85 \text{ cd/m}^2$ となる。階調特性の設定は GSDF が一般的である。

フィルムで観察する場合の表示輝度は、

$$\text{表示輝度} = \text{シャウカステン輝度} \times 10^{-1} (\text{光学濃度}) \dots\dots (2)$$

となる。マンモグラム用途としてシャウカステン輝度は 3500 cd/m^2 以上、フィルムの光学濃度は 4.0 以上が推奨されている。Fig.5 はフィルムの入力値と光学濃度の特性を示している。Fig.6 は Fig.5 の光学濃度から (2) 式で計算したフィルム (シャウカステン輝度 = 3500 cd/m^2) の輝度特性と、GSDF に設定 ($0.75 \sim 450 \text{ cd/m}^2$) されたモニタの輝度特性を示す。ただし、フィルムの輝度特性のデジタル入力は反転している。デジタルでは色々データ変換が可能なので、必ずしもこの様な特性で出力されているわけではない。それぞれの表示特性が異なるため、モニタに出力する場合はフィルムへの出力とは異なる設定が必要となる。輝度の表示範囲も大きく異なるので、モニタに適した表示特

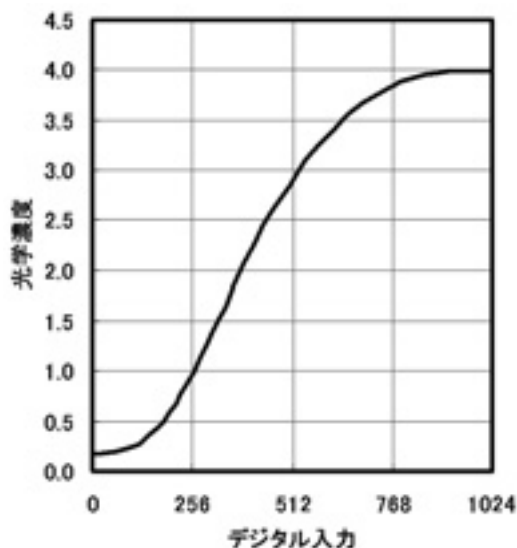


Fig.5 フィルム濃度特性

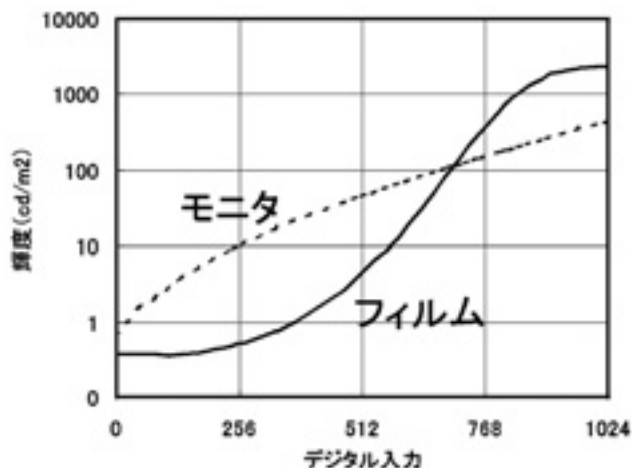


Fig.6 輝度特性 (モニタ: $0.75 \sim 450 \text{ cd/m}^2 \cdot \text{GSDF}$, フィルム: Fig.5 の濃度特性, シャウカステン: 3500 cd/m^2)

性を検討する必要がある。モニタの階調特性は独自に設定する方法もあるが、PACS との連携を考えた場合はどの端末でも同様な表示が得られることが必要である。よって、モニタの階調設定は PACS 端末と同等の階調設定が望ましく、標準的には GSDF が使用されている。

表示階調数はモニタの場合 8 bit が標準であり、マンモグラムの画像データは 10 bit ~ 14 bit である。モニタの表示階調数を上げるには、表示階調数に対応したモニタ、ビデオカード、ビューワが必要である。8 bit にてグレースケールを表示するとレベル変化の境界線が見えるが、10 bit では判別が難しくなる。現状では放射線画像はノイズ成分が大きいため、8 bit とそれ以上の階調表示において有意な差は出ていない。モニタ表示システムにどの程度までの表示階調が必要かは今後の課題である。

人間の視覚特性として明るさの順応がある。明るい所から急に暗いところに入った時、最初は何も見えないが、時間がたつにつれ眼が暗さになれ見えるようになる現象である。人間の視覚系は、光の量の調節を瞳孔面積と視細胞自身で行い、網膜にあたる光の平均照度に順応する。そして、視野にある画像の平均輝度に近いレベルのコントラスト識別感度が最も高く、それよりも輝度が低くても高くても感度は低下する (Fig.7) [6]。シャウカステンのマスキング機能は、視覚が光の漏れによって高い輝度で順応しフィルム画像のコントラスト判別を阻害させるのを防ぐためである。シャウカステンの光漏れは極端な例であるが、同一画像内に明るい部分があると、コントラストの判別が難しくなるので表示輝度はある程度の範囲で使用するのが望ましい。

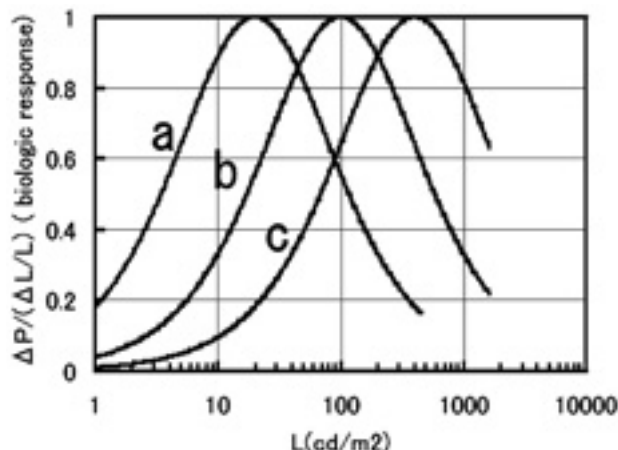


Fig.7 視覚のコントラスト感度 (aは 20 cd/m^2 , bは 100 cd/m^2 , cは 400 cd/m^2 に順応した時の各輝度点における視覚のコントラスト感度)

明るさへの順応を考慮するならば、GSDFが読影に最適な表示階調特性ではないと言われている [3]。GSDFは背景輝度を変えながらのコントラスト検出感度を基にしており、視覚がそれぞれの背景輝度に順応した状態でのコントラスト特性 (Fig.8 B) である。これに対し、実際の画像はもっと複雑な構成で明るい部分や暗い部分が混在しており、最適な条件で観察しているわけではない。Fig.8 Aの特性は、100 cd/m²に順応している場合の各輝度レベルおける識別コントラストを示しており、Fig.8 BのGSDFよりもコントラストが高くないと階調の識別ができないことを示している。GSDFは階調特性の標準化のためのものであり、読影に最適な輝度、階調特性に関しては今後の課題である。複雑な画像の上に、画像を観察する場合は全体を見たり、ある部分に注目して見たりするので、順応や識別の過程を解析し最適化するのには難しいと思われる。

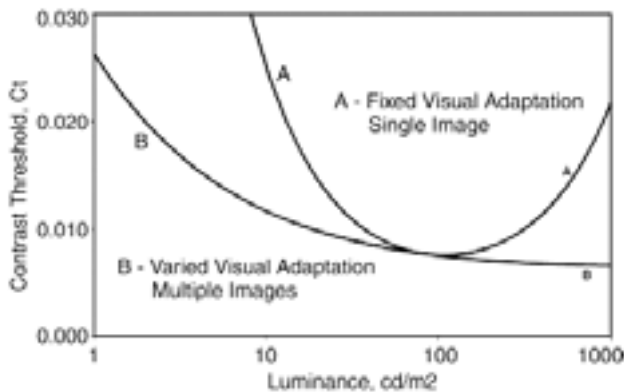


Fig.8 識別コントラスト (Aは100 cd/m²の固定背景, Bは測定輝度背景に変化した時の各輝度点における識別可能なコントラスト) 参考文献 [3]より抜粋

2-3 輝度の均一性

画像をより忠実に再現するためには、表示面の輝度均一性も重要な項目である。一般に最も入力レベルの高い白画面にて輝度均一性が良くなるように設計/調整されており、中央より周辺部が暗い特性となっている。CRTモニターでは入力レベルによって均一性はあまり変化しないが、LCDモニターの場合はその変化割合が大きい。Fig.9は入力レベル100%と50%の輝度均一性を示している。輝度差を強調しているため、実際にこの様に見えるわけではない。LCDモニターにおいて輝度均一性を補正するためには元々制限のある階調数・輝度レンジを使う必要があるため、補正回路の搭載が難しい面がある。中央と周辺の輝度差を10%以

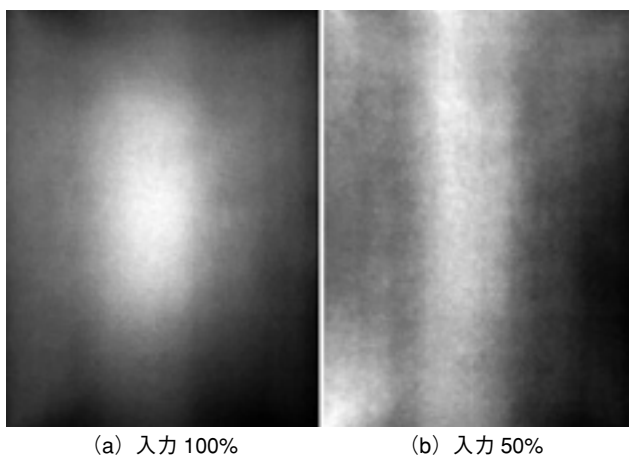


Fig.9 輝度の均一性

内にする回路技術も開発されており、医用画像の微妙な濃度勾配再現への寄与が期待できる。

2-4 モニタの選定

前項ではモニター表示に重要な要素である解像度、輝度特性、輝度均一性について述べた。その他の要素として視野角、色度均一性などがある。また、取扱う画像データの容量が大きいので、描画や処理の速度も課題となる。フィルム表示性能には及ばないとしても、現時点では5MモノクロLCDモニターが最も良いとなるが、デジタルのメリットを生かした画像処理等でその他のモニターの可能性についても評価を願いたい。アメリカでは、医療画像表示用モニターとして販売するためには、FDAに申請し受理される必要がある。その中でマンモグラム用モニターの規格としてFDA 510(k) for Mammographyがある。その中にモニターの特性評価項目があり、申請時にAAPM TG-18 [7]の試験方法に沿って測定しデータを添付する。受理されている製品を選ぶのも一つの方法である。また、ドイツのQS-RL [8]では解像度2000×2000以上を要求している。

3. 精度管理

LCDモニターにおける経年変化で重要な項目は輝度低下である。CRTモニターと比較して寿命は長いとされるが、輝度低下は避けられない。LCDパネルは微細な加工が施されているので定期的な確認が必要となる。寿命は、輝度が50%となるまでの時間で定義され、モノクロLCDモニターでは、機種にもよるが3万~5万時間である。輝度は使用開始直後から低下 (Fig.10 a) していくが、自動輝度補正機能を備えている場合 (Fig.10 b) は、輝度を最大輝度より低く設定すれば長期間安定に動作可能である。自動輝度補正機能を備えていない場合 (Fig.10 c) は、頻繁に確認及びキャリブレーションの実施が必要である。また、液晶層の内部不純物によってムラが経時的に発生する場合があるので注意が必要である。

より長く使用するためには、不要時にはバックライトがオフになる設定が望ましい。CRTモニターとは異なり表示までの時間は短いので、特にストレスを感じることは無いと思われる。CRTモニターが表示まで時間を要する理由は、電子銃をヒータで温めて電子放出の開始を待たなければならないからである。

モニターの導入にあたり実施することは、環境設定とモニター表示設定及び画像評価である。環境設定とは、モニター設置場所における周囲の光源の配置や明るさを決定する事である。そして、モニターの表示を設定し画像評価を行い最終

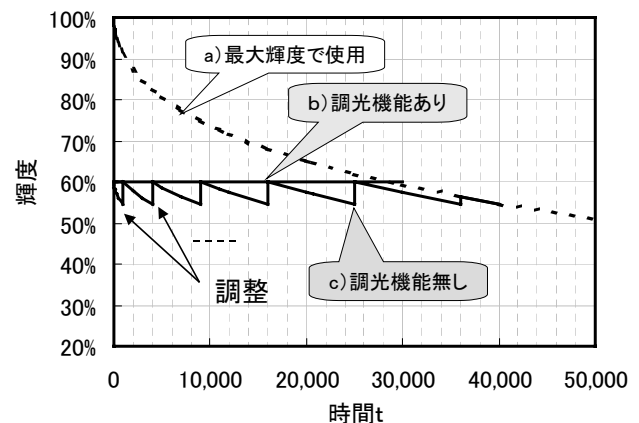


Fig.10 輝度の経時変化

承認を行う。医療用モニタの品質管理規格は、使用者である施設に対し確認及び管理すべき項目を記載している。ただし、規格値はあるレベルを示しているだけであり、モニタの種類や使用用途によって、施設にて内容を決定していく必要がある。その後、定期的な精度管理の実施となる。

3-1 規格動向

モニタの品質管理は、すでに様々な機関から発行されている。国内では昨年8月にJESRA X-0093 [9]が発行された。国際規格であるIECでは現在受入試験の規格を策定中である。さらに、デジタルマンモグラムではモニタ診断が前提であることから、デジタルマンモグラムの精度管理の中にモニタ管理項目が記載されてきている。国内では乳房撮影精度管理マニュアルの改訂が急がれる。以下に主要なモニタ品質管理規格・ガイドラインを記す。これらは、すべて施設設置時、設置後の評価になるためモニタのカタログや仕様上には適合規格としては掲載されない。ただし、JESRA X-0093はメーカーにて受入試験を実施し、合格及び出荷試験報告書の開示を条件に適合モニタとする事ができる。

- (1) IEC 61223-2-5 : 1994 [10]……不変性試験の国際規格である。画像最適化のための個々の特性や公差を規定するものではなく、設定された表示品質を維持するための指針である。IEC 61223-2-5を日本語訳したものがJIS Z 4752-2-5 [11]であり、内容は同一である。
- (2) IEC 61223-3-6 [12]……現在、審議されている受入試験規格である。基本はAAPM TG18となっている。本規格では手順を示している。
- (3) JESRA X-0093 : 2005……JIRA(日本画像医療システム工業会)では、受入/不変性試験の実施手順と基準値を示した「医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン」を発行した。普及のためガイドライン本文、テスト画像及び計算シートはJIRAのホームページから無償で提供されている。モニタは評価基準により「グレード1」、「グレード2」と分類している。環境光を除外した特性の測定と設置環境での目視評価の手順と参考基準値を記載している。
- (4) AAPM TG18, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems……AAPM (American Association of Physicists in Medicine) のTG-18が作成した受入試験及び不変性試験規格である。規格値だけでなく、特性やより詳細な評価方法も記載している。目視評価、定量評価、高度な定量評価で構成されており、使用するテスト画像も用意されている。診断用は「Primary」、参照用は「Secondary」と分けられる。様々な規格の基本として引用されている。
- (5) Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL) : 2003……受入試験にはDIN V 6868-57を採用し、さらに各カテゴリに必要な輝度などの規定と、不変性試験の検査内容を追加している。診断用としては「Application Category A」と「Application Category B」がある。また用途別にモニタの輝度、解像度、サイズが記載されている。ドイツではこの規格の実施が義務付けられている。
- (6) DIN V 6868-57 : 2001 [13]……この規格では主に画像表示装置の受入試験について記されている。IEC 61223-2-5を基本とし、コントラスト比と輝度均一性の測定が追加されている。

- (7) Addendum European Guidelines (3rd ed.), Digital Mammography [14]……EUREF (European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services) が2003年にEuropean Guidelines for Quality Assurance in Mammography Screeningにデジタルマンモグラムの項目を追加した。その中にはモニタ管理について記載されている。AAPM TG-18を基本としている。まもなく4th ed. が発行される予定である。
- (8) MQSA (Mammography Quality Standards Act) ……米国では、1992年にマンモグラム検査に関して法制化されている。デジタルマンモグラムに使用されるモニタの管理についての詳細は、機種毎の対応となる。現在モニタ管理の標準化として、NEMA、ACRがガイドライン策定に着手している。

3-2 精度管理の実施

ここでは、国内の運用を考えてJESRA X-0093の概要を説明する (Fig.11)。まず、管理体制として施設の中に品質維持活動全般の業務を行う品質保証委員会(仮称)を設置し、品質管理に関する業務は品質保証委員会の権限・責任を与える。品質保証委員会はモニタ品質管理者を任命し、モニタ品質管理者は品質維持に関する計画・手順の作成、試験実施者への訓練、記録の保管、結果に対する評価・改善などを遂行する。一般の品質管理体制をモニタ管理に対しても行うものである。

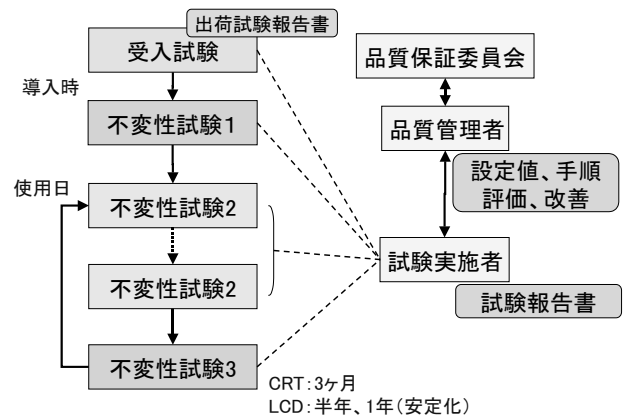


Fig.11 モニタ品質管理ブロック図

目視評価では、通常使用環境条件でのテスト画像による階調・アーチファクトと臨床画像による評価となる。測定評価では、外光遮断(暗室)状態で18点の階調輝度の測定を実施しコントラスト応答、最大輝度、輝度比を評価する。院内の様々な場所に置かれるモニタは、環境条件も異なる。最適な環境条件は、診断能や効率等議論されている段階である。よって、モニタの劣化に関しては環境光を除外している。ただし、環境光が大きく変わる場所は好ましくないため、極力一定条件での使用が望ましい。コントラスト応答は、各階調間のコントラストとGSDFのコントラストとの比較となる。計算が必要になるので、事前に計算シートを準備しておく。受入試験では、中央部と4コーナーにて輝度均一性、色度均一性も評価する。

本ガイドラインの特長として出荷試験報告書の作成がある。出荷試験報告書はメーカーが出荷時にガイドラインに沿った試験を実施し、その結果をユーザーに報告するものである。ユーザーは結果を受入試験として代用が可能になり、負担の軽減となる。ただし、再現性が確保できる場合の適用であり、設定を変える場合は試験が必要になる。出

荷試験報告書はメーカーが測定したものであり、院内で使用する機器とは異なる。よって、導入時には不変性試験の基準値としての測定と実使用環境下での目視確認が必要である。院内で受入試験を実施する場合は、これを1回目の不変性試験と共有可能である。

臨床画像は、当ガイドラインでは日本医学放射線学会（JRS）「デジタル画像の取り扱いに関するガイドライン v1.1」[15]の胸部単純X線画像に埋め込まれた結節を判定に用いている。マンモグラム用としては、システム評価の観点で、ACR 156 ファントムの判定評価が考えられている。

4. おわりに

デジタルマンモグラムのソフトコピー診断はまだ始まったばかりである。デジタル化のメリットは、拡大/縮小やウィンドウ幅/レベルの調節機能や画像処理技術を用いて関心領域をよりの確に描画し、より確実に効率的な良い診断をサポートすることである。このメリットを最大限に生かすにはフィルムとは違う画像表示モニタの特性を理解し、運用することが重要となる。今後モニタの技術の進歩により、さらに診断能を上げる高画質な表示性能を有したモニタも出てくると予想されるが、当面はフィルムとの基本特性の違いは非常に大きいままと思われる。よって、ソフトコピー診断の普及には、そうした基本特性の理解と併せてソフトコピー表示システム全体での臨床的な研究が行なわれることを望みたい。

参考文献

- [1] 橋本憲幸：画像表示装置(2)-CRT モニタ，日本放射線技術学会雑誌，58(11)，1421-1428，2003.
- [2] 橋本憲幸：画像表示装置(3)-LCD モニタ，日本放射線技術学会雑誌，59(1)，21-28，2003.
- [3] Michael J.Flynn :Visual Requirements for High-Fidelity Display, Advances in Digital Radiography, RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, 103-107, 2003.
- [4] DICOM PS3.14, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)——Part 14: Grayscale Standard Display Function.
- [5] Ehsan Samei : Digital Mammographic Displays, Advances in Breast Imaging-Physics, RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics, 135-143, 2004.
- [6] M.J.Flynn, J.Kanicki, A.Badano et al.:High Fidelity Electronic Displays of Digital Radiographs, Imaging and Therapeutic Technology, Radiographics, 19(6), 1653-1669, 1999.
- [7] Samei E, Badano A, Chakraborty D et al. : Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, Report of the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 18, AAPM On-Line Report No.03, 2005.
- [8] Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL): 2003, zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17 der Röntgenverordnung-Qualitätssicherungs-Richtlinie (QS-RL)-
- [9] JESRA X-0093 : 2005, 医用画像表示用モニタの品質管理に関するガイドライン，日本画像医療システム工業会（JIRA），2005.
- [10] IEC 61223-2-5:1994,Evaluation and routine testing in medical imaging departments-Part 2-5: Constancy tests-Image display devices.
- [11] JIS Z 4752-2-5 : 2001, 医用画像部門における品質維持の評価及び日常試験方法—第2-5部：不変性試験—画像表示装置
- [12] IEC 61223-3-6 Ed. 1.0,Evaluation and routine testing in medical imaging departments—Part 3-6 Acceptance Tests-Image Display Devices
- [13] DIN V 6868-57 : 2001, Image quality assurance in x-ray diagnostic X-ray departments—PART 57, Acceptance testing for image display devices.
- [14] Addendum European Guidelines (3rd ed.), Digital Mammography, European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services (EUREF), 2003.
- [15] デジタル画像の取り扱いに関するガイドラインv1.1, 日本医学放射線学会（JRS），2002.